RENATA APARECIDA RIBEIRO CUSTÓDIO

PROPOSTA DE UM NOVO CONCEITO DE MOCHO ODONTOLÓGICO

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

Orientador: Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão
Coorientador: Prof. Dr. José Benedito Oliveira Amorim

Guaratinguetá
2011

unesp

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE GUARATINGUETÁ

RENATA APARECIDA RIBEIRO CUSTÓDIO

ESTA TESE FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE:
"DOUTOR EM CIÊNCIAS"

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

Prof. Dr. Marcelo dos Santos Pereira
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:

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

Prof. Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI
Unesp-Feg

Prof. Dr. RENATO ROCHA
UNITAU

Prof. Dr. CARLOS EDUARDO SANCHES DA SILVA
UNIFEI

Prof. Dr. ELIEL SOARES ORENHA
Unesp/FOSJC

Dezembro de 2011

Custódio, Renata Aparecida Ribeiro
C987p Proposta de um novo conceito de mocho odontológico / Renata Aparecida Ribeiro Custódio - Guaratinguetá : [s.n.], 2011.
126 f. : il.
Bibliografia: f. 109-118

Tese (doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2011.
Orientador: Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão
Coorientador: Prof. Dr. José Benedito Oliveira Amorim

1. Ergonomia 2. Consultórios odontológicos 3. Eletromiografia I. Título

CDU 65.015.11(043)

DADOS CURRICULARES

RENATA APARECIDA RIBEIRO CUSTÓDIO

NASCIMENTO	22.04.1969 – PARAISÓPOLIS / MG
FILIAÇÃO	José Ribeiro e Silva Aparecida Pereira e Silva
1989/1992	Curso de Graduação em Fisioterapia Pontifícia Universidade Católica de Campinas – PUCCAMP
2005/2006	Curso de Pós-Graduação em Engenharia de Produção, nível de Mestrado, na Universidade Federal de Itajubá – UNIFEI.
2008/2011	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Doutorado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista.

Para Antônio Carlos

AGRADECIMENTOS

A gratidão deve ser uma postura de vida. Sou muito grata às pessoas que me ajudaram no desenvolvimento desta pesquisa:

Alunos voluntários da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos.

Professores da FEG/Unesp: Prof. Dr. João Alberto de Oliveira, Prof. Dr. José Elias Tomazini e Prof. Dr. Tamotsu Hirata.

Professores da FOSJC/Unesp: Prof. Dr. José Benedito Oliveira Amorim, Prof. MSc. Ivan Balducci – FOSJC/Unesp e Prof. Dr. Eliel Soares Orenha.

Professores da UNIFEI: Prof. Dr. Carlos Henrique Pereira Melo, Prof. Dr. Carlos Eduardo Sanches Silva e Prof. Dr. Fabiano Leal.

Prof. Dr. Renato Rocha – UNITAU.

Engenheiro Mecânico João Carlos Fernandes - UNIFEI.

Funcionários do Departamento de Mecânica da FEG: Ellen, Lúcia, Rosilea, Salete, Urbano e Walter.

Técnico de eletrônica e estagiário da FEG/Unesp: Mário Oliveira.

Funcionário da Pós-graduação: Cristina, Regina e Sidney.

Funcionários da biblioteca: Ana Maria e Rosana.

Órgão de Apoio à pesquisa: CAPES.

Família: meu marido Antônio Carlos, minhas filhas Ágata e Íris, meus pais e meus cinco irmãos.

Amigos: Alaor, Angélica, Bernadete, Dorinha, Felipe e Glauce.

Todo saber nasce de um não saber.

Pe. Fábio de Melo

CUSTÓDIO, R. A. R. **Proposta de um novo conceito de mocho odontológico**. 2011. 126 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.

RESUMO

O dentista pertence a uma categoria que apresenta um alto índice de doenças osteomusculares associadas à sua prática, o que justifica o grande número de aposentadoria precoce. Ela traz consigo uma alta estatística de problemas localizados na coluna lombar, pescoço e ombros. Estes problemas estão associados com a postura estática, com a posição sentada adotada pela maioria dos dentistas e com a precisão visual e manual inerentes à tarefa que executam. Devido a esta necessidade de aproximação do campo operatório, o encosto do mocho odontológico deixa de cumprir seu principal papel de suporte para a coluna lombar. Tendo em vista este contexto, esta pesquisa objetivou desenvolver um novo conceito de mocho odontológico com apoio frontal (AF) a fim de verificar a influência deste na atividade elétrica dos músculos longuíssimos torácicos direito e esquerdo (LD e LE) e trapézios superiores direito e esquerdo (TD e TE) e na força aplicada nas partes do mocho. Para tanto foi projetado um AF para um mocho odontológico industrializado e o mesmo foi instrumentado com células de carga nas partes anterior e posterior do assento, no encosto e no AF. A partir disto foi verificada a distribuição da força no mocho odontológico simultaneamente à atividade elétrica dos músculos LD, LE, TD e TE através da eletromiografia (EMGS) durante um procedimento clínico realizado em um manequim odontológico. Participaram deste estudo 10 voluntários do sexo feminino, com idade média de 25,3 anos (±3,3), índice de massa corporal 22,3 kg/m² (± 2,4), sendo 9 destras e 1 sinistra. Durante o experimento as voluntárias realizaram o procedimento clínico restauração classe II de Black. Os resultados apontaram uma diferença estatística ($p<0,05$) para os músculos TD, TE e LD quando foi inserido o AF. Este resultado indica que com

o aumento da atividade muscular destes músculos o tronco tem uma contração no sentido de uma postura neutra do mesmo. Em relação à posição de trabalho de acordo com a ISO/FDI, o uso do pedal de acionamento do equipo e da cadeira do paciente e o método de visualização, conclui-se que a posição de 9h é a melhor posição de trabalho, o pedal deve ser acionado pelo pé esquerdo de dentistas destros por promover uma melhor base de apoio para o corpo e menor atividade muscular e o método de visão direta é o que mais sobrecarrega os trapézios superiores. Não houve diferença estatística para a distribuição de peso corporal no assento do mocho. No entanto, se um AF é inserido o dentista descarrega 3,1% (±1,9) do seu peso corporal no mesmo. A partir dos resultados analisados pode-se concluir que a inserção do AF modifica a atividade elétrica dos músculos estudados e promove uma postura mais neutra da coluna vertebral. A análise estatística foi realizada pelos softwares GraphPad Prism e Excel e adotado nível de significância de 5%.

PALAVRAS-CHAVE: Dentista. Mocho odontológico. Eletromiografia de superfície. Extensometria. Ergonomia.

CUSTÓDIO, R. A. R. **Proposal for a new dental stool concept.** 2011. 126 f. Thesis (Doctorate in Mechanical Engineering) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.

ABSTRACT

Dentists belong to a category that presents a high index of osteomuscular disorders associated with the practice, which justifies the large number of professionals who retire early from the profession. It brings with it high statistics of problems in the lumbar spine, neck and shoulders. These problems are associated with the static posture of the seated position adopted by most dentists along with visual and manual precision inherent to the task they perform. Because of this need to be close to the operative field, the backrest of the dental stool fails to fulfill its main role: to support the lumbar spine. Given this context, the research aimed to develop a new concept of a dental stool with a front support (FS) in order to verify it's influence on the electrical activity of the right and left longissimus thoracic muscles (RL and LL) and the right and left upper trapezius muscles (RT and LT), as well as the force applied to parts of the stool. In order to do so, an FS was designed for the dental stool and it was instrumented with load cells in the front and back of the seat, the backrest and the FS. From this, the distribution of force in the dental stool and the electrical activity of the RL, RT and LT muscles using electromyography (sEMG) were simultaneously verified during a medical procedure performed on a dental dummy. The study consisted of ten female volunteers, with an average age of 25.3 (±3.3), a body mass index of 22.3 kg/m² (±2.4), nine of whom were right-handed and one who was left-handed. During the experiment the subjects performed a Class II BLACK restorative procedure. The results pointed out a statistical difference ($p<0.05$) for the RT, LT and RL muscles when the FS was inserted. This result indicated that with the increased muscular activity of these muscles, the torso muscles have to contract in an effort to achieve a neutral position of the same.

The working position, according to the ISO/FDI guidelines, the use of the pedal to activate the equipment and patient's chair, and the visualization method, it was concluded that the 9 o'clock position is the best working position. Also, the use of the pedal should be done with the left foot of a right-handed dentist in order to promote a better support base for the lower body and less muscular activity. It became evident that the direct vision method takes a larger toll on the upper trapezius muscles. There was no statistical difference in the distribution of body weight in the seat of the stool. However, it was statistically proved that if an FS is inserted, the dentist discharges 3.1% (±1.9) of their body weight on the same. From the analyzed results, it can be concluded that the inclusion of the FS modifies the electrical activity of the muscles studied and promotes a more neutral posture of the spine. The entire statistical analysis was performed with GraphPad Prism and Microsoft Excel and used a 5% significance level.

KEYWORDS: Dentist. Dental stool. Surface electromyography. Extensometry. Ergonomics.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Primeira cadeira odontológica 27
FIGURA 2 - Esquema gráfico ISO/FDI 29
FIGURA 3 - Detalhes de um extensômetro 34
FIGURA 4 - Esquema de um estensômetro de grade tipo folha 34
FIGURA 5 - Representação esquemática da Ponte de Wheatstone completa fixada na parte vertical 36
FIGURA 6 - Esquema da Ponte de Wheatstone parcialmente ou completamente formada 37
FIGURA 7 - Esquema de posicionamento dos extensômetros em um corpo 38
FIGURA 8 - Desenho esquemático do posicionamento dos extensômetros 39
FIGURA 9 - Unidade motora 41
FIGURA 10 - Exemplo de análise do sinal no domínio das frequências . 45
FIGURA 11 - Exemplo de análise do sinal no domínio do tempo 46
FIGURA 12 - Postura de tarefa de precisão 49
FIGURA 13 - Forças produzidas ao redor da coluna 51
FIGURA 14 - Efeito de quatro posturas sobre a pressão intravertebral .. 52
FIGURA 15 - Segmento móvel da coluna vertebral 53
FIGURA 16 - Posição da pelve em pé (A) e sentada (B) 55
FIGURA 17 - Tipo e alcance de movimentos nos segmentos vertebrais 57
FIGURA 18 - Grupo muscular eretores da espinha 59
FIGURA 19 - Grupo muscular semi-espinais e espinais profundos 60
FIGURA 20 - Músculo trapézio 61
FIGURA 21 - Posto de trabalho experimental..... 63
FIGURA 22 - Mocho odontológico modificado 64
FIGURA 23 - Par de células de carga do assento 65
FIGURA 24 - Esquema dos corpos deformáveis 66

FIGURA 25 - Células de carga na parte anterior e posterior do assento entre duas chapas 66
FIGURA 26 - Células de carga do encosto 67
FIGURA 27 - Célula de carga do AF 67
FIGURA 28 - Calibração do assento do mocho odontológico 68
FIGURA 29 - Curva de calibração ascendente das células do assento anterior 69
FIGURA 30 - Curva de calibração ascendente das células do assento posterior 69
FIGURA 31 - *Spider 8* e *software Catman 3.1*..... 70
FIGURA 32 - Posicionamento do mocho para calibração do encosto 70
FIGURA 33 - Curva de calibração ascendente do encosto 71
FIGURA 34 - Curva de calibração ascendente do AF..... 71
FIGURA 35 - Equipamento EMG *System* 810C 72
FIGURA 36 - Localização do eletrodo no músculo trapézio superior 73
FIGURA 37 - Localização do eletrodo no músculo longuíssimo torácico 74
FIGURA 38 - Teste de captação do sinal eletromiográfico para o músculo trapézio superior 74
FIGURA 39 - Teste de captação do sinal eletromiográfico para o músculo longuíssimo torácico 75
FIGURA 40 - Manequim com modelo de dentística 75
FIGURA 41 - Esquema gráfico ISO/FDI 76
FIGURA 42 - Fluxograma das etapas prescritas para a execução da restauração classe II de Black 77
FIGURA 43 - Preparo cavitário M.O.D 77
FIGURA 44 - Evolução do percentual de dentistas segundo o sexo de 1968 a 2008 81
FIGURA 45 - Distribuição por sexo nas faixas etárias dos dentistas brasileiros..... 81
FIGURA 46 - Tela de coleta de sinais EMG brutos para os músculos TD, TE, LD e LE 83

FIGURA 47 - Tela de coleta de sinais EMG filtrados para os músculos TD, TE, LD e LE 83
FIGURA 48 - Tela do *software* EMG Lab para análise do músculo..... 84
FIGURA 49 - Atividade eletromiográfica com e sem AF 84
FIGURA 50 - Postura próxima do eixo axial da dentista sinistra 87
FIGURA 51 - Posição de trabalho segundo a ISO/FDI 88
FIGURA 52 - Atividade eletromiográfica sem AF e com AF na posição de 9h 88
FIGURA 53 - Atividade eletromiográfica sem AF e com AF na posição de 10h 89
FIGURA 54 - Atividade eletromiográfica sem AF e com AF na posição de 11h 89
FIGURA 55 - Postura dos membros superiores na posição de 9h 90
FIGURA 56 - Postura do membro superior esquerdo e cervical na posição de 10h 91
FIGURA 57 - Abdução do ombro esquerdo na posição 11h 91
FIGURA 58 - Flexão do ombro esquerdo na posição 11h 92
FIGURA 59 - Posição do pedal 93
FIGURA 60 - Atividade eletromiográfica sem AF e com AF com o pedal no pé direito 94
FIGURA 61 - Atividade eletromiográfica sem AF e com AF com o pedal no pé esquerdo 94
FIGURA 62 - Uso do pedal de acionamento no pé direito e esquerdo..... 95
FIGURA 63 - Base de apoio em pé e sentado 96
FIGURA 64 - Atividade eletromiográfica durante as etapas do procedimento odontológico 98
FIGURA 65 - Atividade eletromiográfica de TD sem AF durante as etapas do procedimento odontológico..... 99
FIGURA 66 - Atividade eletromiográfica de TD com AF durante as etapas do procedimento odontológico 99

FIGURA 67 - Atividade eletromiográfica de TE sem AF durante as etapas do procedimento odontológico 99
FIGURA 68 - Atividade eletromiográfica de TE com AF durante as etapas do procedimento odontológico 99
FIGURA 69 - Atividade eletromiográfica de LD sem AF durante as etapas do procedimento odontológico 100
FIGURA 70 - Atividade eletromiográfica de LD com AF durante as etapas do procedimento odontológico 100
FIGURA 71 - Atividade eletromiográfica de LE sem AF durante as etapas do procedimento odontológico 100
FIGURA 72 - Atividade eletromiográfica de LE com AF durante as etapas do procedimento odontológico 101
FIGURA 73 - Força normalizada aplicada nas partes do mocho sem e com AF 103
FIGURA 74 - Tronco mais próximo da postura neutra 105
FIGURA 75 - Apresentação dinamométrica durante as etapas do procedimento odontológico 106

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Deformações específicas em função dos esforços..... 41

TABELA 2 - Deformações específicas em função dos esforços..... 42

TABELA 3 - Amplitude da coluna vertebral..... 58

TABELA 4 - Perfil da amostra..... 80

TABELA 5 - Dados referentes à força relativa distribuídas no mocho sem AF..... 102

TABELA 6 - Dados referentes à força relativa distribuídas no mocho com AF..... 102

TABELA 7 - Resultados da distribuição corporal na posição sentada..... 104

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM	-	Amplitude de movimento
AA	-	Assento Anterior
AET	-	Análise Ergonômica do Trabalho
AF	-	Apoio Frontal
ANOVA	-	Análise de variância
AP	-	Assento Posterior
CEP	-	Comitê de Ética em Pesquisa
CG	-	Centro de gravidade
CMRR	-	Common Mode Rejection Ratio
CVM	-	Contração voluntária máxima
CIVM	-	Contração isométrica voluntária máxima
DORT	-	Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho
EMG	-	Eletromiografia
EMG Lab	-	*Software* para coleta e análise de EMG
EMGS	-	Eletromiografia de superfície
E	-	Encosto
FDI	-	*Federation Dentaire Internacionale*
Fc	-	Frequência de corte
FOSJC	-	Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
FEG	-	Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
Hz	-	*Hertz*
IMC	-	Índice de massa corporal
ISEK	-	*International Society of Electrophysiological Kinesiology*
ISO	-	*International Organization for Standardization*
kgf	-	Quilograma força
LD	-	Longuíssimo torácico direito
LE	-	Longuíssimo torácico esquerdo
µV	-	microvolts
M.O.D	-	Mesial, oclusal e distal

mV	-	milivolt
NR	-	Norma Regulamentadora
RMS	-	*Root Mean Square*
SENIAM	-	*Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles*
TD	-	Trapézio superior direito
TE	-	Trapézio superior esquerdo

LISTA DE SÍMBOLOS

A	-	área de seção transversal
Ag	-	Prata
AgCl	-	Cloreto de Prata
b	-	largura do perfil U
c	-	distância da borda da seção transversal até a linha neutra
d	-	distância
R	-	resistência elétrica
E	-	módulo de Young ou módulo de elasticidade
ε	-	deformação específica
Σ	-	somatório
I	-	inércia
L	-	distância inicial
h	-	espessura do perfil U
V_{ad}	-	tensão adimensional
V_i	-	tensão de entrada do circuito
k	-	fator do extensômetro
K	-	constante de rigidez da mola
M	-	momento fletor
ρ	-	resistividade
σ	-	tensão mecânica
ν	-	coeficiente de Poisson
V	-	tensão elétrica
x	-	deslocamento da mola

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
1.1	Considerações iniciais	21
1.2	Objetivos	25
1.2.1	Objetivo geral	25
1.2.2	Objetivos específicos	25
1.3	Limitações	25
1.4	Estrutura do trabalho	26
2.	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	27
2.1	Postura do dentista	27
2.2	Extensometria	31
2.2.1	Conceito	31
2.2.2	Extensômetro de Resistência Elétrica	32
2.2.3	Ponte de Wheatstone	35
2.2.3.1	Configuração da Ponte de Wheatstone	36
2.2.4	Células de carga	37
2.2.4.1	Dimensionamento das células de carga	38
2.3	Eletromiografia	40
2.3.1	Breve histórico	40
2.3.2	Conceito	41
2.3.2.1	Aquisição do sinal eletromiográfico	41
2.3.2.2	Eletrodos de superfície	42
2.3.2.3	Amplificadores	43
2.3.2.4	Filtros	44
2.3.3	Análise do sinal EMG	45
2.3.4	Normalização do sinal EMG	46
2.3.5	Eletromiografia na posição sentada	47
2.4	Coluna vertebral	51
2.4.1	Segmento móvel	52
2.4.2	Pelve	55
2.4.3	Amplitude de movimento da coluna vertebral	57
2.4.4	Músculos da coluna vertebral	58
2.4.4.1	Músculos eretores da espinha	59
2.4.4.2	Músculo trapézio	60
2.5	Considerações finais	61
3	MATERIAIS E MÉTODOS	62
3.1	Delineamento do estudo	62
3.2	Amostra	62
3.3	Seleção da amostra	62
3.3.1	Critérios de inclusão	62
3.3.2	Critérios de exclusão	63
3.4	Equipamentos de medida	63
3.4.1	Mocho odontológico	64
3.4.2	Consultório odontológico	64
3.5	Projeto para instrumentação do mocho odontológico	65

3.5.1 Células de carga do assento..... 65
3.5.1.1 Assento..... 65
3.5.1.2 Encosto e apoio Frontal..... 67
3.6 Calibração..... 67
3.7 Aquisição e processamento dos sinais..... 71
3.8 Protocolo para coleta de dados..... 71
3.8.1 Familiarização com a bancada de instrumentação..... 73
3.8.2 Preparação da pele e colocação dos eletrodos de superfície..... 73
3.8.3 Posicionamento e realização do procedimento odontológico..... 75
3.8.3.1 Primeiro momento..... 76
3.8.3.2 Segundo momento..... 78
3.8.3.3 Terceiro momento..... 79
3.9 Análise estatística..... 79
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO..... 80
4.1 Perfil da amostra..... 80
4.2 Procedimento clínico..... 82
4.3 Resultados da eletromiografia..... 82
4.3.1 Sinal EMG..... 82
4.3.2 Visão geral..... 84
4.3.3 Posição de trabalho segundo a ISO/FDI..... 87
4.3.3.1 Atividade eletromiográfica segundo a posição de trabalho..... 88
4.3.4 Posição do pedal..... 93
4.3.4.1 Atividade eletromiográfica de acordo com o uso do pedal..... 93
4.3.5 Etapas do procedimento odontológico..... 97
4.3.5.1 Apresentação do comportamento individual de TD, TE. LD e LE durante as etapas do procedimento odontológico..... 98
4.4 Resultados da dinamometria..... 101
4.4.1 Visão geral..... 102
4.4.2 Etapas do procedimento odontológico..... 105
4.4.3 Impressões subjetivas..... 106
5 CONCLUSÃO..... 108
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... 109
APÊNDICE A..... 119
APÊNDICE B..... 120
ANEXO A..... 125
ANEXO B..... 126

1 INTRODUÇÃO

1.1 Considerações iniciais

A atual pesquisa teve seu ponto de partida na dissertação de mestrado desenvolvida pela autora desta tese, na qual foi aplicado o método Análise Ergonômica do Trabalho – AET – em um consultório odontológico (CUSTÓDIO, 2006). O método AET forneceu uma melhor compreensão da atividade do cirurgião-dentista, no que diz respeito aos elementos que compõem o posto de trabalho odontológico, aos procedimentos comuns da clínica geral, à execução destes procedimentos clínicos, à organização do trabalho e ao entendimento das estratégias adotadas por ele para contornar as restrições ou constrangimentos posturais inerentes à profissão, bem como as patologias comuns desta categoria profissional.

A pesquisa concluiu, entre outras evidências, ser a Odontologia uma profissão estressante por exigir um controle da dor do paciente e ter um caráter restritivo pela intervenção em pequena área, pela exigência de precisão manual e visual e pela adoção de posturas estáticas. Também neste sentido, Finsen, Christensen e Bakke (1998) classificam a Odontologia como uma profissão que demanda concentração e precisão. Rasia (2004) em sua investigação também aponta ter este profissional um campo visual bastante restrito, a boca, e desenvolver seu trabalho em uma superfície pequena e de difícil acesso, a faceta de um dente. Ela ainda complementa que para cumprir seu trabalho o dentista adota posturas fixas, ou estáticas, que o irão predispor a adquirir doenças osteomusculares ou Distúbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho (DORT).

As doenças osteomusculares são o resultado do uso abusivo dos músculos e tendões, por movimentos rápidos, repetitivos e de força, em ações estáticas e posturas inadequadas (OLIVEIRA, 1998). Rundcrantz, Johnsson e Moritz (1990) e Finsen, Christensen e Bakke (1998) afirmam que 60% dos dentistas apresentam algum tipo de dor músculo-esquelética nas regiões do pescoço, costas, ombros e membros superiores. Sanders e Turcotte (2010) encontraram alto índice de desconforto músculo-esquelético no pescoço (87%), coluna lombar (63,3%), ombros (53%) e punhos (36,7%). Michelin, Michelin e Loureiro (2000) já apontavam também alta prevalência de dores lombares, desconforto no pescoço e ombro.

Compreendendo tais aspectos da profissão e com estas evidências estatísticas foi possível perceber o porquê da aposentadoria prematura ocasionada pelos DORT apontada por Burke, Main e Freeman (1997) em 29,5% da população de 393 dentistas pesquisados. A

aposentadoria precoce é atribuída à alta precisão e às posturas estáticas adotadas para execução dos procedimentos (MILERAD et al., 1991; ALEXOPOLOULOS; STATHI; CHARIZANI, 2004). Fatores organizacionais, como alta demanda de trabalho e pouca variedade das tarefas também podem influenciar a ocorrência dos DORT. Algumas tecnologias tentaram reduzir a incidência destes distúrbios, como a introdução do ultrassom que diminuiu a força e a repetição nos procedimentos, mas expôs o dentista à alta frequência de vibração e à postura estática do punho (CHERNIACK *et al.*, 2006). O mesmo aconteceu com as lupas que melhoraram a acuidade visual e diminuiram as posturas de flexão do pescoço, mas também não eliminaram a postura estática (MURPHY, 1998 *apud* AHEARN *et al.*, 2010)[1]. Finsen, Christensen e Bakke (1998) concluíram em sua pesquisa que aumentar a variação postural e diminuir a atividade muscular pode diminuir o risco ocupacional de problemas osteomusculares entre os dentistas.

Falar de variação postural em uma atividade normalmente realizada em pequeno espaço físico, mas principalmente com pequenas amplitudes de movimento, se torna um desafio. Existem algumas organizações de trabalho que favorecem a variação postural como, por exemplo, trabalhar em duas unidades dentais tripartidas (BARROS, 2006), que nada mais é que dois consultórios conjugados. Porém, esta solução está ligada à estrutura composta por equipe de auxiliares bem experientes, o que não é prática comum, uma vez que menos da metade (43,3%) da população de dentistas tem auxiliar (IMBRAPE, 2002), e nem sempre são auxiliares intra-bucais. A introdução de pausas sistemáticas durante a jornada de trabalho é outra forma de favorecer a variação postural e algo mais que recomendado pela Ergonomia, porém isto exige organização e disciplina do profissional. Na realidade, sabe-se que um posto de trabalho bem projetado deve promover intuitivamente a adoção de posturas adequadas para realização da tarefa. Mork e Westgarad (2009) afirmam que pesquisas devem ser feitas no sentido de desenvolver novos designs de cadeiras que promovam a curvatura neutra da coluna e uma postura sentada mais dinâmica.

