

**UNESP**  
**FACULDADE DE ENGENHARIA DO CAMPUS DE GUARATINGUETÁ**

**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DA POSTURA DO PROFISSIONAL DE SAÚDE  
NO INÍCIO E FIM DO EXPEDIENTE DE TRABALHO**

**GUARATINGUETÁ – SP**  
**2013**

**FÁBIA REGINA BORGES**

**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DA POSTURA DO PROFISSIONAL DE SAÚDE NO  
INÍCIO E FIM DO EXPEDIENTE DE TRABALHO**

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

Orientador: Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão

Guaratinguetá  
2013

|       |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |
|-------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| B732a | <p>Borges, Fábila Regina</p> <p>Análise eletromiográfica da postura do profissional de saúde no início e fim do expediente de trabalho / Fábila Regina Borges – Guaratinguetá : [s.n], 2013.</p> <p>89 f : il.</p> <p>Bibliografia: f. 77</p> <p>Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2013.</p> <p>Orientador: Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão</p> <p>1. Biomecânica 2. Eletromiografia 3. Pessoal da área médica I. Título</p> <p>CDU 612.766(043)</p> |
|-------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|

**FABIA REGINA BORGES**

ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE  
“MESTRE EM CIÊNCIAS”

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA  
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

  
Prof. Dr. Edson Cocchieri Botelho  
Coordenador

**BANCA EXAMINADORA:**

  
Prof. Dr. JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO  
Orientador / Unesp-Feg

  
Prof. Dr. MARCELO SAMPAIO MARTINS  
Unesp-Feg

  
Prof. Dr. VALDECI DONIZETE GONÇALVES  
IFSP-SJC

*Julho de 2013*

## **DADOS CURRICULARES**

### **FÁBIA REGINA BORGES**

|            |                                                                                                                                                                 |
|------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| NASCIMENTO | 20.09.1977 – SÃO BENTO DO SAPUCAÍ / SP                                                                                                                          |
| FILIAÇÃO   | Carlos Roberto Borges<br>Maura Regina Rebalatto Borges                                                                                                          |
| 1999/2004  | Curso de Graduação<br>Fisioterapia – Universidade de Taubaté                                                                                                    |
| 2004/2006  | Curso de Pós Graduação em Saúde Pública, Nível de<br>Especialização – Universidade de Taubaté                                                                   |
| 2007/2008  | Curso de Pós Graduação em Neurologia Adulto e Pediátrica,<br>Nível de Especialização – Universidade do Vale do Paraíba                                          |
| 2010/2013  | Curso de Pós Graduação em Engenharia Mecânica, nível<br>de Mestrado, na Faculdade de Engenharia do Campus de<br>Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista |

À minha filha Gabriela, que aos 7 meses de vida a deixei muitas vezes chorando no colo de minha mãe para iniciar este estudo; À minha mãe, que sempre esteve ao meu lado incentivando-me a cuidar de minha filha e ao meu marido, Paulo.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a Deus por me dar força e sabedoria em levar este estudo com equilíbrio e determinação.

À minha família, principalmente à minha mãe, Maura, que sempre esteve ao meu lado incentivando-me para que eu não desistisse.

Ao Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão, meu orientador, pela colaboração e seus conhecimentos repassados durante todo o desenvolvimento do trabalho.

Ao Excelentíssimo Prefeito de Guaratinguetá Dr. Francisco Carlos Moreira dos Santos, ao Secretário da Saúde Dr. Edison Lourenço Riccomi e ao Diretor do Pronto Socorro Municipal Dr. Zélio Souza Ramos pela disponibilização das estruturas deste centro médico para a realização desta pesquisa.

Às funcionárias da Bibliotecária do Campus de Guaratinguetá, Ana Maria e Rosana, pela atenção e disponibilidade em ajudar-me a qualquer instante.

Ao técnico do Laboratório de Engenharia Mecânica do Campus de Guaratinguetá, Walter Luiz Medeiros Tupinambá, que muitas vezes foi meu grande amigo nos momentos difíceis deste estudo.

À desenhista Lúcia Helena de Paula Coelho e ao Eduardo Batista, que foram pessoais que me auxiliaram de forma muito humana na reta final deste estudo.

Às enfermeiras e técnicas de enfermagem, que mostraram boa vontade em cooperar com meu estudo.



"Tudo vale a pena quando a alma não é pequena"

Fernando Pessoa

BORGES, F.R. **Análise eletromiográfica da postura do profissional de saúde no início e fim do expediente de trabalho.** 2013. 89 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica)- Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2013.

## RESUMO

A fadiga muscular relacionada às atividades esportivas e ocupacionais são as de baixa frequência, ou seja, normalmente utiliza-se de 2 Hz para estimular o músculo. Neste estudo, foi realizada a análise eletromiográfica da postura do profissional de saúde na transferência do paciente da cadeira para maca e vice-versa durante o início e o fim do expediente de trabalho deste profissional. Os músculos analisados foram o iliocostal direito (ID) e esquerdo (IE) e os músculos multifídio direito (MD) e esquerdo (ME). A análise eletromiográfica da fadiga muscular foi realizada por meio das variáveis: domínio temporal – RMS (*Root Mean Square*) e domínio espectral – PSD (*Power Spectral Density*) e Frequência Mediana por meio de cálculos FFT (*Fast Fourier Transform*). Estas variáveis descrevem o comportamento da amplitude e do espectro do sinal eletromiográfico. A variável Espectral Frequência Mediana foi calculada a partir do PSD das três tarefas de transferência da cadeira para maca e vice-versa. Depois, foi encontrado o ponto (frequência) em que a área sob o poder espectral divide-se em duas partes iguais. O resultado deste estudo visa detectar a fadiga destes músculos no fim do expediente por meio da análise da frequência mediana. Enfim, os quatro músculos envolvidos nesta análise apresentaram em todas as transferências ao final do expediente uma tendência à fadiga. Desta forma, foi possível inferir que o profissional de enfermagem apresentou, ao final do expediente, o músculo com tendência à fadiga e isto, ao longo do tempo, provavelmente desencadeará as dores lombares, que são muito comuns nestes profissionais.

**PALAVRAS-CHAVE:** Eletromiografia. Fadiga Muscular. Frequência Mediana. Profissional de Saúde.

**BORGES, F.R. Electromyographic analysis of the posture of the health professional begin and end of the workday.** 2013. 84p. Dissertation (Master in Mechanical Engineering)- Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2013

## **ABSTRACT**

Muscle fatigue related to occupational and sports activities are the low-frequency one, ie, typically uses 2 Hz to stimulate muscle. In this study, we performed electromyographic analysis of the posture of the health professional in the transfer of patients from chair to stretcher and vice versa during the beginning and end of the workday of this professional. The analyzed muscles were right (ID) and left (IE) iliocostalis and right (MD) and left (ME) multifidus. Electromyographic analysis of muscle fatigue was performed using the variables: (i) temporal domain - RMS (Root Mean Square) and (ii) spectral domain - PSD (Power Spectral Density) and Median frequency by FFT calculation (Fast Fourier Transform). These variables describe the behavior of the amplitude and spectrum of the EMG signal. Spectral Variable Median Frequency was calculated from the PSD of the three transfer tasks from the chair to stretcher and vice versa. Then we found the point (frequency) at which the area under the spectral power is divided into two equal parts. The result of this study aims to detect the fatigue of these muscles at the end of the workday by analyzing the median frequency. Finally, the four muscles involved in this analysis presented in all transfers in the end of the day a tendency to fatigue. Thus, it was possible to infer that the nursing professional presented the muscle with a tendency to fatigue at the end of the day and this, over time, will probably trigger backaches, which are very common in these professionals.

**KEYWORDS:** Electromyography. Muscle Fatigue. Median frequency. Health Professional

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

|                  |   |                                   |
|------------------|---|-----------------------------------|
| ATP              | - | adenosina trifosfato              |
| Ca <sup>+2</sup> | - | cálcio                            |
| CVM              | - | contração voluntária máxima       |
| CIVM             | - | contração involuntária máxima     |
| CNS              | - | Conselho Nacional de Saúde        |
| EMG              | - | eletromiografia                   |
| EUA              | - | Estados Unidos da América         |
| FFT              | - | transformada rápida de Fourier    |
| Frequência       | - | Hz                                |
| Freq mediana     | - | frequência mediana                |
| H <sup>+</sup>   | - | hidrogênio                        |
| Hz/ s            | - | (Hertz /segundo)                  |
| ID               | - | músculo iliocostal direito        |
| IE               | - | músculo iliocostal esquerdo       |
| IMC              | - | índice de massa corpórea          |
| K <sup>+</sup>   | - | Potássio                          |
| L1               | - | nível da primeira vértebra lombar |
| L2               | - | nível da segunda vértebra lombar  |
| L3               | - | nível da terceira vértebra lombar |
| L4               | - | nível da quarta vértebra lombar   |
| L5               | - | nível da quinta vértebra lombar   |
| MD               | - | músculo multifídio direito        |
| ME               | - | músculo multifídio esquerdo       |
| mV               | - | milivolts                         |
| ms               | - | milisegundo                       |

|                 |   |                                            |
|-----------------|---|--------------------------------------------|
| Na <sup>+</sup> | - | sódio                                      |
| pH              | - | potencial hidrogeniônico                   |
| PSD             | - | Densidade de Espectral de Potência (W/ Hz) |
| RMS             | - | <i>Root mean square</i>                    |
| SNC             | - | Sistema nervoso central                    |
| SUS             | - | Sistema Único de Saúde                     |

## LISTA DE FIGURAS

|           |                                                                                                           |    |
|-----------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| FIGURA 1  | - Músculo iliocostal.....                                                                                 | 25 |
| FIGURA 2  | - Músculo multifídio .....                                                                                | 25 |
| FIGURA 3  | - Músculo multifídio .....                                                                                | 26 |
| FIGURA 4  | - Músculo multifídio .....                                                                                | 26 |
| FIGURA 5  | - Ambiente da coleta dos dados .....                                                                      | 45 |
| FIGURA 6  | - Distância da cabeceira da maca até o início da marcação (0,70m) da fita métrica .....                   | 46 |
| FIGURA 7  | - Distância da cama hospitalar à cadeira (0,12m) .....                                                    | 47 |
| FIGURA 8  | - Distância ambiente da posição dos pés do profissional de saúde durante a transferência do paciente..... | 47 |
| FIGURA 9  | - Distância da posição dos pés da pesquisadora durante a transferência do paciente.....                   | 48 |
| FIGURA 10 | - Vista anterior da marcação da região da axila e joelho do paciente durante a transferência.....         | 49 |
| FIGURA 11 | - Marcação da região da axila e joelho do paciente durante a transferência em vista lateral.....          | 49 |
| FIGURA 12 | - Eletromiógrafo EMG System do Brasil de 08 canais .....                                                  | 50 |
| FIGURA 13 | - Posicionamento para início da transferência da cadeira para maca.....                                   | 51 |
| FIGURA 14 | - Posicionamento inicial da transferência da cadeira para maca.....                                       | 51 |
| FIGURA 15 | - Início do levantamento do paciente da cadeira.....                                                      | 52 |
| FIGURA 16 | - Colocação do paciente na maca inicial da transferência da cadeira para maca.....                        | 52 |
| FIGURA 17 | - Término da colocação do paciente na maca .....                                                          | 53 |
| FIGURA 18 | - Posicionamento inicial da transferência da maca para cadeira.....                                       | 53 |
| FIGURA 19 | - Início da transferência do paciente da maca para cadeira.....                                           | 54 |
| FIGURA 20 | - Levantamento do paciente da maca .....                                                                  | 54 |
| FIGURA 21 | - Colocação do paciente na cadeira .....                                                                  | 55 |
| FIGURA 22 | - Término da colocação do paciente na cadeira .....                                                       | 55 |
| FIGURA 23 | - Posicionamento final da transferência da maca para cadeira .....                                        | 56 |
| FIGURA 24 | - RMS(mV) x Tempo Relativo (s) do músculo iliocostal direito na subida .                                  | 58 |

|           |                                                                                              |    |
|-----------|----------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| FIGURA 25 | - RMS(mV) x Tempo Relativo (s) do músculo iliocostal esquerdo na descida .....               | 59 |
| FIGURA 26 | - RMS (mV) x Tempo Relativo (s) do músculo multifídio direito na subida .....                | 59 |
| FIGURA 27 | - RMS (mV) x Tempo Relativo (s) do músculo multifídio esquerdo na subida .....               | 60 |
| FIGURA 28 | - RMS (mV) x Tempo Relativo (s) do músculo iliocostal direito na descida .....               | 60 |
| FIGURA 29 | - RMS (mV) x Tempo Relativo (s) do músculo iliocostal esquerdo na descida .....              | 61 |
| FIGURA 30 | - RMS (mV) x Tempo Relativo(s) do músculo multifídio direito na descida .....                | 61 |
| FIGURA 31 | - RMS (mV) x Tempo Relativo (s) do músculo multifídio esquerdo na descida .....              | 62 |
| FIGURA 32 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) do músculo iliocostal direito durante subida .....   | 63 |
| FIGURA 33 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) do músculo iliocostal direito durante subida .....   | 63 |
| FIGURA 34 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) do músculo iliocostal esquerdo durante subida.....   | 63 |
| FIGURA 35 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) do músculo iliocostal esquerdo durante subida.....   | 63 |
| FIGURA 36 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) do músculo multifídio direito durante subida .....   | 63 |
| FIGURA 37 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) do músculo multifídio direito durante subida .....   | 63 |
| FIGURA 38 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) do músculo multifídio esquerdo durante subida.....   | 63 |
| FIGURA 39 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) do músculo multifídio esquerdo durante subida.....   | 63 |
| FIGURA 40 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) do músculo iliocostal direito durante a descida..... | 64 |

|           |                                                                                                       |    |
|-----------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| FIGURA 41 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) do músculo iliocostal direito durante a descida.....          | 64 |
| FIGURA 42 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) do músculo iliocostal esquerdo durante a descida .....        | 65 |
| FIGURA 43 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) do músculo iliocostal esquerdo durante descida .....          | 65 |
| FIGURA 44 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) do músculo multifídio direito durante a descida.....          | 65 |
| FIGURA 45 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) do músculo multifídio direito durante a descida.....          | 65 |
| FIGURA 46 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) do músculo multifídio esquerdo durante descida .....          | 65 |
| FIGURA 47 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) do músculo multifídio esquerdo durante descida .....          | 65 |
| FIGURA 48 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) durante subida e descida do músculo iliocostal direito.....   | 66 |
| FIGURA 49 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) durante subida e descida do músculo iliocostal direito.....   | 66 |
| FIGURA 50 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) durante subida e descida do músculo iliocostal esquerdo.....  | 66 |
| FIGURA 51 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) durante subida e descida do músculo iliocostal esquerdo.....  | 66 |
| FIGURA 52 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) durante subida e descida do músculo multifídio direito .....  | 66 |
| FIGURA 53 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) durante subida e descida do músculo multifídio direito. ....  | 66 |
| FIGURA 54 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) durante subida e descida do músculo multifídio esquerdo ..... | 67 |
| FIGURA 55 | - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) durante subida e descida do músculo multifídio esquerdo. .... | 67 |

## SUMÁRIO

|          |                                                                |    |
|----------|----------------------------------------------------------------|----|
| <b>1</b> | <b>INTRODUÇÃO</b> .....                                        | 14 |
| 1.1      | Objetivos .....                                                | 15 |
| 1.2      | Estrutura da Dissertação .....                                 | 15 |
| <b>2</b> | <b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....                             | 16 |
| 2.1      | Fadiga muscular .....                                          | 16 |
| 2.1.1    | Deficiência de ativação muscular .....                         | 19 |
| 2.1.2    | Quantificação e previsão de fadiga .....                       | 19 |
| 2.2      | Musculatura paravertebral .....                                | 23 |
| 2.3      | Fundamentos da eletromiografia.....                            | 27 |
| 2.3.1    | Instrumentos usados na eletromiografia (EMG).....              | 30 |
| 2.3.2    | Utilização da eletromiografia na identificação da fadiga ..... | 32 |
| 2.3.3    | Aplicações da eletromiografia .....                            | 35 |
| 2.3.4    | Coleta e tratamento dos sinais eletromiográficos .....         | 36 |
| 2.3.5    | Análise do sinal eletromiográfico .....                        | 37 |
| <b>3</b> | <b>METODOLOGIA</b> .....                                       | 42 |
| 3.1      | Procedimento Ético .....                                       | 42 |
| 3.2      | Participantes e Critérios de Inclusão/Exclusão .....           | 42 |
| 3.3      | Materiais .....                                                | 43 |
| 3.3.1    | Local .....                                                    | 43 |
| 3.3.2    | Característica do Serviço de Enfermagem .....                  | 43 |
| 3.4      | Procedimentos.....                                             | 45 |
| 3.4.1    | Experimento: análise eletromiográfica .....                    | 45 |
| <b>4</b> | <b>RESULTADO</b> .....                                         | 58 |
| 4.1      | Discussão dos Resultados .....                                 | 67 |
| 4.1.1    | Tarefas.....                                                   | 72 |
| 4.1.1.1  | Cadeira para maca.....                                         | 72 |
| 4.1.1.2  | Maca para cadeira .....                                        | 73 |
| 4.1.1.3  | Cadeira para maca x Maca para cadeira .....                    | 74 |
| <b>5</b> | <b>CONCLUSÃO</b> .....                                         | 76 |
|          | <b>REFERÊNCIAS</b> .....                                       | 77 |

|                                                                                                     |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>ANEXO A</b> - Aprovação do Comitê de ética em Pesquisa da UNITAU - Universidade de Taubaté ..... | 82 |
| <b>ANEXO B</b> - Carta de Autorização .....                                                         | 83 |
| <b>ANEXO C</b> - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido .....                                   | 84 |

## 1 INTRODUÇÃO

Conforme descrição de Chaffin et al., (1990), desde 1900 a aristocracia e os intelectuais da época tinham conhecimento da Biomecânica, ou seja, eles sabiam que determinadas tarefas levavam às desordens músculo-esqueléticas nos trabalhadores. Porém, eles visavam o lucro e os trabalhadores acometidos eram substituídos facilmente. Desta forma, os comerciantes e as demais camadas sociais não tinham acesso a este tipo de informação. Isto fez com que os mesmos não pensassem em possíveis estratégias de trabalho com o intuito de prevenir futuras lesões nos trabalhadores.

De acordo com Chaffin et al.(1990), entre 1985 e 1988 cerca de 4,6 milhões de pessoas nos Estados Unidos da América (EUA) reportavam dores nas costas. Estas causaram 39,3 milhões de restrições das atividades diárias, média de 8,6 episódios por dia. Estes números resultaram em menos trabalho e os homens foram os mais acometidos (62%). Até o presente tempo, as dores nas costas normalmente são desencadeadas pelos mesmos motivos, sendo o excesso de carga de trabalho o principal deles. Após os problemas nas costas, o ombro e o pescoço são os mais acometidos por dores. Há também as lesões relacionadas às extremidades superiores, como a síndrome de compressão do nervo mediano ou síndrome do túnel do carpo e as tendinites (doenças inflamatórias do tendão). Estas ocorrem devido aos trabalhos que requerem esforço repetitivo e esforço manual nas mãos.

Segundo Chaffin et al., (1990), os profissionais envolvidos com a ergonomia são os engenheiros e os profissionais de saúde. A função do engenheiro é mudar o design dos equipamentos, enquanto que o profissional de saúde revê as condições de trabalho ao analisar e avaliara postura do indivíduo durante a execução de sua tarefa para prevenir as lesões músculo-esquelética provocada pelo trabalho.

Perante o exposto e após uma análise do ponto de vista fisioterapêutico em um hospital universitário do Estado de São Paulo, observou-se o esforço físico requisitado da equipe de enfermagem no manuseio dos pacientes durante o banho, ao levá-los para a realização dos exames fora do setor e durante a transferência da postura sentada no leito para sentada na cadeira comum e/ou de rodas.

Desta observação, julgou-se necessário investigar detalhadamente este cenário para que surjam soluções em prol da saúde e qualidade de vida das equipes de saúde. Para os profissionais, almeja-se aumentar a qualidade de vida por meio da ergonomia, que gera eficiência no trabalho. Para os pacientes, almeja-se aumentar o conforto e segurança durante

as trocas posturais e, conseqüentemente, reduzir os efeitos deletérios do repouso e de internação dos mesmos. Para o Sistema Único de Saúde (SUS), haverá redução dos gastos com as internações de longo período. Para a indústria hospitalar, no que se refere à interação de saberes das áreas de saúde e bioengenharia, os benefícios estarão relacionados à criação de alternativas voltadas às reais necessidades dos usuários e dos profissionais da área da saúde.

## **1.1 Objetivos**

- Analisar, por meio da eletromiografia, a postura do profissional de saúde durante o início e o fim do expediente de trabalho;
- Detectar a fadiga muscular durante a transferência do paciente da cadeira para maca e vice-versa, por meio da análise eletromiográfica.

## **1.2 Estrutura da Dissertação**

Este trabalho é constituído por cinco seções. O conteúdo do trabalho foi dividido em:

- 1- INTRODUÇÃO. Uma introdução sobre o tema abordado no trabalho sua relevância, motivação do trabalho e os objetivos propostos estão presentes nesta seção.
- 2- REVISÃO BIBLIOGRÁFICA. É um levantamento da literatura relacionada ao estado da arte no que se refere a detecção da fadiga através da eletromiografia.
- 3- METODOLOGIA. Neste capítulo apresenta-se uma seleção do participante e a coleta de dados, procedimento adotado com a descrição em equipamento.
- 4- RESULTADO E DISCUSSÃO. É apresentado o resultado e a discussão acerca do resultado obtido e descrição do procedimento adotado relativo ao tratamento dos dados.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 Fadiga muscular

Normalmente, a fadiga da musculatura paravertebral está associada à dor lombar. Isto ocorre devido ao enfraquecimento do músculo levando-o a produzir menos força e a tornar-se mais lento. Desta forma, a musculatura paravertebral torna-se menos eficaz para gerar o momento extensor necessário, forçando os discos intervertebrais e ligamentos a resistir a uma maior tensão dos flexores, fazendo-os tornarem-se susceptível a lesões. Além disso, a fadiga da região lombar está associada a uma diminuição do controle do movimento do tronco. Há alteração da coordenação dos músculos do tronco e perda da precisão do movimento (PARNIANPOUR et al. 1988).

A fadiga é caracterizada como dor muscular ou cansaço exagerado, bem como diminuição da capacidade de trabalho. Dentre alguns exemplos que geram fadiga, podemos citar trabalhar em pé parado ou com pouca movimentação, posição incômoda, trabalho físico pesado, trabalho em ambientes quentes, trabalho com alta carga mental e jornada prolongada (COUTO, 2007).

A fadiga do corpo humano é caracterizada quando um músculo é capaz de manter uma contração constante por um maior tempo possível. Durante uma tarefa de contração muscular os músculos envolvidos estão continuamente fadigando, porém haverá um instante no tempo em que ela será observada uma falha quanto ao nível de força esperado. Isto é, a força não é mais mantida durante a contração. Este processo entre o ponto de falha e fadiga descreve muito bem eventos psicológicos, biomecânicos e mecânicos do corpo humano (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

O estado de fadiga é uma diminuição e não uma exaustão da capacidade funcional, ou seja, um indivíduo pode estar fadigado e mesmo assim continuar a executar a sua tarefa com a mesma frequência e intensidade que estava realizando antes da ocorrência da fadiga. Nos casos de extrema necessidade, o mesmo pode executar esta tarefa com uma frequência e intensidade maior do que executa habitualmente. Ou seja, a fadiga pode ser compreendida como um estado de alerta ao indivíduo; ela informa que aquela atividade está sendo muito intensa. O resultado final da fadiga para a saúde são as dores generalizadas e a ocorrência do aumento da produção de ácido lático. Há também a fadiga cumulativa, ou seja, provocada semana após semana ou mês após mês, tornando-se crônica (COUTO, 1995).

Segundo Bigland-Ritchie (1984), a fadiga muscular está relacionada a alguns locais específicos devido ao potencial de ação: centros motores superiores, aos baixos centros da excitabilidade do sarcolema, acoplamento excitatório de contração, mecanismos de contratilidade, locais de fornecimento de energia metabólica e aos acúmulos metabólicos. Cada tipo de contração (isométrico e isotônico) é dependente de eventos celulares e moleculares associados ao acoplamento excitatório e de contração e ou com ciclos de ponte cruzada de actina e miosina. Exercícios de alta intensidade têm apresentado redução do pH celular (7,0- 6,2) e o aumento do  $H^+$  intracelular leva à inibição do processo contrátil, porém há controvérsia em relação ao pH que leva à inibição da condutância e probabilidade de abertura do receptor localizada nas camadas lipídicas, mas parece não ter efeito quanto à liberação de cálcio na pele (FITTS; BALLOG, 1996).