Quanto à redução da atividade muscular, existem vários trabalhos que analisaram o comportamento muscular a fim de avaliar a carga de trabalho do profissional dental e dão pistas quanto ao método de trabalho menos penoso para este profissional. O trabalho de Milerad *et al.* (1991), por exemplo, observou que não existem diferenças estatisticamente significativas para carga muscular de ombro, pescoço e braço entre tratamentos realizados na

---

[1] MURPHY, C. **Ergonomics and the Dental Care Worker.** American Public Health Association, Washington: D.C., 1998 apud AHEARN, D. J.; SANDERS, M. J.; TURCOTTE, C. **Ergonomic design for dental offices.** Work n. 35, p. 495–503, 2010.

arcada superior e inferior, embora o trapézio direito tenha atividade muscular um pouco maior na arcada superior. Dos músculos investigados (trapézios, infraespinhal e extensores do carpo), o músculo trapézio foi o que teve maior atividade elétrica ao longo de todo o período de trabalho. Já Smith et al. (2002) analisaram a atividade muscular de diversos músculos (esplênios, trapézios superiores, extensores torácicos e cervicais) em 3 métodos de visualização do campo operatório: visão direta, visão indireta com uso de monitor e uso de óculos com prismas. Foi verificado que a maior atividade muscular está presente no método de visão direta. Na pesquisa de Hardage, Gildersleeve e Rugh (1983) com 20 estudantes de Odontologia do sexo masculino foi mensurada a atividade elétrica dos músculos da coluna vertebral a nível da 5ª vértebra torácica (T5) e 3ª vértebra lombar (L3) em 6 condições diferentes da posição sentada: com e sem suporte lombar em 3 alturas diferentes do assento em que os joelhos ficavam a 75º, 90º e 105º. Eles constataram que a atividade muscular foi maior no nível torácico que lombar e que sem o suporte lombar esta atividade era ainda maior. Tanto o nível torácico quanto o lombar apresentou maior atividade com joelho à 90° quando sem suporte lombar e à 105° com o suporte. Eles concluiram que o suporte lombar é o principal fator que influencia na atividade muscular reduzindo-a. Contudo, estes autores comentam que os estudos industriais envolvendo conforto na postura sentada e design de cadeiras usualmente enfatizam a inclinação do encosto como os trabalhos de Andersson e Ortengren (1974a,b) por exemplo. Entretanto, em Odontologia realizar procedimento clínico em posição reclinada é impraticável devido a necessidade de manter uma distância entre olho-objeto, no caso olho-dente, de 25 a 30 cm para visualização do campo operatório e maior destreza manual (KROEMER; GRANDJEAN, 2005). Uma simples inspeção no dente faz com que o dentista realize flexão de tronco reduzindo ou perdendo o apoio da coluna lombar no encosto do mocho odontológico. Percebe-se que o trabalho de precisão visual depende desta distância olho-objeto e que em função de um ponto a ser visualizado toda a postura corporal é determinada. O trabalho de precisão manual frequentemente é desenvolvido com os braços em abdução e em postura estática e combinados com flexão e rotação da cervical (GREEN; BROWN, 1963). Neste sentido, Custódio (2011) verificou em sua pesquisa que quando o dentista está realizando um procedimento intra-bucal ele naturalmente flete e inclina o tronco para ter melhor visualização do campo operatório e que ao realizar este movimento ele perde o apoio da coluna vertebral no encosto. Além desta postura ele também flete, inclina e gira a cervical bem como faz abdução dos ombros. Mais uma vez, a necessidade de precisão visual e manual determina esta postura que promove ao dentista a visualização do dente e a execução de movimentos delicados e precisos durante a intervenção no mesmo. Estas posturas

associadas e aliadas ao longo período sentado sem mudanças intensas na postura incrementam a quantidade de reclamações por parte dos dentistas de dores na coluna nas regiões cervical, torácica e lombar (POLLACK-SIMON, 2000; BARRETO; FILHO, 2001).

Sabe-se que o dentista fica mais de 50% do tempo realizando procedimentos intra-bucais. Custódio (2011) verificou que 52% do tempo o dentista está em contato direto com o paciente. Valor próximo também foi encontrado por Jonker, Rolander e Balogh (2009), cerca de 60%.

A mesma dissertação que motivou esta tese também destacou a necessidade de se repensar o conceito de assento odontológico de forma que o mesmo promova ao dentista uma postura mais próxima do eixo central do corpo durante os procedimentos clínicos e que por consequência minimize os efeitos indesejáveis das posturas inadequadas. Considerando que as ações intra-bucais são as que necessitam de contrações estáticas do tronco para fornecer precisão aos movimentos dos membros superiores, principalmente mãos, e que o tronco naturalmente fica em flexão combinada com inclinação e rotação para que o dentista tenha boa visualização do campo operatório, pode-se inferir que se for introduzido um apoio frontal (AF) para o abdome do dentista o mesmo poderá descarregar parte do seu peso corporal e isto poderá gerar modificação na sua postura e na atividade elétrica dos músculos que participam da manutenção da postura estática. Tendo em vista as altas estatísticas de desenvolvimento de problemas osteomusculares nas regiões lombar, cervical e ombros, dois músculos foram eleitos para este estudo: o músculo longuíssimo torácico direito (LD) e esquerdo (LE) por ser um músculo que participa da manutenção da postura do tronco, e o músculo trapézio superior direito (TD) e esquerdo (TE) por participar tanto de movimentos da coluna cervical quanto do ombro (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

Para dimensionar tanto a atividade dos músculos quanto a modificação da postura através da descarga do peso corporal duas técnicas são bastante indicadas. A primeira é a eletromiografia de superfície (EMGS) que é um método de medição muito utilizado em biomecânica para revelar o estado de ativação do músculo (MARCHETTI; DUARTE, 2006), e a segunda, é a extensometria que é uma das técnicas de medição da dinamometria e que através da qual, segundo Amadio et al. (2002), podem ser medidas as forças externas.

A partir destas premissas, foi possível formular as hipóteses para esta pesquisa.

- H_0: A inserção de um AF no mocho odontológico não modifica a postura e a atividade elétrica dos músculos TD, TE, LD e LE.
- H_1: A inserção de um AF no mocho odontológico modifica a postura e a atividade elétrica dos músculos TD, TE, LD e LE.

Assim sendo, tem-se, portanto os objetivos.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo geral

Desenvolver um novo conceito de mocho odontológico com AF a fim de verificar a influência deste na atividade elétrica dos músculos TD, TE, LD e LE e na força aplicada nas partes do mocho.

1.2.2 Objetivos específicos

- Projetar um AF para o abdome em um mocho odontológico industrializado e instrumentá-lo com células de carga nas partes anterior do assento (AA) e posterior do assento (AP), no encosto (E) e no AF;

- Verificar a distribuição da força no mocho odontológico, nas seguintes partes: AA, AP, E e AF durante a realização de um procedimento clínico pelo dentista em um manequim odontológico;

- Verificar a tensão nos músculos TD, TE, LD e LE em função do trabalho odontológico através da EMGS simultaneamente à mensuração das forças provenientes das células de carga durante o procedimento clínico realizado pelo dentista em um manequim odontológico.

1.3 Limitações

Sabe-se que um procedimento realizado em um manequim odontológico não reproduz fielmente a realidade do dia a dia do dentista, uma vez que o paciente real traz consigo variáveis como, por exemplo, patologias (labirintite), idade (idosos ou crianças), atendimentos especiais (deficientes físicos e/ou mentais), estados psicológicos alterados (medo e/ou ansiedade) obesos e gestantes, que podem alterar e dificultar o modo operatório.

1.4 Estrutura do trabalho

O Capítulo 1 situa a tese no contexto atual através da relevância, justificativa, hipóteses, objetivos, limitações e apresenta a estrutura do trabalho.

O Capítulo 2 destina-se à revisão da literatura no contexto específico do trabalho. É dividido em quatro partes: a primeira discorre sobre a postura do cirurgião-dentista; a segunda trata da técnica de extensometria; a terceira da EMGS, e por fim uma quarta parte aborda a anatomia e musculatura da coluna vertebral.

O Capítulo 3 descreve os materiais e métodos adotados para presente investigação. É descrito o delineamento da pesquisa, a composição da amostra, a bancada de instrumentação, o projeto das células de carga, a aquisição dos sinais eletromiográficos (EMG) e de força, protocolo experimental bem como o tratamento estatístico dos dados coletados.

O Capítulo 4 expõe os dados coletados e discute os mesmos.

O Capítulo 5 apresenta as conclusões do trabalho

Finalmente, os apêndices e anexos complementam o texto.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O propósito deste capítulo é fornecer os preceitos que sustentam esta pesquisa. Conhecer a postura de trabalho do dentista, o que esta postura significa anatômica e biomecanicamente para coluna vertebral e como os músculos TD, TE, LD e LE atuam, dará os fundamentos para se conhecer o significado de uma nova proposta de mocho odontológico. Neste mesmo capítulo, ainda serão apresentadas as técnicas de extensometria que promoverá a medição da distribuição das forças no mocho odontológico e a de EMGS, que permitirá verificar a atividade muscular.

2.1 Postura do cirurgião-dentista

De acordo com Barros (2006), inicialmente o trabalho odontológico era executado com o dentista em pé e sem auxiliar. Apesar da primeira cadeira dentária reclinável inventada por James Snell em 1832 e a primeira cadeira dentária com mecanismo hidráulico criada por Wilkerson em 1877, o histórico aponta para uma Odontologia com caráter itinerante através da primeira cadeira construída especificamente para o paciente pelo dentista americano Josiah Flagg em 1790 (Figura 1). Era portátil, de fácil montagem e acoplada a uma caixa com a qual era transportada ao lugar onde o paciente estava. Foi utilizada entre 1885 a 1930.

Figura1: Primeira cadeira odontológica. Fonte: Reprodução Catálogo Geral S. S. White 1929

Para Barros (1993) a primeira grande novidade no campo da Ergonomia voltada para a Odontologia se dá com a construção da cadeira operatória do tipo *Relax*, em 1944, sendo inspirada nas poltronas para pilotos de bombardeiros B-29, que proporcionaram ao dentista trabalhar com o paciente na posição sentada ou reclinada e com o mínimo de tensão possível. Em seguida, surgiram as demais inovações, tais como o primeiro mocho giratório, o *Posture-Confort-Stool* e a técnica para sucção de alta potência, *Washed-Field-Technique*, permitindo

que o dentista executasse seu trabalho com o campo operatório limpo, boa visibilidade e sem maiores interrupções. Desta época até os dias de hoje as contribuições tecnológicas à Odontologia promoveram grande avanço no conhecimento mais aprofundado das patologias dos tecidos bucais e no desenvolvimento de biomateriais mais compatíveis e instrumentais mais sofisticados.

Mudanças também ocorreram na posição de trabalho. Barreto e Filho (2001) apontam que a mudança da posição ortostática para a posição sentada foi uma das primeiras mudanças no processo de trabalho após estudos sistemáticos feitos desde a década de 50. Barros (2006) cita a pesquisa de E. Atzler que em seu manual de fisiologia afirma que uma pessoa sentada consome 4% de energia e uma pessoa em pé 12%. Quando se adota a postura em pé e inclinada este consumo energético passa para 55%. Biller (1994 apud VALACHI; VALACHI, 2003)[2] aponta que a posição sentada provoca dores nas costas, pescoço e membros superiores, mas que em contrapartida, a posição em pé provoca dores lombares bem como doenças neurocirculatórias como varizes, defeitos posturais e pé chato. Desta forma, a posição sentada, apesar dos problemas que promove, é considerada a mais favorável para exercer a atividade odontológica, pois o gasto energético é menor que em pé, exige menos do sistema circulatório e aumenta a estabilidade da parte superior do tronco (KROEMER; GRANDJEAN, 2005) que favorece a precisão manual e a acuidade visual durante as intervenções intra-bucais.

Finsen, Christensen e Bakke (1998) constataram que 82% dos dentistas na Dinamarca trabalhavam principalmente sentados, 13% em pé e o restante alternaria essas posições. Loges (2004) encontrou valores próximos (86%) de dentistas que trabalham na posição sentada na cidade de Porto Alegre.

Segundo Iida (2005), a posição sentada exige atividade muscular do dorso e do ventre para manter esta postura e a ligeira inclinação para frente a torna mais natural e menos fatigante do que a ereta. Em relação à posição em pé, a sentada tem a vantagem de liberar as pernas para tarefas produtivas e facilitar a realização de trabalhos delicados com os dedos. Isto vem de encontro com a atividade do dentista que precisa ao mesmo tempo utilizar o pedal para acionar os comandos do equipo e da cadeira do paciente e de precisão motora e visual para intervir no dente. Dul e Weerdmeester (2001) veem a postura sentada também como menos fatigante que a postura em pé, contudo recomendam que não se deva ficar por tempo prolongado na posição sentada. Este fato se torna mais importante para as atividades que

---

[2] BILLER F. E. **Occupational hazards in dental practice.** Oral Hygiene, 1946, 36,1994.apud VALACHI, B.; VALACHI K. **Mechanisms leading to musculoskeletal disorders in dentistry**. Journal American Dental Association. v.134, p. 1344-1350, 2003.

exijam um acompanhamento visual onde o pescoço e as costas ficam inclinados para frente e são submetidos à tensão.

Com o objetivo de orientar a atividade odontológica foram descritas normas e diretrizes pela *Federation Dentaire Internacionale* (FDI) em parceria com a *Internacional Organization for Standardization* (ISO) que reestruturaram e padronizaram as rotinas de trabalho visando a otimização deste e consequentemente mais saúde, conforto e segurança ao trabalhador. Estas diretrizes descreveram esquematicamente o sistema de trabalho para esta classe. O esquema se baseia em um relógio imaginário colocado sobre o posto de trabalho odontológico onde se pode indicar a posição a ser adotada pelo dentista e seu auxiliar durante o atendimento do paciente (CASTRO; FIGLIOLI, 1999; POI; TAGLIAVANI, 1999). No centro deste sistema encontra-se o campo operatório. O paciente com a cabeça voltada para as 12h e os pés para 6h. A posição do dentista e do auxiliar será então denominada de acordo com o número para o qual as costas deste profissional estejam voltadas. Na Figura 2 pode-se observar este esquema gráfico com o dentista em 9h e seu auxiliar em 3h.

Além disso, toda a atividade do tratamento está em volta do paciente (FINKBEINER, 2000). Essa área de trabalho pode ser dividida em quatro zonas ou regiões de atividade. Essa orientação também é realizada com um mostrador de relógio.

Deste modo, tem-se para profissionais destros a região:

- do operador: estende-se das 7 às 12h;
- do assistente: das 2 às 4h;
- de transferência: entre 4 e 7h.

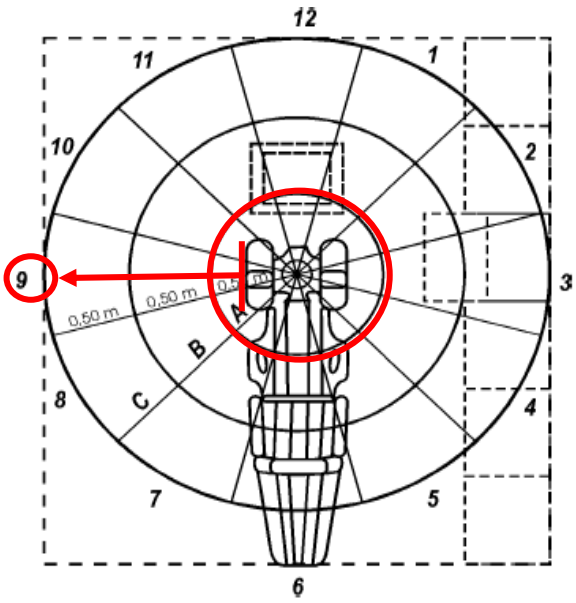


Figura 2: Esquema gráfico ISO/FDI. Fonte: Porto (1994)

Normalmente, o dentista destro posiciona-se em 7, 9 ou 11h. As posições mais vantajosas para execução do trabalho odontológico são em 9 e 11h. A posição 9h (CASTRO; FIGLIOLI, 1999; BARROS, 2006) permite ao dentista ampla visualização direta das faces dos dentes inferiores e superiores, assim como da maioria das regiões da boca. Sua vantagem em relação à posição de 7h é que se houver inclinação do tronco, esta será frontal e não lateral, além de manter os braços junto ao corpo. Em 11h, o profissional trabalha com visão indireta, principalmente das faces palatinas dos dentes anteriores superiores, sendo orientada para utilização de instrumentos manuais e turbina de baixa rotação. Pesquisa realizada com dentistas dinamarqueses apontou a posição de 10h como a mais adotada, enquanto que as posições de 9h e 11h apresentaram-se em segundo e terceiro lugar respectivamente na preferência dos pesquisados.

Apesar destas diretrizes que orientam a prática odontológica, a demanda visual, a presença das posturas estáticas e uma sobrecarga de ombros, pescoço e lombar continuam presentes (RUNDCRANTZ; JOHNSSON; MORITZ, 1990 e 1991; KIHARA, 1995; FINSEN; CHRISTENSEN, 1998; VALACHI; VALACHI, 2003). Esta sobrecarga é ainda mais acentuada pelo trabalho de precisão a ser desenvolvido e que segundo Catovic et al. (1989) que estudou a força do movimento de pinça das mãos, deve ser levado em conta no estudo da postura do dentista. Ele verificou que a força de pinça das mãos é maior quando o braço está suportado por um apoio. No entanto, sem a presença de apoio para o antebraço, a função de estabilidade para o antebraço e mão é dada pela cintura escapular. A necessidade de estabilidade do membro superior para a manutenção da postura para o desenvolvimento do trabalho preciso faz com que a musculatura da cintura escapular e cervical seja ativada para dar sustentação na ação (SPORRONG et al, 1998). Também Milerad e Ericson (1994) concordam que o fator precisão tem uma influência significativa sobre a carga muscular do ombro. Isto foi mostrado por Casarin e Caria (2008) que verificaram a atividade muscular de estabilizadores do membro superior em três especialidades odontológicas e verificaram a participação dos músculos trapézios (transverso e superior) e deltóide. O músculo deltóide foi o que apresentou maior fadiga e o trapézio superior menor fadiga. Isto leva a concluir que o músculo trapézio assume a sustentação do braço na medida em que o deltóide se fadiga e em que o braço é abduzido. Também Régis Filho, Michels e Sell (2009) verificaram grande comprometimento do trapézio no trabalho odontológico.

Além da estabilidade do membro superior dada pela musculatura de braço e ombro o trabalho odontológico também demanda estabilidade do tronco. Esta estabilidade é dada pela contração estática da musculatura paravertebral que manterá o tronco fixo enquanto os

membros superiores executam um procedimento de precisão. No entanto, esta estabilidade ocorrerá na posição de flexão do tronco que é uma postura-padrão adotada pelo dentista e verificada em diversos trabalhos (HARDAGE; GILDERSLEEVE; RUGH, 1983; SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 2002; MAEHLER, 2003; LOGES, 2004; CUSTÓDIO, 2011).

Estudos associaram tais posturas com as pressões nos discos da coluna vertebral e aumento da hipomobilidade, que são fatores que podem levar a alterações degenerativas na coluna lombar. Fraqueza dos músculos posturais do tronco e ombro pode levar a postura inadequada do dentista, com adaptações dos músculos através do alongamento ou encurtamento para acomodar tais posturas, e esse desequilíbrio muscular pode resultar em danos estruturais e dor.

Com o objetivo de analisar o comportamento muscular na postura do dentista, foram escolhidos como objeto de estudo os músculos TD e TE que participam da estabilização do membro superior e da cervical e os músculos LD e LE que participam na estabilização do tronco. A escolha destes músculos para análise também é porque eles têm sua posição anatômica superficial, que permite o uso da eletromiografia de superfície, e também, por estarem associados com os movimentos executados na prática odontológica.

Para compreender mais o efeito das posturas de trabalho do dentista conhecer o funcionamento da mecânica da coluna bem como da participação destes músculos se faz necessária uma revisão de alguns conceitos. O uso de técnicas como a extensometria e a eletromiografia darão os subsídios necessários para esta investigação.

2.2 Extensometria

A extensometria será utilizada nesta pesquisa para medir a distribuição de forças no mocho odontológico. Os conceitos necessários para construção das células de carga que instrumentarão o mocho odontológico são apresentados nesta seção.

2.2.1 Conceito

A extensometria é considerada uma das principais técnicas de medição das deformações de um corpo quando há forças aplicadas sobre o mesmo.

Esse método oferece precisão nas medidas e facilidades na sua utilização, pois possibilita medir as deformações até o final de um ensaio destrutivo, o que o torna instrumento de medição muito utilizado pela Engenharia.

O extensômetro é capaz de medir as deformações em uma dada posição no corpo e em uma dada direção (ANDOLFATO; CAMACHO; BRITO, 2004). Consegue medir a variação de distância *(ΔL)* entre dois pontos que já estavam separados de *(L)*, logo, mede a deformação específica longitudinal *(ε)*. A deformação *(ε)* é a relação entre a variação da distância *(ΔL)* devido a uma tensão aplicada e a distância inicial entre eles *(L)*.

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \tag{1}$$

Os extensômetros podem ser classificados de acordo com o seu mecanismo de funcionamento (PORTELLA; SILVA, 1996). Os tipos mais empregados no mercado atualmente são: mecânicos, ópticos, resistência elétrica, indução elétrica, acústicos ou de corda vibrante, extensômetros de semicondutores e fotoelásticos.

De acordo com Andolfato, Camacho e Brito (2004), os extensômetros também podem ser classificados dependendo da aplicação, tamanho e materiais empregados em sua construção, podem ser quanto:

- À configuração: uniaxiais, biaxiais, múltiplos eixos, padronização especial.
- Ao material resistivo: fios resistivos, lâmina, semicondutor, semicondutor por difusão.
- Ao material de base: papel, baquelita, poliéster, poliamida ou outros para fins especiais.

Para este projeto, o extensômetro escolhido foi o de natureza elétrica por ser de baixo custo e largamente utilizado em estudos biomecânicos. Um estudo mais aprofundado do mesmo será feito na próxima seção.

2.2.2 Extensômetro de Resistência Elétrica

O nome extensômetro de resistência elétrica significa medidor de deformação mecânica relativa através da determinação da variação de resistência elétrica. Assim, dispositivos que efetuam esta correlação são chamados extensômetros de resistência elétrica ou *strain gages*.

A resistência de um condutor de comprimento *(L)*, área de seção transversal *(A)* e resistividade *(ρ)* pode ser calculada pela seguinte expressão:

$$R = \rho \frac{L}{A} \tag{2}$$

Em 1856, Kelvin demonstrou que a resistência elétrica de um fio de cobre ou de ferro varia quando submetido a uma deformação elástica.

Assim, se um fio de comprimento *L* e resistência *R* sofrer uma deformação elástica igual a *ΔL*, a resistência sofrerá um acréscimo de *ΔR*. Kelvin demonstrou que a variação relativa da resistência *(ΔR/R)* relaciona-se linearmente com a variação relativa do comprimento *(ΔL/L)*, isto é, demonstrou que o parâmetro *K* é constante se a deformação se processa na região elástica do material. Este parâmetro é característico de cada extensômetro, e pode ser calculado da seguinte maneira:

$$K = \frac{\Delta R/R}{\Delta L/L} \tag{3}$$

Derivando a equação (2) e dividindo o resultado por *R*, tem-se o seguinte:

$$\frac{dR}{R} = \frac{d\rho}{\rho} + \frac{dL}{L} - \frac{dA}{A} \tag{4}$$

Considerando que a elongação de um fio de seção transversal *A* seja muito pequena relativo ao seu comprimento *L*, e que a resistividade do material seja insensível à deformação, então a equação (4) reduz-se:

$$\frac{dR}{R} \approx \frac{dL}{L} \tag{5}$$

Mas, $\frac{dL}{L} = \varepsilon$ é a deformação, substituindo na equação (3) tem-se:

$$\frac{\Delta R}{R} = K \times \varepsilon \tag{6}$$

Para minimizar a razão entre a área de seção transversal e o comprimento do condutor, o extensômetro é construído na forma mostrada na Figura 3.

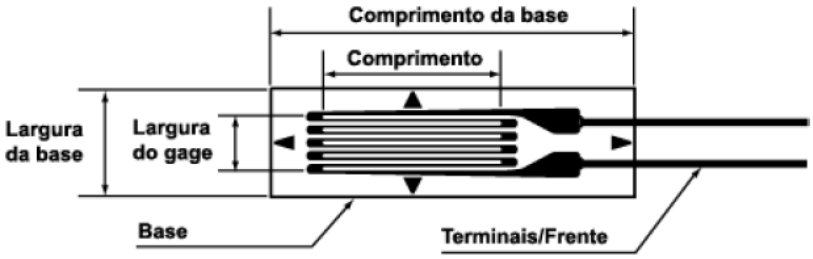


Figura 3: Detalhes de um extensômetro.

O termo técnico "*strain*" (deformação) compreende tanto a força de natureza de tração como a força de natureza de compressão, o que as diferencia é apenas o sinal de negativo ou de positivo. Logo, os extensômetros podem ser usados para realizar tanto medições de expansão como medições de contração (HOFFMAN, 1984b).

Basicamente, os extensômetros de resistência elétrica são de 3 tipos, diferenciados pela construção da grade: grade plana, grade bobinada e grade tipo folha

O tipo grade plana foi o primeiro extensômetro a ser fabricado em grande escala. O extensômetro tipo grade bobinada é o de fabricação mais simples, mas como parte de sua grade fica afastada da superfície na qual está colado o *strain gage*, praticamente não é mais utilizado.

De acordo com Zaro (2008), o extensômetro de grade do tipo folha (Figura 4) é o mais utilizado e é fabricado com técnicas de circuito impresso, normalmente sobre substratos de plástico ou de papel.

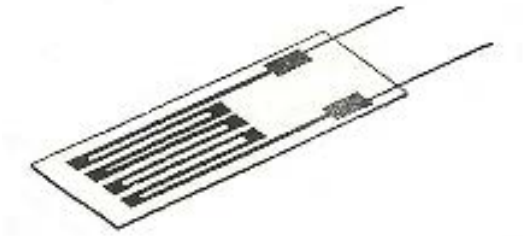


Figura 4: Esquema de um extensômetro de grade tipo folha.

De acordo com Andolfato, Camacho e Brito (2004), os extensômetros são baseados no fato de que a resistência elétrica dos metais muda conforme a deformação. Essa resistência elétrica ao sofrer uma deformação mínima, altera a resistência criada à corrente de baixa

intensidade que as percorre. Segundo Rubo e Souza (2001), o sinal elétrico captado é enviado a uma placa de aquisição de dados para ser transformado em sinal digital, possibilitando a sua leitura no computador. Estes pequenos terminais de extensometria têm capacidade de registrar, com precisão, qualquer deformação que ocorra quando submetidos à ação de uma tensão.

O princípio fundamental que rege a relação entre deformação e tensão é a Lei de Hooke, que foi desenvolvida inicialmente para relacionar a força elástica e o deslocamento da mola:

$$F = K\,x \tag{7}$$

Onde:

- F é força em [N];
- K é a constante de rigidez da mola em [N/m];
- x é o deslocamento da mola em [m].

Analogamente, pode-se aplicar a lei de Hooke para a relação de tensão e deformação. A tensão é a força pela área em que está sendo aplicada, ou seja, a unidade é [N/m²]. A deformação específica é a razão entre a variação da distância entre dois pontos pela distância inicial dos mesmos, ou seja, a unidade é [m/m]. Assim sendo, a tensão pode ser calculada da seguinte maneira:

$$\sigma = E\,\varepsilon \tag{8}$$

Onde:

- σ é a tensão mecânica e pode ser de tração ou de compressão;
- ε é a deformação específica longitudinal do corpo;
- E é o módulo de Young ou módulo de elasticidade expresso nas mesmas unidades que a tensão mecânica, é uma característica de cada material.

2.2.3 Ponte de Wheatstone

Devido às imprecisões e dificuldades de se fazer uma leitura direta da variação da resistência elétrica em função de deformações em *strain gages*, normalmente utiliza-se

circuitos que, a partir de leituras de voltagem, fornecem de forma indireta esta variação de resistência. Estes circuitos recebem o nome de ponte de Wheatstone, em homenagem ao físico Charles Wheatstone, que, em 1843, desenvolveu um circuito para medição de resistências elétricas, o qual foi chamado por ele de ponte. Segundo Portella e Silva (1996), esta ponte é ideal para a medição de pequenas variações de resistência, como é o caso da variação de resistência de um extensômetro.

Um circuito em ponte é composto de 4 resistências elétricas conectadas entre si e dispostas como as arestas de um quadrilátero. A tensão elétrica *V* é aplicada entre dois vértices opostos entre si. Se as resistências da ponte forem iguais, ou seja, *R1=R2=R3=R4*, ou ainda, se *R1R3=R2R4* (Figura 5), a tensão elétrica na saída é zero. Nesse caso, pode-se dizer que a ponte de Wheatstone está balanceada.

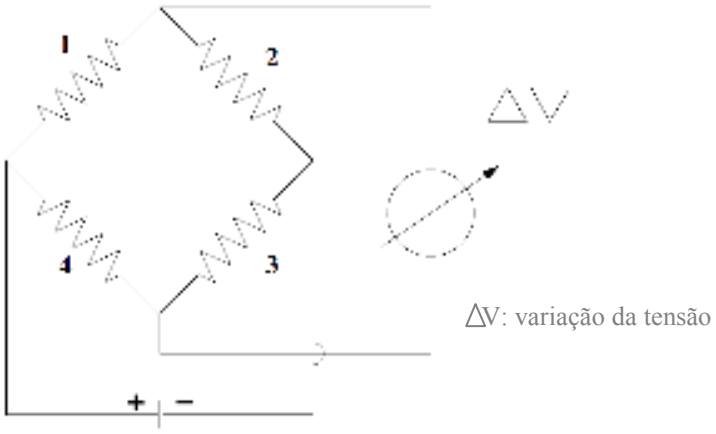


Figura 5: Representação esquemática da Ponte de Wheatstone completa

2.2.3.1 Configuração da Ponte de Wheatstone

A ponte de Wheatstone apresenta 3 configurações diferentes, as quais são conhecidas como ponte completa, meia ponte ou um quarto de ponte. Esses nomes estão vinculados à quantidade de extensômetros usados nas medições, são respectivamente, 4, 2 ou 1 extensômetro (Figura 6). Neste trabalho será usada a ponte de Wheatstone completa, visto que esta configuração apresenta uma melhor precisão dos resultados.

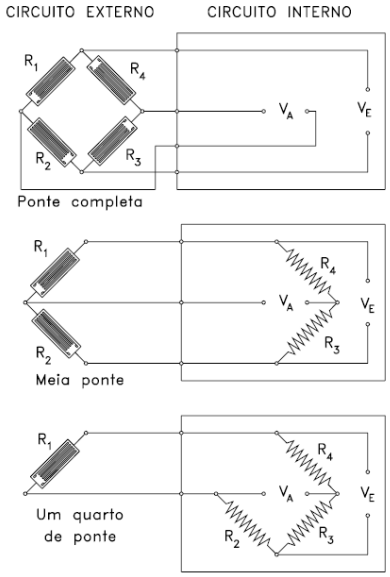


Figura 6: Esquema da Ponte de Wheatstone parcialmente ou completamente formada

Conforme Urquiza (2005), a ponte de Wheatstone tornou-se um circuito padrão para as medições com extensômetros de resistência elétrica e é muito utilizado nos dias de hoje.

2.2.4 Células de carga

Segundo Hoffman (1984a), o primeiro elemento de uma célula de carga é o próprio *strain gage*. Da grandeza mecânica *strain* forma-se a grandeza elétrica "variação relativa da resistência" ($\Delta R/R$). O segundo elemento da célula de carga é a configuração do circuito que, na maioria dos casos, é um circuito de ponte de Wheatstone, o qual contém o *strain gage*. A ponte é acionada pela variação relativa da resistência, que não pode ser percebida sem meios maiores.

O princípio de funcionamento das células de carga baseia-se na variação da resistência ôhmica de um sensor, extensômetro ou *strain gage*, quando submetido a uma deformação.

Baseado em Dally e Riley (1978), a ponte de Wheatstone pode ser empregada para determinar a mudança na resistência, que o extensômetro sofrerá, quando for submetido a uma deformação. Utiliza-se em células de carga 4 extensômetros, ligados entre si, através da ponte de Wheatstone, e o desbalanceamento da mesma, em virtude da deformação dos extensômetros, é proporcional à força que o provoca. É através da medição desse desbalanceamento que se obtém o valor da força aplicada.

Os extensômetros são colados a uma peça metálica, que pode ser composta por alumínio, aço ou liga de cobre-berílio, denominada corpo da célula de carga, responsável pela deformação dos *strain gages*. A força atua, portanto, sobre o corpo da célula de carga, cuja deformação é transmitida aos extensômetros, que, por sua vez, medirão sua intensidade. Obviamente, a forma e as características do corpo da célula de carga devem ser objeto de um meticuloso cuidado, tanto no seu projeto quanto na sua execução, visando assegurar que a sua relação de proporcionalidade entre a intensidade da força atuante e a consequente deformação dos extensômetros seja preservada, tanto no ciclo inicial de pesagem quanto nos subsequentes, independente das condições ambientais. As células de carga são desenvolvidas de acordo com a necessidade de sua utilização. Elas podem diferenciar-se pela forma, material usado tamanho e aplicação.

2.2.4.1 Dimensionamento das células de carga

Há dois circuitos utilizados para se medir esforços conhecidos como axial e flexão.

Na Figura 7 encontra-se o desenho esquemático de posicionamento dos extensômetros. Quando se deseja medir um esforço axial, tanto de tração quanto de compressão, o mesmo compensa os outros esforços. A partir da Figura 7, gerou-se a Tabela 1.

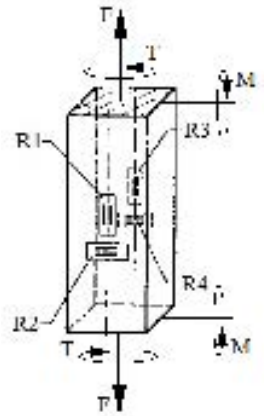


Figura 7: Esquema de posicionamento dos extensômetros em um corpo

Tabela 1: Deformações específicas em função dos esforços

Esforço	ε1	ε2	ε3	ε4	Σεi
F	+ε	+νε	+ε	+νε	2ε(1+ν)
M	+ε	+νε	-ε	-νε	0
T	0	0	0	0	0
				Total	2ε(1+ν)

O coeficiente ν é conhecido como coeficiente de Poisson, sendo a razão entre a deformação transversal do corpo e a deformação longitudinal do mesmo. O fator ε é a deformação específica do corpo em estudo.

$$\frac{\Delta V}{V_i} = \frac{k}{4}\left(\varepsilon_1 - \varepsilon_2 + \varepsilon_3 - \varepsilon_4\right) \tag{9}$$

Onde:

- ΔV é a tensão de saída na ponte;
- V_i é a tensão de entrada do circuito;
- k é o fator do extensômetro;
- ε_i é a deformação específica.

A equação (9) é uma das equações fundamentais da extensometria. Com o resultado da Tabela 1, obtém-se:

$$\frac{\Delta V}{V_i} = \frac{K}{2}\varepsilon(1 + \nu) \tag{10}$$

Na Figura 8 está o desenho esquemático do circuito para medir as deformações devido a um esforço de flexão. A partir da Figura 8, criou-se a Tabela 2.

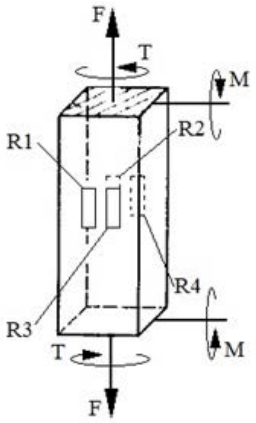


Figura 8: Desenho esquemático do posicionamento dos extensômetro

Tabela 2: Deformações específicas em função dos esforços

Esforço	ε1	ε2	ε3	ε4	Σεi
F	+ε	-ε	+ε	-ε	0
M	+ε	+ε	+ε	+ε	4ε
T	0	0	0	0	0
				Total	4ε

Para este trabalho, foi escolhido o circuito para medir um esforço causado por flexão. Os cálculos do dimensionamento das células do assento estão no APÊNDICE B.

2.3 Eletromiografia

2.3.1 Breve histórico

Desde os anos 280 a.C. Erasistratis afirmava ser o músculo um órgão de contração. Leonardo da Vinci no século XV contribuiu com importantes trabalhos de dissecação e anatomia humana. O italiano Francesco Redi, no século XVII reportou que a fonte de energia de um tipo de peixe elétrico era um determinado músculo e Walsh nos anos de 1773 demonstrou que o tecido muscular da enguia podia produzir picos de eletricidade. Luiggi Galvani em 1790 demonstrou que as descargas de eletricidade estática poderiam provocar contrações musculares. Em 1792 Alessandro Volta desenvolveu uma ferramenta para produzir eletricidade e estimular os músculos. No século XIX, em 1849 Du Bois-Reymond mostrou haver evidência de atividade elétrica em músculos humanos durante contração voluntária. No entanto, o primeiro estudo sistemático foi realizado por Duchenne em torno de 1860. Contudo, apenas em 1920 os sinais dos músculos puderam ser visualizados através do osciloscópio de raios catódicos. Nas décadas seguintes o aparecimento dos amplificadores permitiu novos estudos e descobertas. Estas descobertas estabeleceram métodos de estudo e análises objetivas da atividade muscular. No final da década de setenta e oitenta o computador foi inserido no desenvolvimento do sinal eletromiográfico (EMG) contribuindo para a evolução da técnica. Em 1965 é fundada a *International Society of Electrophysiological Kinesiology* (ISEK), entidade internacional que organiza eventos científicos e reúne profissionais que objetivam o desenvolvimento e o progresso no campo da eletromiografia (VENEZIANO, 2006). Hoje a eletromiografia apresenta inúmeras aplicações, notadamente na clínica médica para diagnóstico de doenças neuromusculares; na reabilitação, na reeducação da ação muscular (*biofeedback* eletromiográfico); na anatomia, com o intuito de revelar a ação muscular em determinados movimentos; e na biomecânica no sentido de servir como ferramenta indicadora de alguns fenômenos (AMADIO; DUARTE, 1998).

2.3.2 Conceito

A eletromiografia é, portanto uma técnica utilizada para conhecer a atividade elétrica produzida pelo músculo. A unidade funcional do músculo é chamada de unidade motora que é formada de um neurônio motor e das fibras musculares por ele inervadas. Quando uma unidade motora é ativada, impulsos, ou seja, potenciais de ação viajam pelo axônio e são distribuídos ao mesmo tempo por todas as fibras na unidade motora (Figura 9). A união do nervo motor com a fibra muscular é chamada de junção neuromuscular ou placa motora. O impulso elétrico que atravessa a placa ou junção pode ser registrado, e é a base da eletromiografia que é chamado de sinal EMG. O sinal EMG é a somatória algébrica de todos os sinais detectados em uma determinada área, podendo ser afetado por fatores intrínsecos como as propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, assim como pelo controle do Sistema Nervoso Periférico e por fatores extrínsecos referentes à instrumentação, como configuração do eletrodo (forma, tamanho, distância inter-eletrodo, localização quanto ao ponto motor, junção músculo-tendínea e orientação das fibras musculares) utilizada para a aquisição dos sinais (MARCHETTI; DUARTE, 2006; DE LUCA, 1997).

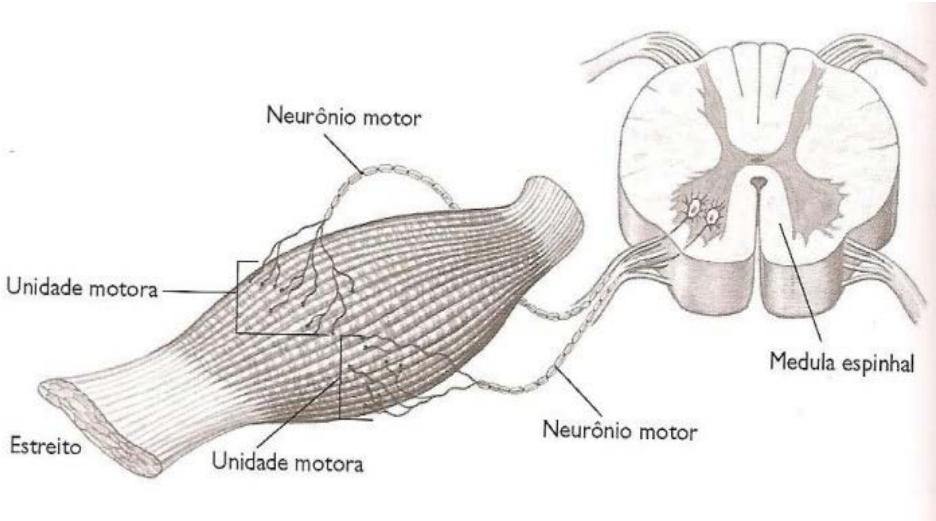


Figura 9: Unidade motora. Fonte: (HALL, 2009)

2.3.2.1 Aquisição do sinal eletromiográfico

O sinal EMG é adquirido por eletrodos e um eletromiógrafo acoplado a um computador.

Existem 2 métodos de captação do sinal EMG: o método invasivo com a utilização de fio ou agulha inserido diretamente no músculo, cuja desvantagem é a dor e o desconforto e por isso pouco utilizado em estudos biomecânicos; e o método não-invasivo e conhecido como eletromiografia de superfície (EMGS) onde eletrodos são aderidos à superfície da pele.

Para este estudo serão detalhados os eletrodos de superfície por serem mais adequados aos objetivos desta pesquisa.

2.3.2.2 Eletrodos de superfície

Eletrodos são dispositivos de entrada e saída de corrente em um sistema elétrico e é o local de conexão entre o corpo e o sistema de aquisição que capta através da interface pele-eletrodo a corrente iônica gerada pelo músculo (MARCHETTI; DUARTE, 2006). São compostos de Prata (Ag) ou Cloreto de Prata (AgCl), associados a um gel condutor (eletrólito) (DE LUCA, 1997) que promove uma transição estável com relativo baixo ruído (HERMENS et al., 2000).

Os eletrodos de superfície podem ser passivos ou ativos. Os passivos não possuem amplificação no próprio eletrodo e ao captarem o sinal já o enviam ao condicionador. Por outro lado, os ativos possuem um pré-amplificador diferencial que subtrai e amplifica o sinal EMG o que é bastante interessante em atividades dinâmicas onde se tem movimento dos cabos e geração de ruídos, além dos advindos da rede elétrica (60 Hz) (MARCHETTI; DUARTE, 2006). Este pode apresentar configurações monopolar, bipolar ou arranjo, sendo uma, duas, ou mais superfícies de detecção respectivamente. O eletrodo bipolar apresenta duas superfícies de detecção que captam o sinal em dois locais do músculo analisado. Os dois sinais são então transferidos para o amplificador diferencial, o qual amplifica a diferença entre eles. Assim, qualquer sinal comum às duas superfícies de detecção do eletrodo é removido, e os sinais que são diferentes nos dois locais serão amplificados (DE LUCA, 1997). Um ponto importante a ser observado é a distância inter-eletrodos, que é a distância de centro a centro entre as áreas condutoras de dois eletrodos que pode afetar o comprimento de banda das frequências e a amplitude do sinal.

Outro ponto importante a ser considerado é o local e o posicionamento dos eletrodos que também podem interferir na qualidade do sinal EMG. O *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) (HERMENS et al., 2000) propõe que o eletrodo seja colocado entre o ponto motor e o tendão distal do músculo analisado e alinhado

no mesmo sentido das fibras musculares. Quanto ao eletrodo de referência, esse deve ser colocado em proeminências ósseas, geralmente, no punho, tornozelo ou no processo espinhal da sétima vértebra cervical (C7).

Existem outras três formas de interferência do sinal EMG, como o batimento cardíaco, o *crosstalk* que nada mais é que um sinal EMG advindo de músculos vizinhos, e por fim os artefatos eletromecânicos, como movimentos do equipamento/cabo e influência da rede elétrica.

No entanto, o sinal EMG é de baixa amplitude (microvolts - μV) o que faz necessária a amplificação deste sinal para posterior processamento.

2.3.2.3 Amplificadores

Para a compreensão de como o amplificador modifica as características do sinal EMG, alguns pontos devem ser observados, como:

- Ruído e a taxa de rejeição do modo comum: o ruído é qualquer sinal EMG não desejado, como tensão da rede elétrica, outros aparelhos, movimento dos cabos e outros músculos. A configuração bipolar fornece um método de remover o ruído, desde que o sinal ruidoso seja idêntico em ambos os eletrodos. Este sinal é chamado de sinal de modo comum. O uso de um amplificador diferencial remove sensivelmente o ruído, ou seja, se houver sinal ruidoso que origine longe dos eletrodos este será removido e sinais distintos próximos da superfície dos eletrodos serão amplificados. A mensuração da habilidade de um amplificador diferencial em eliminar o sinal de modo comum é denominado taxa de rejeição de modo comum (Common Mode Rejection Ratio - CMRR). Quanto mais alta a CMRR melhor o cancelamento do sinal de modo comum. Um amplificador que tenha uma CMRR de 90 decibéis (dB) é geralmente suficiente para suprimir ruídos elétricos (DELSYS, 2006).
- Razão sinal/ruído: ela indica a qualidade do sinal EMG amplificado, ou seja, quanto maior ou próximo de 1, maior a redução do ruído (DELSYS, 2006).
- Ganho: nada mais é que a quantidade ou capacidade de amplificação aplicada ao sinal EMG. Um ganho maior fará com que um sinal menor pareça maior no monitor (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

- Impedância de entrada: ela está relacionada com a alta condutância do corpo devido à alta concentração de íons que se movem nos tecidos e que causam uma variação de resistência de 100 a 1000 ohms (MARCHETTI; DUARTE, 2006). Para que se reduza a influência da impedância pele/eletrodo a tricotomia e limpeza da pele seguida de abrasão da mesma são indicadas e favorece a fixação dos eletrodos (HERMENS et al., 2000)
- Corrente de polarização de entrada (*input bias current*): é a mínima corrente constante requerida para manter o amplificador ativo, por este motivo, qualquer corrente do sinal EMG menor do que essa não será amplificada (MARCHETTI; DUARTE, 2006).
- Largura de banda do amplificador: corresponde ao intervalo de frequências ou frequência de trabalho onde os sinais EMG dentro desse intervalo são adquiridos, enquanto outras frequências fora desse intervalo são suprimidas. A literatura aponta para uma faixa de frequência que vai de 0 a 500 Hz, como sendo a faixa de frequência utilizável do sinal EMG e frequência de amostragem mínima para esse sinal da ordem de 1000 Hz ou mais (DELSYS, 2006; HERMENS et al., 2000). Para eliminar ruídos de baixa frequência provenientes de eventuais movimentações dos eletrodos sobre a pele, frequências abaixo de 20 Hz também podem ser eliminadas (LOSS et al, 1998).

2.3.2.4 Filtros

O filtro é um dispositivo designado para atenuar variações específicas de frequências com duas utilidades importantes: a separação de sinal, quando este for contaminado por alguma interferência ou ruído, e a restauração do sinal, quando este for distorcido de alguma forma (MARCHETTI; DUARTE, 2006). O objetivo é medir o sinal EMG na faixa de 10 a 500 Hz (KONRAD, 2005) ou na faixa de 20 a 500 Hz (DE LUCA, 2002).

Em geral, há 4 comportamentos de filtro que podem ser usados em eletromiografia: filtros passa-alta (*high pass*), nos quais todas as frequências abaixo da frequência de corte (Fc) são atenuadas a zero; filtros passa-baixa (*low pass*), nos quais todas as frequências maiores que a Fc são atenuadas a zero; filtro rejeita banda (*stop band*), no qual todas as frequências maiores que Fc1 e menores que Fc2 são atenuadas a zero; e filtros passa-banda (*band pass*), que permitem que as frequências menores que Fc1 e maiores do que Fc2 sejam atenuadas a

zero (DELSYS, 2006). O padrão recomendado pela DELSYS (2001) é um filtro passa-banda de 20-500 Hz para a aquisição do completo espectro do sinal EMG.

2.3.3 Análise do sinal EMG

Duas importantes características do sinal EMG são a frequência e a amplitude e duas formas comuns de representar estas informações contidas no sinal podem ser chamadas de análise no domínio de frequências e análise no domínio temporal (WINTER, 1990; BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

A análise no domínio das frequências (Figura 10) envolve medições e parâmetros que descrevem aspectos específicos do espectro de frequência do sinal, como por exemplo, a frequência média e a frequência mediana. Esta abordagem do sinal é apropriada para o estudo da fadiga muscular (DE LUCA, 2006).

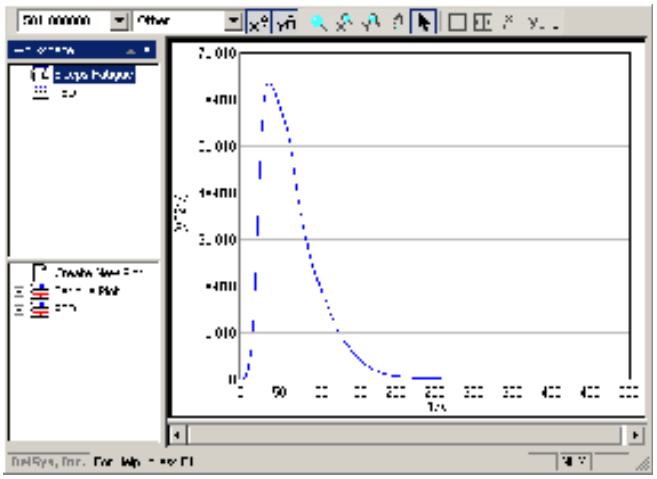


Figura 10: Exemplo de análise do sinal no domínio das frequências. Fonte: (DELSYS, 2006)

A análise no domínio temporal (Figura 11) descreve quando algo ocorre e qual a amplitude de sua ocorrência. A amplitude é um indicador da magnitude da atividade muscular, produzida predominantemente por aumento na atividade das unidades motoras e em sua taxa de disparo (ROBERTSON, 2004). Está análise tem aplicações diversas como: padrão de ativação muscular, controle motor, relação EMG/força, as diferenças entre os tipos de contrações, determinação do inicio de contração muscular (CRAM; KASMAN; HOLTZ, 1998).

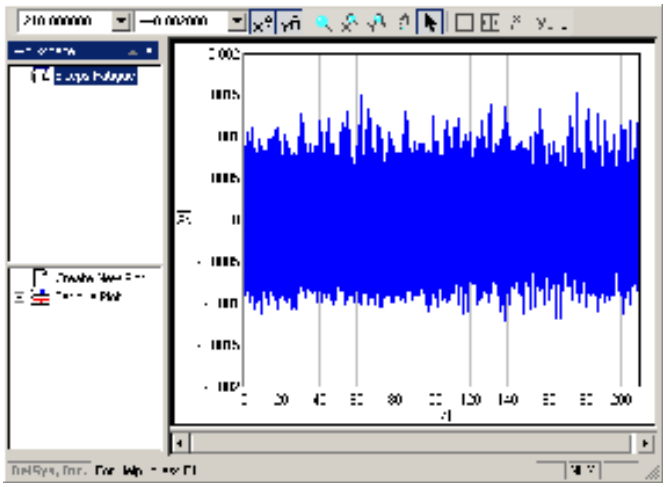


Figura 11: Exemplo de análise do sinal no domínio do tempo. Fonte: (DELSYS, 2006)

Normalmente as variáveis utilizadas neste domínio fornecem informações quanto à amplitude do sinal e podem ser processadas de diversas formas, como a retificação, a raiz quadrada da média (RMS - *root mean square*), a eletromiografia integrada (iEMG), e o envoltório linear (CRAM; KASMAN; HOLTZ, 1998; DE LUCA, 1997).

Dentre as formas de processamento o RMS é considerado o método mais adequado para análise do sinal EMG (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). Esta forma de processamento não requer retificação, pois a amplitude do sinal é elevada ao quadrado. Este método parece ser bastante adequado ao estudo da postura sentada por produzir um padrão dos sinais eletromiográficos que fornecerão informações sobre quando ocorre a ativação muscular e qual o nível desta ativação.

2.3.4 Normalização do sinal EMG

Independente da forma de processamento no domínio do tempo é bastante útil calibrar o sinal EMG em relação a uma referência conhecida. Este processo é chamado de normalização. A normalização permite comparar diferentes atividades para o mesmo músculo, músculos diferentes, atividades realizadas em dias diferentes, e diferentes sujeitos para mesmas ou diferentes atividades (KUMAR, 1996). A normalização também permite comparar os resultados de um estudo com outros estudos similares (SODERBERG; KNUTSON, 2000). Ela relativiza a ativação para um determinado músculo, por meio da relação dos valores absolutos da amplitude do sinal EMG expresso como percentual de um valor de referência comum (BURDEN; BARLETT, 1999).

Winter (1990) apresenta 4 possibilidades para normalização do sinal: (a) normalização pelo valor médio do sinal EMG; (b) normalização pelo pico máximo da curva; (c) normalização pelo valor obtido numa contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e (d) o valor fixo do sinal EMG, cujo valor de referência é uma contração submáxima ou uma contração isométrica submáxima.

Algumas limitações são reconhecidas para o uso da CIVM e não devem ser desconsideradas, como a variabilidade da força gerada devido à razões fisiológicas e motivacionais para realizar o movimento (KUMAR, 1996). Apesar do método mais comumente utilizado ser o da CIVM (SODERBERG; KNUTSON, 2000), não existe um consenso na literatura sobre o método mais adequado de normalização. Alguns estudos utilizam a CIVM como referência padrão para normalização (WINTER, 1990; FRAGA; CANDOTTI; GUIMARAES, 2008), porém outros sugerem o valor médio do sinal EMG da contração dinâmica como referência para normalização (YANG, WINTER, 1984; FRAGA; CANDOTTI; GUIMARAES, 2008).

Fraga, Candotti e Guimarães (2008) realizaram um estudo para comparar três diferentes métodos de normalização do sinal EMG, a saber: valor RMS de pico, RMS médio e valor RMS de CIVM. Como não encontraram diferenças significativas entre estes métodos mencionados de normalização do sinal EMG, concluíram que a escolha de um método depende da praticidade de sua utilização e do protocolo de avaliação adotado.

Embora a técnica de EMGS tenha evoluído muito no século XX e se tornado rapidamente popular nos últimos dez anos ela ainda não é uma técnica padronizada entre os grupos científicos e é utilizada frequentemente de várias maneiras. A variabilidade da metodologia dificulta a generalização e torna a padronização essencial. Para fazer face a esta questão no meio acadêmico o SENIAM e a ISEK elaboraram um documento de normas para a padronização da aquisição e análise do sinal EMG. Desta forma os trabalhos científicos realizados a partir destes protocolos podem ser então comparados e permitir a reprodutibilidade.

2.3.5 Eletromiografia na posição sentada

A eletromiografia é amplamente utilizada no estudo da postura sentada, porém aplicada aos postos de trabalho industriais, administrativos e escolares.

Andersson e Ortengren (1974a apud KUMAR, MITAL, 1996)[3] mediram e relataram que a atividade muscular das costas na posição sentada varia com a inclinação do encosto. Eles também testaram (ANDERSSON; ORTENGREN, 1974b apud KUMAR; MITAL, 1996)[4] a atividade eletromiográfica dos músculos eretores da coluna vertebral durante o uso de uma cadeira de escritório nos níveis de C4, T1, T5 e L3 e também verificaram a atividade eletromiográfica do músculo trapézio. Foram usados três parâmetros: inclinação do encosto, suporte lombar e um suporte torácico. Eles concluíram que a inclinação do encosto foi a variável mais importante e que a atividade muscular diminuía à medida que a inclinação aumentava. Já o suporte torácico não teve efeito na atividade muscular dos músculos da coluna enquanto o suporte lombar teve somente uma pequena influência em algumas configurações. Infelizmente os dados desta pesquisa não foram normalizados e a comparação dos resultados não puderam ser realizados com outros estudos.

Kumar (1996) citam o trabalho de Kumar e Scaife (1979) onde foi investigado o estresse produzido pela postura numa tarefa de precisão. Foram investigadas mulheres operárias que trabalhavam sentadas e utilizando um microscópio para a montagem de memórias para computadores (Figura 12). Foi utilizada a EMGS no trapézio e nos eretores da espinha na região torácica e lombar. Simultaneamente foram tomadas fotografias para análise biomecânica. As estações de trabalho foram ajustadas para as alturas individuais de cada trabalhadora e inclinadas 5º para frente e para trás para estudar a tarefa ao nível da mesa. Baseado na análise biomecânica e da eletromiografia apresentaram um modelo biomecânico. Os autores sugeriram que a combinação dos fatores da postura e da tarefa poderá contribuir para o aparecimento de dores no pescoço e nas costas destas trabalhadoras. Eles desenharam e propuseram uma bancada ajustável para reduzir o estresse postural e consequentemente os problemas de saúde ocupacional.