De acordo com Chaffin et al. (1990), a fadiga muscular pode ser central ou periférica. A fadiga central é medida pela força de contração muscular em resposta a estimulação elétrica máxima de 1milivolts. Quando ocorre a contração induzida, surgirá o sinal de força, porém o recrutamento dos motoneurônios pelo comando voluntário não será máximo, pois há redução na taxa de disparo dos motoneurônios. A fadiga periférica está relacionada aos mecanismos excitáveis dos músculos. Estes mecanismos incluem:

- a) fracasso da propagação dos potenciais ao longo dos axônios dos motoneurônios;
- b) falência da transmissão nas junções neuromusculares;

c) diminuição da magnitude dos potenciais de ação. A mudança destes efeitos pode ser analisada na EMG durante os esforços sustentados. A excitação-contratação na fadiga denota falência nos eventos que se referem aos potenciais de ação do músculo, que promovem o aumento na concentração de Cálcio (Ca) no citoplasma. Cada evento deste leva à fadiga muscular. A fadiga é dependente de cada exercício específico associado à combinação dos outros eventos.

De acordo com Couto (1995), a fadiga física pode ser: de origem muscular, visual, simples ou cansaço físico-mental, por dessincronização entre o ritmo social e o ritmo circadiano, por distúrbio hidroeletrolítico, por insuficiência energética e por sobrecarga metabólica. A fadiga muscular está relacionada com a *contração isotônica ou dinâmica e isométrica ou estática*, porém a contração isométrica predispõe mais fadiga do que a isotônica. Isto ocorre porque durante a contração o fluxo de sangue diminui devido ao aumento da pressão externa sobre as artérias que se fecham. Esta diminuição do fluxo sanguíneo leva ao metabolismo anaeróbico que produz o ácido lático e outras substâncias que estimulam os receptores de dor, causando a dor. Este quadro de dor é muito comum durante a

fadiga muscular. Outro episódio importante que ocorre durante a fadiga é o aumento do recrutamento das unidades motoras com a finalidade de manter o grau de tensão muscular que está sendo exigido para executar o trabalho naquele instante. Este maior recrutamento de unidades leva à facilitação muscular que se traduz por tremores e por uma tendência a super avaliar a força necessária para vencer as resistências leves.

De acordo com Moffroid (1997), a fadiga dinâmica está relacionada ao trabalho repetitivo que não pode manter uma força constante e sustentada por um determinado tempo. Normalmente, este tipo de fadiga é difícil de quantificar objetivamente. Há também a fadiga isotônica, que é causada por uma contração isométrica. Normalmente, a fadiga pode ser analisada por meio da eletromiografia através do sinal da atividade neural, tanto durante uma determinada postura como durante o movimento. A fadiga dinâmica apresenta algumas limitações que incluem a variabilidade da técnica, a falta de representatividade do músculo inteiro e de fatores de custo. A preocupação atual nos estudos da eletromiografia está em analisar o porquê da diminuição da frequência mediana durante a fadiga, principalmente durante a contração voluntária máxima de 50%.

A fadiga pode ser classificada em três categorias: ***fadiga física*** (observa-se uma ou mais estrutura orgânica comprometida durante o trabalho), a ***mental*** (sobrecarga dos mecanismos mentais relacionados ao trabalho) e a ***psíquica*** (desajustamento psíquico do indivíduo a uma determinada realidade). Cabe lembrar que o indivíduo pode desenvolver uma categoria de fadiga ou até mesmo as três ao mesmo tempo. Dentre estas categorias há a fadiga

**aguda** (sensação de fraqueza, sonolência e desmaio iminente; aversão ao trabalho; raciocínio indolente; redução do grau de alerta e declínio do desempenho física e mental) e a **crônica** (sensação de cansaço antes de iniciar o trabalho pela manhã, de desgosto; instabilidade psíquica; não quer trabalhar; sente dor de cabeça; tontura e vertigens; taquicardia imotivada; sudoreses súbitas; perda de apetite e dor de estômago, gastrite, úlceras etc.) (COUTO, 1995, p. 160)

De acordo com Chaffin et al. (1990), a fadiga muscular pode ser uma adaptação do sistema neuromuscular com o intuito de prevenir lesões nos músculos. Ela pode ser desencadeada por determinados tipos de exercícios musculares (alta ou elevada intensidade, sustentados ou intermitentes, isométricos e dinâmicos) que o músculo está sendo submetido, por alterações metabólicas dentro do músculo e por ativação muscular prejudicada.

Dentre as alterações metabólicas que podem levar à fadiga estão a depleção de adenosina triptofostato (ATP) devida à alta intensidade de exercícios. Porém, a maior parte das alterações metabólicas está em:

- a) Produção de ácido láctico (diminui o pH devido ao acúmulo de  $H^+$ );
- b) Aumento de fosfato inorgânico e de hidróxido de fósforo;
- c) Diminuição de fosfocreatinina;
- d) Aumento da concentração de cálcio;
- e) Diminuição da taxa de hidrólise de ATP. (CHAFFIN et al., 1990)

Há músculos que ficam isquêmicos quando a contração voluntária máxima está em torno de 50%, porém há músculos que esta porcentagem chega em 10 a 20%.

### **2.1.1 Deficiência de ativação muscular**

A motivação é um fator que pode contribuir para a fadiga central, relacionada ao controle central do músculo no Sistema Nervoso Central (SNC). Por exemplo, a capacidade muscular é aumentada em um contexto competitivo, como ocorre nos esportes. Além disso, a motivação é altamente dependente do sentido do esforço, ou seja, quando o esforço é estático e sustentado, a magnitude do esforço percebido aumenta com a fadiga. Isto induz a uma diminuição da unidade motora voluntária, afetando a produção da força muscular. (COUTO, 1995)

### **2.1.2 Quantificação e previsão de fadiga**

Normalmente, a fadiga muscular reduz a capacidade de força do músculo, além de provocar desconforto e dores. Por isso, é importante quantificar a fadiga e determinar os limites aceitáveis de carga muscular. São usados tanto métodos invasivos como não invasivos para quantificar a fadiga muscular. No entanto, é importante associar a estes métodos de quantificação dados ocupacionais, ou seja, qual o tempo de fadiga, presença de fadiga, redução da produção de força.

A fadiga é determinada pela qualidade do músculo, enquanto que a força muscular absoluta é determinada principalmente pela quantidade de força. A força máxima dos músculos extensores da coluna está correlacionada com o tamanho de suas fibras musculares. Esta característica das fibras pertence a ambos os gêneros (MANNION, 1999).

De acordo com Guyton (2006), as contrações fortes e duradouras por período prolongado podem ocasionar a fadiga muscular. Normalmente, a fadiga está relacionada

diretamente ao nível de depleção do glicogênio muscular, ou seja, ela surge em grande parte devido à incapacidade contrátil e do processo metabólico das fibras musculares de continuar a manter a mesma quantidade de trabalho. A transmissão de sinais nervosos pela junção neuromuscular diminui em pequena quantidade após intensa e prolongada atividade muscular, assim como a interrupção de fluxo sanguíneo durante a contração muscular são fatores que também causam fadiga muscular.

A fadiga muscular ocorre quando o tecido muscular não pode suprir o metabolismo dos elementos contráteis devido à isquemia (insuficiência de oxigênio) ou depleção (sem nenhum substrato do metabolismo). Na fadiga, a tensão muscular torna-se constante e isto faz com que novas unidades motoras sejam recrutadas para compensar a diminuição da taxa de disparo das unidades recrutadas (WINTER, 1990).

De acordo com Couto (1995), os músculos realizam sua nutrição durante o período de relaxamento. Devido a este motivo, deve-se priorizar a contração muscular isotônica ao invés da isométrica (ou estática). Quando houver a necessidade de realizar a contração isométrica, é necessário o repouso para que o músculo consiga nutrir. Há também a tensão muscular excessiva, que leva ao comprometimento da nutrição dos músculos mesmo durante o repouso. Isto leva ao acúmulo de ácido láctico, que irrita as terminações nervosas da dor. No entanto, as estruturas quando estão sobrecarregadas tendem a não funcionarem mais, representando uma forma de compensação da sobrecarga. Dentre os mecanismos de compensação da sobrecarga, estão: a suplementação alimentar, a reposição hidroeletrolítica e um período obrigatório de sono noturno, quando ocorre uma atividade noturna (devido à presença do hormônio somatotrópico, que é secretado pela hipófise durante o sono para que ocorra a reconstrução dos tecidos lesionados).

A fadiga muscular não só diminui a força muscular como também pode alterar o tamanho dos potenciais de ação. Estes achados indicam que todos ou algumas unidades motoras estão com suas tensões diminuídas durante a contração muscular, ou seja, diminuem os picos de contração além de aumentar o tempo de contração, levando à diminuição da tensão muscular. Além disso, há também aumento da duração média de recrutamento dos potenciais de ação das unidades motoras. Estas informações podem ser visualizadas nos espectros da eletromiografia (EMG) que podem ser devido à diminuição da condução de alguns ou de todos os potenciais de ação. As unidades motoras mais lentas, com sua longa duração dos potenciais de ação muscular, permanecem ativas enquanto outras unidades motoras mais rápidas com mínima duração dos potenciais de ação muscular tornam-se inativas (WINTER, 1990).

O estudo da fadiga de um músculo pode ser usado na ergonomia e fisiologia do trabalho; o estudo do sinal mioelétrico é quantificado por meio dos dados fornecidos pelo potencial de ação dos músculos. Além disso, o sinal mioelétrico possibilita um estudo global da função do músculo, pois ele altera de acordo com a força que é imposta sobre o músculo (LINDSTROM et al., 1977).

A fadiga normalmente não é avaliada durante uma tarefa de trabalho. Isto faz com que a fadiga analisada seja diferente, pois a mesma é induzida pela contração voluntária máxima (60-80% CVM) e não ocasionada pela resistência muscular equivalente a uma tarefa realizada no local de trabalho, ou seja, uma contração intermitente em um nível baixo a moderado nível de força (25-60% CVM) (ENOKA; STUART, 1992). Desta forma, há necessidade de aplicara eletromiografia (EMG) durante uma tarefa utilizando baixa a moderada intensidade para imitar tarefas profissionais. Isto seria viável nos casos em que há predomínio de fibras tipo II em indivíduos com dor lombar crônica, pois mostraria a capacidade reduzida deste tipo de fibra em utilizar energia aeróbica (fosforização oxidativa) que é mais desenvolvido nas fibras do tipo I (HENRIKSSON, 1992). Outro dado é que nos casos de dor lombar crônica supõe-se que haja menor fluxo sanguíneo devido ao prejuízo da capilaridade do músculo acometido em relação ao músculo normal. Esta diminuição de capilaridade não é respaldada na literatura, pois não há estudos que relatem sobre a capilaridade entre indivíduos saudáveis e com dor lombar. Porém, estes fatores podem afetar o conteúdo do sinal eletromiográfico, pois a frequência mediana é sensível ao acúmulo de subprodutos metabólitos que são amplificados pelo músculo isquêmico (LARIVIÉRE, 2003).

Segundo Chaffin et al. (1990), a fadiga muscular pode ser quantificada pelo:

- a) **Tempo de resistência:** o tempo que o músculo será capaz de resistir a uma carga depende de sua capacidade volitiva e de permanecer com uma força sustentada. Isto dependerá também da composição de suas fibras musculares e do ciclo de exercícios associado a pausas entre os mesmos. A composição das fibras musculares está relacionada à fadiga, pois há diferenças metabólicas entre as fibras musculares. A fibra dos tipos IA e as IIA são cercadas por muitos capilares e isto faz com que elas sejam altamente capazes de armazenar e usar oxigênio. Quanto mais as fibras tiverem esta capacidade de armazenar e usar o oxigênio, menor a chance delas fadigarem. Os músculos responsáveis pela postura são ricos em fibras do tipo IA e é mais resistente a fadiga. Os músculos de fibras II são mais dinâmicos e tem pouca resistência a fadiga, isto é, suportam carga por um período de tempo muito curto e são fáceis de fadigarem. A partir deste conceito é que se deve atuar sobre as fibras, ou seja, na hipertrofia usa-se

as fibras do tipo I e nas corridas as fibras tipo II. No entanto, após treinamento de resistência, algumas fibras do tipo IIA tornam-se iguais a do tipo IA. Quando os músculos não são utilizados, as fibras do tipo IIB transformam-se em IIA resultando em atrofia, que gera fraqueza muscular e perda de volume muscular. Nos casos de atrofia, as fibras do tipo I são afetadas primeiramente e também atingem facilmente a fadiga.

- b) **Avaliação da fadiga:** quando se tem uma contração intensa, acaba levando a uma fadiga muscular devido às diferenças químicas dentro das fibras. Este tipo de fadiga é mensurado pela contração voluntária máxima ou por uma diferença na frequência da mediana ou da média (normalmente de 100 Hz) durante uma estimulação do músculo. Quando se utiliza do último método para quantificar a fadiga, a mesma é chamada ***fadiga de alta frequência***. As fadigas quantificadas pelas baixas contrações, normalmente 5% da contração voluntária máxima ou pelas contrações dinâmicas intermediárias que estão associadas ao “fracasso” das excitações-contrações, são denominadas de ***fadiga baixa frequência***. Neste tipo de fadiga a frequência utilizada para estimular o músculo é de 10 Hz e dura por longo período de tempo (24 horas). As fadigas relacionadas às atividades esportivas e ocupacionais são as de baixa frequência; normalmente utiliza-se de 2 Hz para estimular o músculo.

Um dos métodos usados para estudar a fadiga muscular é por meio das mudanças espectrais, ou seja, estas mudanças são interpretadas durante a velocidade de propagação dos potenciais de ação das fibras musculares (LINDSTROM et al., 1977).

Os espectros dos sinais mioelétrico dependem: a) potencial de ação de cada fibra; b) velocidade de condução do potencial de ação; c) distância entre fibras por meio de seus pontos observados; d) soma dos sinais da unidade motora; e) configuração dos eletrodos (LINDSTROM et al., 1977).

A fadiga muscular é caracterizada pelo declínio da frequência mediana ao longo do tempo em Hz/s. Os sinais espectrais de superfície da eletromiografia caracterizam a fadiga muscular por meio do uso de monitores computacionais durante a avaliação do teste de Sorensen (HAIG et al., 1991). Cabe lembrar que o declínio da frequência mediana é independente do esforço do indivíduo avaliado e de sua vontade, pois uma pessoa não pode perceber e nem regular a frequência de suas unidades motoras (MOFFROID, 1994).

De Luca (1993) estudou a coluna lombar dos indivíduos normais, daqueles com dores lombares e dos que praticam atividade física. Normalmente, ele utilizou-se da eletromiografia porque ela registra os potenciais de ação durante uma contração isométrica para determinar o

desempenho do grupo muscular da coluna. A eletromiografia não focaliza na amplitude dos sinais e sim nos espectros dos sinais da frequência durante os índices da fadiga da musculatura paravertebral (L1- longuíssimo torácico; L2 iliocostal lombar e L5 multifídio). Os sinais foram processados e obtidos os valores dos espectros dos sinais (frequência mediana). Ou seja, foi considerado o declive da frequência mediana e isto forneceu a resistência da musculatura paravertebral, além de distinguir e caracterizar as diferenças entre o comportamento normal e anormal da musculatura.

A fadiga muscular é determinada por meio da eletromiografia (MANION, 1999). Porém, há a necessidade de manter uma normalização adequada por meio de um protocolo de medição, que não é uma tarefa fácil. Alguns pesquisadores estimam a taxa de aumento da fadiga muscular por meio do declive da inclinação da frequência mediana (MOFFROID, 1994). Isto pode ser explicado pela variabilidade do sinal EMG causado na região lombar, por exemplo, devido ao aumento da carga que leva a fadiga, dor nas costas que pode ocorrer devido à fadiga.

Gonçalves (2006) relata que há falta de investimento científico para o uso da eletromiografia (EMG) com o intuito de validar metodologias para a sua aplicação durante as contrações dinâmicas e consequentemente medirem a fadiga muscular. A análise dinâmica realizada por meio do EMG ainda é muito escassa e controversa, porém este tipo de pesquisa é de suma importância, pois a maioria das atividades no esporte é dinâmica.

## **2.2 Musculatura paravertebral**

As lombalgias são uma das maiores causas de afastamento dos postos de trabalho e de sofrimento humano. Muitas vezes, estas são provocadas pelas condições inadequadas de trabalho, devido à falta de conhecimento das limitações da coluna vertebral. Ou seja, ao executar as tarefas nos postos de trabalho realiza-se excesso de flexão do pescoço e extensão de membros inferiores durante o manuseio de uma carga (COUTO, 1995).

De acordo com Couto (2007), uma parte dos indivíduos com queixa de dor procura o ambulatório médico e a outra parte acostuma-se com o repouso após uma jornada de trabalho, assim como com as mudanças ou alternâncias na tarefa devido aos mecanismos de regulação.

Segundo Basmajian; De Luca (1985), quando os sujeitos levantam pesos, os músculos lombares e torácicos são mais sobrecarregados quando o peso não pode ser colocado próximo

à linha da gravidade do corpo humano. Outra ocasião que sobrecarrega estes músculos é quando o centro de gravidade for deslocado à frente.

De acordo com Couto (1995), na prevenção dos problemas ergonômicos pode-se utilizar 3 tipos de medidas: seleção médica criteriosa (reduz em 30% a incidência das lombalgias); ensino de técnicas de manuseio adequado durante o carregamento de cargas (reduz em 20% a incidência das lombalgias) e medidas ergonômicas, que são de alta eficácia (reduzem em 80% a incidência das lombalgias).

De acordo com Kostevic; Sirca (1984), no estudo da distribuição do tipo de fibras na coluna vertebral, pode-se observar que a atividade dos músculos muda de uma região para outra, ou seja, um indivíduo em uma posição relaxada normalmente não apresenta nenhuma atividade elétrica na musculatura da região lombar em comparação à região torácica. Isto se deve à disposição das fibras musculares e também à localização do centro de gravidade. Na região torácica, o centro de gravidade passa à frente do eixo transversal das articulações intervertebrais, enquanto que na região lombar ocorre o oposto. A extensão do tronco ocorre devido à gravidade que faz com que os músculos extensores fiquem mais inativos, enquanto que na região torácica eles estão constantemente ativos, ou seja, são fibras de contração lenta.

Há estudos que sugerem que a linha da gravidade diverge entre os indivíduos, porém, na maioria dos indivíduos, a linha da gravidade passa em frente da vértebra L4, o que tende a puxar tanto o tórax como a região lombar em flexão. Desta forma, exige-se baixo nível de contração muscular para trás, tanto da musculatura torácica como da região lombar (BOGDUK; TWOMEY, 1991).

O músculo iliocostal localiza-se em um triângulo imaginário entre a espinha ilíaca pósterio-inferior (ponto A), entre a borda lateral iliocostal da 12<sup>a</sup> costela (ponto B) e L1-L2 (ponto C). As fibras do iliocostal lombar correm paralelamente entre a linha imaginária entre a espinha ilíaca pósterio-inferior (ponto A) e L1-L2 (ponto C). No espaço interespinhoso de L4-L5 está localizado o multifídio e durante a captação do sinal elétrico do multifídio pode haver interferência devido ao sinal de outros músculos durante a colocação dos eletrodos. Por isso, deve-se considerar uma linha paralela de 10 mm medial à linha de referência (DE FOA et al., 1989).



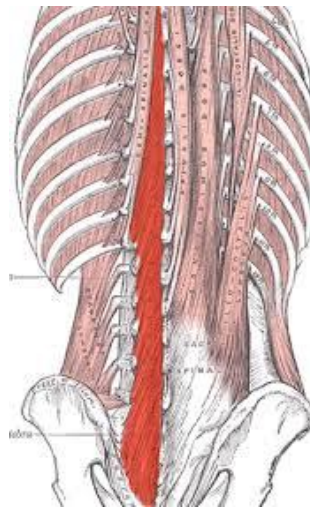


Figura 3 - Músculo multifídio (NETTER, 2000)

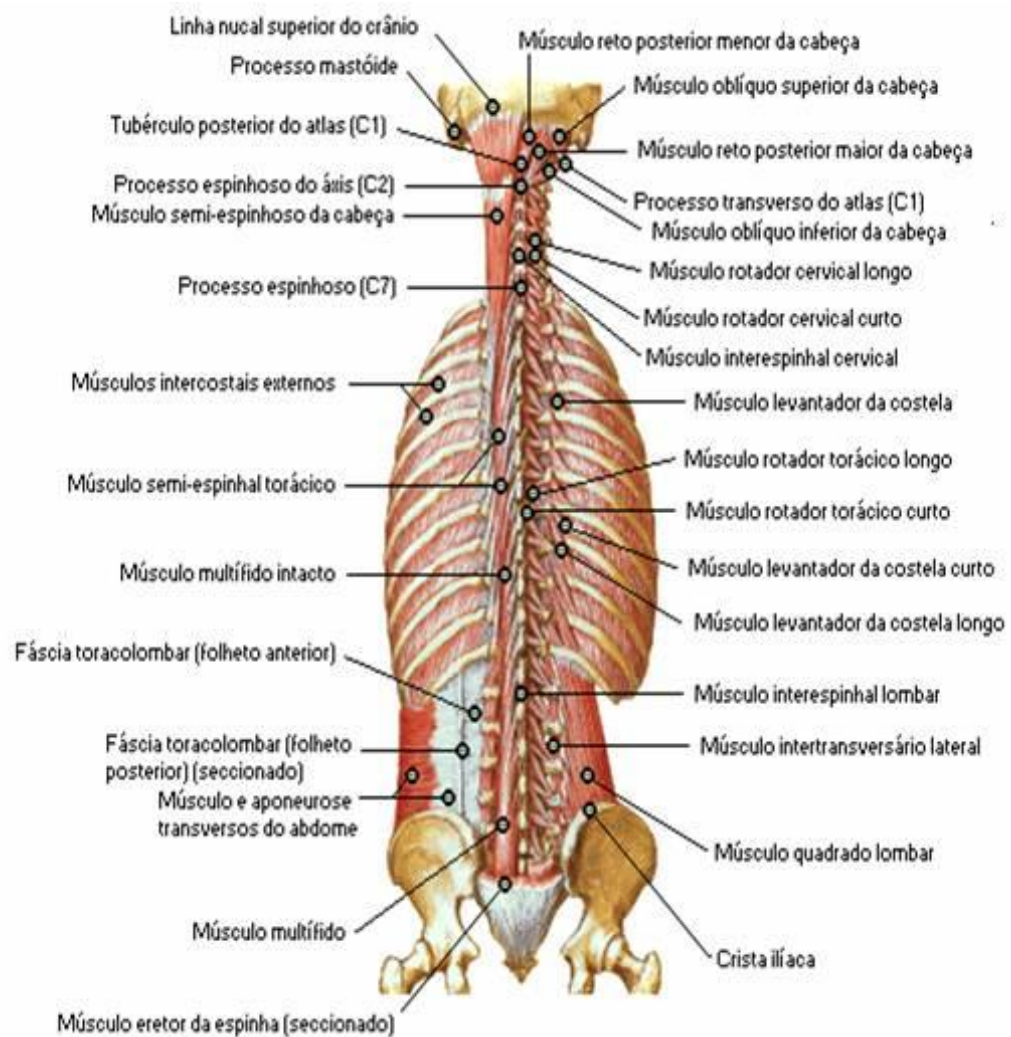


Figura 4 - Músculo multifídio (NETTER, 2000).

O músculo multifídeo encontra-se na 2ª camada do transversoespinhal e tem sua origem na superfície posterior da região sacra, na superfície medial da espinha ilíaca pósterio-superior e ligamentos sacroilíacos posteriores, ou seja, possuem uma região lombar, torácica e cervical (processo transversal de L5-C5). Sua inserção está no processo espinhoso de uma vértebra acima da 2 a 4 vértebra (KENDAL,1995).

### 2.3 Fundamentos da eletromiografia

A Eletromiografia (EMG) é a responsável pela descrição do sinal elétrico seja de um único músculo ou de um grupo muscular responsável por determinado movimento. Caso seja necessário a eletromiografia também dá informação do recrutamento de diferentes tipos de fibras musculares e do estado de fadiga do músculo (WINTER, 1979).