---

[3] ANDERSSON, B. J. G.; ORTENGREN, R. **Myoelectric back muscle activity during sitting**. Scandinavian Journal Rehabilitation Medicine. Supplement n. 3, p.73-90, 1974a apud KUMAR, S.; MITAL, A. **Electromyography in Ergonomics**. New York: CRC Press, 1996.

[4] ANDERSSON, B. J. G.; ORTENGREN, R. **Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting II. Studis on an office chair**. Scandinavian Journal Rehabilitation Medicine.Supplement n. 6, p. 115-21, 1974b apud KUMAR, S.; MITAL, A. **Electromyography in Ergonomics**. New York: CRC Press, 1996.

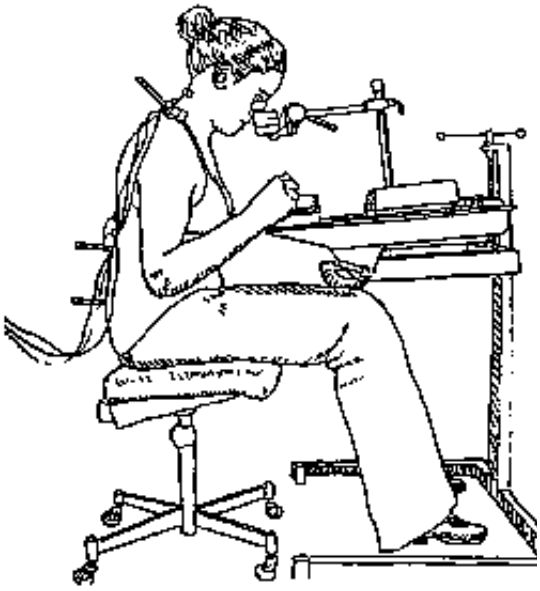


Figura 12: Postura de tarefa de precisão. Fonte: (KUMAR; MITAL, 1996)

Ainda Kumar (1994) avaliou o músculo trapézio e esternocleidomastoídeo em trabalhadores de estações de trabalho informatizado. Sendo que as cervicalgias e as dores nos ombros são devidas ao movimento excessivo da cabeça entre o monitor e o teclado, o pesquisador colocou ambos em um mesmo raio de visão. Conclui-se com a EMG que se o monitor ficar submerso e inclinado 35° e o trabalhador usar lentes tipo bifocal esta configuração é a que promove a menor atividade nos músculos analisados devido ao fato do monitor e teclado estarem dentro de um mesmo raio de visão e eliminar a necessidade de levantar e abaixar a cabeça (KUMAR; MITAL, 1996).

Westgaard et al. (1996) analisaram a atividade elétrica do músculo trapézio superior em mulheres e em 4 atividades distintas, a saber: trabalho de escritório, o trabalho manual leve, trabalho de montagem em uma fábrica de chocolate a operação de máquina de costura. Esta última atividade é de bastante interesse para esta pesquisa, uma vez que a postura do operador desta máquina normalmente é de flexão da cervical e tronco na posição sentada para melhor visualização da tarefa, o que se aproxima bastante da postura do dentista. Comparando a atividade muscular do trapézio superior destas trabalhadoras ficou bastante clara a diferença de atividade elétrica muscular entre as trabalhadoras de escritório que realizam menor flexão de tronco e as operadoras de máquina de costura. Praticamente 97% das mulheres do escritório tiveram atividade muscular abaixo de 5% do EMG máximo e aproximadamente 89% das costureiras tiveram atividade acima de 5% do EMG máximo.

De Luca e Cheng (2004) analisaram a atividade muscular dos músculos longuíssimo (L1), ilioscostal (L2) e multifido (L5) com dois tipos de assento, um com gel e outra com

espuma. Eles analisaram três posições diferentes: (a) sem suporte para as costas e ambos os pés apoiados no chão; (b) sem apoio para as costas e a perna direita cruzada sobre a esquerda e (c) com o tronco levemente inclinado para frente e com os braços apoiados em uma mesa. Foi verificado que o assento em gel promove menor atividade elétrica nos músculos estudados e que a atividade muscular foi um pouco menor na posição com o tronco inclinado.

Dieën, Looze e Hermans (2001) estudaram três tarefas (processar dados, desenhar no computador e ler um livro) em três cadeiras diferentes analisando a atividade muscular dos eretores da coluna no nível de L3 e T10. Uma cadeira com assento e encosto fixo, e duas cadeiras dinâmicas, ou seja, uma com assento e encosto móvel, porém um fixo em relação ao outro, e a outra com ambas as partes móveis. Foi verificado que a atividade elétrica foi afetada mais pelas tarefas que pelos tipos de cadeira, sendo que a maior atividade foi registrada no nível de T10 durante a tarefa de leitura de um livro.

Na pesquisa de Hardage, Gildersleeve e Rugh. (1983) foram medidas a atividade elétrica dos músculos da coluna vertebral superior, no nível de T5, e inferior no nível de L3 em 6 condições diferentes da posição sentada: com e sem suporte lombar em três alturas diferentes do assento em que os joelhos ficavam a 75º, 90º e 105º. Eles constataram que a atividade muscular foi maior no nível torácico que lombar e que sem o suporte lombar esta atividade era ainda maior. Mais especificamente a atividade muscular foi maior na região torácica sem suporte lombar com 90º e menor com 105º de joelhos. A lombar sem suporte teve um comportamento próximo com maior atividade muscular com 90º e menor com 75º. Em contrapartida, os autores afirmam que o suporte lombar é o principal fator que influencia na atividade muscular reduzindo-a. O experimento mostrou que para a região torácica com suporte lombar, a atividade elétrica muscular foi maior com 105º e menor com 90º. Já atividade muscular da coluna lombar com suporte foi maior com 105º e menor com 75º de flexão de joelhos.

A partir destes estudos pode-se concluir que a tarefa tem relação direta com a atividade elétrica dos músculos e que o encosto é um elemento importante na redução desta atividade. Portanto, o design de uma cadeira deve comtemplar a tarefa a ser realizada de modo a promover uma postura neutra. Por isso, alguns conceitos devem ser explanados para se compreender os benefícios da busca por esta postura.

2.4 Coluna vertebral

Quando o corpo se encontra na posição ereta, a principal carga que age sobre a coluna é a axial. Nessa posição, o peso corporal, o peso de qualquer carga mantida nas mãos e a tensão nos ligamentos e nos músculos circundantes contribuem para compressão vertebral. Quando se adota a postura ereta, o centro de gravidade fica adiante da coluna vertebral, o que coloca sob um momento constante de inclinação anterior. Para manter a posição corporal, esse torque deve ser contrabalançado pela tensão nos músculos extensores do tronco. Quando o tronco ou os braços são flexionados, os braços de momento cada vez maiores desses segmentos corporais contribuem para aumentar o torque flexor, bem como a tensão compensatória nos músculos extensores do tronco. Considerando que os músculos vertebrais possuem braços de momento extremamente pequenos com relação às articulações vertebrais, estes deverão gerar grandes forças para neutralizar os torques produzidos ao redor da coluna pelos pesos dos segmentos corporais e das cargas externas. Consequentemente, a principal força que atua sobre a coluna é aquela produzida pela atividade muscular (Figura 13) (HALL, 2009).

Em comparação com a carga presente durante a postura ereta, a compressão da coluna lombar aumenta ao sentar-se, aumenta mais com a flexão vertebral e aumenta ainda mais na posição sentada relaxada (HALL, 2009).

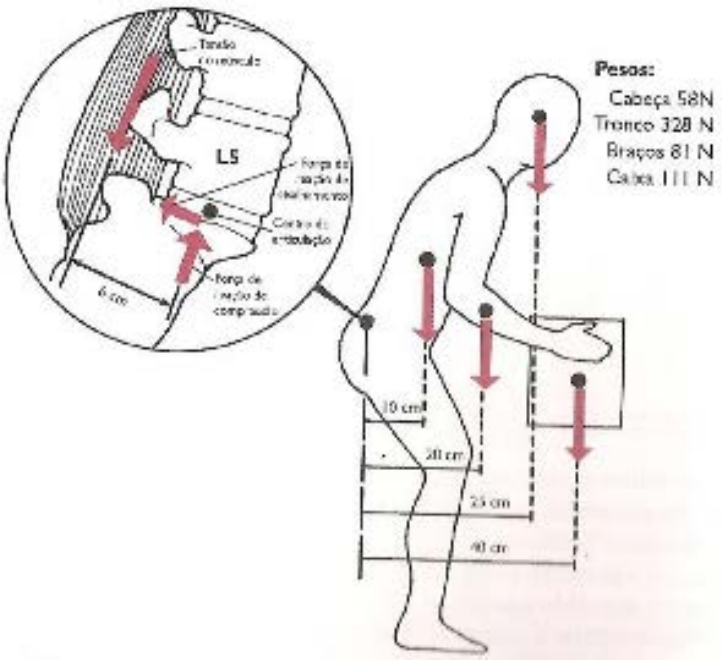


Figura 13: Forças produzidas ao redor da coluna. Fonte: (Hall, 2009)

As pesquisas de Nachenson e Elfstrõm (1970 apud KROEMER; GRANDJEAN, 2005)[5] mostraram o efeito de quatro posturas sobre a pressão do disco intervertebral entre L3 e L4 (Figura 14). A pressão verificada na postura em pé foi considerada 100%. Eles encontram uma pressão de 24% na posição deitada, 140% na posição sentada ereta e sem apoio para as costas, e 190% na posição sentada com flexão do tronco.

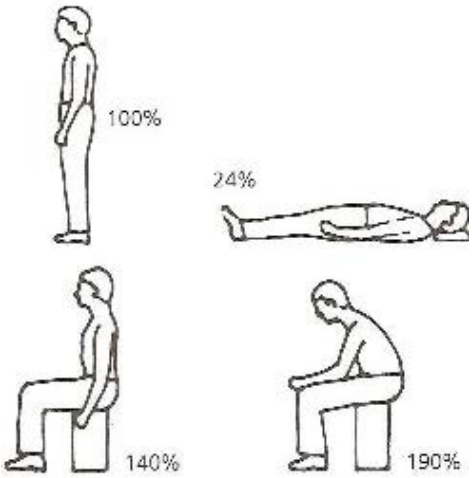


Figura 14: Efeito de quatro posturas sobre a pressão intervertebral. Fonte: (KROEMER; GRANDJEAN, 2005)

Para se ter ideia do que isto significa para a coluna, é interessante entender como funciona esta compressão.

2.4.1 Segmento móvel

A cada duas vértebras adjacentes e os tecidos moles entre elas, dá-se o nome de segmento móvel (Figura 15), que é considerado a unidade funcional da coluna vertebral (HALL, 2009).

[5] NACHENSON, A.; ELFSTRÕM, G. **Intravital dynamic pressure measurements in lumbar discs.** Scandinavian JournaL of Rehabilitation Medicine, Supplement 1, 1970 apud KROEMER, K. H. E.; GRANDJEAN, E. **Manual de Ergonomia: adaptando o trabalho ao homem.** 4ª ed. Porto Alegre: Bookman, 1998.

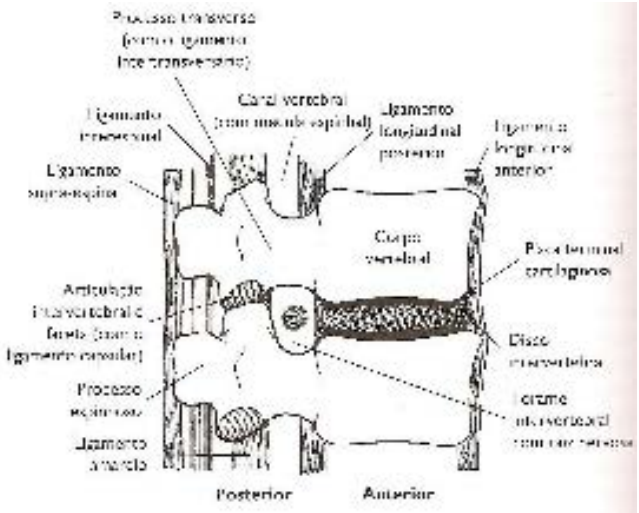


Figura 15: Segmento móvel da coluna vertebral. Fonte: (HALL, 2009)

Cada unidade funcional contém três articulações: as articulações sinoviais bilaterais dos arcos vertebrais, onde as facetas inferiores de uma vértebra articulam-se com as facetas superiores da vértebra adjacente e os corpos vertebrais que são separados pelo disco intervertebral (KENDALL; MC CREARY, 1987; HALL, 2009). As principais funções das articulações sinoviais são controlar os movimentos vertebrais e proteger o disco de excessivo cisalhamento, flexão, flexão lateral e rotação (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997). O movimento entre estas duas vértebras é leve e determinado pela declividade das facetas articulares e a flexibilidade dos discos intervertebrais (KENDALL; MC CREARY, 1987; HALL, 2009). Ele também está associado aos tecidos moles e ao grau de curvatura vertebral.

No que diz respeito ao disco intervertebral, este tem a função de amortecimento devido às suas características físicas. Ele é constituído por uma parte central, o núcleo pulposo que é uma substância gelatinosa que contém 88% de água em sua constituição, e na sua parte periférica o ânulo fibroso ou anel fibroso, constituído por uma sucessão de camadas fibrosas concêntricas, cuja obliquidade é cruzada quando se passa de uma camada a outra, descrevendo um trajeto helicoidal. Desta forma, o núcleo pulposo encontra-se fechado dentro deste anel fibroso (KAPANJI, 1987). Este conjunto constitui um amortecedor fibro-hidráulico que funciona perfeitamente se permanecer hermeticamente fechado. Neste sistema fechado que as pressões chegam, o núcleo pulposo tende a distribui-las em todas as direções do espaço e as fibras do ânulo fibroso põem-se sob tensão (CALAIS-GERMAIN, 1991). De modo geral, as pressões exercidas sobre o disco intervertebral são maiores quanto mais próximas se estiver do sacro devido ao próprio peso do conjunto cabeça-braços-tronco. Este sistema fechado permite três tipos de movimento: inclinação no plano frontal e sagital, rotação e deslizamento.

Mesmo quando os discos estão em repouso e não recebem carga, a pressão no centro do núcleo não é nula. Esta pressão está presente devido ao fenômeno de hidrofilia que faz com que o núcleo fique "inchado" no local onde se aloja. A este estado dá-se o nome de pré-constrição. Este estado de pré-constrição promove reações elásticas do disco que amortece as cargas recebidas (KAPANJI, 1987), pois funciona como uma mola (HALL, 2009).

Por diversos motivos estes discos podem degenerar e perder sua função de amortecimento. Podem se tornar achatados e podem até deformar tanto que o anel fibroso se danifica. Os processos degenerativos interferem na mecânica da coluna vertebral, fazendo com que tecidos e nervos sejam comprimidos, levando a vários problemas, sendo o mais comum a lombalgia e problemas ciáticos. Posturas inadequadas, não naturais como levantar cargas pesadas podem acelerar a deteriorização dos discos (KROEMER; GRANDJEAN, 2005).

Quando o tronco flexiona, estende ou inclina desenvolve-se uma força compressiva no lado da inclinação e uma força de tensão no lado oposto (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

Kapanji (1987) considera a coluna vertebral um mastro de um navio pousado sobre a pelve e que tem que conciliar dois imperativos mecânicos contraditórios: a rigidez e a elasticidade. A rigidez é dada pelos elementos passivos da coluna e a elasticidade pelos elementos ativos. Os elementos passivos da coluna são as cápsulas, os ligamentos, os discos intervertebrais e os ossos, que dão inserção aos músculos, delimitam cavidades, constituem as alavancas. Os músculos são os elementos ativos nas transmissões de forças e momentos à coluna vertebral (MC GILL; HUGHSON; PARKS, 2000). Portanto, a estabilidade estática e dinâmica da coluna vertebral é possível pela ação em conjunto destes elementos em cada segmento (PANJABI, 1992).

Existem inúmeros ligamentos que sustentam a coluna vertebral fornecendo estabilidade aos segmentos móveis (HALL, 2009). Anterior e posteriormente aos corpos vertebrais encontra-se o ligamento longitudinal anterior e posterior respectivamente, que conectam estes corpos nas regiões cervical, torácica e lombar. O ligamento supra-espinal se insere nos processos espinhosos em toda a extensão da coluna vertebral. Na região cervical ele se torna proeminente e recebe o nome de ligamento nucal ou ligamento do pescoço. Por fim, os ligamentos interespinhais, intertransversários e amarelos vão fazer as conexões de vértebras adjacentes entre os processos espinhosos, transversos e as lâminas respectivamente. O ligamento amarelo ou flavo é uma série de 23 ligamentos intersegmentares que conectam as lâminas de duas vértebras adjacentes desde C2 até o sacro. Apesar de a maioria dos ligamentos ser constituída principalmente por fibras colágenas que se estendem muito pouco,

o ligamento amarelo contém alta proporção de fibras elásticas, que se alongam quando distendidas durante a flexão vertebral e encurtam durante a extensão (HALL, 2009) contribuindo para um estado de pré-tensão do disco (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997). Os ligamentos interespinhosos e supra-espinhosos resistem a movimentos de encurvamento para frente muito eficientemente. Este sistema ligamentar é fixado mais longe nos corpos vertebrais do que os músculos espinhais e assim possui uma vantagem de alavancagem. Além disso, o ligamento supra-espinhoso possui grande resistência à tração, especialmente na região lombar (MYKLEBUST; PINTAR; YOGANANDAN, 1988).

Como a pressão intradiscal aumenta no sentido crânio-caudal e também depende da curvatura da coluna, ênfase deve ser dada então ao papel da pelve na posição sentada.

2.4.2 Pelve

De acordo com Moro (2000), a posição do quadril desempenha um papel fundamental na postura sentada, pois além de receber toda carga do tronco que lhe é transmitida também serve de sustentáculo para os órgãos abdominais e de apoio para os músculos responsáveis pela postura ereta. A posição da pelve também determina a curvatura da coluna, na proporção que se aumenta o ângulo de retroversão da pelve, a coluna lombar é retificada (Figura 16). Isto acontece naturalmente quando se passa da postura em pé para a postura sentada. De acordo com Mandal (1981), na posição sentada com ângulo de 90º nos quadris, 60º é proveniente desta articulação e 30º vem do achatamento da curvatura lombar.

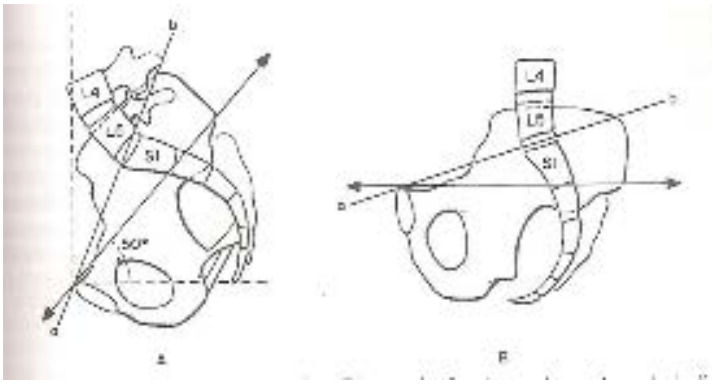


Figura 16: Posição da pelve em pé (A) e sentada (B). Fonte: (SMITH, WEISS e LEHMKUHL, 1997)

Segundo Zacharkow (1988) uma postura sentada inapropriada está sempre acompanhada de um grau maior de flexão. Por exemplo, uma postura sentada relaxada onde a lombar fica cifótica e por tempo prolongado é considerada como uma das maiores causas de

lombalgia, pois ocasiona uma tensão na parede fibrosa posterior dos discos intervertebrais e dos ligamentos posteriores da coluna, assim como, causa um maior aumento de pressão no interior dos discos. A manutenção de uma curvatura normal ou ligeiramente achatada faz com que os músculos extensores ativos possam compensar parcialmente o cisalhamento anterior produzido pelo peso corporal e impor cargas uniformes aos discos intervertebrais em vez de submeter a uma carga tensiva o ânulo posterior desses discos (MCGILL, 1992; SHIRAZI-ADL e PARNIANPOUR, 1999). Também neste sentido Zacharkow (1988) refere que a manutenção da curvatura lordótica durante posição sentada pode ser mantida na inclinação do tronco para frente com uma rotação anterior dos quadril, o que protegeria também estes discos.

Como no segmento lombar a pressão intra-discal é mais alta esta acaba por ser uma região onde grande número de problemas ocorre. Ao menos metade da população de trabalhadores tem queixas de problemas de coluna (MANDAL, 1981). Frymoyer (1988) aponta que 75 a 80% da população sofrerá alguma vez ao longo de suas vidas de lombalgia e que 50% da população é acometida por ela. Na população de dentistas este percentual também é expressivo: 59% na Dinamarca, 62,2% no Canadá, 59% na Austrália e 63,3% na Tailândia e 54% e na Bélgica (BASSET, 1983; MARSHALL, 1997; CHOWANADISAI et al, 2000; GIJBELS et al, 2006).

Neste sentido, o dentista reúne dois fatores que favorecem a deteriorização dos discos pelo aumento de pressão. Uma é a postura sentada que como mostrado anteriormente tem uma pressão maior nos discos que na posição em pé; outra é a postura fletida, inclinada e rodada do tronco que gera uma pressão maior em determinadas partes dos discos (HAMILL; KNUTZEN, 1999). Os dentistas mantêm uma flexão de tronco em torno de 20º durante 99% do tempo (FINSEN; CHRISTENSEN; BAKKE, 1998). A consequência da manutenção desta flexão tende a direcionar a força de compressão do disco intervertebral para região anterior da vértebra ocasionando perda maior de líquido do disco nesta região (ADAMS; HUTTON, 1985). Por isso, diminuir a flexão da coluna é uma maneira de reduzir a força de compressão na parte anterior do disco e distribuir melhor esta pressão pela superfície discal. Para se ter uma melhor noção dos movimentos da coluna é interessante descrever um pouco sobre a amplitude de movimento (ADM) da mesma.

2.4.3 Amplitude de movimento da coluna vertebral

A soma do movimento de cada segmento articular fornece a amplitude total da coluna vertebral em 6 graus de liberdade: rotação e translação ao longo dos eixos transverso, sagital e frontal. O movimento de flexão, extensão, flexão lateral e rotação axial da coluna é um movimento combinado complexo resultante de rotação e translação simultâneas (NORDIN & FRANKEL, 2001). Várias investigações usando material de autópsia ou medidas radiográficas *in vivo* têm mostrado valores divergentes para o alcance do movimento nos segmentos móveis, mas há uma concordância sobre a relativa quantidade de movimento nos diferentes níveis da coluna. Valores representativos são apresentados para tipo e alcance de movimento nos diferentes segmentos da coluna (Figura 17).

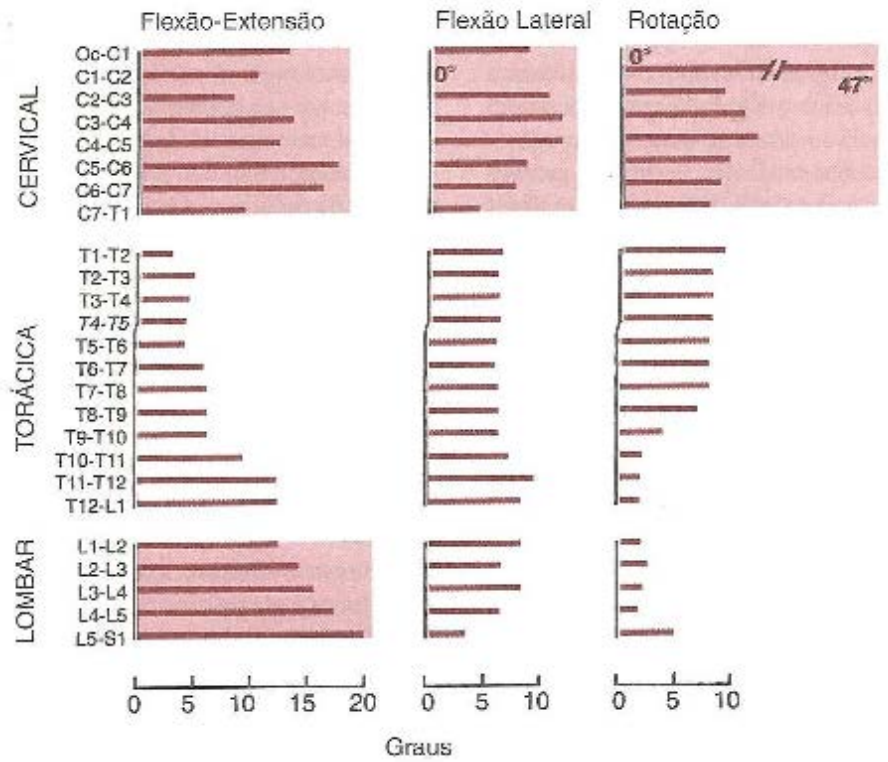


Figura 17: Tipo e alcance de movimentos nos segmentos vertebrais. Fonte: (HAMILL; KNUTZEN, 1999)

A ADM para a flexão/extensão é considerável nas regiões cervical e lombar, atingindo valores representativos de até 17° na articulação C5-C6 e de 20° em L5-S1. Por outro lado, na coluna torácica, por causa da orientação das facetas, a ADM aumenta de apenas 4° em T1-T2 para aproximadamente 10° em T11-T12. Para a flexão-lateral, a maior ADM é encontrada na cervical em C4-C5, aproximadamente 9° a 10°. Na região torácica a ADM é de aproximadamente 6°, exceto nos segmentos inferiores, onde a capacidade de flexão-lateral

pode chegar a 8° a 9°. Também na coluna lombar a ADM é na ordem de 6°, exceto em L5-S1 onde ela é reduzida para 3°. Por fim, a rotação é mais livre na cervical, com ADM de até 12° entre C1-C2. Na sequência vem a torácica com 9° entre os segmentos móveis superiores de T7-T8 para baixo.

Kapanji (1987) apresenta as seguintes amplitudes segmentares medidas através de radiografias e organizadas na Tabela 3:

Tabela 3: Amplitude da coluna vertebral. Fonte: (KAPANJI, 1987)

Região	Flexão	Extensão	Flexão-lateral	Rotação
Cervical	40°	75°	35°- 45°	45°- 50°
Dorso lombar	105°	60°	20°	35°
Lombar	60°	35°	20°	5°
Total	110°	140°	75°- 85°	90°- 95°

Pode-se então verificar na Tabela 3 que a maior flexão acontece na região dorsolombar devido à combinação dos movimentos segmentares. Nesse sentido, percebe-se a importância do papel dos músculos eretores na redução de uma flexão exacerbada nesta região.

2.4.4 Músculos da coluna vertebral

Os músculos da coluna vertebral são designados aos pares, sendo um do lado direito e outro do lado esquerdo do corpo. De modo geral quando são contraídos unilateralmente provocam flexão lateral e/ou rotação do tronco, e quando atuam bilateralmente causam uma flexão ou extensão.