Basmajian; De Luca (1985) encontraram um “silêncio elétrico” da musculatura lombar durante a flexão máxima em muitos sujeitos, mas também houve casos em que os mesmos apresentaram inatividade espontânea da musculatura torácica, tanto na postura sentada como na em pé. Durante a manobra de valsalva ocorre aumento da pressão intratorácica e abdominal enquanto segura um saco de areia de 11,25 Kg. Toda a musculatura torácica e abdominal apresenta atividade ao invés de silêncio elétrico. Isto talvez possa ser explicado pelo fato que os indivíduos não estejam mais na flexão extrema e podem ter atingido o ponto crítico da atividade. Normalmente, durante o último estágio da flexão máxima, a musculatura lombar está inativa, possivelmente devido à ativação dos ligamentos segurando a coluna vertebral, pois os músculos são curtos para exercerem esta função. No entanto, esta mesma explicação não pode ser usada para os músculos que não se tornam ativos assim que se inicia a extensão. O que ocorre são pequenas rajadas de atividade muscular na musculatura lombar quando o movimento de extensão está quase completo. Quando os sujeitos levantam pesos, os músculos lombares e torácicos são mais sobrecarregados quando o peso não pode ser colocado próximo da linha da gravidade do sujeito. Outra ocasião que sobrecarrega estes músculos é quando o centro de gravidade for deslocado à frente.

Na eletromiografia utiliza alguns termos como: **waveform**, que é um termo utilizado para designar todos os aspectos relacionados à excursão do potencial de ação, voltagem ou corrente associados com os sinais ou às funções do tempo, ou seja, está relacionado com as noções de amplitude e duração do tempo; **amplitude** expressa quantitativamente o nível de atividade do sinal; **tempo de duração** é a quantidade de tempo durante a formação de uma

onda de energia detectável; **fase**, em eletromiografia, representa uma rede de excursão de amplitude do sinal tanto positivo como negativo (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

O estudo do sinal eletromiográfico demonstra que os componentes de frequência de tal sinal diminuem durante a contração sustentada e a sua amplitude aumenta. No entanto, estes dois fenômenos (amplitude e frequência) dependem de alguns fatores para ocorrer, por exemplo, do tipo do músculo investigado, do tipo dos eletrodos usado, do tempo de contração da força e da espessura do tecido subcutâneo analisado. Estes fenômenos são observados na contração isométrica, na contração sustentada e na força constante. Nestas contrações ocorre o recrutamento das unidades motoras que estão relacionadas ao tempo de contração do músculo, sincronização das unidades motoras e mudanças na condução da velocidade nas fibras musculares. Porém, cabe lembrar que a saída da força do músculo captado pelo sinal eletromiográfico dá-se pelo torque da articulação do músculo envolvido e não pelo recrutamento da unidade motora (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

O estudo clínico eletrofisiológico, chamado de eletromiografia (EMG), consiste na observação, na análise e na interpretação da atividade bioelétrica do músculo e do nervo em resposta à atividade ou ao estímulo elétrico. Normalmente, os achados eletromiográficos são analisados com outros testes laboratoriais e clínicos, ou seja, eles não são suficientes para fazer um diagnóstico de uma patologia sem estarem com outros dados clínicos. A principal função da eletromiografia é determinar a integridade ou não dos componentes específicos do sistema neuromuscular, ou seja, indica a localização, a magnitude e a cronicidade caso ocorra alguma lesão (ROBINSON; KELLOGG, 2002).

De Luca (1993) realizou um estudo prévio com indivíduos sem dores lombares para obter o declive da frequência mediana como parâmetro do normal, porém pode haver músculos comprometidos e que não registraram este déficit, pois normalmente um músculo normal tende a trabalhar mais para sobrepor o déficit do outro músculo. Outro item a ser considerado é que os eletrodos superficiais captam potenciais de ação dos músculos superficiais enquanto que os músculos profundos também atuam durante a extensão do tronco e alguns até realizam a rotação do tronco durante o movimento de extensão.

Winter (1979) mostra que a eletromiografia é utilizada para fornecer informações sobre o sinal de controle final de cada músculo, ou seja, informa qual é a atividade muscular dos músculos responsáveis pelo movimento. Além disso, a eletromiografia permite obter informações sobre o recrutamento de diferentes fibras musculares e do estado de fadiga do músculo analisado.

De acordo com Robinson;Kellogg (2002), quando ocorre a despolarização das fibras musculares e nervosas, os potenciais de ação propagam-se ao longo das membranas dos tecidos (íons sódio correm para dentro e os íons potássio correm para fora da membrana das células). Os movimentos iônicos de células nervosas isoladas podem ser motorizados por meio de eletrodos intracelular (microeletrodo) e outro eletrodo fora da célula (eletrodo extracelular). No entanto, aquele procedimento é realizado apenas em experimentos laboratoriais, pois esta técnica de registro intracelular não pode ser usada em células nervosas e musculares de humanos em testes eletrofisiológicos clínicos, devido à dificuldade de estabilização destas células (são muito pequenas). Os eletrodos intracelulares monitoram apenas uma única fibra muscular enquanto os extracelulares várias fibras musculares ou nervosas. Por isso, os sistemas elétricos registrados referem-se a um conjunto de potenciais de ação de nervos ou de músculos.

O sinal elétrico de um músculo associado com uma contração muscular chama-se eletromiografia (EMG). O estudo da EMG tem revelado algumas informações básicas, no entanto, estas informações precisam ser mais bem compreendidas. Isto vem ocorrendo com o desenvolvimento de novas tecnologias (WINTER, 1990).

Podem ser detectadas algumas diferenças na relação da eletromiografia/força devido ao recrutamento das unidades motoras, propriedades das taxas de disparo das unidades motoras, posição relativa das fibras na contração rápida dentro de um músculo, eletrodos que estão sendo usados para detectar o sinal, *cross-talk* (sinais originados nos músculos adjacentes) e interação dos músculos agonistas-antagonistas. Esta última é importante nas contrações musculares, principalmente nas contrações isométricas. No entanto, cabe também lembrar que durante a estabilização da articulação o antagonista pode entrar em ação e neste caso também aumentar a força de saída e,consequentemente, o sinal. As articulações podem ser estabilizadas, mas esta condição pode alterar a relação do sinal/força do músculo em estudo devido às alterações do ângulo, posição do membro e sensação de dor (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

Eletromiografia (EMG) é uma técnica que registra os potenciais de ação musculares obtidos por ativação voluntária do músculo ou por estimulação elétrica de um nervo motor até um músculo em particular. O registro destes potenciais de ação musculares é detectado por meio de uma técnica extracelular. A resposta registrada em um grupo de fibras musculares é chamada **potencial de ação muscular composto**. Este pode ser obtido tanto por esforço voluntário como por estimulação elétrica (ROBINSON; SYNDER- MACKELER, 2002).

De acordo com Winter (1979), uma forma de representar o nível de atividade eletromiográfica é contar os potenciais de ação durante um determinado período de tempo.

Quando o músculo contrai-se, ocorre uma alteração brusca da atividade elétrica do mesmo e esta alteração pode ser captada pelo eletromiógrafo. O eletromiógrafo é como se fosse o eletrocardiograma do músculo, isto é, ele registra a atividade elétrica do músculo. Há dois tipos de eletrodos: os de agulha e os de superfície. O eletrodo é posicionado sobre o músculo e, de acordo com a sua atividade elétrica, os dados são captados (COUTO, 1995).

Durante a contração muscular voluntária é possível ver em laboratório a duração e a amplitude do potencial de ação muscular por meio da eletromiografia (WINTER, 1990).

Durante uma contração isométrica, deve ser considerado: 1) a existência de variação entre sujeitos estudados; 2) o tipo de músculo, ou seja, nos músculos pequenos da mão a amplitude é quase linear, enquanto que para os músculos grandes dos membros a amplitude não é linear, ou seja, a amplitude é maior do que a força; 3) a diferença mencionada acima pode influenciar nas propriedades de recrutamento dos músculos pequenos e grandes assim como suas considerações anatômicas e elétricas, etc. Enfim, na contração isométrica a relação entre força e amplitude do sinal eletromiográfico aumentam durante as oscilações que ocorrem durante esta contração, enquanto que as frequências diminuem com as oscilações. Na contração dinâmica estas relações devem ser analisadas com muita cautela, pois há vários fatores interferindo no músculo e,consequentemente, na força (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

### **2.3.1 Instrumentos usados na eletromiografia (EMG)**

Durante a captação de sinais eletromiográficos pode existir o *cross-talk* (sinais originados nos músculos adjacentes ao que está sendo captado o sinal) que é mais comum nos músculos pequenos. Os eletrodos, principalmente os superficiais, acabam ficando com parte de sua superfície localizada no músculo adjacente. Isto ocorre tanto com o eletrodo monopolar como o bipolar, que apresentam característica de frequência diferente, ou seja, eles captam sinais elétricos diferentes dos músculos adjacentes ao analisado (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

Os eletrodos utilizados nos estudos de De Luca (1993) são pequenos o suficiente para detectar o sinal do músculo analisado, ou seja, para não captar sinais de músculos vizinhos; os espaços entre os eletrodos são inversamente proporcionais às variáveis espectrais; os eletrodos

devem acompanhar as orientações das fibras musculares para promover um melhor espectro da variável e a temperatura do músculo está diretamente relacionado ao espectro da variável. Deve-se considerar que o tecido adiposo interfere no espectro da variável, o que faz não ser aconselhável trabalhar com indivíduos obesos. O pH que envolve a membrana muscular é representado pelo  $H^+$  produzido e removido pelo fluxo sanguíneo. Desta forma, a taxa de fluxo sanguíneo do músculo pode afetar o comportamento das variáveis espectrais. Por isso, opta-se por contrações isométricas em que a pressão interna persista constante e não altere a taxa de fluxo sanguíneo, como no caso de contrações dinâmicas.

Os dados eletromiográficos são captados por meio de eletrodos colocados na superfície do músculo a ser analisado. Estes eletrodos são conectados por fios a um dispositivo eletrônico que amplifica e demonstra a diferença relativa de voltagem (potencial elétrico) entre dois eletrodos. Quando há corrente de potencial de ação propagando nas membranas nervosas e musculares, a concentração de íons existente em cada eletrodo muda no tempo e uma diferença de potencial elétrico é registrada. Nos casos em que não há potencial de ação sendo transmitido ao longo das células excitáveis, a concentração de íons existente em cada eletrodo é aproximadamente igual à diferença de voltagem entre os eletrodos, que é zero (ROBINSON; SYNDER-MACKLER, 2002).

Os eletrodos de superfície podem ser constituídos na forma passiva ou ativa. Na configuração passiva, o eletrodo é composto por uma superfície de detecção que detecta a corrente na pele por meio da interface pele-eletrodo. Na configuração ativa a impedância de entrada dos eletrodos é grandemente aumentada, o que a torna menos sensível à impedância, ou seja, melhora a qualidade de interface dos eletrodos com a pele (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

De acordo com Robinson; Synder-Mackler (2002), os eletrodos de superfície (colocados sobre a pele) normalmente são de metais puros e polidos de prata, ouro ou platina. Estes metais são bons condutores de eletricidade desde que a pele seja preparada por abrasão e exista um meio de contato eletrolítico entre a pele e os eletrodos. Esta condução melhorará significativamente. Isto é, os eletrodos de superfície conseguem registrar sinais menores mais acuradamente, melhorando a qualidade do sinal registrado. Estes eletrodos podem ser fixados firmemente no local com protetores ou com faixas adesivas para obter os registros fielmente da atividade muscular e nervosa. Eles normalmente são usados quando os tecidos excitáveis circundam uma área ampla. Há dentre os eletrodos de superfície: o eletrodo de agulha monopolar, eletrodo de agulha concêntrico e eletrodo bipolar de agulha.

Os eletrodos ativos são mais usados porque eles favorecem um sinal eletromiográfico mais fidedigno e também são mais convenientes para serem utilizados, ou seja, eles são simples e rápidos para serem utilizados sobre a pele. Os eletrodos superficiais apresentam como desvantagem serem usados apenas para captar sinais de músculos superficiais e não podem ser usados para detectar sinais seletivamente a partir de músculos pequenos, pois captam sinais dos músculos adjacentes *cross-talk*. Porém, há vantagens que acabam sobrepondo as desvantagens em algumas circunstâncias, quando o sinal eletromiográfico corresponde a uma parte significativa do músculo requerido. Os eletrodos de superfície são comumente usados para detectar sinais brutos da eletromiografia que são captados a partir dos potenciais de ação durante as contrações musculares de baixo nível. A utilização desta técnica requer prática e pode ser frustrante (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

Nos eletrodos de superfície de contato, a direção da propagação pode ser considerada como uma série de pontos fonte, enquanto o potencial é a média de todos estes pontos fonte (WINTER, 1990).

O sinal eletromiográfico realizado a partir de uma contração submáxima que chega até a fadiga muscular aparecerá nos dados gravados pelo eletromiógrafo com aumento de sua atividade devido ao recrutamento e sincronização de suas unidades motoras. Isto ocorre porque o torque muscular permanece constante. Porém, se o torque declinar, consequentemente a atividade captada no eletromiógrafo também diminuirá. Ou seja, a frequência mediana caracteriza a fadiga muscular (MOFFROID, 1997).

Deve-se passar álcool 70% ou água destilada a 30% antes de colocar eletrodos. Este processo de desbridamento remove células mortas que ficam na pele e que podem interferir na impedância entre eletrodos e a pele, influenciando na qualidade do sinal detectado. Entre a pele e o eletrodo deve haver um bom condutor de eletricidade, como gel ou pasta (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

### **2.3.2 Utilização da eletromiografia na identificação da fadiga**

A eletromiografia é usada tanto para avaliar a atividade muscular como para localizar a fadiga muscular. Quando se avalia a fadiga muscular, há alteração das características espectrais da EMG. No entanto, ainda há muita discussão do motivo da alteração destes dados espectrais na fadiga muscular. Por exemplo, uma análise eletromiográfica realizada no bíceps braquial em três estágios mostrou que houve uma variação tanto da frequência (diminuiu)

como da amplitude (aumentou) do sinal mioelétrico em cada estágio analisado. No entanto, o estudo da fadiga muscular está sendo muito buscado na biomecânica ocupacional com o intuito de entender o quanto os grupos musculares podem tolerar uma determinada postura em um determinado tempo (CHAFFIN et al., 1999).

O sinal eletromiográfico durante a fadiga faz com que ocorra a ampliação do pulso que leva ao aumento da área sob a curva. Assim, a amplitude média da eletromiografia retificada aumenta. Normalmente, cada unidade motora age independentemente uma da outra em alguns músculos. A eletromiografia pode ser considerada como um padrão de interferência que consiste na soma de uma série aleatória de potenciais de ação das fibras musculares em relação ao tempo. No entanto, durante a fadiga o tremor é evidente em ambos os traços de tensões eletromiográficas. Durante a contração voluntária isométrica o traço de tensão muscular oscila entre 8-10 Hz. Tais flutuações podem apenas serem causadas pelas mudanças dos padrões dos disparos das unidades motoras de tal forma que eles tendem a disparar em rajadas (WINTER, 1990).

Outro fator que diminui a frequência mediana são as dores crônicas nas regiões lombares. Por exemplo, examinou-se o declínio da frequência mediana dos músculos extensores do tronco com o indivíduo na postura ereta segurando uma carga na mão no comprimento do braço. Esta posição torna-se mais funcional do que o teste de Sorensen (o indivíduo testado está na postura de pronação). Ambos os testes são limitados pela resistência dos flexores do ombro e pelos extensores do quadril, respectivamente (BIEDERMAN et al., 1990).

O estudo de Larivière et al. (2003) teve o intuito de avaliar a fraqueza muscular, a fadiga muscular e a composição da fibra muscular por meio da eletromiografia em 2 grupos. A análise da composição muscular foi por meio de técnicas de biópsia; a força muscular foi por meio de esforço volitivo usando a dinamometria e a resistência foi quantificada pelo tempo máximo que o indivíduo pôde realizar determinada carga. Porém, as medições de biópsia foram invasivas; as medições de desempenho máximo (força e endurance) estão associadas a fatores psicológicos e pela capacidade do indivíduo ativar as unidades motoras e a fadiga muscular foi analisada por meio da eletromiografia de superfície. Tal estudo teve, ainda, o objetivo de averiguar a fadiga gerada após 10 e 15 de minutos de contração muscular da musculatura extensora da coluna lombar a partir de 30 segundos de contração sustentada a 75% da contração voluntária máxima (CVM). Os eletrodos de superfície foram colocados bilateralmente ao nível de L5 (multifídio direito e esquerdo), ao nível de L3 (íliocostal lombar direito e esquerdo), ao nível de L1 (longuíssimo lombar direito e esquerdo) e ao nível de T10

(longuíssimo torácico direito e esquerdo). O teste consistia de duas CVM que foram separadas por um período de 2 minutos entre elas e foi realizado o teste de fadiga por 3 vezes, que consistia de 30 segundos de contração isométrica de extensão do tronco (75% da CVM). O poder espectral da frequência mediana diminuiu durante a atividade da fadiga muscular, o que pode estar relacionado à diminuição da velocidade de condução, assim como devido à presença de produtos metabólicos durante a contração das fibras musculares, pois a coluna lombar tem alto percentual de fibras do tipo I (resistentes à fadiga).

Cardozo; Gonçalves (2008) realizaram um estudo com 8 homens com idade entre 19 e 24 anos, sem antecedentes de doenças músculo-esqueléticas. O estudo teve o intuito de determinar diferentes percentuais de cargas na determinação do limiar de fadiga eletromiográfico dos músculos eretores da espinha. O resultado obtido teve correlação positiva do valor de RMS em função do tempo para o eretor da espinha do lado direito para as cargas de 40% (n=6), 50% (n=7) e 60% (n=8) e para o músculo do lado esquerdo 40% (n=5), 50% (n=7) e 60% (n=7), evidenciando uma tendência à fadiga muscular. No entanto, para a carga de 30% houve um declínio no sinal eletromiográfico para a maioria (n=5), tanto para o eretor do lado direito e esquerdo. Isto pode sugerir que a carga não foi suficiente para promover o desenvolvimento do processo de fadiga muscular. Com relação à análise da fadiga, as retas do músculo eretor da espinha apresentaram comportamento predominantemente positivo, tanto para o eretor direito como para o esquerdo.

Cardozo; Gonçalves (2006) realizaram um estudo que teve o objetivo de verificar os componentes da frequência mediana e da frequência média do músculo longuíssimo do tórax, utilizando carga de 30 e 60% da contração involuntária máxima (CIVM). Os resultados mostraram uma diminuição nos valores da frequência média e da frequência mediana com a progressão dos exercícios isométricos, sugerindo um processo de fadiga muscular. Os valores destas variáveis na carga de 30% foram próximos à carga de 60%, não sendo influenciados pelo nível de carga imposta, ou seja, a postura fatigante do músculo longuíssimo do tórax promove uma queda nos valores espectrais do sinal eletromiográfico.

De acordo com Moffroid (1994), outro fato a ser considerado é que os indivíduos com diferentes níveis de condicionamento exigem base de dados separadas para determinação das alterações da fadiga (declive da frequência mediana), por causa da diferença no tamanho ou do tipo de fibras analisadas. Isto gera diferenças nas medidas da frequência mediana. Quanto ao Teste de Sorensen, há pesquisas que mostram que ocorre uma resistência maior nos extensores do quadril do que nos extensores do tronco, por exemplo. Este autor tem estudos

em que a mediana da frequência do bíceps femoral foi mais significativa do que os músculos para espinhais.

### 2.3.3 Aplicações da eletromiografia

A eletromiografia é usada para testes de resistência por meio dinâmico ou contrações estáticas, mas este último é mais útil porque as medidas do sinal eletromiográfico por meio dinâmico são confundidas pelos efeitos das alterações musculares de comprimento, aceleração e desaceleração ocorridos durante o movimento. Isto é, sob as condições dinâmicas os sinais eletromiográficos não são estacionários e termos cruzados são introduzidos durante o processamento de sinal, que levam a frequência mediana a resultados não tão confiáveis. Há uma técnica conhecida como modificado de Wigner Vil Le, que supostamente contorna estes problemas, mas esta técnica ainda está em fase de desenvolvimento e só foi testada por modelagem computacional (MOFFROID,1997).

De Luca (1993), usou a eletromiografia em seis regiões, sendo uma de cada lado do músculo longuíssimo toraco-lombar (L1), no iliocostal (L2) e no multifídio (L5) com o intuito de analisar não só a amplitude do sinal, mas também a frequência do espectro do sinal durante a extensão da coluna lombar (contração isométrica). Os sujeitos realizaram o máximo de contração destes músculos até a fadiga por um período de 30 segundos. Em seguida, descansavam por um minuto e, logo após, por mais cinco segundos realizavam contração de forma a promover a mesma contração fatigante anterior. Estes sinais captados foram processados e obtidos os valores da variação dos espectros da frequência mediana, que informaram o estado de desempenho dos músculos, ou seja, esta análise caracterizou o comportamento normal e o anormal dos músculos durante a fase de contração e de recuperação.

O estudo de Bierdermann et al. (1990) analisou o declive da frequência mediana por meio do sinal eletromiográfico do músculo iliocostal lombar e do multifídio durante um teste-re-teste. Este estudo foi realizado com o intuito de investigar os parâmetros da fadiga da musculatura paraespinal dos pacientes com dor lombar crônica. Nesse estudo, a avaliação do multifídio e iliocostal e os parâmetros da frequência mediana do teste/re-teste, assim como na análise esquerda versus direita, foram satisfatórios para o multifídio e relativamente baixos para o iliocostal. Este acontecimento pode ser explicado devido ao movimento do ombro e braço durante o levantamento do peso no teste. Isto resultou em uma variação da força no

músculo. Enfim, a técnica de monitorização eletromiográfica do desvio do sinal da frequência por meio de um único parâmetro (frequência mediana) para medir a função muscular é adequada para a investigação clínica. Porém, sua aplicação para avaliar a disfunção muscular dos músculos paravertebrais está longe de ser simples, pois se deve tornar indicativo quanto à seleção dos locais de gravação assim como na identificação das direções das fibras musculares a fim de avaliar as diferenças intra sujeitos e inter sujeitos.

### **2.3.4 Coleta e tratamento dos sinais eletromiográficos**

A distância estimada para captar a atividade das fibras de menor unidade motora (50 fibras) é de 0,5 cm e das de maior unidade motora (2500 fibras) é de aproximadamente 1,5 cm. O eletrodo não capta as fibras adjacentes que estão fora destas distâncias (WINTER, 1990).

A eletromiografia requer dois eletrodos para análise do músculo, sendo que a voltagem das formas das ondas será captada pela diferença de potencial de ação entre os dois eletrodos. Quanto menor for o espaço entre estes dois eletrodos, o resultado do espectro eletromiográfico terá altas frequências que registrarão o espaço dos eletrodos. Os eletrodos agulha registram duração de 3-20 ms, enquanto que os de superfície registram em 2 vezes esse tempo. Outra forma de basear-se além da distância dos eletrodos é por meio da velocidade de propagação para registrar o potencial de ação dos eletrodos, sendo que a máxima e a mínima velocidade servem para detectar a duração do potencial de ação das fibras musculares. Por exemplo, nas fadigas devido às patologias miopáticas, a velocidade é aumentada em seus potenciais de ação devido à redução do recrutamento das fibras musculares (WINTER, 1990).

Ainda de acordo com Winter (1990), uma vez que o sinal eletromiográfico foi amplificado, ele pode ser processado para comparar ou correlacionar com outros sinais fisiológicos ou biomecânicos. Às vezes, ocorre a necessidade de mudar o sinal em outra forma processada pelo fato de que ele não pode estar adequado para o registro ou para correlacioná-lo. Por exemplo, a alta frequência presentes na eletromiografia pode ser impossível de ser registrada diretamente em um gravador de caneta. A frequência mais comum de registrar é entre 0-60 Hz, o que significa que os componentes de alta frequência não são vistos. Dentre os tipos mais comuns de processamento estão:

metade ou retificação de onda completa (também chamada de valor absoluto); metade ou retificação de onda seguida de um filtro passa baixo; integração de onda completa retificada pelo sinal durante todo o período de contração muscular; integração do sinal retificado por um tempo fixo (a zero) então repetido ciclo de integração; integração do sinal de onda completa retificada a um nível predefinido (a zero) (WINTER, 1990, p. 200).

A retificação da onda completa geralmente é retificada por um valor absoluto, usualmente com polaridade positiva. O valor zero é tido como valor original porque ele é registrado com o amplificador biológico de baixa frequência com corte em torno de 10 Hz. No entanto, o sinal de retificação da onda não atravessa o zero, porém este sinal tem um nível médio que oscila de acordo com a força da contração muscular. O uso quantitativo do sinal de retificação da onda completa é um pouco limitado, ou seja, ele serve como entrada para outros esquemas em processamento. A principal aplicação dos sinais de retificação das ondas completas é na avaliação semiquantitativa da atividade física de vários grupos musculares. A examinação visual das mudanças das amplitudes dos sinais de retificação das ondas completas dá um bom indicativo dos níveis de contração muscular. A unidade utilizada para representar a amplitude dos sinais de retificação é o milivolts, assim como para as amplitudes eletromiográfica (WINTER, 1990).