O conhecimento cinesiológico das funções dos músculos superficiais do pescoço e tronco é quase igual ao conhecimento dos músculos dos membros. Por outro lado, o conhecimento das ações e funções dos músculos profundos do pescoço e do tronco é limitado porque as 3 a 5 camadas de músculos são difíceis de diferenciar por palpação manual ou registro por eletromiografia de superfície.

Por isso, para este estudo serão escolhidos dois músculos que permitirão estudar a postura do dentista. O primeiro será o longuíssimo torácico que irá representar os músculos eretores da espinha. O segundo músculo será o trapézio superior, pois ele conecta a cintura escapular com o tronco, o pescoço e o crânio (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997). Estes músculos apontarão o comportamento destas regiões em que o dentista desenvolve doenças

osteomusculares devido à postura de flexão de tronco e de cabeça combinada com inclinação lateral e rotação, além de elevação da cintura escapular.

2.4.4.1 Músculos eretores da espinha

Os músculos eretores participam tanto da extensão quanto da prevenção da flexão, além de fazerem a flexão lateral e a rotação para o mesmo lado.

Fortes tendões e fáscias ancoram o eretor da espinha distalmente aos processos espinhosos da 11ª vértebra torácica (T11) até a quinta vértebra sacral (S5), o sacro, os ligamentos sacrotuberositários e sacroilíacos, a crista ilíaca posterior e fibras musculares do glúteo máximo. A partir destas fixações, músculos profundos e superficiais ascendem através das regiões lombar, torácica e cervical. Profundamente há o músculo longuíssimo lombar e o iliocostal lombar. Superficialmente a estes músculos há o longuíssimo torácico e o iliocostal torácico. Os fascículos musculares se originam dos tendões e são fixados em todas as costelas e processos transversos das vértebras torácicas (longuíssimo) e nas seis a oito costelas inferiores (iliocostal). Estes músculos tem boa alavancagem para a flexão lateral do tronco quando a ação é unilateral e de extensão quando a ação é bilateral (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997).

Eles podem ser divididos nas faces anterior, posterior e lateral. No que diz respeito à região torácica e lombar os grupos musculares são: os maciços eretores da coluna vertebral, o grupo semi-espinal e os músculos espinais profundos. Como se pode observar na Figura 18 o grupo eretor espinal inclui os músculos espinal, longuíssimo e iliocostal.

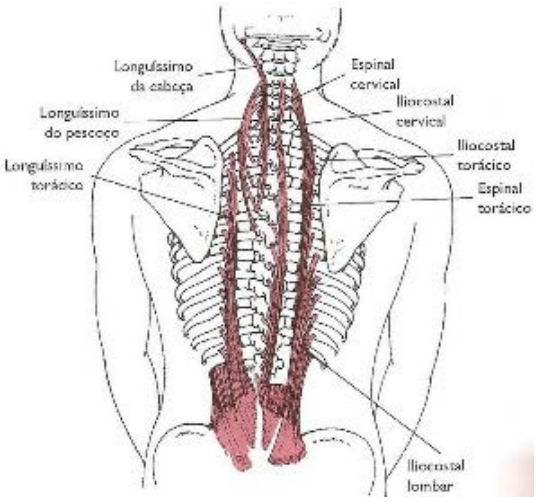


Figura 18: Grupo muscular eretores da espinha. Fonte: (Hall, 2009)

Já na Figura 19 pode-se verificar o semi-espinal com seus ramos para a cabeça, o pescoço e o tórax, e os músculos espinais profundos, incluindo os multífidos, os rotadores, os interespinais, os intertransversários e os elevadores das costelas (HALL, 2009).

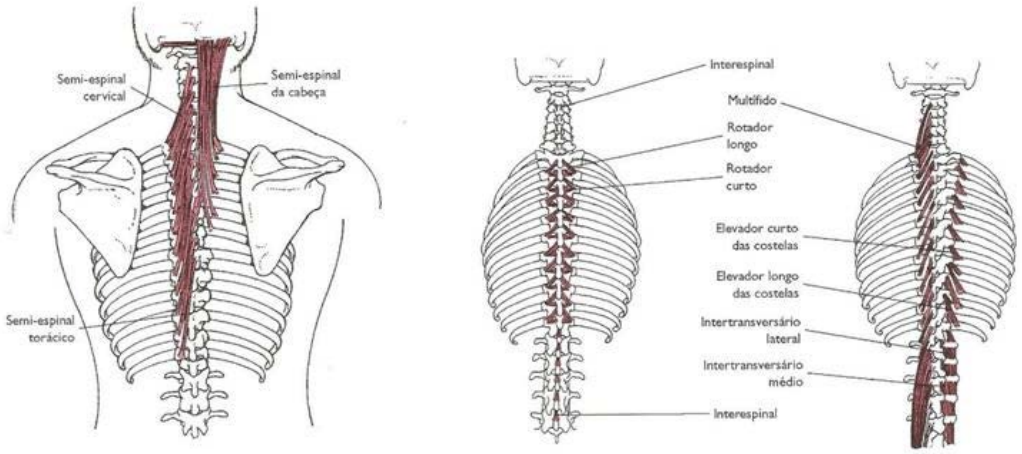


Figura 19: Grupo muscular semi-espinal e espinais profundos. Fonte: (Hall, 2009)

Para a região lombar, o quadrado lombar e o psoas maior são músculos que quando funcionam bilateralmente realizam uma flexão simples e, quando unilateralmente, uma flexão-lateral da coluna lombar (HALL, 2009).

2.4.4.2 Músculo trapézio

O músculo trapézio (Figura 20) é de interesse deste estudo, sobretudo o trapézio superior porque ele participa tanto dos movimentos do ombro, quanto do pescoço e crânio. Além do mais ele é um músculo superficial e passível de ser analisado através da EMGS.

Ele tem suas fixações proximais no osso occipital, no ligamento nucal e processos espinhosos de C7 à 12ª vértebra torácica (T12) e fixações distais na extremidade acromial da clavícula, no acrômio e na espinha da escápula (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997; HAMILL; KNUTZEN, 1999).

O trapézio superior efetua elevação e rotação para cima da escápula, bem como extensão, flexão lateral e rotação contralateral da cabeça; o trapézio médio efetua rotação para cima e adução da escápula. Quando o tronco é inclinado para frente o trapézio tem que atuar contra a força da gravidade para manter os ombros para trás e a intensidade da contração aumenta. O trapézio superior também executa a elevação do ombro enquanto o trapézio inferior deprime a escápula (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997).

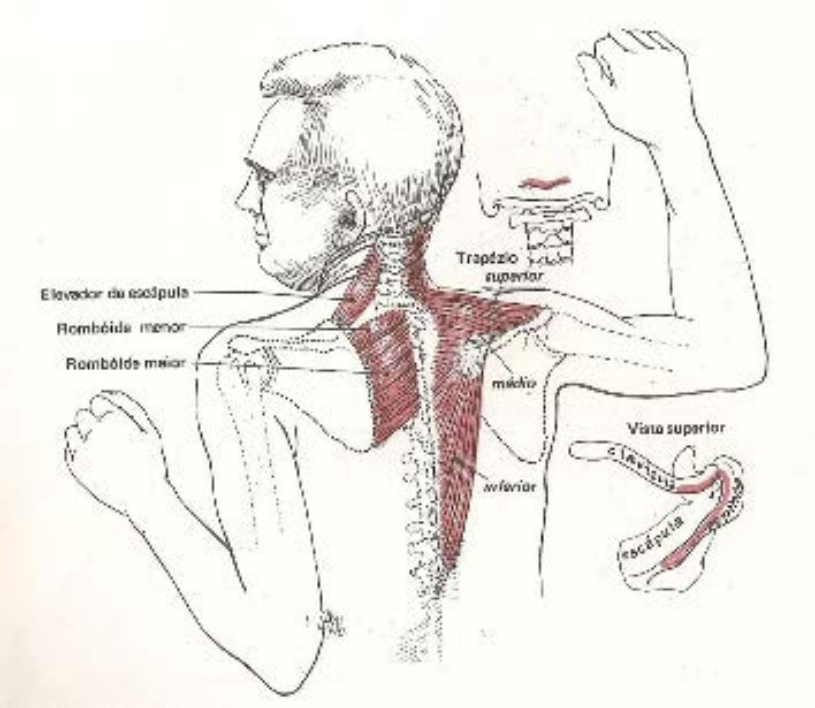


Figura 20: Músculo trapézio. Fonte: (KENDALL; MC CREARY, 1987)

2.5 Considerações finais

Com o entendimento da postura do dentista à luz da biomecânica da coluna vertebral e de estudos eletromiográficos na posição sentada, pode-se então analisar a mesma através das técnicas apresentadas.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Delineamento do estudo

Esta pesquisa é de caráter experimental e refere-se à análise da postura sentada através da EMGS e da análise das forças aplicadas no encosto (E), no AF e na parte anterior do assento (AA) e posterior do assento (AP) de um mocho odontológico modificado.

3.2 Amostra

Participaram deste estudo dez sujeitos do sexo feminino, com idade de 25,3 anos (± 3,3), peso corporal de 59,98 kgf (± 7,81), índice de massa corporal (IMC) 22,3 kgf/cm² (± 2,4), sendo nove destras e uma sinistra. Antes de realizarem o experimento os sujeitos receberam explicações sobre os objetivos da pesquisa, o procedimento odontológico e o protocolo. Em seguida, assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A) para pesquisa com seres humanos, conforme Resolução no 196/96 do Conselho Nacional de Saúde. A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Unesp – São José dos Campos em 04/09/2009, sob o Protocolo nº 058/2009 (ANEXO B).

3.3 Seleção da amostra

Alunas do penúltimo e último ano da graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos (FOSJC)/Unesp foram convidadas a participar da pesquisa como voluntárias.

3.3.1 Critérios de inclusão

Foram selecionadas as voluntárias de acordo com as características necessárias para realização desta pesquisa: sexo feminino, IMC abaixo de 29,9, estar cursando o penúltimo ou último ano da graduação em Odontologia do período integral ou noturno.

3.3.2 Critérios de exclusão

Os seguintes critérios de exclusão foram adotados: exercer atividade laboral extraclasse, possuir alguma patologia da coluna vertebral (hérnia discal, escoliose acentuada, grande discrepância dos membros inferiores, desnível acentuado dos quadris, espondilolistese, lombociatalgia, ou outra patologia); ter histórico de fratura ou cirurgia na coluna vertebral; ter histórico de dor nos últimos três meses, fazer uso de medicamento antiinflamatório, relaxante muscular ou corticóide; usar marca-passo.

3.4 Equipamentos de medida

Esta pesquisa foi realizada em duas etapas. A primeira etapa foi feita no Laboratório de Biomecânica do Departamento de Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (FEG)/Unesp, onde um mocho odontológico industrializado foi modificado e instrumentado com células de carga no assento (AA e AP), E e AF. As células de carga têm como princípio a teoria da Extensometria e visam coletar a distribuição de carga imposta pelo corpo do dentista quando sentado e em atividade. A segunda etapa foi realizada no Laboratório de Eletromiografia da FOSJC/Unesp, onde as voluntárias puderam realizar um procedimento odontológico padronizado enquanto eram coletados dados simultâneos das células de carga e da atividade eletromiográfica dos músculos selecionados.

O posto de trabalho experimental está representado na Figura 21 e os equipamentos que a compõe estão relacionados nos itens subsequentes.

Figura 21 – Posto de trabalho experimental

3.4.1 Mocho odontológico

Um mocho odontológico industrializado da marca Dabi Atlante, modelo Ergorelax foi modificado (Figura 22).

Figura 22 – Mocho odontológico modificado

Foi inserido um AF para o abdome, com regulagens de inclinação e altura e instaladas as células de carga nas diversas partes do mocho (AA, AP, E e AF).

3.4.2 Consultório odontológico

Um gabinete odontológico é composto por uma cadeira de paciente, unidade suctora, equipo, caneta de alta rotação, espelho clínico, refletor, mesa auxiliar com equipamento de fotopolimerização, resina Z100 3M, broca e um manequim com modelo de dentística foi disponibilizado para realização do experimento.

3.5 Projeto para instrumentação do mocho odontológico

O projeto das células de carga do assento deste estudo foi realizado no próprio Departamento de Mecânica da FEG/Unesp. Os cálculos para dimensionamento das mesmas estão presentes no APÊNDICE B. Quanto às células do encosto e do apoio, estas foram adquiridas comercialmente e instaladas no mesmo departamento citado anteriormente (ANEXO A).

3.5.1 Células de carga do assento

3.5.1.1 Assento

As células de carga desenvolvidas são compostas de corpos deformáveis, constituídas por aço 1020 em perfil U, nas quais os extensômetros foram colados (Figura 23).

Figura 23 – Par de células de carga do assento

Na Figura 24, as regiões 1, 2, 3 e 4 representam os extensômetros colados na parte vertical dos corpos deformáveis. Sendo as regiões 1 e 3 na parede externa do corpo deformável e as regiões 2 e 4 na parte interna do mesmo.

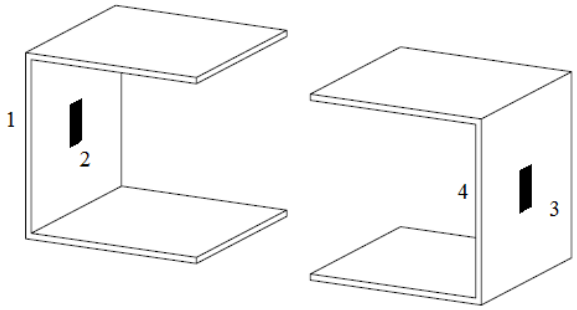


Figura 24: Esquema dos corpos deformáveis

Ao todo foram utilizados nas células do assento oito extensômetros (KYOWA Eletronics Instruments CO., LTD, Tóquio, Japão), modelo KFG 3-120-C1-11, cujo fator do extensômetro era k=2,1.

Os corpos deformáveis das células de carga foram fixados entre duas chapas de aço retangulares que foram inseridas entre a base do mocho e o assento almofadado (Figura 25).

Figura 25: Células de carga na parte anterior e posterior do assento entre duas chapas

O circuito utilizado para a ligação dos extensômetros foi uma ponte completa de Wheatstone para as duas células de carga na parte anterior do assento e outra para parte posterior do mesmo.

3.5.1.2 Encosto e Apoio Frontal

Foram instaladas no encosto (Figura 26) e no AF (Figura 27) células de carga comerciais da marca FEFA SENSORES, modelo TL 5 capacidade de 25 Kg (ANEXO A). Para a instalação destas células foi necessária a confecção de dois blocos quadrados de alumínio que serviram para fixá-las adequadamente.

Figura 26: Célula de carga do encosto

Figura 27: Célula de carga do AF

3.6 Calibração

A calibração é um conjunto de operações que estabelece, sob condições especificadas, a relação entre os valores indicados por um instrumento de medição ou sistema de medição e os

valores correspondentes das grandezas estabelecidas por padrão. Desta forma, o procedimento de calibração visa conhecer a precisão e confiabilidade do sistema de medição.

Para isso, ensaios de calibração foram realizados através de cargas conhecidas, anilhas com massas aferidas, impostas aos corpos das células de carga. As células de carga, da parte anterior e posterior do assento, receberam cargas conhecidas de 0 kgf a 52 kgf na calibração ascendente e o inverso foi realizado para a calibração descendente. Foram utilizadas: uma anilha de 3 kgf, duas de 4 kgf, duas de 5kgf, uma de 7 kgf e três 8 kgf. Para receber as cargas o mocho foi colocado em uma superfície plana na qual a superfície do assento ficou paralela ao piso. O centro do assento foi devidamente localizado para que as anilhas pudessem ser colocadas exatamente no centro do mesmo (Figura 28).

Figura 28: Calibração do assento do mocho odontológico

As cargas foram aplicadas de modo ascendente e descendente, exatamente no centro do assento do mocho para que se pudesse verificar a relação entre a força aplicada e a tensão de saída obtida a partir da deformação dos extensômetros. O comportamento desejado dos extensômetros mediante a colocação e a retirada das cargas deve apresentar-se de modo linear. Para aumentar a confiabilidade foram realizadas 3 calibrações e utilizado o valor médio. Para a faixa analisada foi obtido alto poder explicativo do modelo linear entre a força e a tensão com $R^2 = 0,9997$ para células anteriores do assento (Figura 29) e para células posteriores.

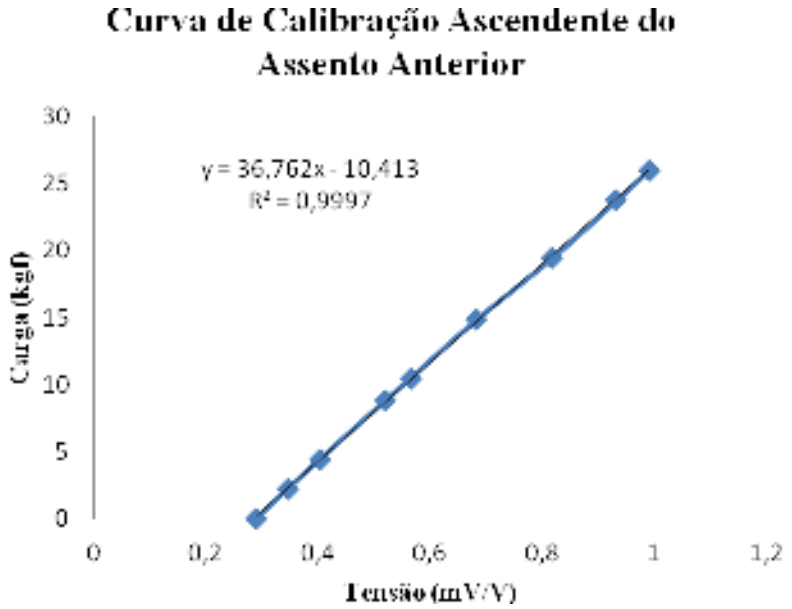


Figura 29: Curva de calibração ascendente das células do assento anterior

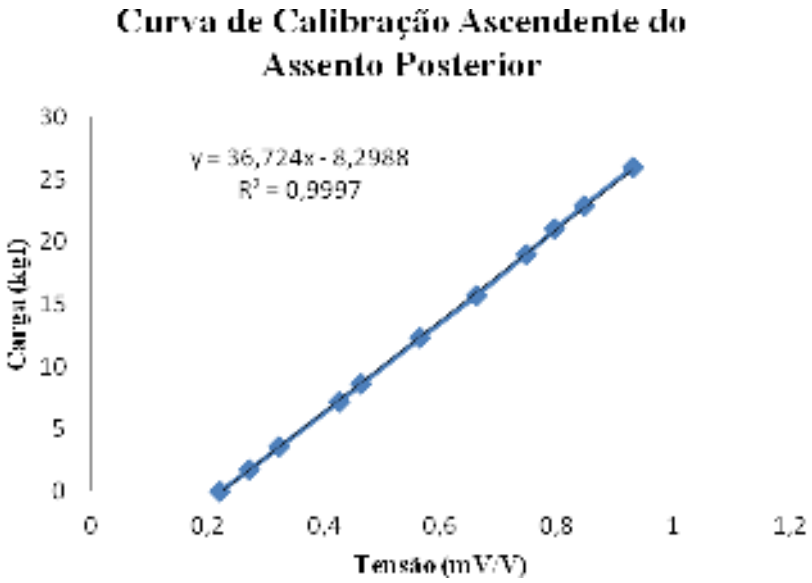


Figura 30: Curva de calibração ascendente das células do assento posterior

Para a realização desta calibração foi utilizado o sistema de condicionamento de sinais *Spider* 8 para aquisição e manipulação dos dados e o software *Catman* 3.1– ambos da HBM, Darmstadt, Alemanha (Figura 31). Este equipamento funciona como um conversor analógico/ digital de sinais. A entrada dos sinais analógicos (mV) se faz através de um dos canais de entrada e é proveniente dos extensômetros elétricos previamente montados num circuito ponte completa de Wheatstone. Já a saída destes sinais digitais (mV) é enviada para o computador via porta USB, a qual é processada através do software *Catman 3.1*.

Figura 31: *Spider 8* e *software Catman 3.1*

A realização da calibração do E e do AF seguiu o mesmo protocolo. O mocho foi colocado deitado sobre o solo, estabilizado de forma que a superfície a ser calibrada ficasse paralela ao solo. O centro da superfície foi marcado para o bom posicionamento das anilhas e para aplicação das cargas na vertical (Figura 32).

Figura 32: Posicionamento do mocho para calibração do encosto

Foram impostas cargas de 0 a 10 kgf, utilizando 8 anilhas de 0,5 kgf, duas de 1 kgf e duas de 2 kgf na calibração ascendente, e as mesmas foram retiradas na calibração descendente. Destes ensaios foi possível obter as curvas de calibração para o encosto e apoio

(Figura 33 e 34). Para a faixa analisada foi obtido alto poder explicativo do modelo linear entre a força e a tensão para o E (R^2 =1) e AF (R^2 =1).

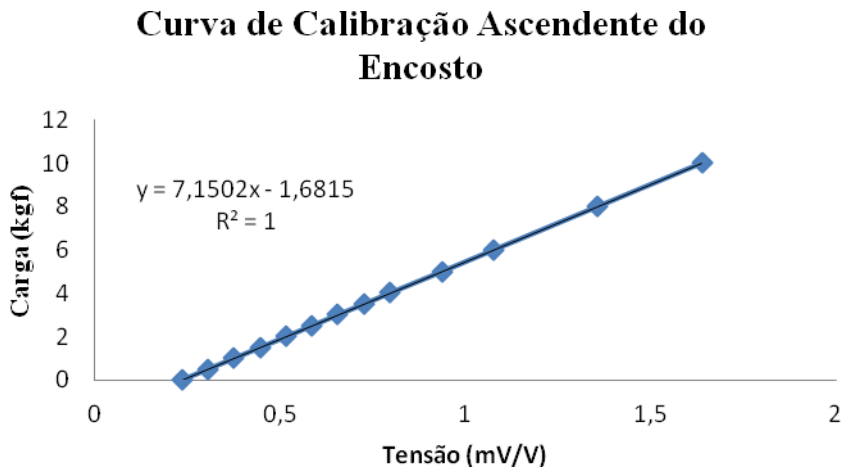


Figura 33: Curva de calibração ascendente do encosto

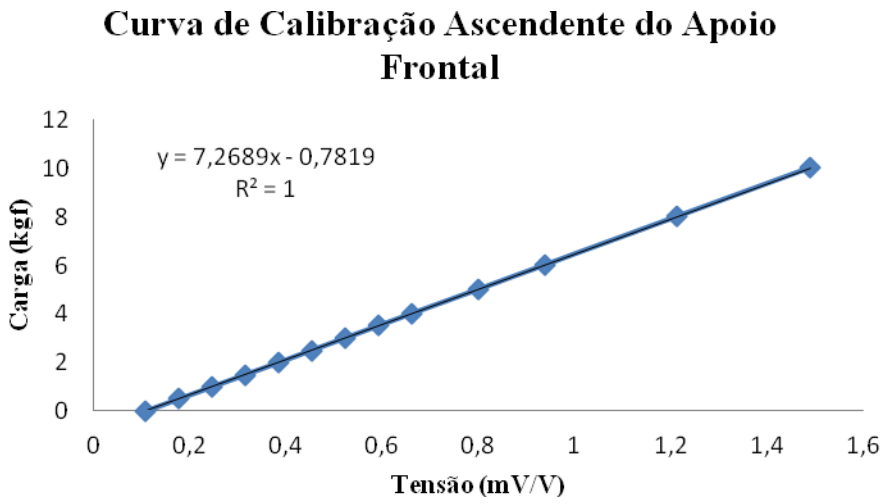


Figura 34: Curva de calibração ascendente do AF

3.7 Aquisição e processamento dos sinais

Para a aquisição dos sinais da força normal aplicada sobre as superfícies do assento, E e AF, foi utilizado o sistema de condicionamento de sinais *Spider 8* e o software *Catman 3.1* (HBM) disponibilizado pelo Laboratório de Biomecânica FEG/Unesp para o Laboratório de Eletromiografia da FOSJC/Unesp (Figura 31).

Para a aquisição do sinal EMG foi disponibilizado pelo Laboratório de Eletromiografia da FOSJC/Unesp o equipamento EMG System do Brasil modelo EMG-810C com 6 canais

que foram utilizados para registrar a atividade elétrica dos músculos durante a realização do procedimento odontológico (Figura 35).

Figura 35: Equipamento EMG System 810C

Cada canal eletromiográfico possui um conversor analógico/digital de 16 bits de resolução, taxa de rejeição do modo comum > 100 dB, amplificador com ganho total de 2000, impedância de entrada de 10.000 MOhms e filtro passa-banda Butterworth de 4ª ordem. Para este estudo, foi realizada a configuração do ganho em 1000 vezes e o sistema de coleta de dados operou com frequência de amostragem de 2000 Hz e frequência de corte de 20 Hz e 500 Hz.

3.8 Protocolo para coleta de dados

Após manifestação de interesse em participar da pesquisa, as voluntárias foram contatadas e um agendamento foi feito para a realização do experimento. Neste mesmo contato elas foram orientadas quanto à vestimenta adequada. Na data e hora marcada, foi feita uma apresentação da pesquisa bem como dos documentos referentes a ela, como o Certificado de Aprovação pelo Comitê de Ética (ANEXO B) e o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A). Foi realizada entrevista para verificar se a voluntária estaria apta a participar da pesquisa e em caso positivo foi feita avaliação postural e coletado os dados antropométricos. Foi utilizada balança digital marca Soehnle/Alemanha, escala 0 – 150 kgf com resolução mínima de 100 gf e fita métrica fixada na parede com escala de 0 – 2 m e resolução mínima de 0,005 m para medidas da estatura das voluntárias.

Em seguida, foram dadas as explicações sobre os procedimentos do experimento e sanadas as possíveis dúvidas.

3.8.1 Familiarização com posto de trabalho experimental

A bancada, instalada em sala climatizada a 23°C para que todos os experimentos fossem realizados nas mesmas condições, foi apresentada à voluntária e pedido que antes de fixar os eletrodos nos músculos a serem pesquisados que a mesma conferisse o instrumental e regulasse o mocho de acordo com sua altura de trabalho de forma que os joelhos ficassem a 90°.

3.8.2 Preparação da pele e colocação dos eletrodos de superfície

Para a preparação da pele e colocação dos eletrodos de superfície, as voluntárias se sentaram em um banco e, após a higienização e abrasão da pele com gaze embebida em álcool 70% da região dos músculos, foram feitas as marcações para fixar os eletrodos. O procedimento adotado diminui a impedância da pele, promove um melhor sinal EMG e melhor fixação dos eletrodos e da fita adesiva. Não houve necessidade de realizar tricotomia devido à ausência de pelos nas regiões escolhidas.

Quanto ao posicionamento dos eletrodos nos músculos pesquisados foram seguidas as recomendações do SENIAM. Para o músculo trapézio superior foi utilizada uma régua flexível que permitiu encontrar o centro da linha traçada entre o acrômio e o processo espinhoso de C7 (Figura 36).

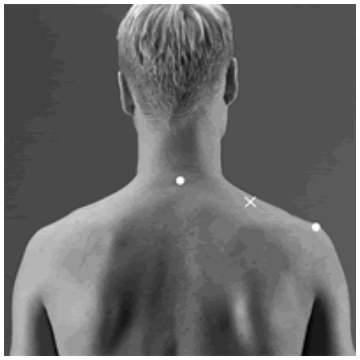


Figura 36: Localização do eletrodo no músculo trapézio superior. Fonte: SENIAM

Para o músculo eretor da espinha – longuíssimo torácico – foi localizado o processo espinhoso de L1 e medida uma distância de 2 dedos lateralmente a estes processos (Figura 37).

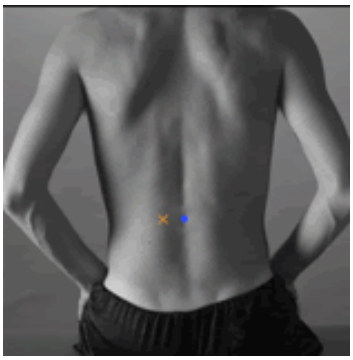


Figura 37: Localização do eletrodo no músculo longuíssimo torácico. Fonte: SENIAM

O eletrodo de referência foi colocado em C7 por ser um local comum indicado pelo protocolo SENIAM para os músculos estudados.

Foram utilizados eletrodos adesivos de superfície pré-amplificados da marca Kendall, modelo Medi-Trace 200, com 1 cm de diâmetro. Os eletrodos superficiais foram colocados alinhados em relação à orientação das fibras musculares e em configuração bipolar, conforme sugerido pelas normas do projeto SENIAM. Os mesmos foram fixados à pele por meio de micropore antialérgico 3M. Os cabos dos eletrodos também foram fixados à pele para evitar que o movimento dos mesmos pudesse afetar os sinais EMG.

Para verificar a qualidade da captação do sinal EMG, após a colocação dos eletrodos foi realizado um teste para cada músculo a partir de uma contração isométrica máxima contra resistência manual. Para o músculo trapézio superior foi pedido que fizesse uma elevação dos ombros contra resistência manual de acordo com a seta (Figura 38).

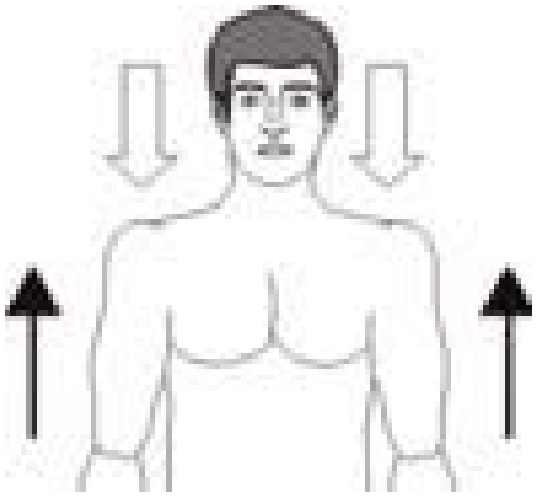


Figura 38: Teste de captação do sinal eletromiográfico para o músculo trapézio superior. Fonte: Adaptado de Konrad, 2005

Para o músculo longuíssimo torácico foi solicitado o movimento de extensão do tronco contra o espaldar da cadeira (Figura 39). Esta posição isola os eretores da coluna dos músculos isquiotibiais e glúteos (KONRAD, 2005).

Figura 39: Teste de captação do sinal eletromiográfico para o músculo longuíssimo torácico. Fonte: Adaptado de Konrad, 2005)

3.8.3 Posicionamento e realização do procedimento odontológico

Uma vez finalizada a etapa de teste de qualidade dos sinais, foi pedido à voluntária que se sentasse no mocho, assumisse a postura de trabalho que normalmente adota para realizar o procedimento de restauração do 2º molar superior direito de um manequim (Figura 40). A opção pelo manequim se justifica pela padronização do procedimento a ser realizado. O procedimento foi realizado sem auxiliar intra-bucal. De acordo com a ISO/FDI as posturas podem variar de acordo com a lateralidade e dente a ser tratado (Figura 41).

Figura 40: Manequim com modelo de dentística

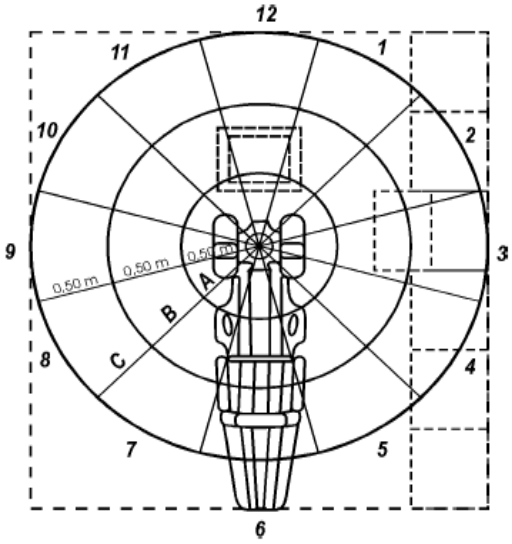


Figura 41: Esquema gráfico ISO/FDI. Fonte: (Porto, 1994)

Para as voluntárias destras uma mesa auxiliar foi colocada atrás do apoio de cabeça do paciente, ou seja, à esquerda da dentista, como suporte para o aparelho fotopolimerizador. Os demais instrumentais foram colocados sobre o equipo.

Para a execução do procedimento odontológico a voluntária cumpriu as etapas descritas no fluxograma da Figura 42. O procedimento odontológico de restauração classe II de Black foi realizado duas vezes pela dentista no mesmo dente, sendo que em uma vez o mocho estava sem AF e na outra vez estava com AF. Metade da amostra (5 dentistas) iniciou o procedimento com o mocho sem AF e outra metade iniciou com AF – delineamento *crossover*.

O experimento foi dividido em três momentos: sendo o primeiro momento da etapa 1 à etapa 7; o segundo momento da etapa 8 à etapa 10, e o terceiro momento da etapa 11 à etapa 16, conforme Figura 42.

3.8.3.1 Primeiro momento

Antes de dar início a este momento os canais de força do *Spider 8* foram zerados. Então, foi pedido para que a voluntária adotasse uma postura sentada, relaxada, recostada e com os braços soltos (etapa 1). Em seguida, foi autorizado o início do procedimento com o preparo cavitário do 2º molar superior direito pelas faces cavidade mesial, oclusal e distal (M.O.D) do dente (Figura 43) (Mandarino et al., 2003).

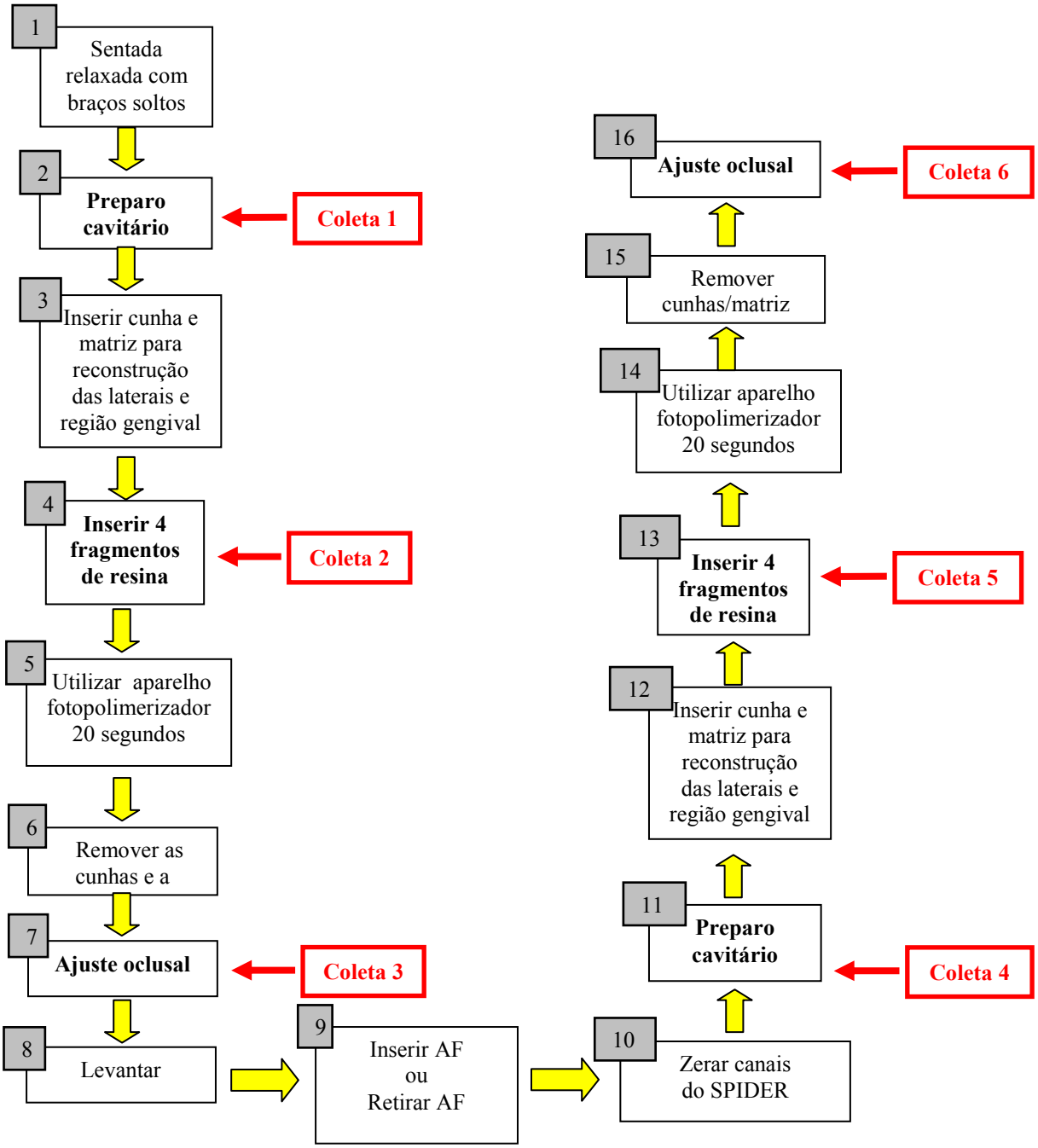


Figura 42: Fluxograma das etapas prescritas para a execução da restauração classe II de Black

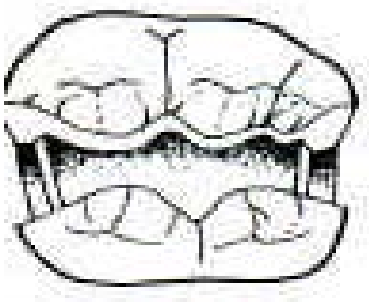


Figura 43: Preparo cavitário M.O.D. em vista superior do dente. Fonte: (Mandarino et al., 2003)

A primeira coleta de sinais EMG e força foi realizada exatamente durante a etapa 2, em que a dentista já havia feito 2/3 do preparo cavitário, ou seja, já havia feito as faces mesial e oclusal e iria dar início a face distal. Esta etapa (Preparo), bem como todas as outras etapas de coleta, foi escolhida porque para realização da mesma as dentistas precisavam estar em postura estática para ter precisão manual e visual do dente. Cada coleta foi realizada durante 30 segundos.

Na etapa 3, foram inseridas cunhas e matriz para reconstrução das laterais e região gengival do dente.

Na etapa 4, foram inseridos 4 fragmentos de resina e após cada inserção foi aplicado o aparelho fotopolimerizador por 20 segundos, de acordo com recomendação do fabricante, (etapa 5) para enrijecimento do material. Uma segunda coleta foi realizada durante a inserção do 4º fragmento de resina. Durante esta etapa (Resina) a dentista usa um instrumental para retirar um fragmento de resina do tubo e o insere na cavidade do dente com movimentos delicados, porém precisos para realizar uma boa compactação do mesmo.

Durante a etapa 6 foram retiradas as cunhas e a matriz para que em seguida começasse o ajuste oclusal (Ajuste)(etapa 7), que nada mais é que uma escultura no dente que retira os excessos de material inserido. Durante esta etapa foi feita a última coleta de sinais EMG e de força do primeiro momento.

3.8.3.2 Segundo momento

Após finalizar a etapa 7 do primeiro momento, a voluntária levantou do mocho (etapa 8) para que o mesmo pudesse ser preparado para o terceiro e último momento. Para as 5 voluntárias que iniciaram o experimento sem AF, na etapa 9 o AF foi inserido e para as 5 voluntárias que iniciaram o experimento com AF, o mesmo foi retirado (etapa 9) e os canais de força do *Spider 8* foram zerados para próxima etapa. Em seguida, a dentista se sentou novamente para dar início ao terceiro momento.

3.8.3.3 Terceiro momento

Neste último momento o procedimento de restauração classe II de Black foi repetido nas etapas de 11 à 16 e as coletas foram realizadas exatamente da mesma forma, a saber:

- Preparo cavitário (Preparo): após 2/3 do preparo da cavidade;
- Inserção de resina (Resina): durante a inserção do 4º fragmento;
- Ajuste oclusal (Ajuste): durante a escultura do dente.

Os dados coletados simultaneamente foram gravados e armazenados em dois computadores, um conectado ao *Spider 8* para captação do sinal de força e outro conectado ao eletromiógrafo para aquisição do sinal EMG. Após o armazenamento dos dados nos softwares, foram descartados os sinais correspondentes ao início e ao final do tempo de execução de cada coleta, ou seja, dos 30 segundos de coleta foram descartados os 10 primeiros segundos e os 10 últimos segundos. Os dados foram normalizados pelo RMS médio e as análises foram sobre a média das três etapas (Preparo, Resina e Ajuste) do procedimento odontológico nas duas situações, ou melhor, uma do mocho sem AF e outra com AF. Também foram comparadas as etapas entre si.

3.9 Análise estatística

Neste experimento foi avaliada a influência do AF sobre a variação da atividade muscular e da força aplicada nas partes do mocho (AA, AP, E e AF). Para tanto, foi utilizada estatística descritiva para análise dos dados (média e desvio padrão) e testes paramétricos para pequenas amostras. O teste *t* de *Student* foi aplicado aos dados para comparar duas situações após um evento, ou seja, a inserção do AF em um mocho odontológico. Também foi utilizada a estatística inferencial que consistiu no teste de análise da variância (ANOVA) de medidas repetidas e o teste de Tukey (5%) onde o fator etapa foi considerado como fator repetido (*one way*). O tratamento dos dados foi realizado por meio do programa computacional GraphPad Prism versão 5.0 para Windows 2007.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo inicialmente é discutido sobre a escolha da amostra e do procedimento clínico e em seguida são apresentados e discutidos os resultados eletromiográficos e dinamométricos. Finalmente, são expostas as impressões subjetivas coletadas junto às dentistas após o experimento.

4.1 Perfil da amostra

A Tabela 4 apresenta o perfil da amostra deste estudo

Tabela 4: Perfil da amostra (N=10)

	idade (anos)	**IMC (kgf/m²)**	**peso (kgf)**	**estatura (m)**
Média	25,30	22,28	59,98	1,64
Desvio-padrão	3,30	2,44	7,81	0,03

A opção por uma amostra composta por sujeitos apenas do sexo feminino se justifica pelo fato da população de dentistas em âmbito nacional ter maioria deste sexo (56,3%). Em alguns estados, como na Paraíba, este valor chega a 67%. Este percentual embora seja um pouco maior que 50% vem aumentando nos últimos 40 anos, quando a profissão era considerada predominantemente masculina. Na Figura 44 pode ser observada esta evolução percentual de dentistas segundo o sexo de 1968 a 2008 e a inversão ocorrida em 1998.

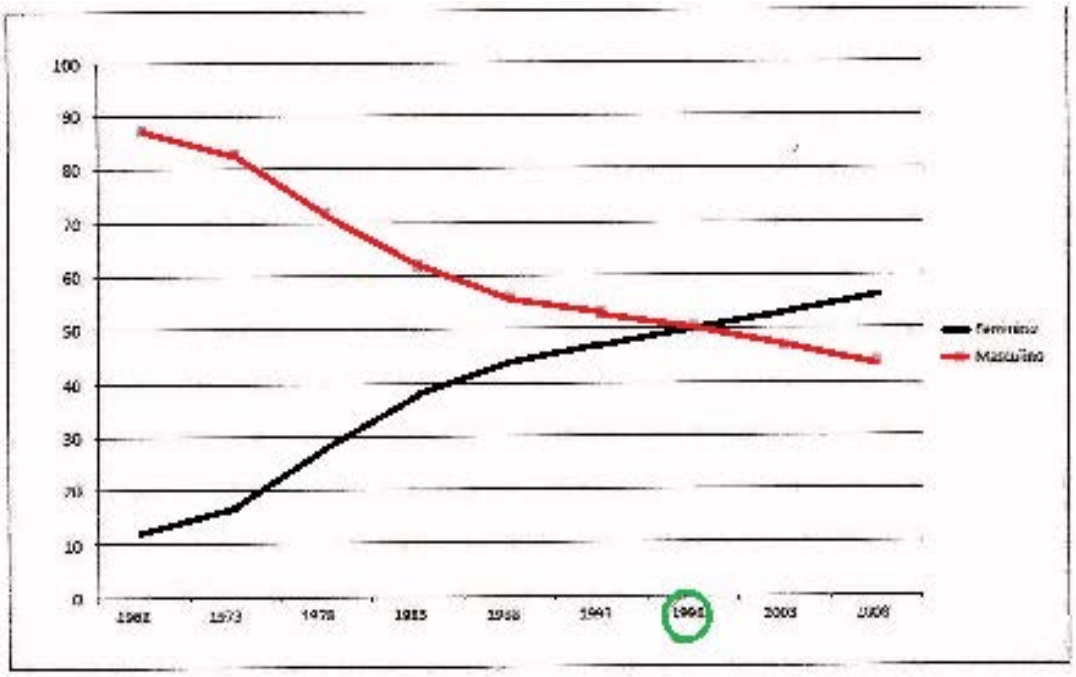


Figura 44: Evolução do percentual de dentistas segundo o sexo de 1968 a 2008. Fonte: adaptado de Morita, Haddad e Araújo (2010)

Esta tendência verificada na Figura 44 é reforçada pela distribuição de dentistas por faixa etária (Figura 45) que aponta um aumento da população feminina nesta profissão ao se observar que cerca de 70% dos dentistas até 25 anos é do sexo feminino. Isto mostra que a Odontologia será uma profissão predominantemente feminina.

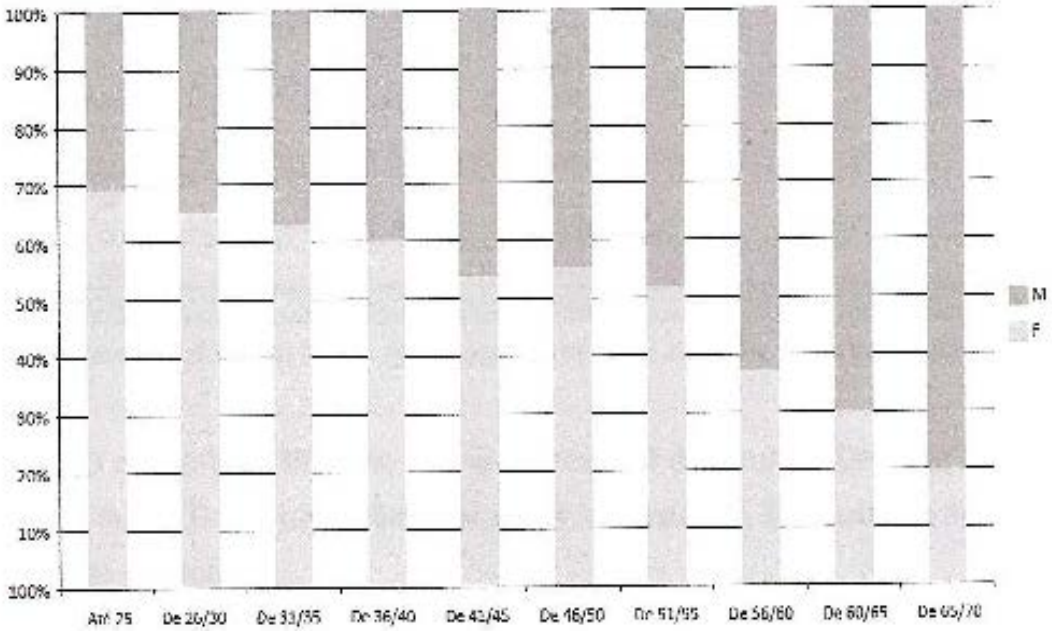


Figura 45: Distribuição por sexo nas faixas etárias dos dentistas brasileiros. Fonte: (MORITA; HADDAD; ARAÚJO, 2010)

Além disso, Milerad e Ekenvall (1990) afirmam que as dentistas se queixam 1,4 vezes mais de problemas no pescoço que os dentistas do sexo masculino e que apresentam aumento de sintomas osteomusculares na região do pescoço à medida que envelhecem (48% na faixa de 35-44 anos e 73% na faixa de 45-55 anos). Segundo Marshall et al. (1997), as dentistas apresentam mais dores na coluna vertebral e dores de cabeça que os dentistas.

4.2 Procedimento clínico

O procedimento clínico escolhido foi a restauração classe II de Black por se tratar de um procedimento comumente realizado nas atividades da clínica geral e esta ser exercida por cerca de 75% dos dentistas brasileiros (MORITA; HADDAD; ARAÚJO, 2010). A escolha da realização do mesmo no 2º molar superior direito se deve ao fato de se ter evidências de que a atividade muscular do trapézio superior direito ser um pouco maior na arcada superior (MILERAD et al., 1991) representando assim maior sobrecarga. Nesta mesma pesquisa ficou comprovado que o trapézio é o músculo que apresenta maior atividade elétrica ao longo de todo o trabalho quando comparado aos músculos infraespinhal e extensores do carpo.

4.3 Resultados da eletromiografia

Esta seção apresenta exemplos dos sinais EMG coletados, o comportamento eletromiográfico da população estudada quanto ao método de visualização do campo operatório, quanto à posição de trabalho e ao uso do pedal de acionamento do equipo e cadeira do paciente e em relação às etapas do procedimento clínico. Os dados normalizados pelo RMS médio são apresentados em forma de gráfico de colunas (média e desvio padrão) e são discutidos os resultados da análise estatística.

4.3.1 Sinal EMG

Na Figura 46 pode-se observar um exemplo dos sinais EMG brutos coletados para os músculos estudados (TD, TE, LD e LE) e na Figura 47 estes mesmos sinais após serem filtrados. A Figura 48 destaca a tela de análise de dados do *software* EMG Lab e o sinal EMG coletado do músculo LE para um sujeito, como exemplo.

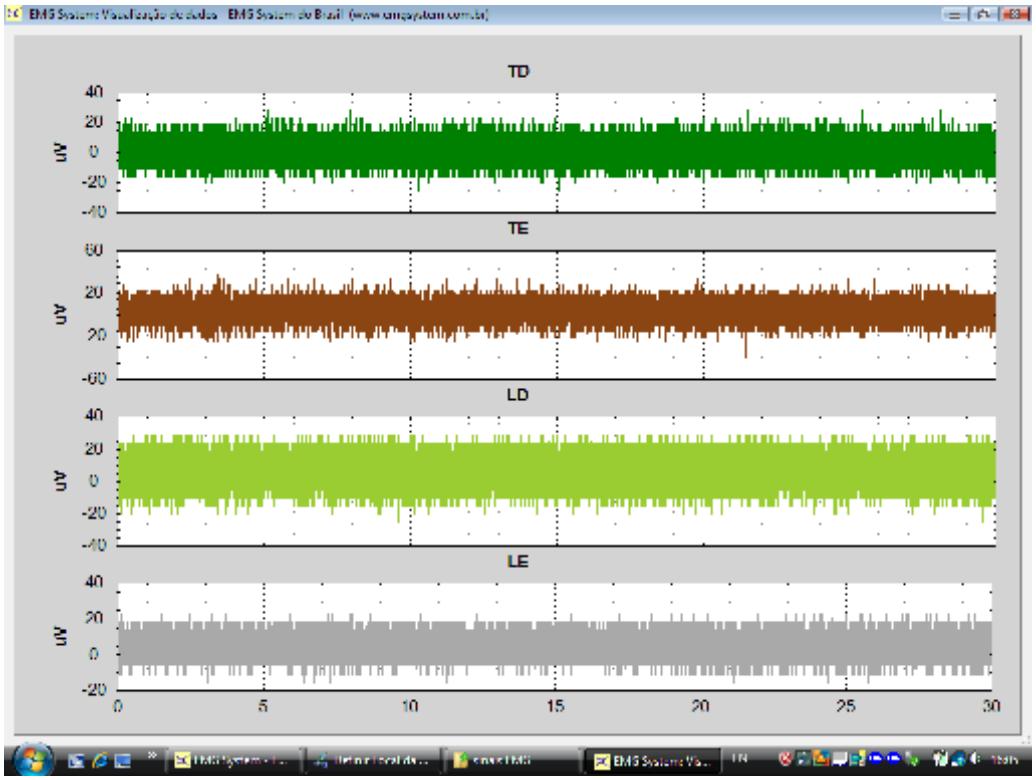


Figura 46: Tela de coleta de sinais EMG brutos para os músculos TD, TE, LD e LE

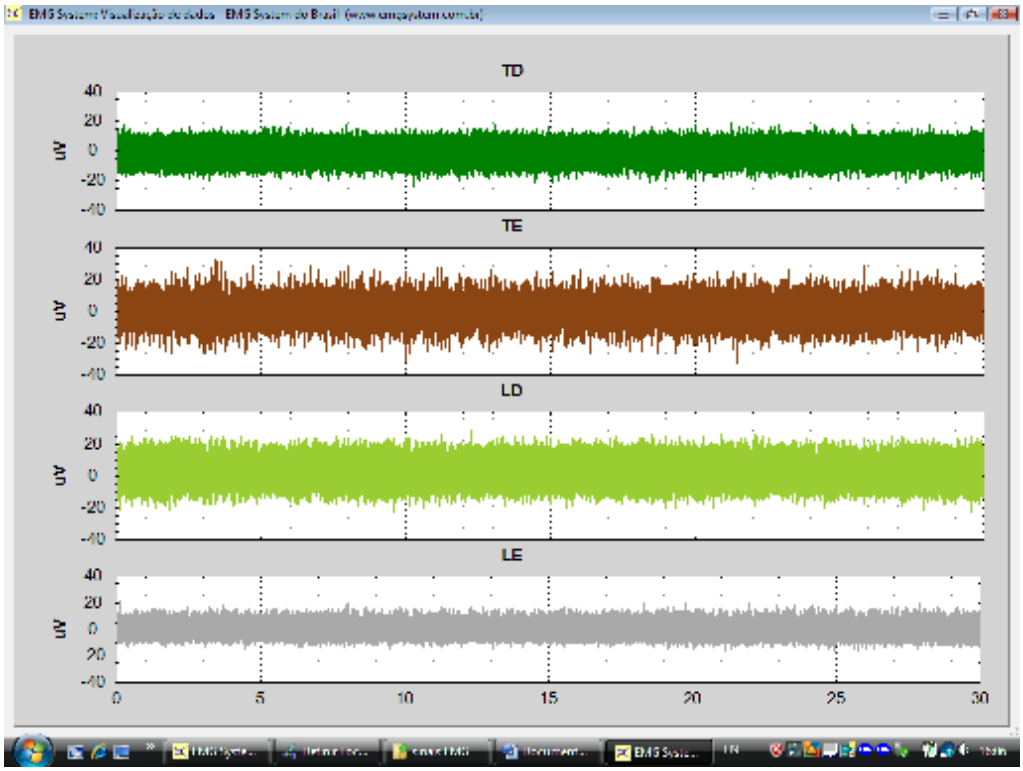


Figura 47: Tela de coleta de sinais EMG filtrados para os músculos TD, TE, LD e LE

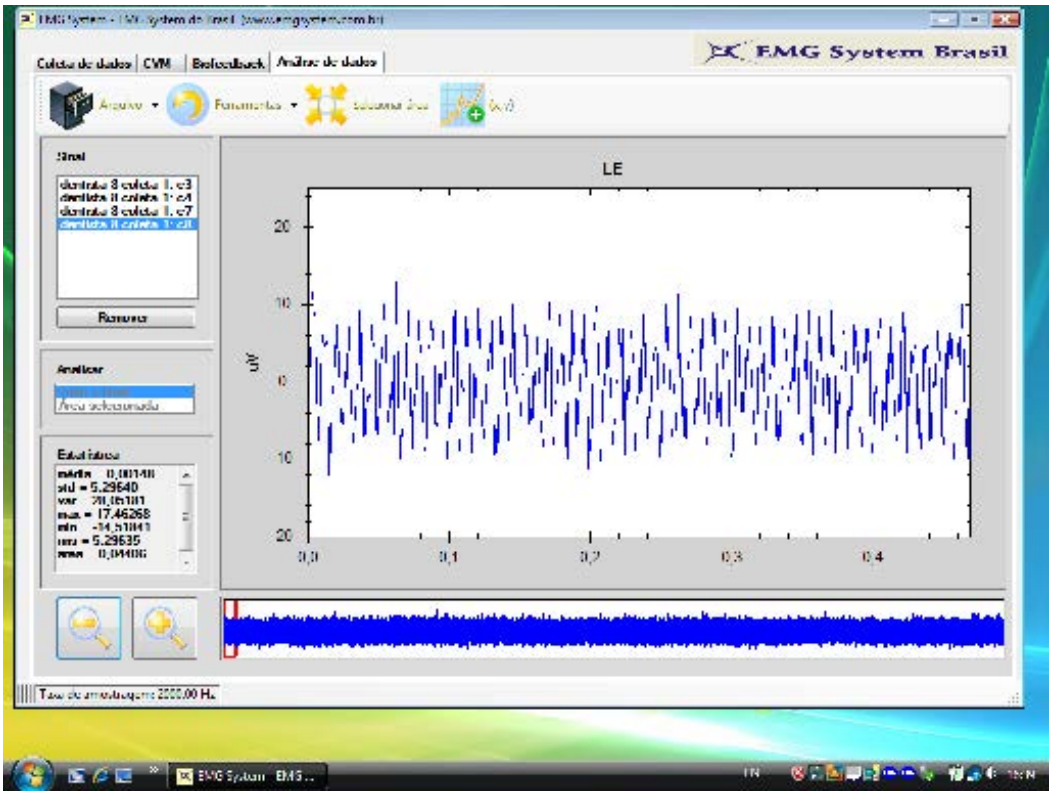


Figura 48: Tela do software EMG Lab para análise do músculo LE

4.3.2 Visão geral

Na Figura 49 pode-se observar o comportamento eletromiográfico dos músculos TD, TE, LD e LE no experimento com o mocho sem AF (colunas pretas) e com AF (colunas vermelhas).