A captação do sinal eletromiográfico durante uma contração não isométrica que envolva velocidade, aceleração e posição do músculo leva a algumas dificuldades, pois este tipo de contração envolve mudança no comprimento do músculo. Por isso, alguns fatores devem ser resolvidos, tais como: 1) modulação do sinal eletromiográfico induzido pelo movimento relativo do eletrodo com as fibras ativas; 2) relação comprimento-força dos músculos; 3) possível presença de atividade reflexa; 4) mudança no centro instantâneo de rotação de um conjunto que irá alterar o momento (força x distância) da inserção do tendão. O estudo da marcha humana é conduzido, por diversas vezes, por meio da eletromiografia. Em tal situação, a interpretação do significado da amplitude do sinal deverá ser executada com cuidado, ou seja, consideração apropriada deve ser sempre dada às causas subjacentes e suas interações (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

### **2.3.5 Análise do sinal eletromiográfico**

A análise do sinal eletromiográfico por meio do domínio da frequência envolve a mensuração de parâmetros que descrevem aspectos específicos do sinal do espectro da frequência. A transformação rápida de Fourier (FTT) é comumente avaliada e

convenientemente utilizada para obter o espectro de densidade da potência do sinal. Há três parâmetros utilizados para mensurar o espectro de densidade de potência, que são: **frequência mediana, frequência média e largura da banda do espectro**. No entanto, há outros parâmetros que são utilizados por alguns investigadores, mas não são considerados como medida de segurança devido aos ruídos dos espectros, tais como: frequência de modo e proporções de segmentos do espectro de densidade de potência (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

O sinal eletromiográfico apresenta como característica para sua análise a frequência e a amplitude. Normalmente, esta análise pode ser feita pelo domínio temporal e o domínio de frequências. O domínio temporal representa o sinal adquirido durante uma atividade em função do tempo; este sinal pode ser quantificado por várias formas de processamento tais como: envoltório linear, retificação, RMS (*root mean square*) e integração. Já o domínio de frequências determina o conteúdo das frequências do sinal eletromiográfico que são determinadas por meio da transformada da rápida de Fourier (FFT) e analisadas pela densidade espectral de energia (PSD) (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

O *root-mean-square* (RMS) é um valor que é dependente do número e da frequência de disparos, assim como da área do potencial de ação das unidades motoras. Porém, ele não é afetado quando há cancelamento devido à sobreposição destes potenciais de ação nas unidades motoras. O RMS é uma derivação das expressões matemáticas para os parâmetros de tempo e de força dependentes. Atualmente, utiliza-se muito do RMS devido às informações que ele fornece além de sua disponibilidade nos chips analógicos que realizam operação eficaz junto à competência técnica em eletromiografia (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

A amplitude varia com o tipo de eletrodo usado para detectar o sinal, o deslocamento do eletrodo, bem como as propriedades tempo-dependentes que são influenciadas pela condução de géis usados entre a pele e os eletrodos. O espectro do sinal eletromiográfico é modificado pelos componentes de alta e baixa frequência. Estes efeitos tendem a compensar um ao outro de modo que a potência total do espectro terá a sensibilidade reduzida a qualquer desvio da frequência no espectro. O deslocamento da frequência dá-se pela análise da frequência média e mediana. Muitas aplicações são utilizadas para mensurar a fadiga muscular que são imaginárias; algumas destas aplicações ainda requerem verificação experimental e outras precisam ser colocadas em prática. Normalmente, o deslocamento da frequência é mais significativo quando há oclusão sanguínea durante a contração muscular. Este resultado está associado ao acúmulo de produtos ácidos no ambiente da membrana da fibra muscular e à

diminuição da velocidade de condução da fibra muscular. A frequência mediana também é influenciada pela temperatura (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

Ainda de acordo com Basmajian; De Luca (1985) o uso do sinal eletromiográfico por meio do deslocamento da frequência está longe de ser uma rotina. Algumas das aplicações em que o sinal eletromiográfico é usado são:

- 1) atletas em treinamento (os efeitos nos treinamentos e exercícios sobre o metabolismo da fibra muscular e sua arquitetura são atualmente um problema. Estes efeitos sobre as fibras levam a mudanças no espectro da frequência do sinal eletromiográfico);
- 2) aplicações industriais: a ergonomia utiliza-se do deslocamento da frequência para estudar a fadiga muscular. As técnicas usadas para distinguir a fadiga psicológica (derivada do tédio) e a fadiga fisiológica (derivada de esforços sustentados nos ambientes de trabalho). Estes dois conceitos podem ser melhorados com melhoras de design do ambiente de trabalho que pode proporcionar aos indivíduos mais conforto durante a realização de suas tarefas.
- 3) fisioterapia: os programas de reabilitação envolvem reeducação e exercícios sendo necessário uma boa avaliação para prescrever um programa de fisioterapia. Os testes manuais são os primeiros procedimentos utilizados para determinar a força muscular. No entanto, estes testes são subjetivos e dependem muito treinamento e habilidade por parte do examinador. Além disso, ele não é um método quantitativo para mensurar a função muscular.
- 4) diagnóstico e prognósticos de distúrbios neuromusculares: normalmente, utiliza-se de eletrodos de agulha para investigar os distúrbios neuromusculares. As mudanças das características das frequências podem ser úteis para seguir o desenvolvimento das desordens assim como realizar diagnóstico e prognóstico de cada tipo de desordem. O deslocamento da frequência pode ser mais bem mensurado nos casos em que se sabe a desordem neurológica.
- 5) outras aplicações clínicas: outra aplicação do sinal eletromiográfico por meio do deslocamento da frequência é na avaliação da fadiga do diafragma. Neste caso em particular, a fadiga contrátil é inconvenientemente mensurada, além disso, fornece uma avaliação tardia da capacidade do diafragma.
- 6) pesquisas básicas: o processo de localização da fadiga muscular é numeroso e aparentemente complexo. O estudo e análise do deslocamento da frequência é o primeiro elemento a ser usado no estudo da fadiga muscular por ser uma técnica de

natureza não invasiva e estar diretamente e indiretamente relacionada aos eventos fisiológicos, anatômicos e biomecânicos relacionados com o músculo.

Durante uma contração fatigante, normalmente há uma compressão do espectro da potência para frequências mais baixas. Esta mudança no espectro da potência da eletromiografia tem sido documentada para um número de diferentes grupos musculares por meio da análise da frequência mediana ((DE LUCA (1993), MANNION (1994), ROY (1989)).

A frequência mediana é uma variável neuromuscular utilizada para identificar a fadiga muscular. Ela tem uma vantagem de não ser alterada voluntariamente. Desta forma, ela torna-se confiável em uma avaliação da força muscular. Este conceito é confirmado pela diminuição de seus valores durante o teste de exaustão (GONÇALVES, 2006).

O comportamento temporal decrescente na contração isométrica até a exaustão é atribuído às mudanças decorrentes de uma mudança de pH intracelular devido ao aumento de íons  $H^+$ , o que interfere no funcional da bomba sódio ( $Na^+$ ) e potássio ( $K^+$ ) e, conseqüentemente, na permeabilidade da membrana celular. Este processo provoca, por sua vez, um desequilíbrio na concentração destes mesmos íons, o que reduz a velocidade de condução do potencial de ação muscular (ENOKA, 1992). A alteração que ocorre na bomba de  $Na^+$  e  $K^+$  decorrente da contração isométrica até a exaustão faz com que os miofilamentos alterem seu acoplamento devido à incapacidade do retículo sarcoplasmático liberar íons de Cálcio para o interior da fibra muscular. Desta forma, a mecânica contrátil é alterada, o que leva a uma queda da força e, conseqüentemente, promove a fadiga muscular (FITTS; BALLOG, 1996).

O estudo de Elfving et al. (2003) teve o objetivo de verificar a validação e confiabilidade eletromiográfica durante a fadiga muscular. Foram utilizados 57 indivíduos com dor lombar crônica (27 homens e 30 mulheres) e um grupo sem dor lombar com 55 indivíduos (28 homens e 27 mulheres), ambos os grupos com idade entre 20-60 anos. A frequência mediana inicial para o grupo com dor teve uma média significativa ( $p=0,001$ ) alta para L5 em relação a L1. Porém, nos grupos saudáveis não houve diferença, assim como entre o grupo com dor do sexo masculino e feminino e lado direito e esquerdo da coluna.

Pereira; Gonçalves (2007) tiveram o intuito de verificar a recuperação de parâmetros eletromiográficos RMS e avaliaram o efeito da lateralidade nessas variáveis da frequência mediana dos músculos iliocostal e multifídio lombar nos níveis vertebrais L2-L1 e L4-L5, respectivamente. Foram usados 10 voluntários do sexo feminino com idade  $22,22 \pm 3,19$  que

realizaram a extensão isométrica do tronco até a exaustão a 5%, 10%, 15% e 20% da contração isométrica voluntária máxima. Segundo análise estatística, não houve diferenças nos valores RMS e da frequência mediana entre as contrações submáximas em nenhuma das porcentagens de tração da célula de carga em nenhum dos músculos avaliados. O músculo iliocostal direito apresentou RMS maior do que o lado esquerdo e quanto à força muscular ela foi maior no lado esquerdo para ambos. Porém esses resultados podem ser utilizados como parâmetros de recuperação de variáveis eletromiográficos em indivíduos normais após contrações isométricas da coluna lombar.

Em Basmajian; De Luca (1985), a decomposição do sinal eletromiográfico é usada de duas formas; a primeira parte de decomposição do sinal deve ser feita implicitamente pelo investigador clínico para garantir que o que está sendo realmente observada é um potencial de ação da unidade motora e não a sobreposição do potencial de ação da unidade motora. A decomposição do sinal permite acurácia e conveniência, ou seja, o primeiro ponto do sinal eletromiográfico é rotineiro e adquirem repetitividade para um método específico. O segundo é que o seu uso é importante desde que ocorra a validação dos resultados. Nenhum outro método usado para decompor o sinal eletromiográfico está habilitado para providenciar uma mensuração acurada.

Durante uma contração isométrica em condições de isquemia ocorre diminuição da frequência mediana inicial, porém ocorre a recuperação da frequência mediana inicial rapidamente após sua liberação. A melhor diminuição da frequência mediana inicial ocorre durante uma contração voluntária máxima de 80%. Similar resultado também foi encontrado após uma redução intramuscular de temperatura. Enfim, a frequência mediana inicial apresenta o seu sinal mioelétrico semelhante à de sua velocidade de condução, que apresenta diminuição de acordo com o acúmulo de subprodutos metabólicos no tecido muscular (MERLETTI et al., 1984).

### 3 METODOLOGIA

Esta pesquisa analisou a postura dos técnicos de enfermagem durante a transferência do paciente sentado na cadeira comum para maca e deitado na maca para sentado na cadeira comum. Esta análise foi realizada nos músculos multifídio e iliocostal direito e esquerdo por meio da eletromiografia.

#### 3.1 Procedimento Ético

Os procedimentos a serem utilizados neste estudo foram submetidos ao Comitê de Ética em Pesquisada Universidade de Taubaté-UNITAU para avaliação. Após receber o parecer de aprovação, a fase experimental/campo da pesquisa foi conforme as diretrizes e normas regulamentadas para pesquisas envolvendo seres humanos, segundo a resolução nº 196 de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde (CNS) do Ministério da Saúde – Brasília/DF do Brasil (Anexo C).

#### 3.2 Participantes e Critérios de Inclusão/Exclusão

Foram previstos os profissionais da área de enfermagem (auxiliar e/ou técnico de enfermagem) do setor adulto, auxiliares/técnicas de enfermagem do sexo feminino, faixa etária entre 20 a 50 anos, que não deveriam apresentar diferenças estatisticamente significantes nas seguintes variáveis antropométricas: ***peso corporal e estatura***, ou seja, ***índice de massa corpórea (IMC)***; não deveriam apresentar doenças ou lesões músculo-esqueléticas; não apresentar alergia a lâmina de barbear e ao álcool devido ao procedimento de tricotomia e limpeza da pele. As mesmas foram analisadas de acordo com uma carga horária executada em um emprego apenas. Ou seja, nos casos das profissionais com jornada dupla foi, considerado o período inicial e o término de uma das jornadas de trabalho.

### **3.3 Materiais**

#### **3.3.1 Local**

Este estudo foi realizado junto ao Pronto Atendimento Municipal da Cidade de Guaratinguetá-SP.

#### **3.3.2 Característica do Serviço de Enfermagem**

Neste Pronto Atendimento havia 24 profissionais do turno diurno e noturno, do sexo feminino, porém apenas duas profissionais foram incluídas nesta pesquisa devido ao seu peso e estatura, ou seja, índice de massa corpórea (IMC) que permitisse a coleta de dados na eletromiografia. A carga horária semanal destes profissionais era plantão de 12 por 36 horas.

As profissionais selecionadas possuíam 1,52m de altura e 42 kg de massa corporal e 1,60m de altura e 48 kg de massa corporal. Ambas as profissionais foram analisadas durante o início e o término do expediente de trabalho, porém o sinal captado foi aproveitado em uma delas, a de 1,60 de altura e 48 kg. Desta forma, esta pesquisa tornou-se um estudo de caso, devido às suas limitações relacionada ao índice de massa corpórea encontrado nesta população. Além do índice de massa corpórea, pôde-se observar que os músculos estudados (multifídio e iliocostal direito e esquerdo) estão em uma região onde o acúmulo de tecido adiposo é significativo, provavelmente devido ao próprio biótipo da mulher brasileira. Isto fez com que as demais profissionais não fossem selecionadas porque apresentavam visualmente acúmulo de tecido adiposo na região do quadril, o que impede a captação dos sinais. A escolha destes músculos é devido à pesquisa priorizar os possíveis acometimentos lombares a que esta população está exposta.

A Tabela 1 mostra os 24 funcionários do Pronto Socorro de acordo com sua idade (anos), peso (kg) e IMC ( $\text{kg/m}^2$ ).

Tabela 1- Relação dos profissionais de enfermagem (idade, altura peso e IMC).

| PROFISSIONAL | IDADE<br>[anos] | ALTURA<br>[anos] | PESO<br>[kg] | IMC<br>[kg/m <sup>2</sup> ] |
|--------------|-----------------|------------------|--------------|-----------------------------|
| 1            | 21              | 1,6              | 48           | 18,8                        |
| 2            | 33              | 1,59             | 80           | 31,6                        |
| 3            | 28              | 1,68             | 70           | 24,8                        |
| 4            | 34              | 1,7              | 114          | 39,4                        |
| 5            | 24              | 1,65             | 66           | 24,2                        |
| 6            | 33              | 1,65             | 80           | 29,4                        |
| 7            | 48              | 1,58             | 76           | 30,4                        |
| 8            | 28              | 1,54             | 72           | 30,4                        |
| 9            | 25              | 1,52             | 55           | 23,8                        |
| 10           | 23              | 1,52             | 42           | 18,2                        |
| 11           | 46              | 1,6              | 90           | 35,2                        |
| 12           | 47              | 1,55             | 70           | 29,1                        |
| 13           | 25              | 1,69             | 95           | 33,3                        |
| 14           | 30              | 1,7              | 60           | 20,8                        |
| 15           | 38              | 1,62             | 58           | 22,1                        |
| 16           | 30              | 1,56             | 62           | 25,6                        |
| 17           | 41              | 1,5              | 50           | 22,2                        |
| 18           | 46              | 1,6              | 63           | 24,6                        |
| 19           | 43              | 1,6              | 84           | 32,8                        |
| 20           | 24              | 1,7              | 90           | 31,1                        |
| 21           | 38              | 1,68             | 66           | 23,4                        |
| 22           | 43              | 1,7              | 70           | 24,2                        |
| 23           | 28              | 1,58             | 86           | 34,4                        |
| 24           | 44              | 1,55             | 64           | 26,6                        |

A participante que fez o papel de paciente possuía 1,52 m de altura e 62 kg e não possuía nenhum conhecimento da área de saúde e/ou enfermagem, pois a mesma não deveria em nenhum momento auxiliar na transferência.

Após aceitar em participar do estudo, as profissionais assinaram o termo de consentimento (Anexo C) e foi agendada a coleta, que ocorreu no início e término do expediente.

### 3.4 Procedimentos

#### 3.4.1 Experimento: análise eletromiográfica

A análise eletromiográfica foi realizada durante o período da manhã (início) e tarde (término) do expediente e tarde (início) e manhã (término) do expediente, devido às trocas de plantões de 12 por 36 horas. A transferência do paciente da postura sentado na cadeira para deitado na maca e deitado na maca para sentado na cadeira foi realizada por 3 vezes, com a intenção de obter a média das três tarefas. Cada tarefa correspondeu a uma transferência da cadeira para maca (subida) e maca para cadeira (descida). Normalmente, as transferências do paciente em um ambiente hospitalar são realizadas com no mínimo dois funcionários.

Durante a transferência, a pesquisadora auxiliou segurando as pernas da paciente, enquanto que as técnicas ficaram responsáveis pelo tronco. Durante a transferência, o tronco é mais pesado do que as pernas, ou seja, quanto maior a carga, maior a contração muscular. As duas técnicas não realizaram a transferência juntas devido à diferença de horário de plantão entre as mesmas. O serviço hospitalar não conseguiu disponibilizar outro funcionário no momento da coleta, devido ao movimento intenso de pacientes a serem atendidos no Pronto Atendimento.

A coleta dos dados ocorreu no próprio Pronto Atendimento, em uma das salas de atendimento médico.

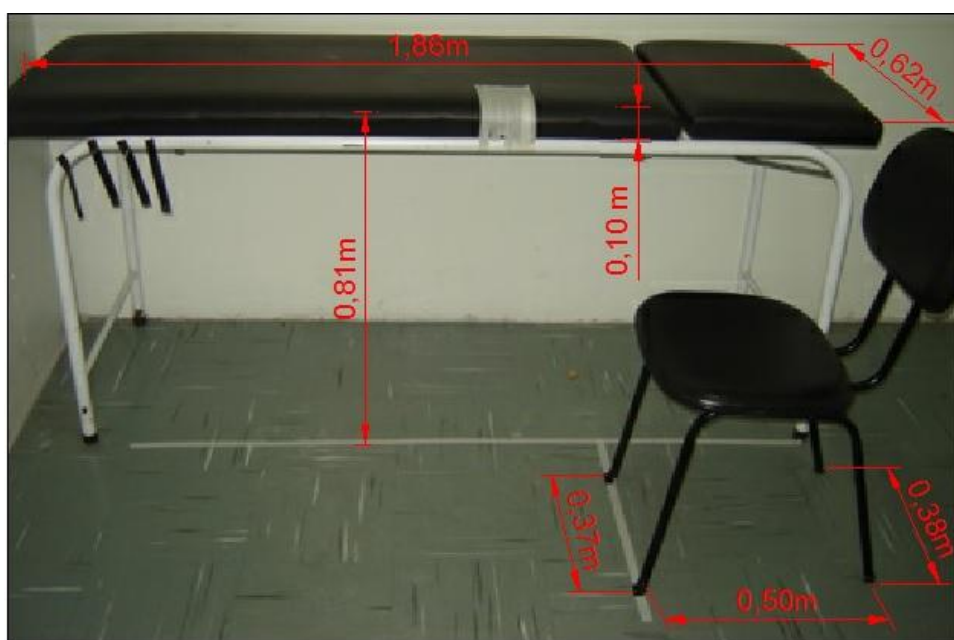


Figura 5 - ambiente da coleta dos dados.

A Figura 5 mostra a maca utilizada na pesquisa, ela possuía 1,86 m de comprimento; 0,62 m de largura; 0,42 m de cabeceira e 0,81 m de altura (parte superior até o chão).

A cadeira utilizada tinha 0,37 m de comprimento entre os pés anterior direito e esquerdo; pés posteriores direito e esquerdo, 0,38 m de comprimento; 0,50 m comprimento entre os pés antero-posterior direito e esquerdo; altura da cadeira do chão ao assento (parte superior) 0,48 m de comprimento e do chão a parte superior do encosto 0,87 m de comprimento; altura da parte superior do encosto ao assento superior 0,49 m de comprimento e altura do assento 0,04 m de comprimento.

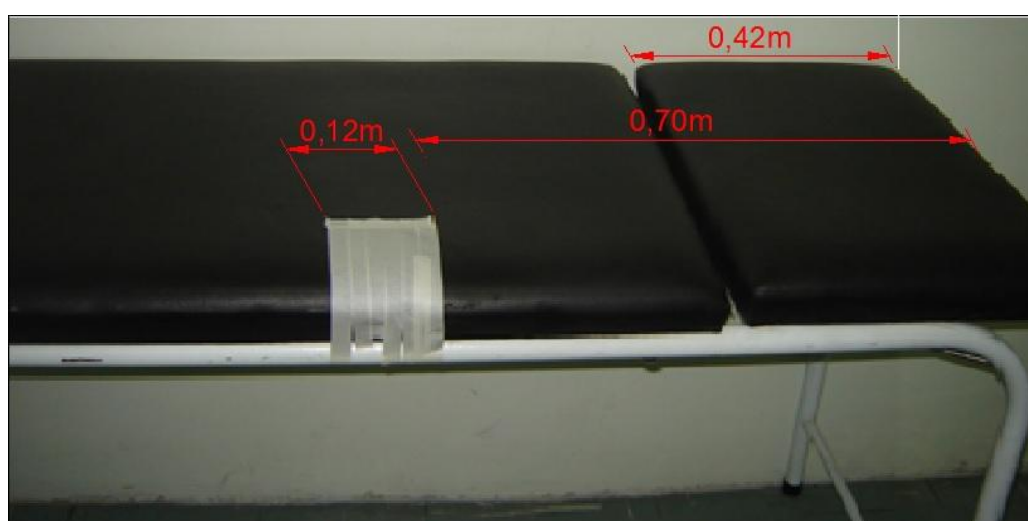


Figura 6 - Distância da cabeceira da maca até o início da marcação (0,70 m).

A Figura 6 mostra a distância do início da cabeceira até a marcação superior da maca até a marcação (0,70 m de comprimento) branca e a largura da marcação branca é de 0,12m de comprimento. Esta marcação foi feita para que o paciente durante todas as tarefas ficasse sempre na mesma posição. O paciente fazia uso de um cinto de 0,12 m de largura na região da cintura.



Figura 7- Distância da cama hospitalar à cadeira (0,12m).

A Figura 7 mostra uma vista anterior da maca e cadeira. A distância do pé anterior e direito da cadeira em relação à maca foi de 0,12 m e do pé posterior direito da cadeira foram 0,16 m de comprimento. O pé anterior direito da cadeira foi colocado a partir de 0,72 m da distância do início da cabeceira da maca.

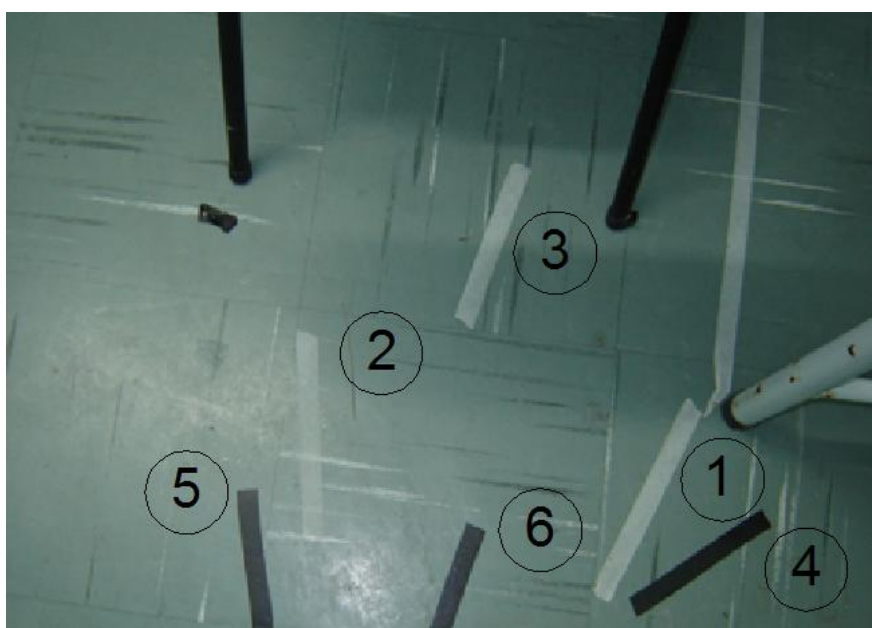


Figura 8- Distância da posição dos pés do profissional de saúde durante a transferência do paciente.