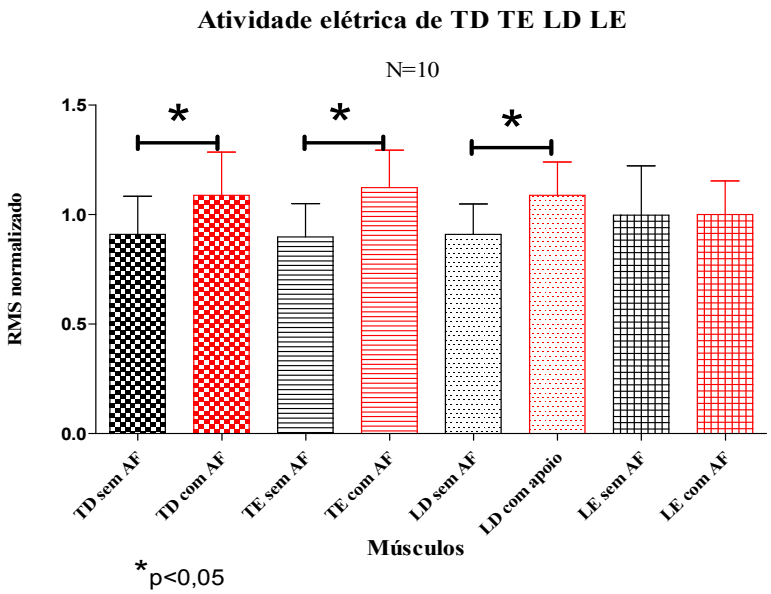


Figura 49: Atividade eletromiográfica com e sem AF

O teste *t* de *Student* aplicado para os músculos indicou diferenças estatísticas para TD ($p<0,05$), TE ($p<0,0002$) e LD ($p<0,0001$) entre o experimento com o mocho odontológico sem AF e com AF. O músculo LE não apresentou diferença estatística para as duas situações testadas. Embora uma dentista da amostra seja sinistra, a análise estatística não foi alterada quando os dados foram analisados sem os dados da mesma, permanecendo as diferenças estatísticas para TD, TE e LD.

A flexão da coluna cervical foi apresentada por 90% das voluntárias devido à preferência pelo método de visão direta e a necessidade de visualização do campo operatório. Sabe-se que para realizar trabalhos de precisão é necessário manter uma distância entre olho-objeto, no caso olho-dente, de 25 a 30 cm. Esta distância permite melhora da acuidade visual e promove maior destreza manual (KROEMER; GRANDJEAN, 1998). No entanto, esta mesma posição promoveu uma maior atividade elétrica nos músculos TD, TE e LD quando o AF foi inserido. Apenas uma dentista (10%) fez uso da visão indireta. Seus dados apontaram um aumento da atividade apenas para o músculo TE. Estes resultados corroboram com o trabalho que comparou três métodos de visualização e verificou que a maior atividade muscular dos trapézios superiores e extensores torácicos ocorre no método de visão direta (SMITH et al., 2002). Esta sobrecarga para os músculos trapézios também foi comprovada quando se analisou as operadoras de máquinas de costura que executam sua tarefa também em flexão de tronco e de cervical em uma postura semelhante a do dentista (WESTGARARD et al., 1996).

A postura padrão adotada pelas dentistas destras, como a flexão de tronco, inclinação lateral do tronco para direita, flexão da cabeça com inclinação lateral para direita e rotação da mesma para a esquerda foi modificada com a inserção do AF. Foi verificado também que houve um aumento da atividade no músculo LD. Inicialmente sua atividade muscular estava menor que a do LE devido à inclinação lateral para direita. Isto é explicado por Ortengren e Andersson (1977) ao afirmarem que ocorre aumento da atividade eletromiográfica no lado contralateral na região lombar e do mesmo lado na região torácica. Sabe-se que quando o tronco inclina para frente ou lateralmente, este movimento é produzido pela ação da gravidade (HAMILL; KNUTZEN, 1999), mas o retorno ao eixo vertical é controlado pela contração dos músculos das costas (KAYIS; HOANG, 1999). Nesta situação a atividade maior é a do LE que controla a flexão e inclinação lateral do tronco para direita através de contração muscular excêntrica. No entanto, com a inserção do AF a atividade do LD aumentou indicando que o tronco se aproximou mais do eixo vertical do corpo, concordando, portanto com Moraes (1999) que afirma que a atividade elétrica aumenta no início da flexão na posição sentada.

Este melhor equilíbrio de forças por parte dos músculos da coluna atua no eixo vertebral equilibrando o peso corporal (OKUNO; FRATIN, 2003).

Ainda, para se compreender um pouco mais o significado deste aumento de atividade elétrica, é interessante prosseguir no entendimento da postura do dentista. Na posição sentada em apoio isquiático sem apoio no espaldar, a pelve está em equilíbrio instável. Sabe-se que a atividade muscular no nível de T5 e L3 são maiores quando não existe um suporte lombar (HARDAGE; GILDERSLEEVE; RUGH, 1983). Para Hamill e Knutzen (1999) esta condição aumenta a carga na coluna lombar, retifica-a e promove um desvio do centro de gravidade para frente. Isso proporciona uma carga sobre os discos e estruturas posteriores dos segmentos vertebrais. Se a flexão de tronco é aumentada os braços de momento do tronco e membros superiores são cada vez maiores contribuindo para aumentar o torque flexor e por consequência maior tensão nos músculos extensores do tronco (HALL, 2009) e também nos trapézios, pois os músculos da cintura escapular e especialmente o trapézio, tem a função de suspender esta região e os membros superiores (KAPANJI, 1987). Por outro lado, sabe-se também que à medida que o tronco flexiona a carga é compartilhada entre músculos e elementos passivos da coluna vertebral até o ponto em que ocorre o fenômeno de flexão relaxamento que é o ponto onde existe silêncio elétrico dos músculos paravertebrais (NEBLETT et al, 2003; MAK et al, 2010) e a flexão é suportada apenas pelos elementos passivos da coluna. Portanto, entende-se que o aumento da atividade elétrica dos músculos é benéfico para proteger estes elementos, pois reduz a tensão nos mesmos (HAMILL; KNUTZEN, 1999) e o cisalhamento anterior nos discos produzido pelo peso corporal (MCGILL, 1992).

No caso da única dentista sinistra a postura padrão sofre algumas inversões como a inclinação do tronco e da cabeça para esquerda e a rotação desta última para direita. Contudo, este único caso não foi suficiente para realizar uma análise mais precisa devido ao fato da dentista em questão apresentar boa postura de trabalho, ou seja, não se afastar acentuadamente do eixo axial da coluna (Figura 50).

Figura 50: Postura próxima do eixo axial da dentista sinistra

Além do mais, estudos (Imrhan; Loo, 1989; O'Driscoll et al., 1992; Crosby et al., 1994) apontam que a mão dominante dos destros é mais forte em 6% a 14% que a mão não-dominante. Por outro lado, Crosby et al. (1994) afirmam que para os canhotos a mão dominante tem força igual ou ligeiramente maior (1-2%). Esta relação de força entre as duas mãos pode alterar o posicionamento das mesmas e todo sistema de estabilização do tronco e cintura escapular e, portanto a atividade muscular dos músculos analisados.

De uma forma geral os músculos são utilizados de forma assimétrica na maioria das atividades do dia a dia (HAMILL; KNUTZEN, 1999). A própria lateralidade promove esta assimetria durante as atividades uma vez que o lado dominante não tem exatamente a mesma força que o outro lado (IMRHAN; LOO, 1989; O'DRISCOLL et al., 1992; CROSBY et al., 1994). Na prática odontológica esta assimetria fica evidente ao se constatar a postura padrão de trabalho do dentista. Isto pode ser observado nestes resultados gerais, pois além de haver uma assimetria da atividade muscular dos músculos LD e LE, para estabilizar o tronco também se pode observar uma pequena assimetria nos TD e TE devido à ação de estabilização da cintura escapular e cervical.

4.3.3 Posição de trabalho segundo a ISO/FDI

A posição de trabalho adotada de acordo com a ISO/FDI pelas voluntárias durante o procedimento odontológico pode ser verificado na Figura 51.

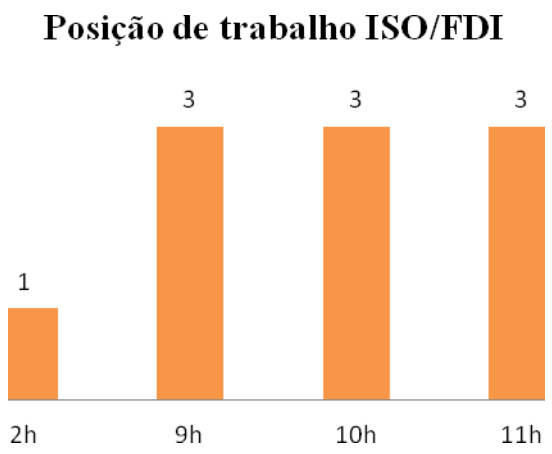


Figura 51: Posição de trabalho segundo a ISO/FDI

4.3.3.1 Atividade eletromiográfica segundo a posição de trabalho

Nas Figuras 52, 53 e 54 pode-se observar o comportamento eletromiográfico dos músculos trapézios superiores e longuíssimos torácicos segundo a posição de trabalho de 9h, 10h, 11h.

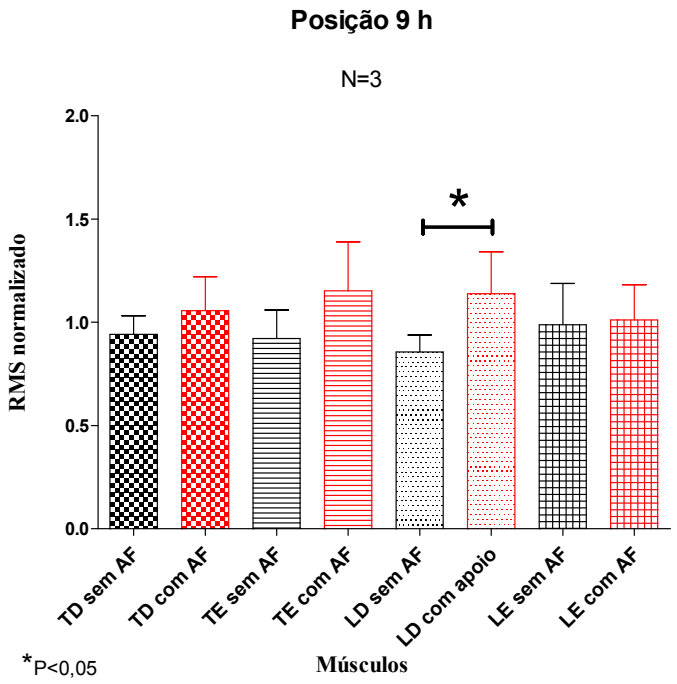


Figura 52: Atividade eletromiográfica sem AF e com AF na posição de 9h

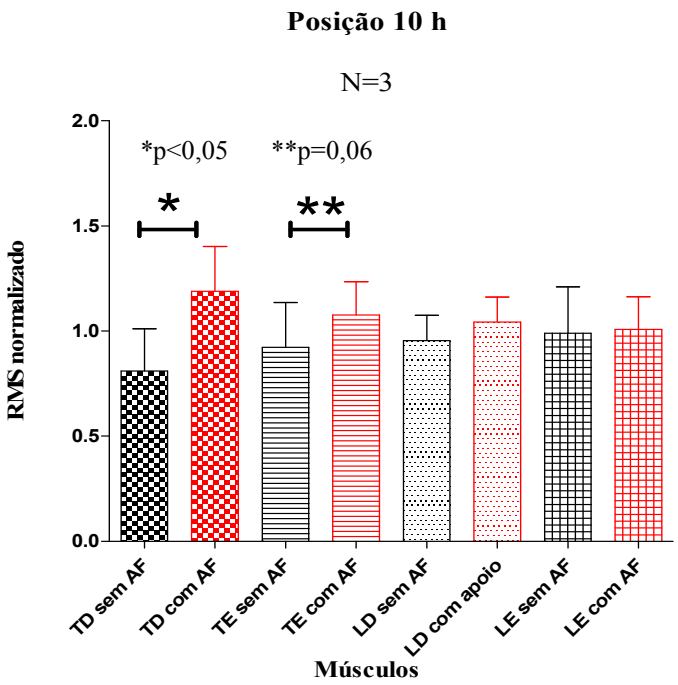


Figura 53: Atividade eletromiográfica sem AF e com AF na posição de 10h

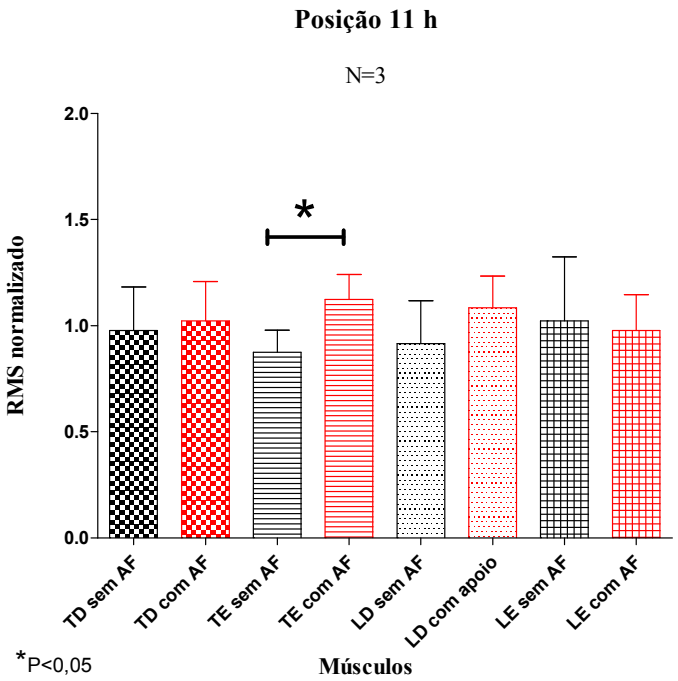


Figura 54: Atividade eletromiográfica sem AF e com AF na posição de 11h

O teste *t* de *Student* aplicado para os músculos nas 4 posições adotadas pelas dentistas mostrou que na posição de 9h apenas o LD apresentou diferença estatística entre as duas situações ($p<0,05$), ou seja, entre o mocho com AF e sem AF. Já na posição de 10h TD apresentou diferença estatística ($p<0,05$) e TE apresentou tendência à diferença estatística

(p=0,06). Na posição de 11h apenas o TE apresentou diferença estatística (p<0,05). Por fim, na posição de 2h houve diferença estatística para LD.

A postura de 9h apontou uma mudança na atividade elétrica apenas do LD. Esta posição do dentista, segundo Barros (2006), é a posição mais adequada para o desenvolvimento do trabalho odontológico a 4 mãos. Nesta posição se tem uma boa visualização do campo operatório e não há necessidade de se abduzir os ombros (Figura 55), o que ficou evidente uma vez que não houve aumento significativo da atividade elétrica de TD e TE. Esta postura também não requer rotações e inclinações acentuadas do tronco e normalmente o dentista para realizar o procedimento realiza uma flexão de tronco.

Figura 55: Postura dos membros superiores na posição de 9h

O aumento da atividade do músculo LD pode se justificar pelo fato do AF fornecer um estímulo proprioceptivo favorecendo a contração dos eretores da coluna. Este efeito proprioceptivo foi confirmado pelas voluntárias ao relatarem que a presença do AF induz à adoção de uma postura mais próxima do eixo vertical durante o procedimento. O LE não apresentou alteração significativa mantendo-se contraído enquanto a atividade elétrica do LD foi aumentada. Pode-se inferir que o aumento desta atividade coloca a coluna lombar numa tendência ao aumento da lordose e com isso reduz a pressão na parte anterior do disco intervertebral protegendo-os (ZACHARKOW, 1988; MCGILL, 1992; HAMILL; KNUTZEN, 1999; KAYIS; HOANG, 1999).

Na postura de 10h houve alteração significativa da atividade elétrica de TD e TE. Nesta posição de trabalho o dentista tem que elevar seu membro superior esquerdo para não apoiar sobre a face do paciente (Figura 56). A estabilização do membro superior e da cintura escapular é realizada pelo músculo TE. Também nesta posição para boa visualização do campo operatório é necessária uma rotação para esquerda da coluna cervical. Esta ação é realizada pelo músculo TD (KAPANJI, 1986).

Figura 56: Postura do membro superior esquerdo e cervical na posição de 10h

Na posição de 11h houve aumento da atividade apenas para TE. Nesta posição a dentista abduz (Figura 57) e flete (Figura 58) o membro superior esquerdo para segurar o instrumental (espelho clínico) para visualizar o dente ou mesmo para afastar os lábios e bochecha.

Figura 57: Abdução do ombro esquerdo na posição 11h

Tanto a abdução quanto a flexão de ombro tem participação direta do TE principalmente após 60° de flexão. Sabe-se que de 0° a 90° de abdução os músculos motores são o deltóide e o supraespinhoso e de 90° a 150° são o trapézio e o serrátil maior (KAPANJI, 1987). Porém, além de participar da abdução e da flexão no nível do ombro, o trapézio também participa da estabilização da cintura escapular juntamente com outros músculos (rombóides, serrátil anterior, peitoral menor e subclávio) e da facilitação dos movimentos da extremidade superior através do posicionamento adequado da articulação do ombro (CATOVIC et al., 1989; HALL, 2009). Segundo Régis Filho, Michels e Sell (2009) o trapézio é mais exigido que o músculo deltóide na maioria dos procedimentos por eles testados. Isto ficou evidente na pesquisa de Casarin e Caria (2008) ao mostrarem que o músculo trapézio é o mais ativo que o deltóide durante procedimentos odontológicos e que o deltóide se fatiga antes do trapézio, sobrecarregando este último músculo na manutenção da abdução do ombro. Ainda nesta posição, em relação ao tronco, se ocorrer algum movimento este será no plano sagital, ou seja, flexão do tronco. O membro superior direito já está próximo à boca e ao dente não havendo necessidade de abdução do mesmo.

Figura 58: Flexão do ombro esquerdo na posição 11h

Na posição de 2h adotada pela única dentista sinistra da amostra, houve diferença estatística apenas para LD. O comportamento da atividade elétrica foi próximo do comportamento das dentistas que adotaram a posição de 9h. Na realidade, esta posição de 2h

corresponde à posição de 10h para dentistas destros. Contudo, uma comparação direta não foi possível devido às particularidades desta única voluntária, o que não permite uma análise precisa.

Na análise destas posições de trabalho, pode-se constatar que a postura de 9h é a mais vantajosa para o dentista, concordando com Castro e Figlioli (1999) e Barros (2006). Além disto, esta postura é a mais indicada pela ISO/FDI para a realização do trabalho odontológico.

4.3.4 Posição do pedal

As dentistas usaram o pedal de acionamento do motor de baixa e alta rotação, seringa tríplice de água/ar e regulagem de altura e inclinação da cadeira do paciente de forma livre. A Figura 59 mostra quantas adotaram o uso do pedal pelo pé direito e quantas pelo pé esquerdo.

Figura 59: Posição do pedal

4.3.4.1 Atividade eletromiográfica de acordo com o uso do pedal

Nas Figuras 60 e 61 pode-se observar o comportamento eletromiográfico dos músculos TD e TE e LD e LE segundo o lado escolhido para uso do pedal, ou seja, no pé direito ou esquerdo.

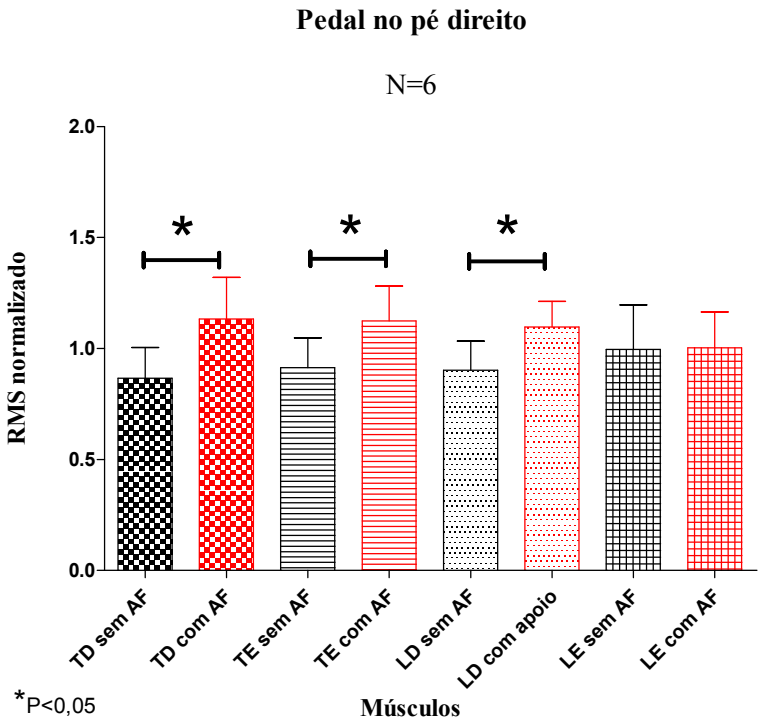


Figura 60: Atividade eletromiográfica sem AF e com AF com o pedal no pé direito

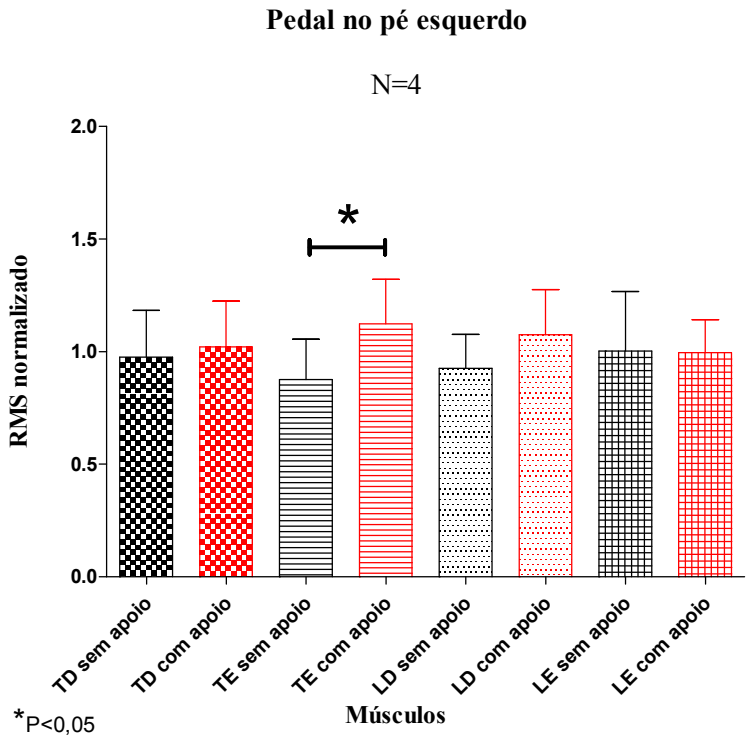


Figura 61: Atividade eletromiográfica sem AF e com AF com o pedal no pé esquerdo

De acordo com o lado escolhido para uso do pedal houve diferença estatística segundo o teste *t* de *Student* para os músculos TD, TE e LD quando o pedal foi acionado pelo pé direito, enquanto para o músculo LE não houve diferença estatística para este mesmo teste. Por outro

lado, o uso do pedal pelo pé esquerdo apontou uma diferença estatística de acordo com o teste *t* de *Student* apenas para o músculo TE.

Os pés fazem parte de uma base de apoio do corpo. Esta base consiste na área circundada pelas bordas externas do corpo em contato com a superfície ou as superfícies de apoio (HALL, 2009). Quando se está sentado sem encosto os apoios estão nos pés e tuberosidades isquiáticas. No caso do dentista esta base fica assimétrica pelo apoio diferenciado dos pés, pois enquanto um pé está totalmente apoiado o outro tem o ponto de apoio concentrado no calcanhar devido à necessidade de acionamento do pedal (Figura 62).

Figura 62: Uso do pedal de acionamento no pé direito e esquerdo

O uso de pedais de acionamento de modo geral é citado na norma regulamentadora NR-17 (2007) que trata da Ergonomia. Esta norma orienta que o pedal deve ter posicionamento e dimensões que possibilitem fácil alcance, bem como ângulos adequados entre as diversas partes do corpo do trabalhador, em função das características e peculiaridades do trabalho a ser executado. Esta diretriz não fornece os parâmetros de forma precisa apenas chama atenção para aspectos a serem considerados na escolha do tipo e forma de utilização do pedal.