A Figura 8 mostra a distância dos pés do profissional de saúde durante a transferência do paciente.

Durante a transferência do paciente da cadeira para maca (subida) os pés do profissional ficaram na fita de marcação branca. No início da transferência de subida o pé direito (1) e o esquerdo (2), porém ao término da transferência o pé esquerdo deslocou-se para a fita branca (3).

Durante a transferência do paciente da maca para cadeira (descida) os pés ficaram posicionados nas fitas de marcação preta. O posicionamento inicial da transferência o pé direito (4) e o esquerdo (5) e ao término da transferência o pé direito deslocou-se para a marcação preta do meio (6).

Esta marcação foi feita a partir do momento em que o profissional e a pesquisadora definiram, de acordo com o seu conforto ergonômico, o modo de realização da transferência do paciente.

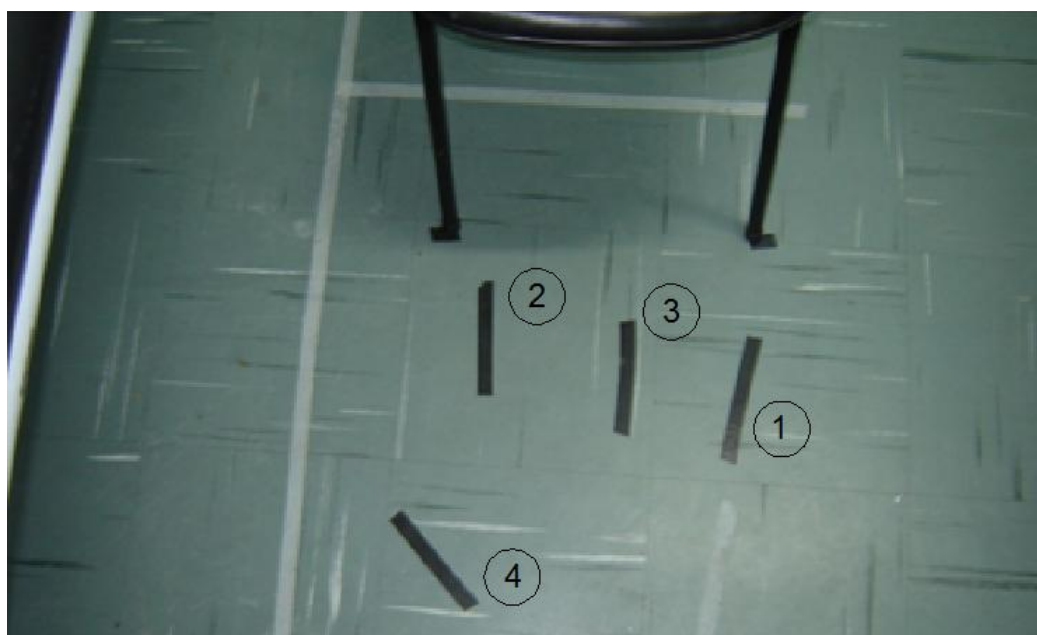


Figura 9- Distância da posição dos pés da pesquisadora durante a transferência do paciente.

A Figura 9 mostra a posição dos pés da pesquisadora durante a transferência do paciente. A pesquisadora ficou responsável em transferir os pés do paciente, sendo que durante a subida do paciente seus pés direito (1) e esquerdo (2) ficaram posicionados nas duas fitas pretas laterais e próximas aos pés direito e esquerdo da cadeira.

Durante a descida o pé direito (3) da pesquisadora ficou entre as fitas (1) e (2) e o pé esquerdo na fita preta (4) próximo ao pé da maca.



Figura 10- Vista anterior da marcação da região da axila e joelho do paciente durante a transferência



Figura 11 - Marcação da região da axila e joelho do paciente durante a transferência em vista lateral.

As Figuras 10 e 11 mostram a marcação realizada no paciente durante a transferência da região da axila direita e esquerda e do joelho direito e esquerdo. Durante a tarefa, o profissional da saúde posicionou ambas as mãos sob a axila do paciente e sobre a fita, conforme marcação com fita crepe. A pesquisadora segurou na região poplíteica de ambos os joelhos do paciente. O cinto marrom utilizado pelo paciente possuía 0,12 m largura e quando o paciente estava deitado na maca ele posicionou o cinto sobre a marcação de 0,12 m de largura realizado na maca, conforme discutido anteriormente.

Na coleta dos sinais eletromiográficos, foi utilizado um eletromiógrafo (EMG SYSTEM do Brasil), com uma placa analógico-digital, com 08 canais, a uma frequência de amostragem de 2000 Hz. Para cada técnica, utilizou-se eletrodos de superfície em configuração bipolar descartável do tipo Double (eletrodo cardiológico descartável pré-geleificado Ag/AgCl), confeccionado em espuma de polietileno com adesivo medicinal hipoalergênico (importado) de alta adesividade, contato duplo de cloreto de prata com gel sólido, com aderência, baixa impedância e excelente condutividade. A distância ente entre os centros dos polos foi de 20mm. O local de fixação dos eletrodos foi definido de acordo com as recomendações de Seniam- Eletromiografia de superfície para avaliação não-invasiva de músculos (Hermens et.al, 2000). O local de colocação dos eletrodos foi preparado por meio de tricotomia e assepsia do local com álcool, no nível dos músculos estudados, assim como da região cervical (nível de C7), local onde foi colocado um fio terra com o objetivo de atuar como eletrodo de referência, para garantir a qualidade do sinal. Os eletrodos foram colocados no multifídio direito (canal 04) e esquerdo (canal 05) e iliocostal direito (canal 06)e esquerdo (canal 07).

A Figura 12 mostra o eletromiógrafo de 08 canais utilizado nesta pesquisa, sendo utilizados os canais: 04, 05, 06 e 07. Estes canais foram selecionados devido à melhor captação do sinal eletromiográfico. A partir disto, a escolha foi aleatória.



Figura 12- Eletromiógrafo EMG System do Brasil de 08 canais.



Figura 13 - Posicionamento para início da transferência da cadeira para maca.

A Figura 13 mostra o posicionamento inicial do paciente e do profissional durante a transferência da cadeira para maca (subida).



Figura 14 - Posicionamento inicial da transferência da cadeira para maca.

A Figura 14 demonstra o profissional colocando suas mãos na região da axila do paciente para iniciar a transferência da cadeira para maca.

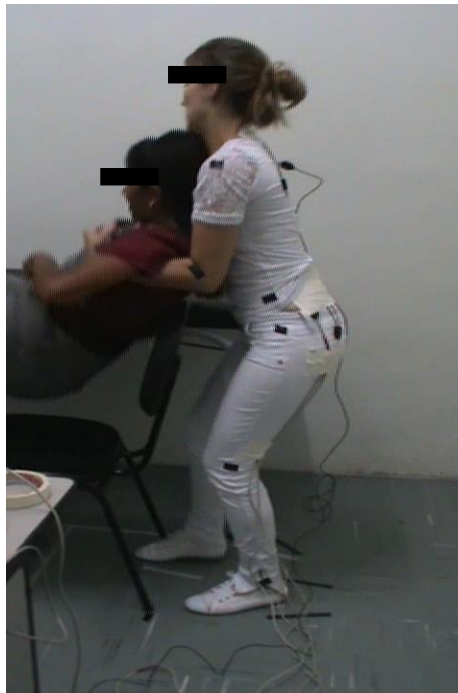


Figura 15 - Início do levantamento do paciente da cadeira.

A Figura 15 mostra o profissional realizando o levantamento do tronco do paciente com o intuito de colocá-lo na maca.



Figura 16 - Colocação do paciente na maca.

A Figura 16 mostra o profissional aproximando o paciente na maca para finalizar a transferência da cadeira para maca.

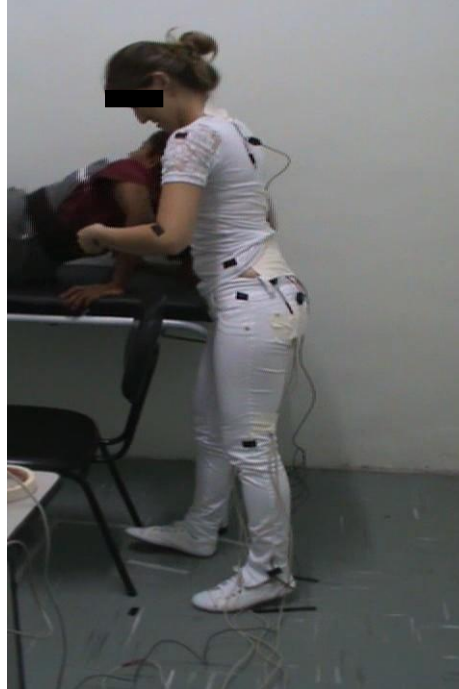


Figura 17 - Término da colocação do paciente na maca.

A Figura 17 mostra o profissional deixando o paciente sobre a maca.

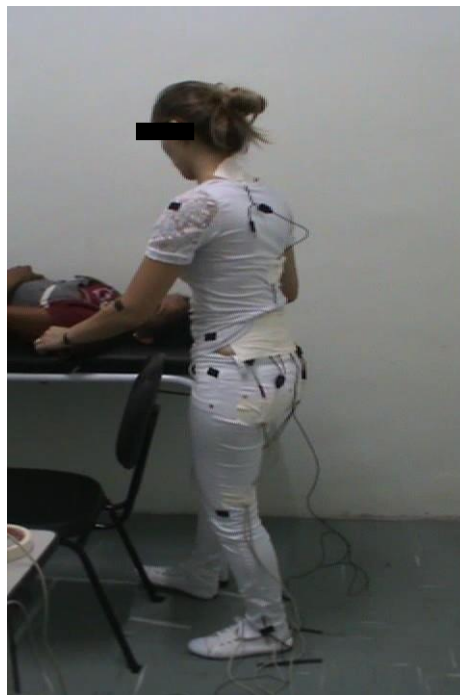


Figura 18 - Posicionamento inicial da transferência da maca para cadeira.

A Figura 18 mostra o profissional colocando as mãos na região da axila do paciente para iniciar a transferência do paciente da maca para cadeira.

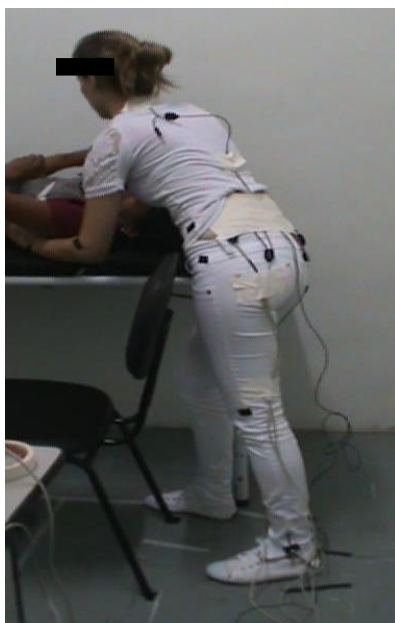


Figura 19 - Início da transferência do paciente da maca para cadeira.

A Figura 19 mostra o profissional colocando suas mãos na região da axila do paciente com o intuito de dar início à transferência do paciente da maca para cadeira (descida).



Figura 20 - Levantamento do paciente da maca.

A Figura 20 mostra o profissional fazendo o levantamento do paciente da maca para a cadeira.

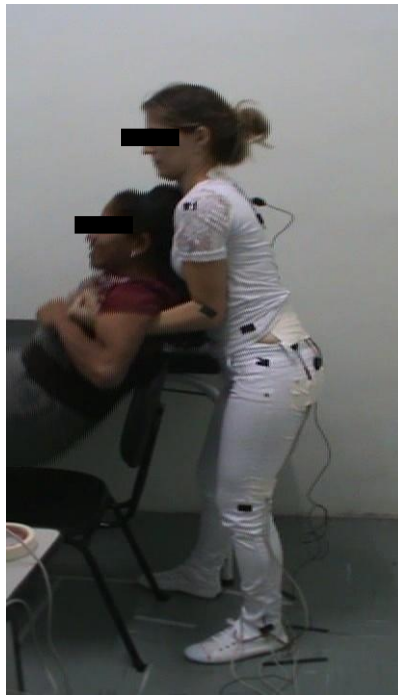


Figura 21 - Colocação do paciente na cadeira.

A Figura 21 demonstra o profissional colocando o paciente na cadeira para finalizar a transferência da maca para cadeira.

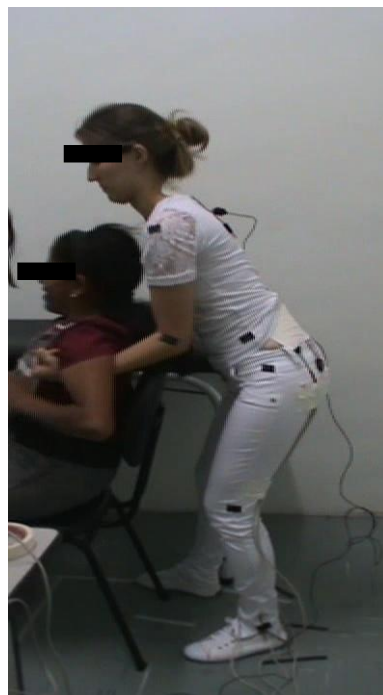


Figura 22 - Término da colocação do paciente na cadeira.

A Figura 22 demonstra o profissional colocando o paciente na cadeira e finalizando a transferência do paciente da maca para cadeira (descida).

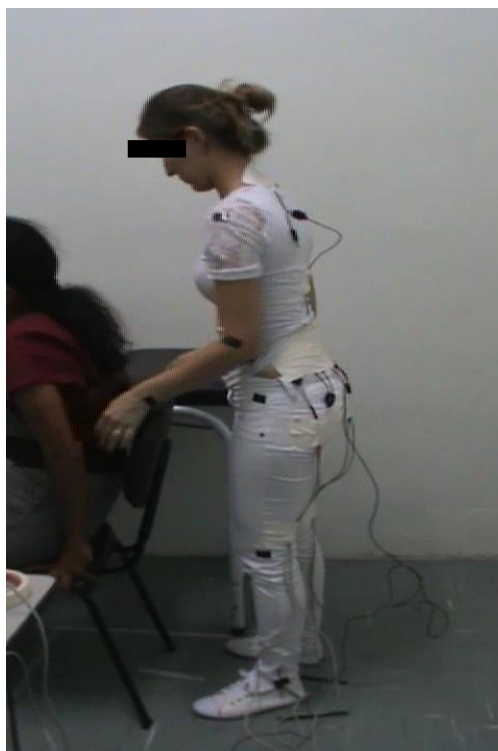


Figura 23 - Posicionamento final da transferência da maca para cadeira.

A Figura 23 demonstra a finalização da transferência da maca para cadeira e o início do afastamento do profissional.

Os sinais EMG coletados durante as três transferências de subida e as três de descida foram armazenados em computador e posteriormente processados e analisados. As variáveis analisadas foram: domínio temporal – RMS (*Root Mean Square*) e domínio espectral – PSD (*Power Spectral Density*) e Frequência Mediana por meio de cálculos FFT (*Fast Fourier Transform*). Para estas análises foram utilizados softwares de planilha de dados Microsoft Excel e de processamento de sinais Origin, respectivamente.

Para a variável temporal, cada tentativa foi analisada em intervalos de 250 ms sucessivos até completar os primeiros quatro segundos, que foi o tempo aproximado de cada transferência. Desta forma, foram obtidos 16 RMS, pois a cada 250 ms obteve-se 01 RMS. Destes 16 RMS, escolheu-se o de maior valor, que foi definido, então, como o valor máximo de RMS. Foi encontrado o Pico Máximo do RMS de cada tentativa, ou seja, o valor máximo de RMS. As três tentativas foram sincronizadas pelos Picos Máximos e então foram calculadas as médias das três Tarefas, dos 03 Picos Máximo da Subida e dos 03 Picos Máximo da Descida, considerando um segundo antes e um segundo após o Pico Máximo. Por

fim, o RMS de cada músculo foi comparado em função da Tarefa (subida ou descida) e do momento de execução (início ou fim do expediente).

A variável Espectral PSD foi calculada em cada tentativa e, em sequência, foram calculadas médias móveis (janelamento), considerando 500 dados por janela. A média das três tentativas após o cálculo de janelamento foi comparada em função da Tarefa (subida ou descida) e do momento de execução (início ou fim do turno).

Para a variável Espectral Frequência Mediana, foi calculada a PSD em cada tentativa, depois foi encontrado o ponto (frequência) que está sob a área do espectro de frequência e que a divide em duas áreas iguais. Este valor da frequência é chamado de Frequência Mediana.

Os dados da tabela foram calculados sem janelamento, ou seja, considerou o total de pontos da coleta sem normalizá-lo pelo tempo e sem considerar um determinado valor por janela.

#### 4 RESULTADO

As Figuras 24 a 27 mostram a média das três tentativas realizadas durante a transferência da cadeira para maca (subida) no início e no fim do expediente.

Estas Figuras mostram o gráfico do RMS (mV) x Tempo relativo (s) que foram obtidos a partir do tempo total de 4 segundos de cada uma das três tarefas realizadas durante a subida e descida do início e no fim do expediente.

O tempo total de 4 segundos foi dividido em 16 partes iguais, ou seja, a cada 250 ms. A cada 250 ms foi obtido um valor RMS e dentre estes 16 valores RMS foi selecionado o de maior valor (pico máximo).

Cada pico máximo foi analisado a partir de um tempo relativo a partir de um segundo antes e um segundo após o seu valor.

Essa metodologia possibilitou a sincronização da atividade eletromiográfica entre as musculaturas ou condições analisadas, permitindo comparar o comportamento de atividade muscular antes e após o pico eletromiográfico entre as musculaturas e suas condições.

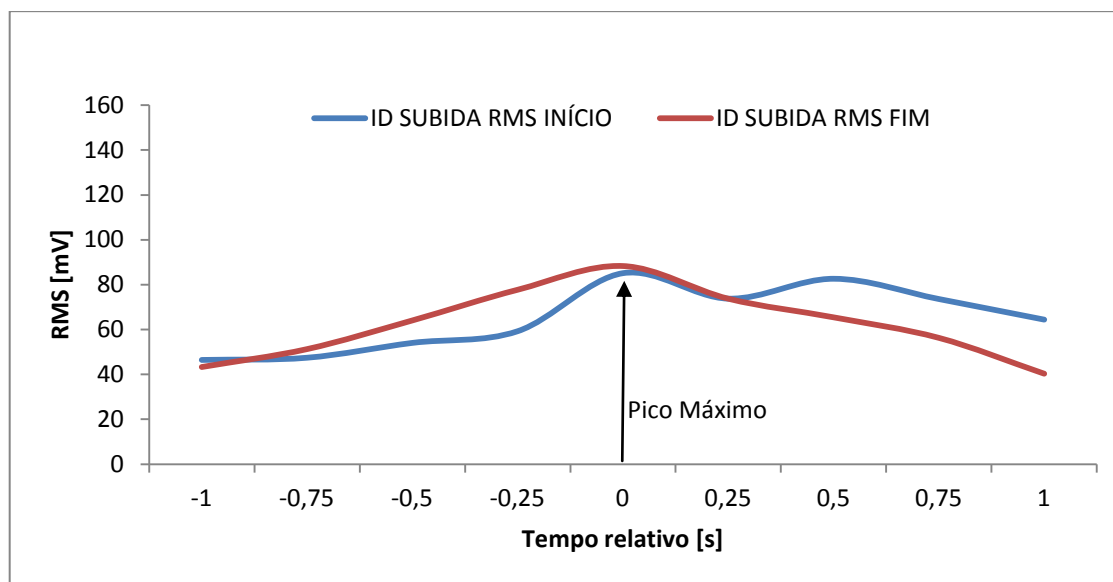


Figura 24 – RMS (mV) x Tempo relativo (s) do músculo iliocostal direito na subida.

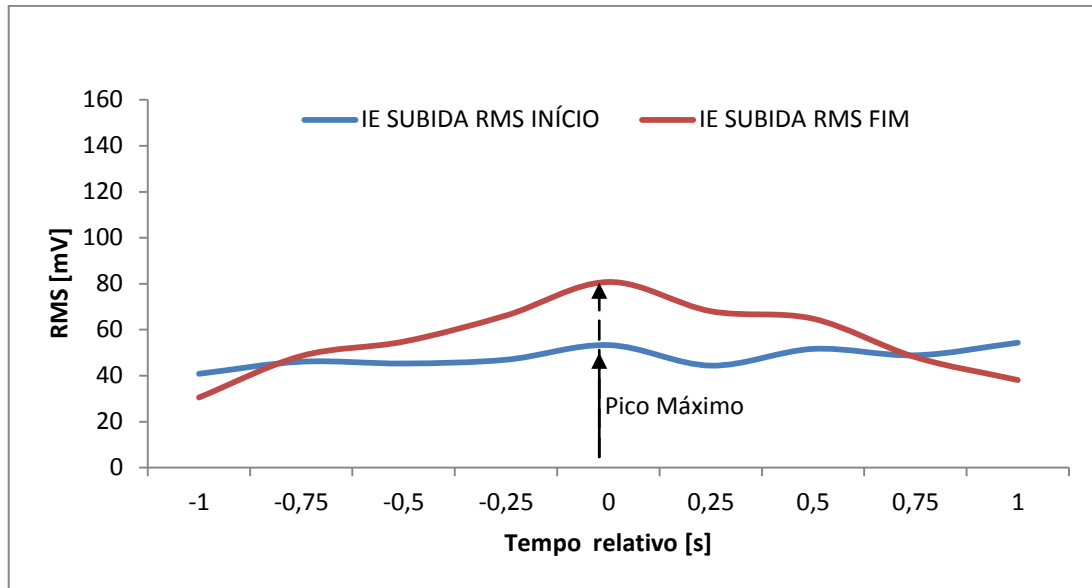


Figura 25 – RMS (mV) x Tempo relativo (s) do músculo iliocostal esquerdo na subida.

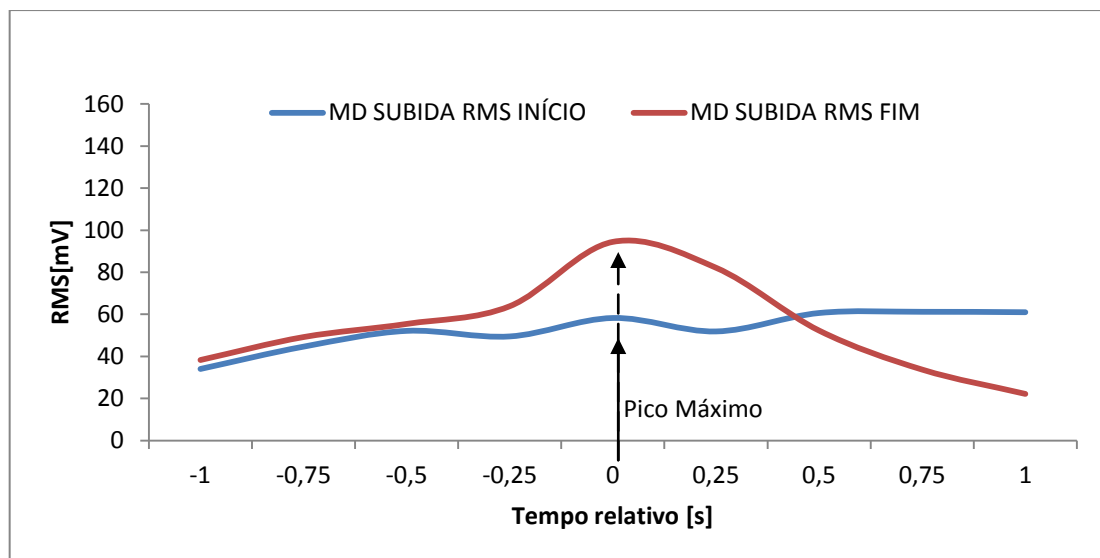


Figura 26 – RMS (mV) x Tempo relativo (s) do músculo multifídeo direito na subida.

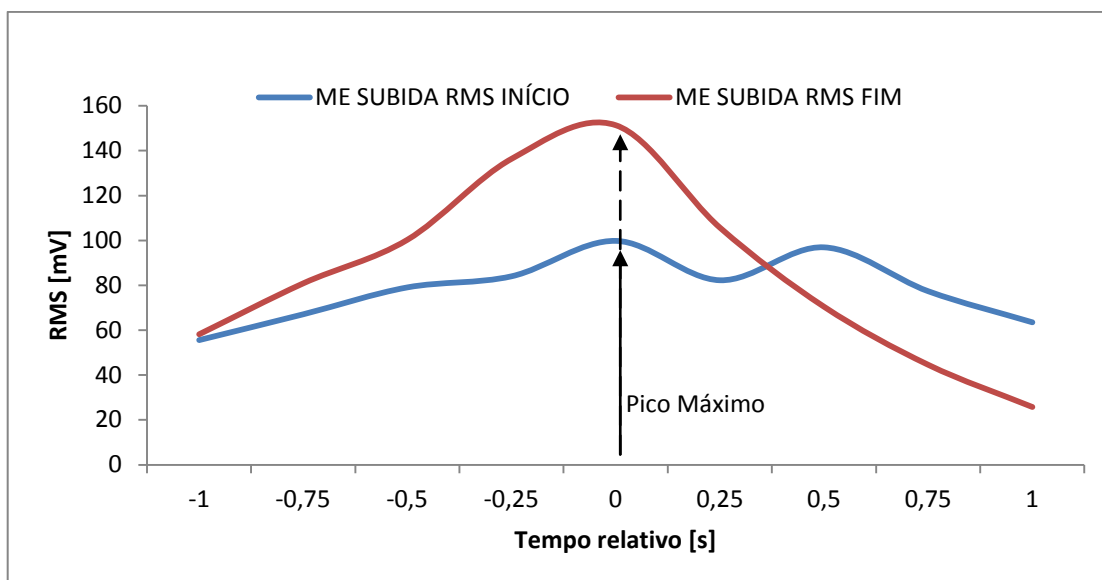


Figura 27- RMS (mV) x Tempo relativo (s) do músculo multifídeo esquerdo na subida.

Pode observar que as Figuras acima durante a tarefa de subida o seu Pico Máximo no fim do expediente sobrepõe-se ao início do expediente, ou seja, o valor RMS foi maior. Isto denota que no fim do expediente todos os músculos analisados apresentaram a necessidade de uma maior atividade muscular que é representada pela amplitude (mV).

As Figuras 28 a 31 mostram a média das três tentativas realizadas durante a transferência da maca para cadeira (descida) no início e no fim do expediente.

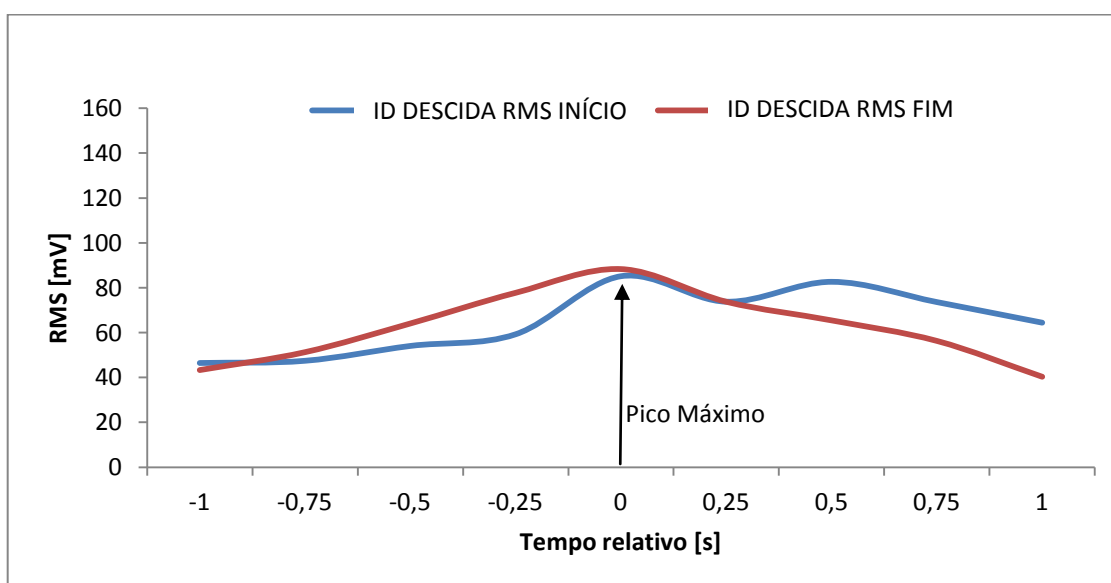


Figura 28 – RMS (mV) x Tempo relativo (s) do músculo iliocostal direito na descida.

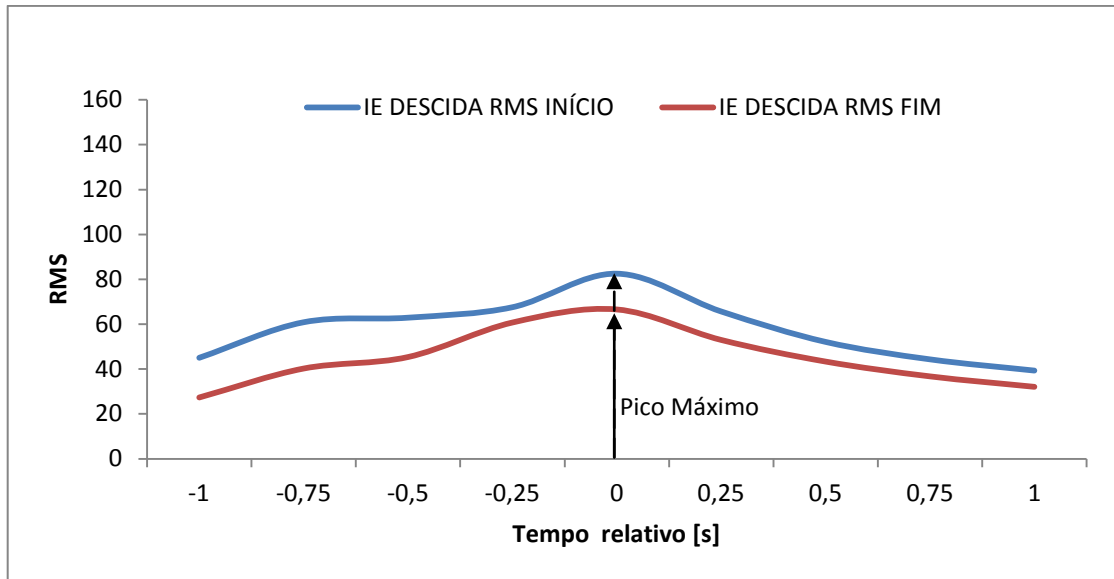


Figura 29 – RMS x Tempo relativo (s) do músculo iliocostal esquerdo na descida.

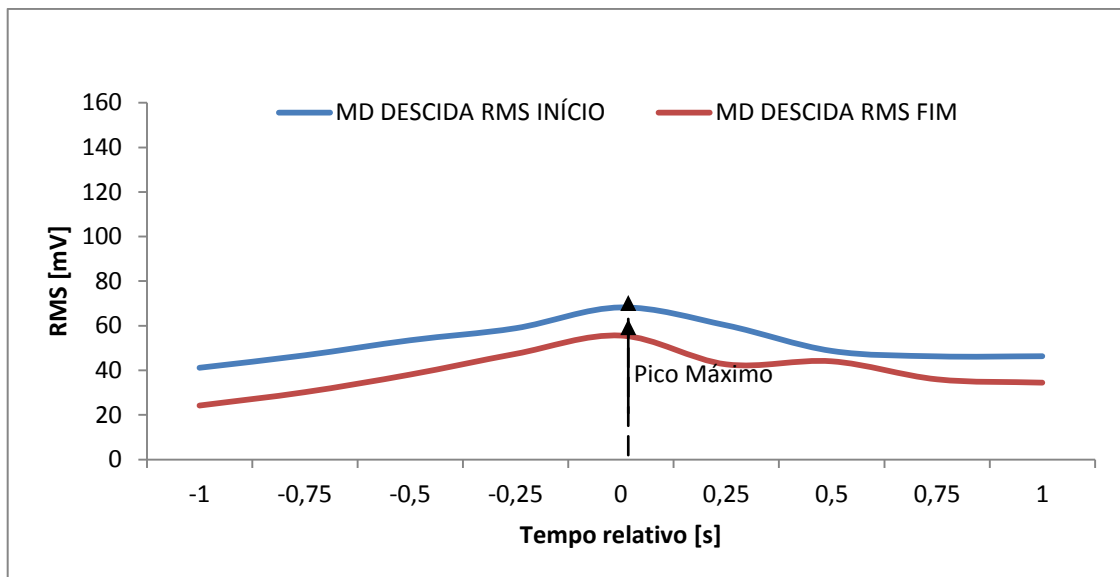


Figura 30 – RMS (mV) x Tempo relativo (s) do músculo multifídeo direito na descida.

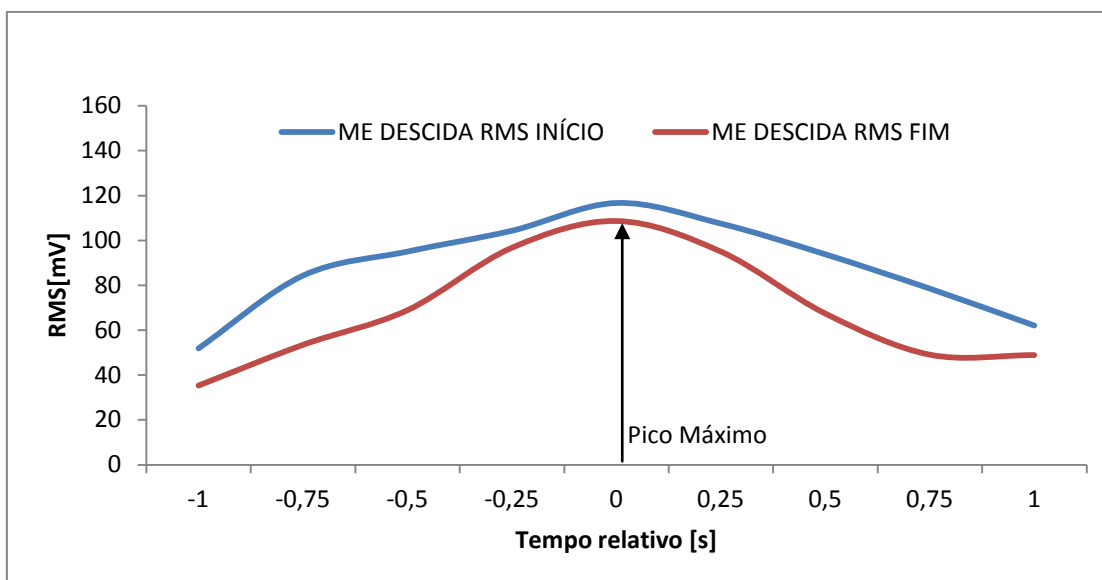


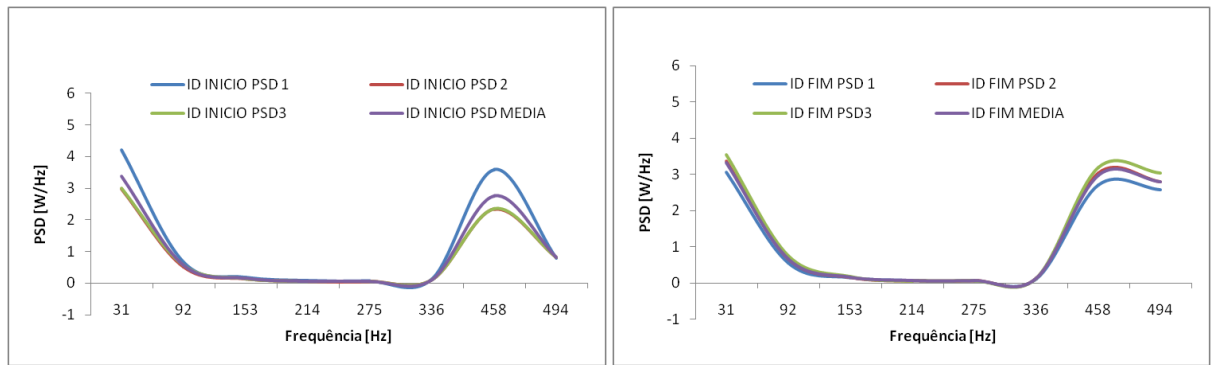
Figura 31- RMS (mV) x Tempo relativo (s) do músculo multifídeo esquerdo na descida.

No entanto, os gráficos da tarefa de descida apresentados nas Figuras 29, 30 e 31 o Pico Máximo no fim do expediente não se sobrepõe ao do início do expediente, exceto para o músculo iliocostal direito (Figura 28).

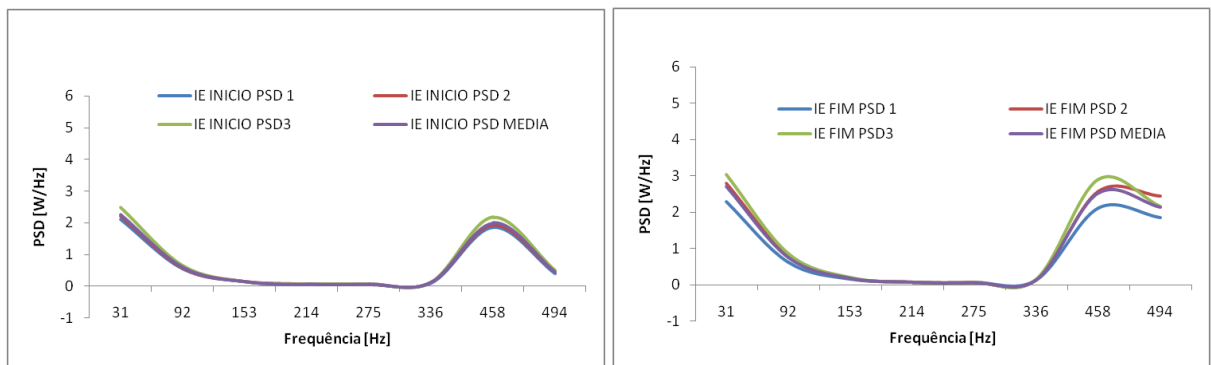
Associando ambos os resultados (isto é, tarefa de descida X tarefa de subida), sugerimos que na tarefa de descida não há a necessidade de uma atividade muscular como a exigida durante a tarefa de subida. Porém, o músculo iliocostal direito foi exigido em ambas às tarefas de subida e descida, o que pode indicar que este grupamento muscular é o responsável pela manutenção do movimento requisitado.

As Figuras 32 a 47 mostram as curvas da média do PSD dos músculos nas três tarefas de transferência da cadeira para maca (subida) e da maca para cadeira (descida) durante o início e fim do expediente.

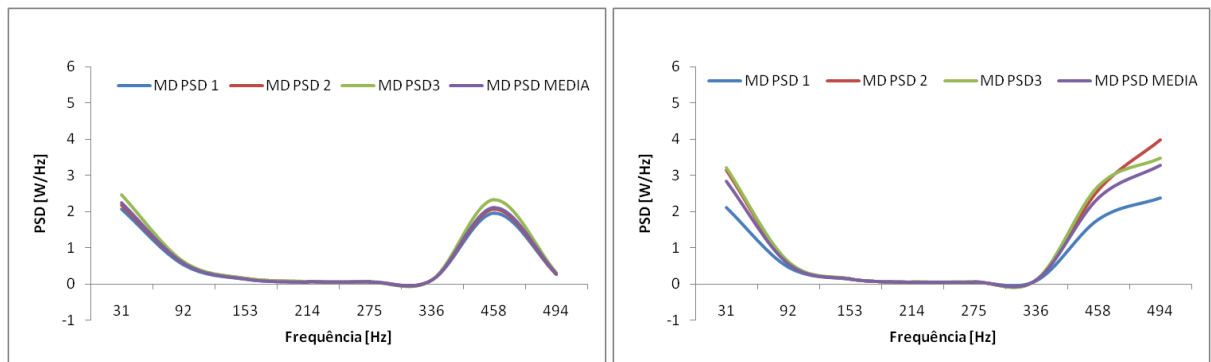
A frequência destas Figuras foi obtida a partir de 4098 pontos totais que foram fornecidos durante 4 segundos de cada uma das três tarefas realizadas durante o início e fim do expediente. O valor total de pontos foi dividido por 8 e encontrado um intervalo de frequência de mais ou menos 60 Hz, sendo a frequência inicial de 30 Hz e a final de 493 Hz.



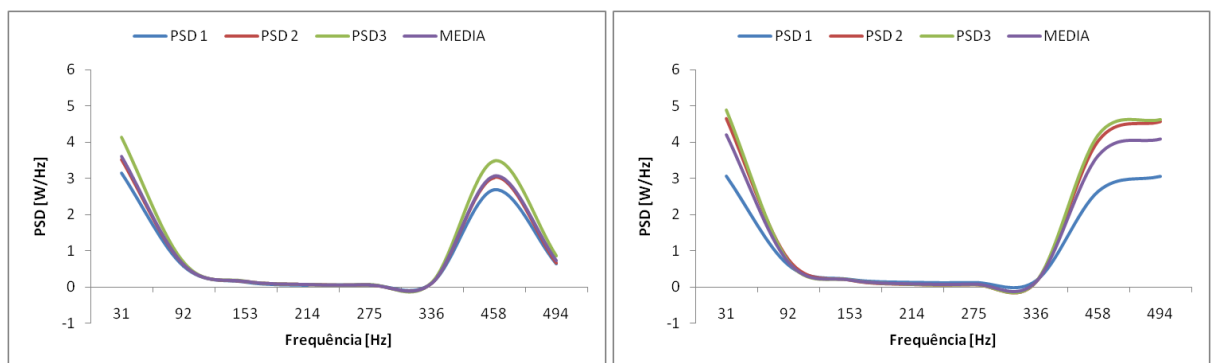
Figuras 32 e 33 – Média do PSD (W/ Hz) x Frequência (Hz) do músculo iliocostal direito durante a subida.



Figuras 34 e 35 - Média do PSD (W/ Hz) x Frequência (Hz) do músculo iliocostal esquerdo durante a subida



Figuras 36 e 37- Média do PSD (W/ Hz) x Frequência (Hz) do músculo multifídeo direito durante a subida.

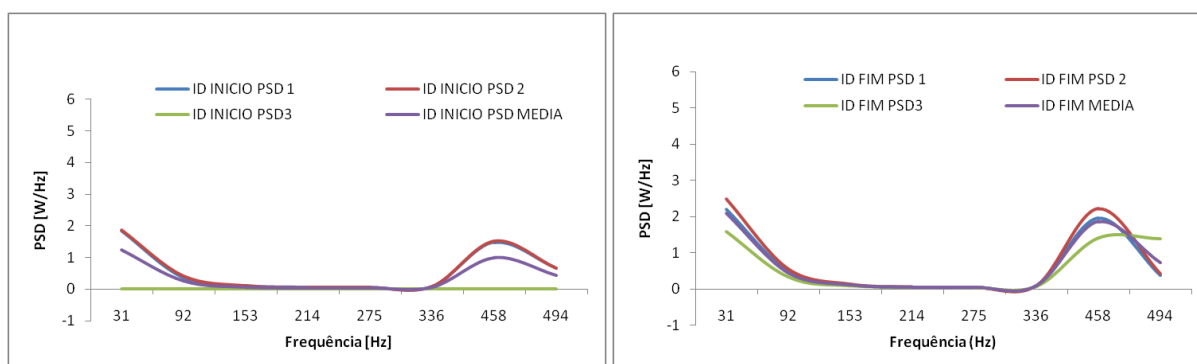


Figuras 38 e 39- Média do PSD (W/ Hz) x Frequência (Hz) do músculo multifídeo esquerdo durante subida.

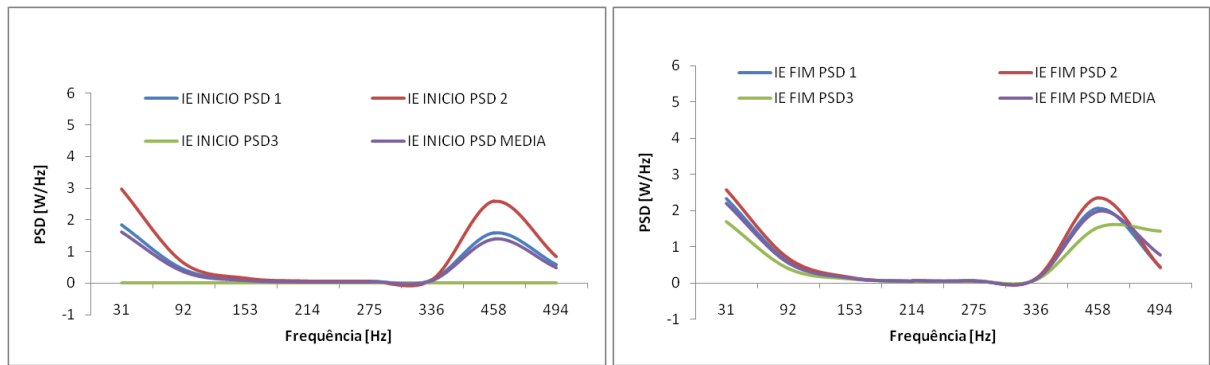
As Figuras 32 a 39 são referentes ao poder espectral de cada uma das três tentativas e sua respectiva média para cada músculo avaliado neste estudo. Percebe-se similaridade entre os resultados dos músculos e inter-músculos. Ou seja, a frequência (30 a 90 Hz) apresenta um valor espectral decrescente, porém este valor pode estar associado à presença de ruído do sinal durante a coleta eletromiográfica. A frequência (91-335 Hz) apresentou um PSD próximo de zero que pode estar relacionado à ausência de atividade muscular nesta faixa de frequência e consequentemente nenhum valor espectral significativo.

O PSD foi significativo para todos os 4 músculos analisados a partir da frequência (335 a 493 Hz). A média do PSD das três tentativas de transferência de subida no fim do expediente sobrepõe-se ao início expediente. Este dado já era esperado, pois no fim do expediente, na tarefa de subida, os músculos tiveram a necessidade de recrutar um maior potencial de ação para executar o movimento requisitado tendo em vista a queda de desempenho muscular em função de fadiga.

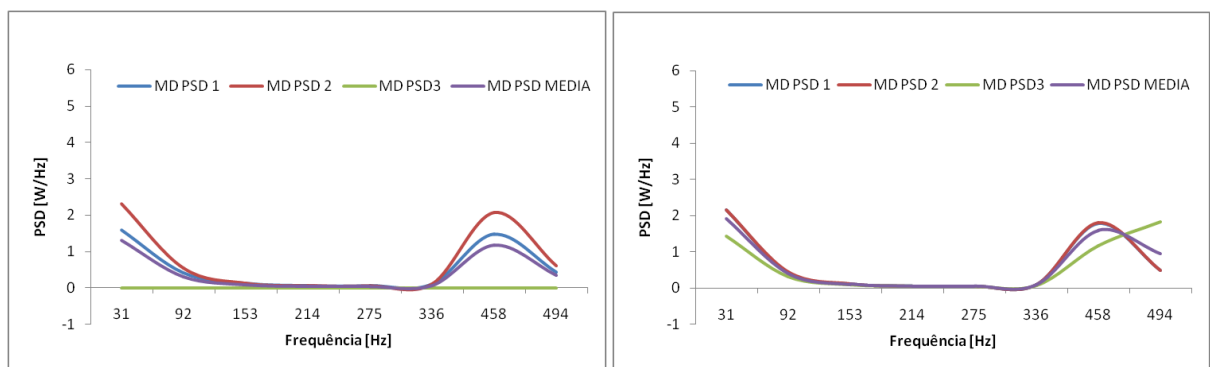
As Figuras 40 a 47 são referentes ao poder espectral das quatro musculaturas analisadas na tarefa descida, as três tentativas e as respectivas médias. Os resultados são similares aos obtidos na tarefa subida.



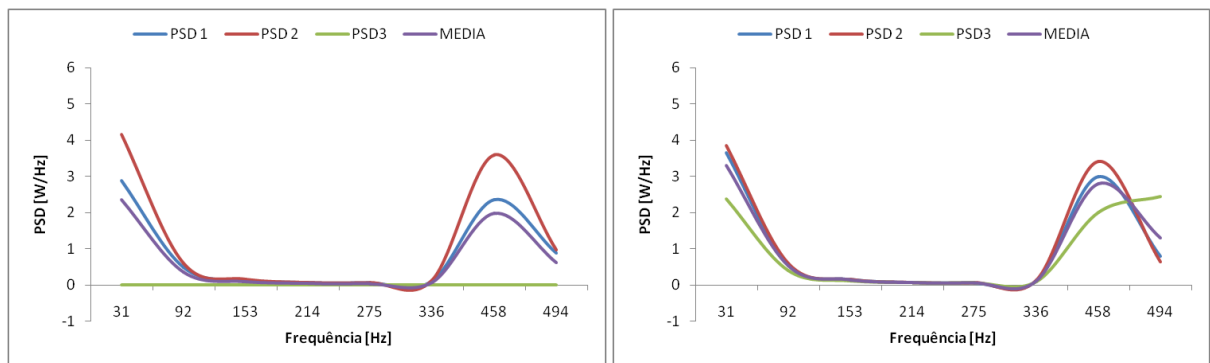
Figuras 40 e 41- Média do PSD (W/ Hz) x Frequência (Hz) do músculo iliocostal direito durante a descida.



Figuras 42 e 43- Média do PSD (W/ Hz) x Frequência (Hz) do músculo iliocostal esquerdo durante a descida.

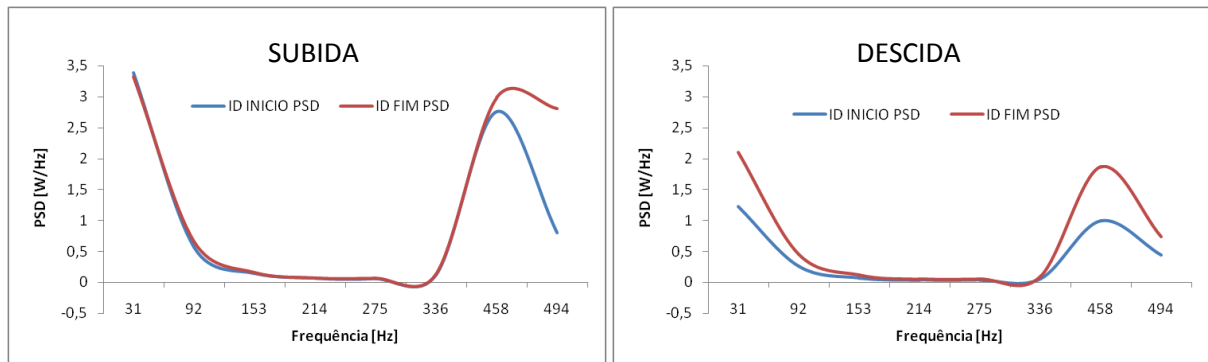


Figuras 44 e 45- Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) do músculo multifídeo direito durante a descida.

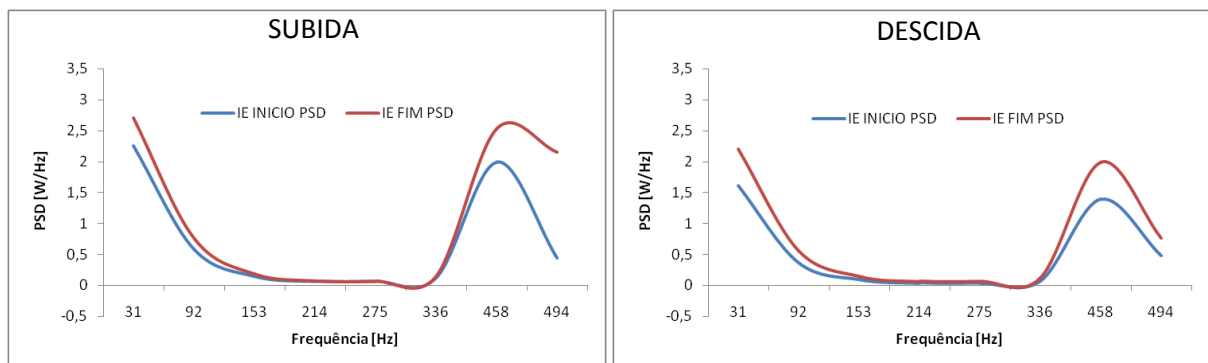


Figuras 46 e 47- Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) do músculo multifídeo esquerdo durante a descida.

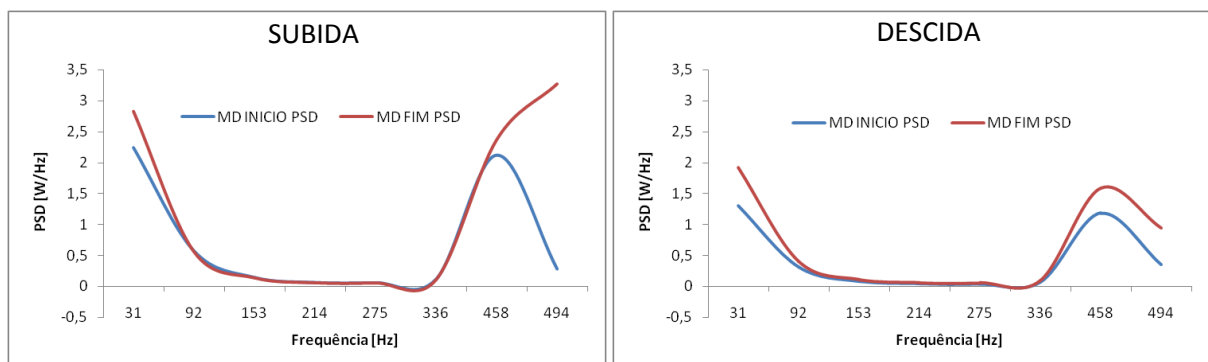
As Figuras 48 a 55 também se referem ao poder espectral muscular, mas é a comparação entre a média no início do expediente contra a média do fim do expediente da mesma musculatura, em ambas as tarefas (isto é, subida e descida).



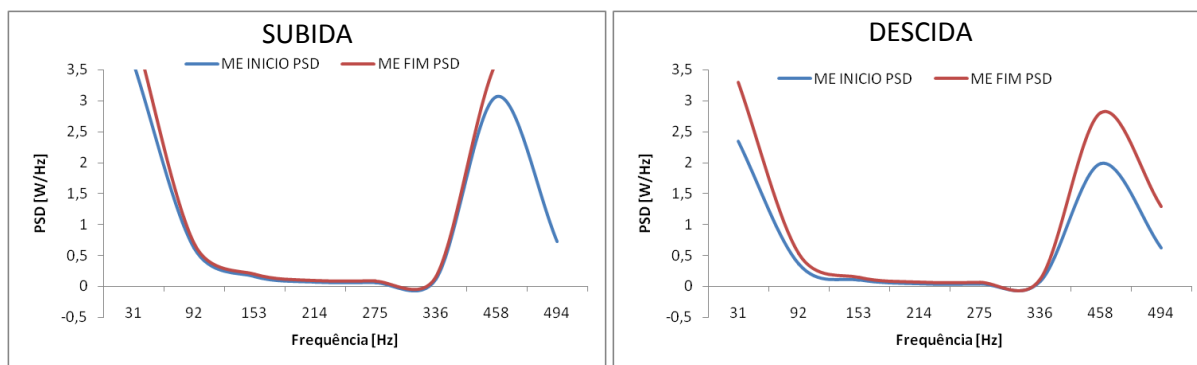
Figuras 48 e 49 - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) durante subida e descida do músculo iliocostal direito.



Figuras 50 e 51 - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) durante subida e descida do músculo iliocostal esquerdo.



Figuras 52 e 53 - Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) durante subida e descida do músculo multifídeo direito.



Figuras 54 e 55- Média do PSD (W/Hz) x Frequência (Hz) durante subida e descida do músculo multifídeo esquerdo.

Todos os músculos apresentaram o PSD mais significativo durante a tarefa de subida no fim do expediente.

O valor do PSD apresentou diferença para o músculo multifídeo direito (Figura 52) e esquerdo (Figura 54) durante a tarefa de subida, ou seja, o gráfico teve uma curva crescente, enquanto que os demais músculos a curva comportou-se como uma parábola com convexidade para baixo.

A curva crescente do multifídeo direito e esquerdo durante a subida pode estar relacionada ao valor de sua amplitude como pode ser observado nas Figuras 26 e 27. Ou seja, estes dois músculos durante esta tarefa atingiram valores maiores de amplitude em relação aos demais músculos analisados para esta mesma tarefa.

#### 4.1 Discussão dos Resultados

Por motivos pedagógicos e pelo volume de resultados analisados nesta pesquisa, foi decidido reapresentar os resultados em formato de tabelas para possibilidade de questionamento dos mesmos com maior contextualização do leitor.

As Tabelas a seguir demonstram dos dados do domínio temporal (MÉDIA (mV) e RMS(mV)) e domínio espectral (PSD (W/Hz) e Frequência mediana (Hz)) dos músculos analisados nesta pesquisa.

Tabela 2 - Dados do domínio temporal (MÉDIA e RMS) e domínio espectral (PSD e Frequência mediana) do músculo iliocostal direito

| EXPEDIENTE DE TRABALHO  |                        |                      |                       |             |             |             |                 |         |         |         |                |
|-------------------------|------------------------|----------------------|-----------------------|-------------|-------------|-------------|-----------------|---------|---------|---------|----------------|
| TAREFA                  | MÚSCULO                | VARIÁVEIS            |                       | 1<br>INÍCIO | 2<br>INÍCIO | 3<br>INÍCIO | MEDIA<br>INÍCIO | 1 FINAL | 2 FINAL | 3 FINAL | MEDIA<br>FINAL |
| Cadeira<br>para<br>maca | Íleo-costal<br>Direito | Domínio<br>Temporal  | Média(mV)             | 15,8        | 15,0        | 14,2        | 15,0            | 20,0    | 19,3    | 18,4    | 19,2           |
|                         |                        |                      | RMS (mV)              | 27,0        | 26,2        | 25,0        | 26,1            | 37,8    | 34,9    | 35,2    | 36,0           |
|                         |                        | Domínio<br>Espectral | PSD (W/Hz)            | 12,4        | 11,8        | 11,8        | 12,0            | 12,7    | 12,4    | 12,6    | 12,6           |
|                         |                        |                      | Freq.<br>Mediana (Hz) | 441,2       | 437,0       | 431,5       | 436,5           | 237,9   | 237,1   | 237,2   | 237,4          |
| Maca<br>para<br>cadeira | Íleo-costal<br>Direito | Domínio<br>Temporal  | Média(mV)             | 22,0        | 15,0        | 14,2        | 17,1            | 15,1    | 16,4    | 14,4    | 15,3           |
|                         |                        |                      | RMS (mV)              | 41,4        | 26,2        | 3,7         | 23,8            | 25,9    | 26,7    | 23,1    | 25,3           |
|                         |                        | Domínio<br>Espectral | PSD (W/Hz)            | 8,7         | 11,8        | 11,9        | 10,8            | 12,6    | 12,0    | 12,8    | 12,4           |
|                         |                        |                      | Freq.<br>Mediana (Hz) | 240,3       | 437,0       | 431,5       | 369,6           | 437,0   | 240,4   | 233,2   | 303,5          |

Pode-se ver na Tabela 2 que o músculo iliocostal direito apresentou durante a tarefa de transferência da cadeira para maca, para o domínio temporal (Média e RMS): no início do expediente de trabalho, média de 15,0 mV para as três tarefas de “subida” e média do RMS de 26,1 mV; no fim do expediente, média de 19,2 mV e RMS 36,0 mV.

Os valores do RMS citado acima para a transferência de “subida” no início e fim do expediente foi significativo, pois houve aumento: 26,1 mV para 36,0 mV. Este dado está de acordo com a referência bibliográfica de com Gonçalves; Pereira (2007), pois quando o músculo está fadigado ele necessita aumentar o seu potencial de ação para executar aquela determinada tarefa e isto pode ser demonstrado por meio do RMS, que é uma variável temporal que mostra a amplitude daquele potencial de ação em um determinado tempo.

O domínio espectral (PSD e Frequência mediana) para a tarefa acima mencionada teve como média do PSD 12 W/Hz para as três tarefas (1 início, 2 início e 3 início) no início do expediente; o valor da frequência mediana foi de 436,5 Hz. No fim do expediente, a média do PSD foi 12,6 W/Hz e 237,4 Hz para a frequência mediana.

Desta forma, pode-se inferir que o músculo apresenta praticamente a mesma potência máxima de ação eletrofisiológica, ou seja, o PSD variou muito pouco (12,0 para 12,6 W/Hz). No entanto, há uma evidência de fadiga entre o início e o fim do expediente para a mesma tarefa (cadeira para maca), pois a frequência mediana diminuiu (436,5 para 237,4 Hz). De acordo com o estudo de Lavrière et al. (2003) o poder espectral da frequência mediana diminui durante a atividade da fadiga muscular.

Para a tarefa maca para cadeira, a média do PSD no início do expediente era de 10,8W/Hz e no fim foi para 12,4 W/Hz, ou seja, o PSD variou mais do que a tarefa cadeira para maca.

A frequência mediana no início da tarefa maca para cadeira era 369,6 Hz e no fim do expediente foi para 303,5 Hz, mostrando, também, evidência de fadiga, porém nesta tarefa o decréscimo de seu valor não foi tão significativo quanto à frequência da tarefa cadeira para maca. Portanto, pode-se sugerir que nesta tarefa maca para cadeira há menor exigência muscular do que na tarefa cadeira para maca. De acordo, com Smidt et al.(1989) a fadiga foi mais intensa durante a extensão (cadeira-maca) do que na flexão (maca-cadeira) do tronco.

Tabela 3 -Dados do domínio temporal (MÉDIA e RMS) e domínio espectral (PSD e Frequência mediana) do músculo iliocostal esquerdo

|                      |                            |           | EXPEDIENTE DE TRABALHO |                 |                 |             |                 |            |            |            |                |
|----------------------|----------------------------|-----------|------------------------|-----------------|-----------------|-------------|-----------------|------------|------------|------------|----------------|
| TAREFA               | MÚSCULO                    | VARIÁVEIS |                        | 1<br>INÍCI<br>O | 2<br>INÍCI<br>O | 3<br>INÍCIO | MEDIA<br>INICIO | 1<br>FINAL | 2<br>FINAL | 3<br>FINAL | MEDIA<br>FINAL |
| Cadeira<br>para maca | Íliocostal<br>Esquerd<br>o | Domínio   | Média(mV)              | 21,8            | 29,6            | 18,2        | 23,2            | 27,1       | 19,2       | 20,3       | 22,2           |
|                      |                            | Temporal  | RMS (mV)               | 35,1            | 21,5            | 30,3        | 29,0            | 34,8       | 31,6       | 35,2       | 33,9           |
|                      |                            | Domínio   | PSD (W/Hz)             | 9,5             | 9,1             | 8,5         | 9,0             | 9,0        | 9,7        | 11,2       | 9,9            |
|                      |                            | Espectral | Freq.<br>Mediana (Hz)  | 433,8           | 420,7           | 240,3       | 364,9           | 240,5      | 239,8      | 237,7      | 239,4          |
| Maca para<br>cadeira | Íliocostal<br>Esquerd<br>o | Domínio   | Média(mV)              | 23,5            | 21,5            | 18,2        | 21,1            | 16,1       | 16,2       | 14,9       | 15,8           |
|                      |                            | Temporal  | RMS (mV)               | 39,5            | 35,7            | 30,3        | 35,1            | 26,7       | 27,0       | 24,6       | 26,1           |
|                      |                            | Domínio   | PSD (W/Hz)             | 9,3             | 9,1             | 8,5         | 9,0             | 9,4        | 9,4        | 9,9        | 9,6            |
|                      |                            | Espectral | Freq.<br>Mediana (Hz)  | 239,9           | 420,7           | 240,3       | 300,3           | 239,6      | 240,3      | 238,1      | 239,3          |

A Tabela 3 descreve o músculo iliocostal esquerdo durante a transferência da cadeira para maca. Tal tarefa apresentou no domínio temporal (Média e RMS): no início do expediente, para média das três tarefas o valor de 23,2 mV e para o RMS o valor de 29,0 mV; e no fim do expediente, para média das três tarefas o valor de 22,2 mV e para o RMS o valor de 33,9 mV.

Quanto ao domínio espectral (PSD e Frequência mediana) da cadeira para maca, no início do expediente, PSD apresentou o valor de 9,0 W/Hz e no fim do expediente 9,9 W/Hz.

A frequência mediana no início foi de 364,9 Hz e no fim 239,4 Hz. Este valor sugere fadiga muscular, pois houve diminuição do valor da frequência mediana (364,9 para 239,4Hz).

Durante a transferência da maca para cadeira, o domínio temporal (Média e RMS) apresentou, no início do expediente, média das três tarefas 21,1 mV e RMS 35,1 mV. No fim do expediente, a média destas tarefas diminuiu para 15,8 mV, assim como o RMS, que foi

para 26,1 mV. Nesta transferência, pôde-se observar que tanto a média como o RMS decresceu significativamente em relação à transferência cadeira para maca. Isto pode sugerir que o músculo estava fadigado, porém o músculo não apresentou tanta variação do seu potencial de ação durante esta tarefa tanto no início quanto no fim do expediente.

Estes dados podem ser confirmados pelo seu domínio espectral que não oscilou tanto em relação ao iliocostal direito, ou seja, o iliocostal direito apresentou seu PSD e Frequência mediana no início do expediente (10,8 W/Hz; 369,6 Hz, respectivamente) e no fim (12,4 W/Hz; 303,5 Hz, respectivamente), enquanto que o iliocostal esquerdo seus valores foram no início do expediente (9,0 W/Hz; 300,3 Hz) e no fim (9,6 W/Hz; 239,3 Hz).

O domínio espectral (PSD e Frequência mediana) para a transferência maca para cadeira apresentou o PSD no início do expediente 9,00 W/Hz e ao final do expediente 9,6 W/Hz. A frequência mediana no início era 300,3 Hz e no fim expediente passou para 239,3 Hz.

Tabela 4 -Dados do domínio temporal (MÉDIA e RMS) e domínio espectral (PSD e Frequência mediana) do músculo multifídio direito

| EXPEDIENTE DE TRABALHO |                       |                      |                       |             |             |             |                 |            |            |            |                |
|------------------------|-----------------------|----------------------|-----------------------|-------------|-------------|-------------|-----------------|------------|------------|------------|----------------|
| TAREFA                 | MÚSCULO               | VARIÁVEIS            |                       | 1<br>INÍCIO | 2<br>INICIO | 3<br>INICIO | MEDIA<br>INICIO | 1<br>FINAL | 2<br>FINAL | 3<br>FINAL | MEDIA<br>FINAL |
| Cadeira<br>para maca   | Multifídio<br>Direito | Domínio<br>Temporal  | Média(mV)             | 27,8        | 26,2        | 23,5        | 25,8            | 19,5       | 21,0       | 18,0       | 19,5           |
|                        |                       |                      | RMS (mV)              | 36,9        | 35,9        | 30,5        | 34,5            | 32,4       | 35,8       | 31,7       | 33,3           |
|                        |                       | Domínio<br>Espectral | PSD (W/Hz)            | 10,2        | 10,1        | 10,2        | 10,1            | 11,2       | 10,7       | 9,8        | 10,5           |
|                        |                       |                      | Freq.<br>Mediana(Hz)  | 436,7       | 427,7       | 238,0       | 367,5           | 237,9      | 237,1      | 239,6      | 238,2          |
| Maca para<br>cadeira   | Multifídio<br>Direito | Domínio<br>Temporal  | Média(mV)             | 30,3        | 26,2        | 23,5        | 26,7            | 18,5       | 19,1       | 17,2       | 18,3           |
|                        |                       |                      | RMS (mV)              | 41,5        | 35,9        | 30,5        | 36,0            | 27,4       | 27,2       | 23,6       | 26,1           |
|                        |                       | Domínio<br>Espectral | PSD (W/Hz)            | 9,8         | 10,1        | 10,2        | 10,0            | 11,0       | 10,9       | 11,2       | 11,0           |
|                        |                       |                      | Freq.<br>Mediana (Hz) | 239,8       | 427,7       | 238,0       | 301,8           | 236,8      | 238,3      | 236,8      | 237,3          |

A Tabela 4 mostra o multifídio direito durante a transferência da cadeira para maca. No domínio temporal (Média e RMS) o valor da média das 3 tarefas no início do expediente de trabalho foi de 25,8 mV e no fim 19,5 mV. O valor RMS no início foi 34,51 mV e no fim 33,3 mV.

Quanto ao domínio espectral (PSD e Frequência mediana) da cadeira para maca: no início do expediente, o PSD era 10,1 W/Hz e ao final do expediente de trabalho 10,5 W/Hz. A frequência mediana no início foi de 367,5 Hz e diminuiu para 238,2 Hz no fim do expediente. Este dado sugere fadiga muscular evidente no fim do expediente.

Na transferência da maca para cadeira, o domínio temporal (Média e RMS) apresentou no início do expediente a média de 26,5 mV e no fim do expediente 18,3 mV, enquanto o RMS no início foi 36,0 mV e no fim do expediente 26,1 mV.

O domínio espectral apresentou PSD 10,0 W/Hz no início do expediente e 11,0 W/Hz ao fim do expediente, enquanto que a frequência mediana no início foi 301,8 Hz e passou para 237,33 Hz no fim do expediente.

Conforme descrição acima é possível inferir que durante as duas transferências (cadeira para maca e maca para cadeira) o PSD apresentou uma variação constante, ou seja, sem uma alteração significativa; provavelmente a ação deste músculo durante estas transferências foi constante, porém, em ambos os casos, no fim do expediente houve maior requisição do músculo do que no início. Quanto à frequência mediana, a fadiga muscular foi evidente em ambas as tarefas no fim do expediente.

Tabela 5 -Dados do domínio temporal (MÉDIA e RMS) e domínio espectral (PSD e Frequência mediana) do músculo multifídio esquerdo

| EXPEDIENTE DE TRABALHO  |                        |                         |                       |             |             |                 |            |            |            |                |       |
|-------------------------|------------------------|-------------------------|-----------------------|-------------|-------------|-----------------|------------|------------|------------|----------------|-------|
| TAREFA                  | MÚSCULO                | VARIÁVEIS               | 1<br>INÍCIO           | 2<br>INICIO | 3<br>INICIO | MEDIA<br>INICIO | 1<br>FINAL | 2<br>FINAL | 3<br>FINAL | MEDIA<br>FINAL |       |
| Cadeira<br>para<br>maca | Multifídio<br>Esquerdo | Domínio<br>Tempora<br>l | Média(mV)             | 27,5        | 27,4        | 22,7            | 25,9       | 26,3       | 26,4       | 25,9           | 26,2  |
|                         |                        |                         | RMS (mV)              | 48,8        | 53,0        | 46,0            | 49,3       | 53,9       | 50,1       | 49,8           | 51,3  |
|                         |                        | Domínio<br>Espectral    | PSD (W/Hz)            | 9,8         | 9,2         | 14,0            | 11,0       | 10,5       | 9,5        | 10,2           | 10,1  |
|                         |                        |                         | Freq.<br>Mediana (Hz) | 427,0       | 419,8       | 240,3           | 362,3      | 244,8      | 239,6      | 238,8          | 241,1 |
| Maca<br>para<br>cadeira | Multifídio<br>Esquerdo | Domínio<br>Tempora<br>l | Média(mV)             | 28,9        | 27,4        | 22,7            | 26,3       | 24,2       | 24,7       | 21,1           | 23,3  |
|                         |                        |                         | RMS (mV)              | 56,0        | 53,0        | 46,1            | 51,7       | 42,0       | 42,8       | 35,0           | 40,0  |
|                         |                        | Domínio<br>Espectral    | PSD (W/Hz)            | 9,7         | 9,2         | 8,7             | 9,2        | 9,6        | 9,5        | 10,1           | 9,7   |
|                         |                        |                         | Freq.<br>Mediana (Hz) | 238,5       | 419,8       | 240,3           | 299,5      | 239,4      | 239,0      | 236,5          | 238,3 |

A Tabela 5 mostra o músculo multifídio esquerdo. Durante a transferência da cadeira para maca, tal músculo apresentou no domínio temporal (Média e RMS): no início do expediente, média 25,9 mV e RMS 49,3 mV; no fim do expediente, a média aumentou para 26,2 mV, enquanto que o RMS foi para 51,3 mV.

No domínio espectral (PSD e Frequência mediana), para a mesma tarefa citada acima, apresentou no início do expediente o PSD de 11,0 W/Hz e no fim foi para 10,1 W/Hz; a frequência mediana no início da tarefa foi 362,3 Hz e no fim 241,1 Hz.

Nesta mesma tarefa pode-se observar um dado diferenciado em relação às demais tarefas e os outros músculos, pois o valor PSD diminuiu no final do expediente. Isto poder ter

sido uma consequência da 3ª tarefa do início do expediente que foi muito discrepante (14,0 W/Hz) em relação a 1ª e 2ª tarefas (9,8 W/Hz e 9,2 W/Hz, respectivamente).

Esta disparidade pode estar relacionada a maior atividade muscular ou até mesmo a algum problema no eletrodo nesta última tarefa.

Outra informação que também pode ser analisada é que a 2ª tarefa no fim do expediente diminuiu (9,5 W/Hz) em relação a 1ª e 3ª tarefas (10,5 W/Hz e 10,2 W/Hz, respectivamente). Pode ter havido uma dificuldade do músculo durante esta transferência na 1ª tarefa que foi manifestada, na 2ª tarefa (diminui seu valor) e na 3ª tarefa o participante conseguir realizar a transferência com êxito novamente. Isto pode ocorrer, pois o indivíduo durante uma tarefa difícil é capaz de controlar a tarefa seguinte para que ela seja realizada de forma eficiente.

Porém, todo este processo está diretamente relacionado à potência da ação muscular mesmo em um músculo fadigado, como mostra a frequência mediana deste músculo.

A transferência da maca para cadeira mostra seu domínio temporal (média e RMS) no início do expediente média de 26,3 mV e no fim do expediente 23,3 mV, enquanto que o RMS no início foi de 51,7 mV e passou para 40,0 mV, no fim do expediente.

O domínio espectral (PSD e Frequência mediana) no início do expediente apresentou o PSD de 9,2 W/Hz e no fim do expediente 9,7 W/Hz, a frequência mediana no início foi de 299,5 Hz e no fim passou para 238,3 Hz. Estes dados mostram mais uma vez tendência à fadiga muscular. Estes dados corroboram com estudo de Chaffin et al., (1999) em que a frequência mediana diminui e a amplitude aumentou durante a análise da fadiga muscular.

#### **4.1.1 Tarefas**

##### **4.1.1.1 Cadeira para maca**

O iliocostal direito apresentou diminuição da frequência mediana, ou seja, para o início 436,5 Hz e ao término do expediente 237,4 Hz. O iliocostal esquerdo também apresentou diminuição da frequência mediana (364,9 para 239,4 Hz), porém esta diminuição oscilou em uma escala menor. Provavelmente devido o lado direito ter sido requisitado com maior intensidade nesta tarefa (ação concêntrica). Além disso, o iliocostal direito apresenta a função de agonista principal da transferência.

Estes dados sugerem fadiga muscular evidente neste músculo. Além disso, podemos notar que o músculo iliocostal direito apresentou maior predisposição à fadiga do que o músculo iliocostal esquerdo. Segundo cálculos realizados pelos anatomistas em um estudo

com nove voluntários normais na postural vertical 50% das fibras da região torácica contribuem com a extensão do tronco e este movimento é exercido em L4 e em L5. O nível lombar superior contribui entre 70 e 86% do movimento de extensão (BOGDUK et al., 1991).

Normalmente o lado direito é o lado dominante em relação ao esquerdo, pois quando um músculo é mais sobrecarregado (“utilizado”) provavelmente seu potencial de ação máximo eletrofisiológico será maior.

O multifídio direito apresentou frequência mediana (367,5 no início e 238,2 Hz para o fim do expediente) enquanto que multifídio esquerdo apresentou (362,3 no início e 241,1 Hz para o fim). Pode observar que o músculo multifídio direito teve uma pequena variação dos valores da frequência mediana no início para o fim do expediente em relação à variação dos valores do multifídio esquerdo.

É possível inferir que o iliocostal direito apresentou maior variação dos valores da frequência mediana no início em relação ao fim do expediente tanto para o iliocostal esquerdo assim como para os músculos multifídio direito e esquerdo. Cabe ressaltar que esta variação de valores foi mais significativa para o multifídio esquerdo do que para o multifídio direito. A variação de valores para o músculo multifídio esquerdo ao invés do direito pode ser justificada devido ao multifídio e os rotadores terem movimentos similares, porém diferem-se quanto a sua atividade. No movimento no plano sagital estes músculos são ativados e apresentam movimentos contralaterais de rotação (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). Neste estudo o movimento foi no plano sagital à direita. Provavelmente o multifídio e os rotadores do lado esquerdo foram mais ativados.

Desta forma é possível determinar a fadiga muscular por meio da frequência mediana, o que vai de encontro com a literatura como foi demonstrado no estudo Singh et al. (2005) observou um parâmetro confiável na análise eletromiográfica, que é a frequência da mediana, pois à medida que o espectro do sinal mioelétrico. Este estudo sugeriu, também, que é possível a análise da atividade muscular paravertebral por meio do espectro de frequência.

#### **4.1.1.2 Maca para cadeira**

Para a análise desta tarefa (contração excêntrica) o músculo iliocostal direito foi o que apresentou maior variação de valores da frequência mediana no início para o fim do expediente (369,6 e 303,5 Hz, respectivamente). Porém, os demais músculos apresentaram valores próximos, ou seja, o iliocostal esquerdo (300,3 e 239,3 Hz), multifídio direito (301,8 e 237,3 Hz) e multifídio esquerdo (299,5 e 238,3 Hz). Os valores do músculo iliocostal

esquerdo e do multifídio esquerdo demonstraram mesma variação. Isto pode ser explicado devido ao uso diário dos grupos musculares do lado direito, ou seja, o profissional neste estudo realiza as suas atividades diárias com o lado direito (dominante) o que faz com que os músculos do lado direito apresentem uma maior predisposição à fadiga, pois ele é utilizado constantemente. Isto faz com que o iliocostal direito tenha maior fadiga do que os demais.

#### **4.1.1.3 Cadeira para maca x Maca para cadeira**

É possível inferir neste estudo que a tarefa excêntrica (maca para cadeira = flexão do tronco) a variação dos valores da frequência mediana não oscilaram significativamente como ocorreu na tarefa concêntrica (cadeira para maca = extensão do tronco). Esta discrepância pode ter sido devido ao auxílio da ação da gravidade nas ações excêntricas.

De acordo com Basmajian; De Luca (1985) durante o movimento no plano sagital os músculos da coluna vertebral tendem a relaxarem quase completamente na flexão completa, deixando o tronco “pendurado” pelos ligamentos.

Outra possibilidade é que a musculatura paravertebral é menos requisitada em tarefas com carga de altura maior para menor, ou seja, talvez neste tipo de tarefa a musculatura paravertebral seja apenas requisitada apenas quando outras regiões do corpo não consigam suportar a carga e desta forma novas unidades motoras são recrutadas.

Por outro lado, o iliocostal foi o mais requisitado nas tarefas. Isto deve ocorrer em função de sua alta contribuição para a realização do movimento de extensão (20%), sendo o restante de responsabilidade das fibras lombares do eretor da espinha (BOGDUK et al., 1991). Além disso, o músculo iliocostal e multifídio são considerados músculos agonista e estabilizador da extensão de tronco, respectivamente. Desta forma, o iliocostal é mais requisitado que o multifídio (JØRGENSEN et al., 1993).

Contudo, foi esperado que a tarefa subida requisitasse mais as musculaturas na tarefa subida (isto é, transferência da cadeira para a maca) comparado com a tarefa descida (isto é, transferência da maca para a cadeira) em função da diferença da natureza de atividade muscular: concêntrica e excêntrica. Portanto, a tarefa de transferência do paciente entre cadeira e maca exige aumento exponencial de atividade eletromiográfica nas variáveis temporais que estão associadas à diminuição agressiva desta atividade no domínio espectral verificado pela frequência mediana. No entanto, os resultados são muito mais expressivos na tarefa da cadeira para a maca comparado à tarefa da maca para a cadeira.

Em ambas as tarefas indicam que conforme o iliocostal direito fadiga ele atinge valores idênticos aos outros músculos, portanto, o movimento é mais dependente do resultado total das contrações musculares. Desta forma, os outros três músculos avaliados passam a ter maior contribuição na realização da transferência comparado com a coleta sem fadiga, ou seja, com a fadiga os músculos ficam mais igualados entre si do ponto de vista de atividade eletromiográfica.

Os resultados deste estudo mostram que na tarefa de transferência do paciente entre cadeiras e macas houve fadiga da musculatura paravertebral dos profissionais da área da saúde ao fim do expediente do trabalho diário.

## 5 CONCLUSÃO

Os músculos envolvidos nesta análise apresentaram em todas as transferências durante o fim do expediente uma tendência à fadiga.

Pode-se observar que a musculatura do lado direito foi mais acometida pela fadiga do que a musculatura do lado esquerdo. Conforme descrito acima, isto já era o esperado, pois esta musculatura normalmente é a mais requisitada em todas as tarefas realizadas, não só por estes profissionais, mas por qualquer outro indivíduo que utilize durante suas atividades de vida diária mais o lado direito do corpo (destria).

Além da musculatura do lado direito ser mais fadigada do que a do lado esquerdo, a musculatura dos iliocostal direito e esquerdo foram mais fadigadas do que a musculatura dos multifídio direito e esquerdo, o que também está de acordo com a função muscular específica de cada grupo mencionado, sabendo-se que a ação muscular do iliocostal é estender e inclinar a coluna vertebral, enquanto que o multifídio está relacionado à estabilização e extensão da coluna vertebral. Neste estudo, especificamente, a transferência do paciente requer muito da extensão e da inclinação do tronco.

Outra informação importante é que a fadiga se caracteriza com maior intensidade durante a transferência de subida (cadeira para maca) do paciente. Isto mostra que a musculatura durante esta tarefa é mais sobrecarregada do que nos momentos de descida (maca para cadeira).

Um mobiliário com altura ajustável é interessante para a saúde dos profissionais envolvidos no momento da transferência dos pacientes. É indicado que o mobiliário no qual o paciente está localizado esteja sempre mais alto do que o mobiliário para o qual ele irá ser transferido e/ou transportado.

Esse esforço ao longo do tempo poderá ocasionar problemas posturais desses profissionais de saúde. É interessante que sejam desenvolvidos trabalhos de manutenção muscular e/ou de materiais de apoio que atenuem este esforço. Novas investigações devem ser realizadas para que as ações preventivas sejam mais efetivas para garantir a saúde destes profissionais.

## REFERÊNCIAS

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C.J. **EMG signal amplitude and force**. In:\_. Muscles alive- Their functions revealed by electromyography. USA: 5ª th ed. Williams & Wilkins: Baltimore, 1985, p. 187-222.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C.J. **Muscle fatigue and time- Dependent parameters of the surface EMG signal**. In:\_. Muscles alive- Their functions revealed by electromyography. USA: 5ª th ed. Williams & Wilkins: Baltimore, 1985, 201-222 p.

BIEDERMAN, H.J. et al. **Median frequency estimates of paraspinal muscles: reliability analysis**. Electromyogr.Clin. Neurophysiol., 1990. vol. (30), 83-88 p.

BOGDUK, N.; TWOMEY, L. **The clinical anatomy of the lumbar spine**. New York. ed. Jonh Wiley & Sons: Churchile Livugstone, 1991, xi-197 p.

CARDOZO, A.C; GONÇALVES, M. **Análise espectral do músculo longuíssimo do tórax submetido a exercício fatigante**. Fisioterapia em Movimento, Curitiba. jan/mar.2006. vol.19(1), 51-57p.

CARDOZO, A.C; GONÇALVES, M. **Estudo sobre o efeito da combinação de cargas na determinação do limiar de fadiga eletromiográfico dos músculos eretores da espinha**. Rev. Bras.Ci e Mov.2008.vol.16(1), 7-12p.

CHAFFIN, D.A et al. **Occupation Biomechanics**. 3ªrd ed. Jonh Wiley ;Sons: Canada: 1990,150p.

CHAFFIN, D.A et al. **Occupation Biomechanics**. 3ªrd ed. Jonh Wiley; Sons: Canada: 1999, 130 p.

COUTO, H.A. **Ergonomia aplicada ao trabalho- o manual técnico da máquina humana**. ERGO: Belo Horizonte,1995.vol. 1, 158-227p.

DE FOA, J.L. et al. **Muscle fibre direction of longissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference lines.** Department of Rehabilitation Medicine. Queen's University, Kingston, Ontario, Canada. 1989. vol. 163, 243-247 p.

DE LUCA, C.J. **Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles.** Muscle & Nerve, 1993. vol. 16, 210-216 p.

ENOKA, R.M.; STUART, D.G. **Neurobiology of muscle fatigue.** Journal App. Physio. 1992, vol. 72 (5), 1631-1648 p.

ELFVING, B et al. (2003). **Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low back trouble-electromyography and health-related factors.** Clinical Biomechanics. 2003, vol. 18, 619-630 p.

FITTS, R.H.; BALOG, E.M. **Effect of intracellular and extracellular ion changes on E-C coupling and skeletal muscle fatigue.** Acta Physiol Scand, 1996, vol. 156, 169-181 p.

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.** Rev. Bras. Cineantropom. Desempenho Hum., 2007. vol. 11(2), 151-159 p.

GONÇALVES, M. **Eletromiografia e a identificação da fadiga muscular.** Rev. Bras. Educ. Fís. Esp., São Paulo, 2006. vol. 20, 91-93 p.

GUYTON, A.C. **Tratado de Fisiologia Médica.** 11<sup>a</sup>. ed. Interamericana: Rio de Janeiro, 2006, 57-91p.

HENRIKSSON, J. **Effects of physical training on the metabolism of skeletal muscle.** Diabetes Care, 1992. Vol. 15 (4), 1701-1711p.

HERMENS, H.J. et al. **Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures.** Journal Electromyogr Kinesiol. 2000. vol. 10 (5), 361-74 p.

JØRGENSEN, K. et al. **Muscle fiber distribution, capillary density, and enzymatic activities in the lumbar paravertebral muscles of young men.** Spine, 1993.vol. 18 (11), 1439-1450 p.

KENDAL.F.P. **Músculos provas e funções.** 4<sup>a</sup> ed. Manole Ltda. São Paulo, 1995, 138-139 p.

KOSTEVC, V.; SIRCA, A. **The fibre type composition of thoracic and lumbar paravertebral muscles in man.** Institute of Anatomic, Faculty of Medicine, Ljubljana, Yugoslavia, J. Anat., 1984, 131-137p.

LARIVIÉRE, C. et al. **Muscle recovery from a short fatigue test and consequence on the reliability of EMG indices of fatigue.** Eur. J. Appl. Physiol. 2003. vol.89, 171-176 p.

LINDSTROM, L. et al. **An electromyographic index for localized muscle fatigue.** J. Appl. Physiol. 1977. vol. 43 (4), 750-754 p.

MANNION, A.F; DOLAN, P. **Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue.** Spine, 1999. vol. 19 (11), 1223-9p.

MARCHETTI, P.H; DUARTE, M. **Instrumentação em eletromiografia.** Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte. Universidade de São Paulo. Av. Prof. Mello de Moraes, 65, 05508-030, São Paulo.SP, 2006, 16-20 p.

MERLETTI, R. et al. **Median frequency of the myoelectric signal effects of muscle ischemia and cooling.** European Journal of Applied Physiology and Occupation Physiology. Springer-Verlag. 1984. vol. 52, 258-265 p.

MOFFROID, M. **Some endurance measures in persons with chronic low back pain.** Journal of Orthopedic & Sports Physical. Therapy Research study, 1994. vol.20 (2) 81-86 p.

MOFFROID, M.T. **Endurance of trunk muscles in persons with chronic low back pain: assessment, performance, training.** Journal of Rehabilitation Research and Development. Burlington, 1997.vol.34 (4), 440-447 p.

NETTER, F. H. **Atlas de anatomia humana**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

PARNIANPOUR, M. et al. **The triaxial coupling of torque generation of trunk muscles during isometric exertions and the effect of fatiguing isoinertial movements on the motor output and movement patterns**. Spine. 1988. vol. 13 (9),982-992 p.

ROBINSON, A. **Fisiologia do músculo e do nervo**. In: Robinson, A.J., Snyder- Mackler. L, Eletrofisiologia clínica: eletroterapia e teste eletrofisiológico. 2ª. ed. Artmed: Porto Alegre, 2002, p.99-100.

ROBINSON, A. **Estudo clínico eletrofisiológico**. In: Robinson, A.J., Snyder- Mackler. L, Eletrofisiologia clínica: eletroterapia e teste eletrofisiológico. 2ª. ed. Artmed: Porto Alegre, 2002, p. 320-329.

ROY, S.D et al. **Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain**. Spine, 1989.vol. 14 (9), 992-1001 p.

SING. N. A. et al. **Study of surface electromyographic changes in paraspinal muscles following spinal muscle strengthening exercises in non-specific chronic low back pain patients**. IJPMR. 2005. vol. 16(1), 5-11 p.

SMIDT,G.L. et al. **Exploration of mechanical and electromyographic responses of trunk muscles to high-intensity resistive exercise**. Spine.University of Iowa. 1989. vol.14 (8), 815-830 p.

WINTER,D.A. **Biomechanics and motor control of human movement**.2ª.Jonh Wiley & Sons: Waterloo: 1990.10p.

WINTER,D.A.**Biomechanics and motor control of human movement**.2ª.Jonh Wiley & Sons: Waterloo: 1990.191-210p

WINTER, D.A. **Biomechanics of human movement**. 1ª Jonh Wiley & Sons: Waterloo: 1979. 8p.

WINTER, D.A .**Biomechanics of human movement**. in cap.2- apparatus, detection and recording techniques 1ª Jonh Wiley & Sons: Waterloo: 1979. 19-64 p.

WINTER, D.A .**Biomechanics of human movement**. 1ª Jonh Wiley & Sons: Waterloo: 1979. 65-100 p.

## ANEXO A- Aprovação do Comitê de ética em Pesquisa da UNITAU - Universidade de Taubaté



PRPPG-Pró-reitoria de Pesquisa e Pós-graduação  
Comitê de ética em Pesquisa  
Rua Visconde do Rio Branco, 210 Centro Taubaté-SP 12020-040  
Tel.: (12) 3625.4143 – 3635.1233 Fax: (12) 3632.2947  
cepunitau@unitau.br

### DECLARAÇÃO Nº 076/12

**Protocolo CEP/UNITAU nº 052/12** (Esse número de registro deverá ser citado pelo pesquisador nas correspondências referentes a este projeto)

**Projeto de Pesquisa:** *Análise eletromiográfica da postura do profissional de saúde durante a transferência do paciente da postura sentado no leito para sentado na cadeira comum*

**Pesquisador(a) Responsável:** Fábria Regina Borges

**Pesquisador(es) Aluno(s):**

O Comitê de Ética em Pesquisa, em reunião de **13/04/2012**, e no uso das competências definidas na Resolução CNS/MS 196/96, considerou o Projeto acima **Aprovado**.

Taubaté, 19 de abril de 2012

**Prof. Dra. Maria Dolores Alves Cocco**

Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Taubaté

## ANEXO B- Carta de Autorização

Guaratinguetá, 25 de Janeiro de 2013.

AVC Dulcinete de Fátima Abreu  
Gerente de Enfermagem

Prezada Senhora,

Eu, FÁBIA REGINA BORGES, aluna regular do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica desta Faculdade de Engenharia Mecânica do Campus de Guaratinguetá, na Área de Projetos vem à V.Sas solicitar autorização para realizar minha pesquisa com as auxiliares e/ou técnicas de enfermagem das enfermarias adulto da Santa Casa de Misericórdia.

O intuito do meu trabalho é realizar a análise eletromiográfica da postura destas profissionais durante a transferência do paciente da postura sentado no leito para sentado na cadeira comum. Esta análise será realizada com as profissionais que se enquadrem com os requisitos necessários para a análise eletromiográfica, ou seja, profissionais com índice de massa corpórea dentro do normal.

Durante a realização da transferência a realização da transferência do leito para a cadeira será realizada uma filmagem de perfil para posterior análise dos ângulos articulares.

Concomitantemente será aplicado a todas as profissionais que serão escolhidas aleatoriamente um questionário com questões fechadas sobre a realização de transferência dos pacientes e um questionário bipolar (ambos em anexo).

Desde já agradeço sua atenção e compreensão.

Atenciosamente,

ALUNA:

## ANEXO C-Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado (a) para participar, como voluntário, em uma pesquisa. Após ser esclarecido (a) sobre as informações a seguir, no caso de aceitar fazer parte do estudo, assine ao final deste documento, que está em duas vias. Uma delas é sua e a outra é do pesquisador responsável. Em caso de recusa você não será penalizado (a) de forma alguma.

#### INFORMAÇÕES SOBRE A PESQUISA:

**Título do Projeto:** análise eletromiográfica da postura do profissional de saúde durante a transferência do paciente sentado no leito para sentado na cadeira comum

**Pesquisador Responsável:** Esp. Fábiana Regina Borges

**Telefone para contato:** (012) 9178-1052

**Pesquisadores participantes:** Esp. Fábiana Regina Borges e Dr. Jose Geraldo Trani Brandão

**Telefones para contato:** (012) 91781052 (012) 97761264

De maneira geral, é comum observar nos ambientes hospitalares os profissionais de saúde, principalmente os da enfermagem, estarem a todo momento realizando transferências de pacientes do leito para uma cadeira comum e ou de rodas. Estas transferências são realizadas seja para levar os pacientes para o banho, tomar sol, assistir TV, realizar exames etc. Muitas vezes um único profissional realiza esta tarefa de transferir o paciente ao longo de seu expediente de trabalho. Assim, o objetivo geral deste estudo é analisar a postura, do profissional da área da saúde, durante a transferência do paciente da postura sentado em uma cama hospitalar convencional para a postura sentado na cadeira comum.

Para que esta análise seja realizada os profissionais da enfermagem (técnico e/ou auxiliar) serão orientados a realizar a transferência de um indivíduo do sexo feminino, 1,64 m de altura e 60 Kg formado na área de humanas, pois desconhece as técnicas usadas pelos profissionais da saúde durante a transferência de pacientes.

O pesquisador irá solicitar a estes profissionais que iniciem a transferência do leito para a cadeira comum e em seguida coloquem o indivíduo da cadeira comum para a cama hospitalar. Esta transferência será realizado por 3 vezes consecutivas. Na primeira transferência os dois profissionais serão orientados a colocarem o indivíduo sentado no leito com os pés para fora da cama apoiado em uma escada de três degraus que é usada nos hospitais. Durante a transferência da cadeira para o leito um dos profissionais serão orientados a pegar ambas as pernas do indivíduo e o outro profissional a segurar o tronco abraçando o indivíduo. Esta orientação será dada com o intuito de padronizar a transferência para normatizar a coleta dos dados captados pelos eletrodos que serão colocados próximos a L1-L2 (músculo multifídeo) e L4-L5 (músculo ilioesternal) de ambos os profissionais.

A colocação dos eletrodos requer que o pesquisador faça a tricotomia da região (depile região) com gilete comum da marca prestobarba e passe álcool para obter melhor adesão do eletrodo na pele. Cada par de eletrodo bipolar tem uma área de 20mm. Todo esse procedimento é para garantir a qualidade da pesquisa.

Concomitantemente a transferência haverá a filmagem do perfil dos profissionais, porém os mesmos não serão em hipótese alguma filmados em região frontal. Mas mesmo assim para estudo e armazenamento da imagem será colocado uma tarja na cabeça de ambos os profissionais utilizando recursos de programas computacionais.

Durante todo o momento da avaliação, você estará acompanhado pelo pesquisador que lhe fornecerá um ambiente seguro e confortável.

Pego encarecidamente que você se sinta à vontade para realizar quaisquer perguntas em quaisquer momentos, pois terei a satisfação em respondê-las. Novamente, informo que você tem total liberdade de não participar desta pesquisa, e que isso não lhe comprometerá emocional, físico, moral ou monetariamente. Por fim, para garantir o sigilo de sua identidade, lhe atribuirei um código de identificação, ao qual será usado no lugar de seus dados pessoais. Portanto, seus dados pessoais nunca serão divulgados.

Meu interesse é apenas voltado à pesquisa, desta forma, caso você concorde em participar voluntariamente da pesquisa, os dados de suas avaliações serão utilizados apenas para fins de pesquisa.

Esp. Fábiana Regina Borges

#### CONSENTIMENTO DA PARTICIPAÇÃO DA PESSOA COMO SUJEITO

Eu, \_\_\_\_\_  
; R.G. \_\_\_\_\_, abaixo assinado, concordo em participar do estudo "Análise eletromiográfica da postura do profissional de saúde durante a transferência do paciente da postura sentado no leito para sentado na cadeira comum", como sujeito. Fui devidamente informado e esclarecido pelo pesquisador Esp. Fábiana Regina Borges sobre a pesquisa, os procedimentos nela envolvidos, assim como os possíveis riscos e benefícios decorrentes de minha participação. Foi-me garantido que posso retirar meu consentimento a qualquer momento, sem que isto leve à qualquer penalidade ou interrupção de meu acompanhamento/ assistência/tratamento.

Taubaté, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 20\_\_\_\_.

\_\_\_\_\_  
Nome do Participante

\_\_\_\_\_  
Assinatura do sujeito ou responsável:

CÓDIGO DE IDENTIFICAÇÃO: \_\_\_\_\_