Também de modo geral, Iida (2005) aponta algumas características para o trabalho realizado com os pés ao afirmar que os mesmos servem apenas para controles grosseiros e que apresentam poucas combinações de direção e sentido do movimento. O movimento de empurrar é o único que deve ser solicitado e nunca o de puxar. Quanto à posição para utilizar

este tipo de controle a posição sentada é a mais indicada e a em pé deve ser evitada por poder provocar desequilíbrio. Kroemer e Grandjean (2005) concordam com Iida (2005) de que os pedais não devem ser utilizados na postura em pé e que devem ser restritos à operação de ligar e desligar. Estes autores afirmam que para pedais que exijam pequena força como o acelerador de um carro, por exemplo, a resistência inicial é baixa e por isso é vantajoso que possam ser operados com o calcanhar no chão e o pé repousando levemente sobre o pedal.

Indo em direção à Odontologia alguns autores mencionam os pés e o uso do pedal. Para Gilsée et al. (2004) os pés devem sempre estar apoiados no chão e se deve evitar apoiá-los no aro situado sobre os rodízios do mocho odontológico. Outros autores indicam que o posicionamento do pedal de acionamento deve ser próximo em relação a um dos pés de maneira que o pé não tenha que ser direcionado lateralmente durante sua operação (DINIZ, 2009; GARBIN et al., 2009). Yarid et al. (2009) concordam com Diniz (2009) e Garbin et al. (2009) e ainda dão orientação quanto as pernas de forma que fiquem separadas no plano médio e os pés fiquem planos e tocando o piso. Apenas Barros (2006) indica que o pedal deve ser acionado com o pé direito do dentista.

Os resultados desta pesquisa apontam o uso do pedal no pé esquerdo como o mais indicado para dentistas destros, uma vez que houve aumento na atividade elétrica apenas para o músculo TE enquanto o uso no lado direito provocou um aumento nos músculos TD, TE e LD. O aumento da atividade nestes três músculos pode ser entendido através da base de apoio. Quando se está em pé o CG do tronco está mais alto do que na postura sentada e a base de apoio está concentrada apenas nos pés. Na postura sentada o CG está mais baixo e a base de apoio é alargada estendendo-se dos pés aos glúteos e ao encosto se houver (Figura 63) (ZACHARKOW, 1988).

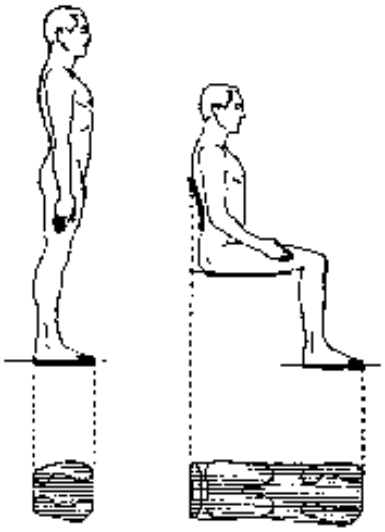


Figura 63: Base de apoio em pé e sentado. Fonte: (ZACHARKOW, 1988)

A postura padrão do dentista é a abdução dos ombros, flexão e inclinação lateral do tronco, flexão, rotação para esquerda e inclinação lateral para direita para dentistas destros. Nesta posição O CG é deslocado para frente e lateralmente para direita o que gera um torque que deve ser compensado pela musculatura do tronco para manter o equilíbrio do corpo, aumentando assim o trabalho estático. Quando o pedal é acionado pelo pé direito apenas o calcanhar está apoiado e esta pequena área de apoio gera uma tensão muscular neste lado promovida pela contratura dos músculos que realizam a dorsoflexão do pé (tibial anterior, extensor longo dos dedos e fibular terceiro) (HALL, 2009), dos músculos que estabilizam o joelho (flexores e extensores) e basicamente pelo iliopsoas que na posição sentada é o músculo mais forte dos flexores quando o quadril está flexionado cerca de 90°. Este músculo controla as vértebras e a pelve sobre o fêmur participando na manutenção da postura ereta (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997). Como existe uma solicitação assimétrica dos membros inferiores haverá uma necessidade de aumento da estabilidade do tronco e pelve. Desta forma, para o acionamento do pedal com o pé direito ocorre um aumento da atividade de LD para fixar a origem do iliopsoas e com ele fazer a estabilização da pelve. Assim o membro inferior direito poderá realizar os movimentos necessários com maior precisão. A influência de movimento de flexão e extensão dos joelhos sobre a musculatura paravertebral (iliocostal e longuíssimo torácico) aumentando os potenciais de ação já foi mostrada por Masselli (1989). Portanto, como o CG fica deslocado para frente e para direita o pedal deve ser utilizado pelo pé esquerdo de forma que o pé direito possa se apoiar totalmente no solo e promover uma menor tensão muscular para estabilizar o tronco.

4.3.5 Etapas do procedimento odontológico

Durante o procedimento odontológico executado pelas voluntárias, foram realizadas três coletas do sinal EMG dos músculos TD, TE, LD e LE. A primeira coleta foi durante o preparo cavitário, a segunda durante a resina e a terceira durante o ajuste oclusal. A análise da atividade muscular de cada etapa foi analisada separadamente para se verificar se haveria uma etapa que se destacasse durante o procedimento clínico. O comportamento da atividade muscular pode ser observado na Figura 64.

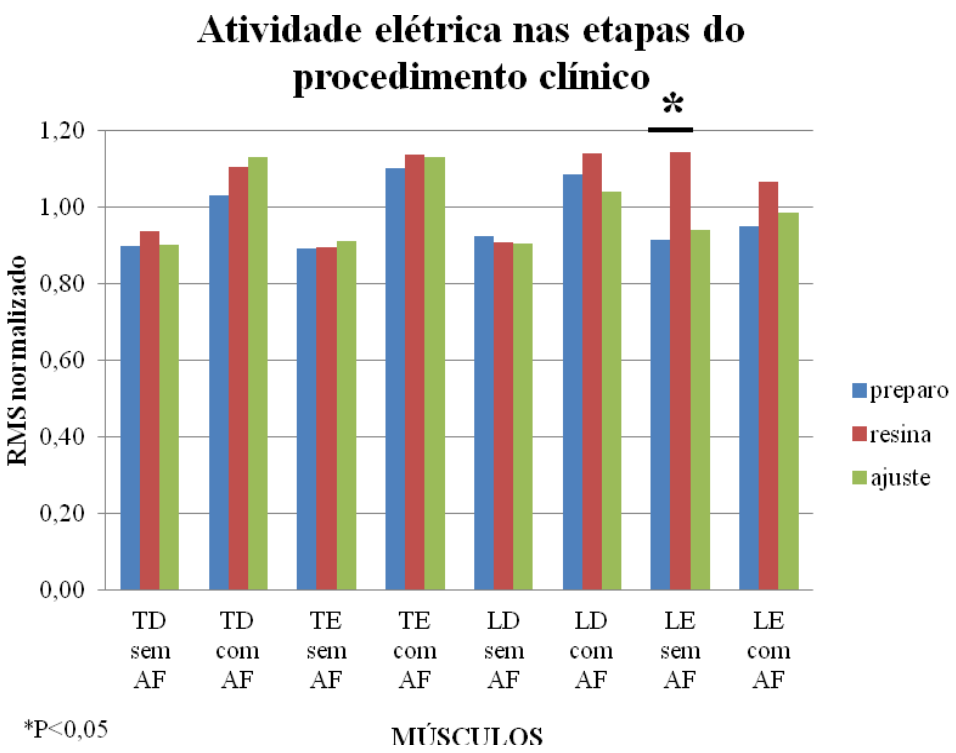


Figura 64: Atividade eletromiográfica durante as etapas do procedimento odontológico

Para poder afirmar se houve uma modificação significativa na atividade eletromiográfica foi aplicada ANOVA *one way* e o teste de Tukey (5%) que é um teste de comparação entre múltiplas condições, no caso as três etapas do procedimento odontológico. Para isso a próxima sessão apresenta os gráficos individuais de cada músculo bem como o resultado do teste de Tukey.

4.3.5.1 Apresentação do comportamento individual de TD, TE, LD e LE durante as etapas do procedimento odontológico

Nas Figuras 65, 66, 67 e 68 pode-se verificar os valores médio da atividade elétrica dos músculos TD e TE da população estudada com os seus respectivos desvio-padrão.

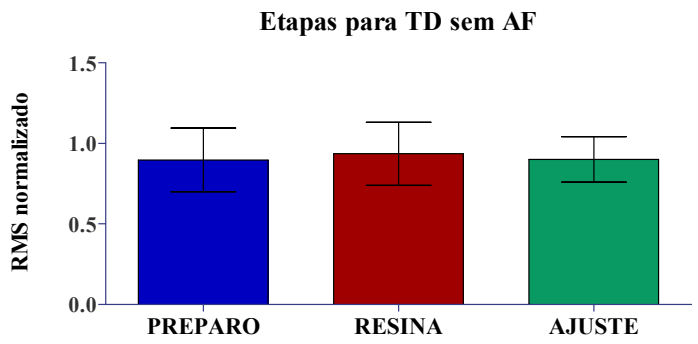


Figura 65: Atividade eletromiográfica de TD sem AF durante as etapas do procedimento odontológico

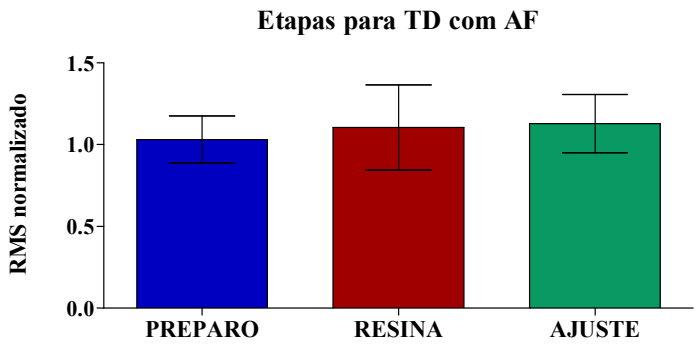


Figura 66: Atividade eletromiográfica de TD com AF durante as etapas do procedimento odontológico

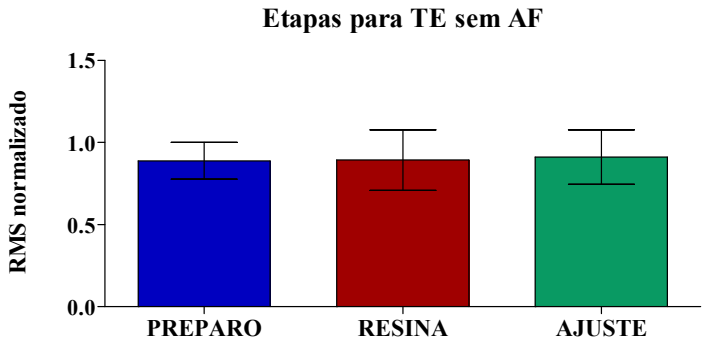


Figura 67: Atividade eletromiográfica de TE sem AF durante as etapas do procedimento odontológico

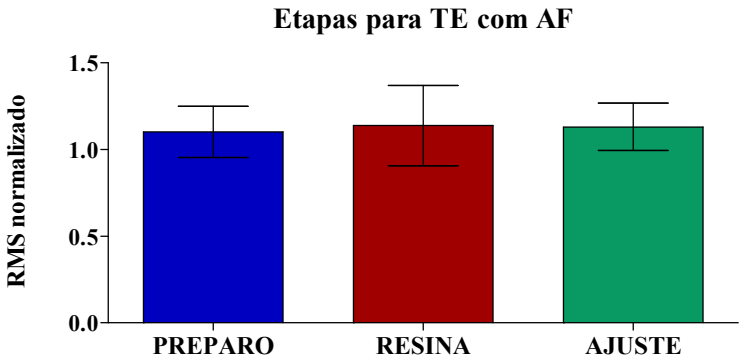


Figura 68: Atividade eletromiográfica de TE com AF durante as etapas do procedimento odontológico

O teste de Tukey (5%) aplicado para comparar as 3 etapas Preparo, Resina e Ajuste, para TD e TE não apontou diferença significativa entre as mesmas, ou seja, não apresentou $p<0,05$.

Nas Figuras 69, 70, 71 e 72 pode-se observar os valores médio da atividade elétrica dos músculos LD e LE da população estudada com os seus respectivos desvio-padrão.

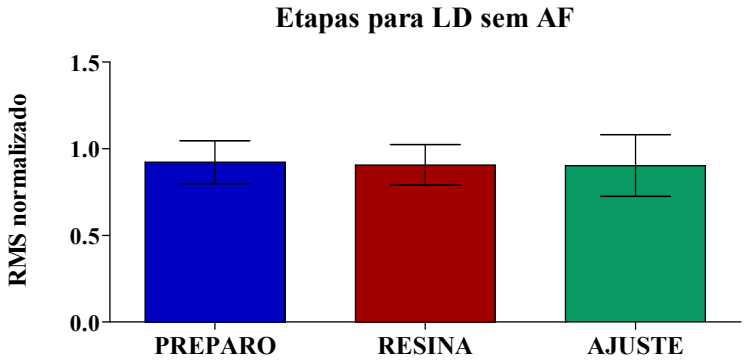


Figura 69: Atividade eletromiográfica de LD sem AF durante as etapas do procedimento odontológico

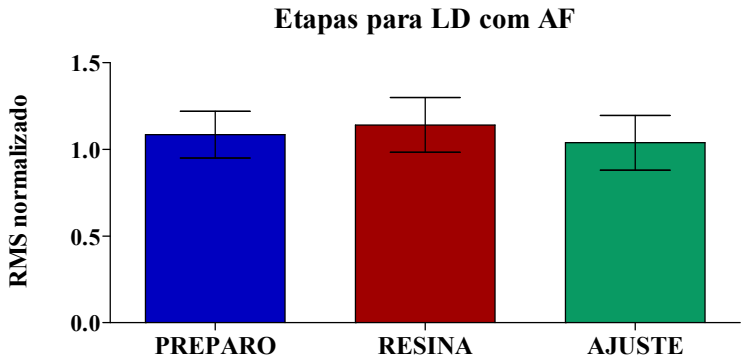


Figura 70: Atividade eletromiográfica de LD com AF durante as etapas do procedimento odontológico

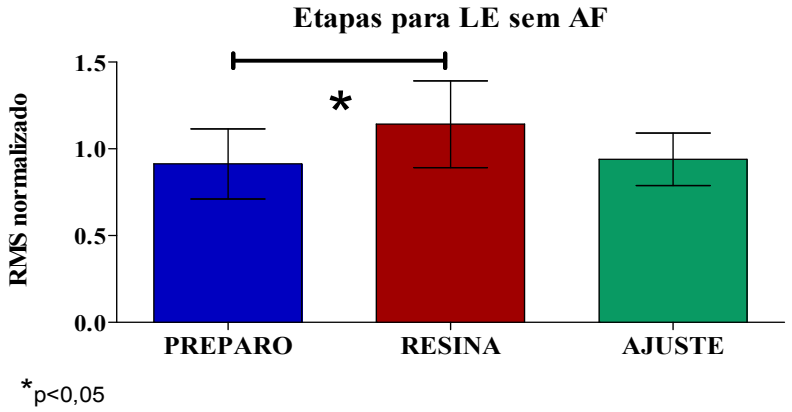


Figura 71: Atividade eletromiográfica de LE sem AF durante as etapas do procedimento odontológico

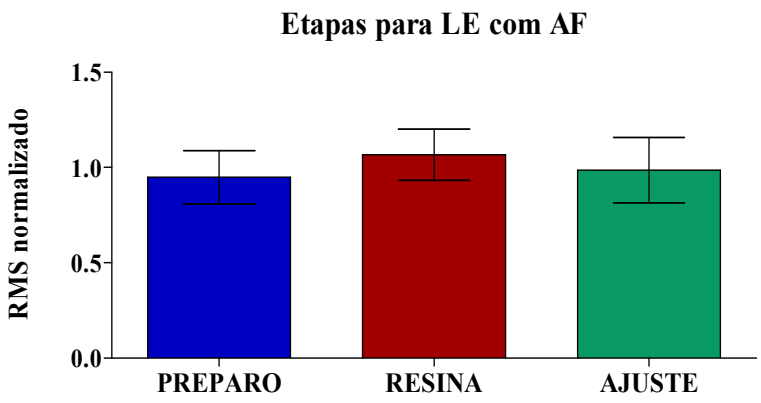


Figura 72: Atividade eletromiográfica de LE com AF durante as etapas do procedimento odontológico

O teste de Tukey (5%) aplicado para comparar as três etapas, Preparo, Resina e Ajuste, para LD não apontou diferença significativa entre as mesmas. No entanto, o mesmo teste apontou uma diferença significativa entre as etapas Preparo e Resina para o músculo LE sem o AF.

As características das etapas que podem justificar uma diferença de atividade elétrica para o músculo LE se baseiam na precisão manual e acuidade visual. Na etapa de inserção de Resina é necessário que os fragmentos sejam introduzidos, bem posicionados e compactados para que possam receber a fotopolimerização. Este cuidado evita futuras fraturas na restauração. Para se ter uma boa visualização do campo operatório é necessário um bom posicionamento do tronco bem como uma boa estabilização do mesmo. Este papel tem participação dos músculos longuíssimos torácicos que regulam a flexão e inclinação lateral do tronco. O LE participa do controle da flexão e também atua na regulação da inclinação lateral para a direita bem como na rotação para a esquerda. Estes movimentos fazem parte da postura padrão adotada pelos dentistas para realizar o procedimento clínico. O fato de haver uma diferença estatística entre tais etapas para LE sem AF pode ser explicado através do pressuposto que o AF mantém um limite de movimento de flexão e inclinação lateral para direita que pode ter sido ultrapassado sem o mesmo gerando uma diferença estatística entre as etapas.

4.4 Resultados da dinamometria

Nesta sessão pode-se ter uma visão geral da força registrada nas diversas partes do mocho de acordo com sua média e desvio padrão. Também será feita uma análise das etapas do procedimento e verificada sua influência sobre a distribuição da força. Para complementar

os dados objetivos será apresentada a impressão subjetiva das voluntárias acerca da presença do AF no mocho odontológico.

4.4.1 Visão geral

Pode-se observar nas tabela 5 e 6 e na Figura 73 valores relativos da força registrada no AA, no AP, no E e no AF do mocho durante o experimento sem AF (colunas pretas) e com AF (colunas vermelhas).

Tabela 5: Dados referentes à força relativa distribuída no mocho sem AF

Força normalizada mocho sem AF				
Regiões	**AA**	**AP**	**E**	**AF**
média	30,8	50,3	4,3	0,0
desvio-padrão	2,1	6,7	4,1	0,0

Tabela 6: Dados referentes à força relativa distribuída no mocho com AF

Força normalizada mocho com AF				
Regiões	**AA**	**AP**	**E**	**AF**
média	32,2	48,6	4,5	3,1
desvio-padrão	2,7	4,4	4,8	1,9

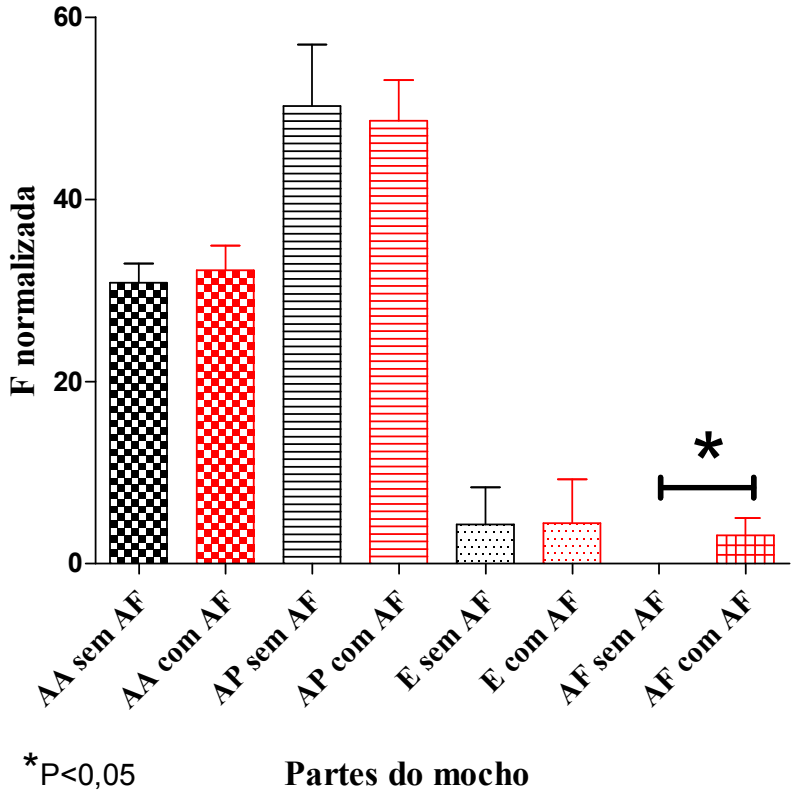


Figura 73: Força normalizada aplicada nas partes do mocho sem e com AF

O teste *t* de *Student* foi aplicado para verificar se houve mudança significativa na aplicação das forças nos experimentos com o mocho sem AF e com AF. O teste não indicou diferença estatisticamente significativa para AA, AP e E, no entanto para o AF o teste indicou diferença significativa com $p<0,05$.

Segundo Couto (1995) a distribuição ideal do corpo é de 50% nas tuberosidades isquiáticas, 34% na superfície posterior das coxas e 16% no solo. Os valores de distribuição no assento do mocho odontológico apontam valores próximos para Assento Posterior (50,3% sem AF e 48,6% com AF) e para o Assento Anterior (30,8% sem AF e 32,2 com AF). Por outro lado Resende (2006), através de uma cadeira instrumentada com células de carga, analisou a distribuição corporal na postura sentada estática e recentemente verificou novamente essa distribuição corporal na postura sentada, mas desta vez durante a tarefa de digitação e uso do mouse (RESENDE, 2010). Para esta pesquisa os seguintes valores foram encontrados (Tabela 7):

Tabela 7: Resultados da distribuição corporal na posição sentada.

	Situação	AA/posterior das coxas (%)	AP/ tuberosidades isquiáticas (%)	Encosto (%)	Solo (%)
Resende (2006)	Sentada estática	45,33	30,43	4,2	20,04
Resende (2010)	Digitação coleta 1	48	37	6	9
	Digitação coleta 2	43	39	5	13
	Mouse coleta 1	49	36	6	9
	Mouse coleta 2	43	38	6	13

Fonte: adaptado de Resende (2006) e Resende (2010).

A autora relacionou a maior distribuição de peso corporal na frente da cadeira com o fato das voluntárias do estudo serem alunas de Odontologia e adotarem uma postura mais fletida do tronco. No entanto, isto não foi verificado na atual pesquisa para os valores do assento, o que indica que a postura das dentistas estava mais próxima do eixo vertical. Zacharkow (1988) e Corlett (2006) afirmam que na distribuição corporal ideal na postura sentada a maior carga deve estar nas tuberosidades isquiáticas, como foi encontrado nesta pesquisa. Corlett (2006) coloca como postura ideal uma postura neutra onde os músculos são menos carregados e as forças geradas pelos músculos quando se afasta desta posição são no sentido de retornar a coluna vertebral a sua postura menos carregada. O autor ainda afirma que a concepção e movimentos de trabalho devem permitir que a posição neutra da coluna ocorra favorecendo tanto os músculos quanto os discos intervertebrais de forma que eles possam sempre alternar entre carregamento e relaxamento. Neste sentido, o que se pode observar com o uso do mocho com AF é que as dentistas utilizaram o mesmo descarregando parte de seu peso corporal sobre ele (3,1±1,9%) e houve aumento da atividade elétrica dos músculos TD, TE e LD o que sinaliza aumento da força gerada para retornar o corpo no sentido da postura neutra. Esta relação da ativação muscular com a força muscular já foi demonstrada por Pasini et al. (2007) para os músculos extensores da coluna cervical em ciclistas, por Pupo, Detanico e Reis (2008) para os eretores da coluna vertebral no levantamento de peso. Esta correlação da força com a atividade eletromiográfica parece ser linear também em situações estáticas (KONRAD, 2005). Pode-se observar também que a descarga de peso no encosto não sofreu alteração o que leva a inferir que apesar da flexão de tronco a parte baixa da coluna, ou seja, a coluna lombar e sacral permaneceu levemente apoiada e que o AF promoveu uma maior atividade eletromiográfica dos LD e LE trazendo o

tronco para uma posição mais próxima da posição neutra. Embora a cinemetria não tenha sido instrumento de medição desta pesquisa pode-se observar nas Figuras 74 uma posição mais próxima do eixo vertical.

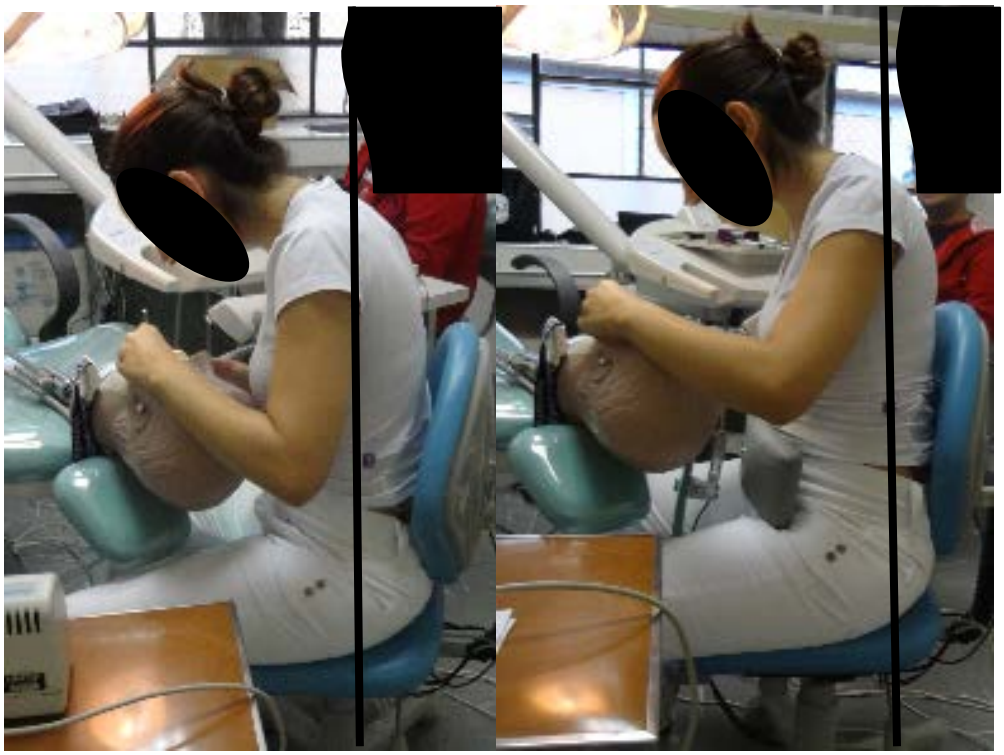


Figura 74: Tronco mais próximo da postura neutra

Novamente se percebe que o AF forneceu um estímulo proprioceptivo ao tronco induzindo-o a uma postura neutra.

4.4.2 Etapas do procedimento odontológico

Durante o procedimento odontológico executado pelas voluntárias, foram realizadas 3 coletas simultâneas de sinais EMG e de força aplicada nas diversas partes do mocho. A análise da força aplicada nas partes do mocho foi analisada separadamente para se verificar se haveria uma etapa que se destacasse durante o procedimento clínico. Os valores médios da força relativos ao peso corporal são apresentados na Figura 75.

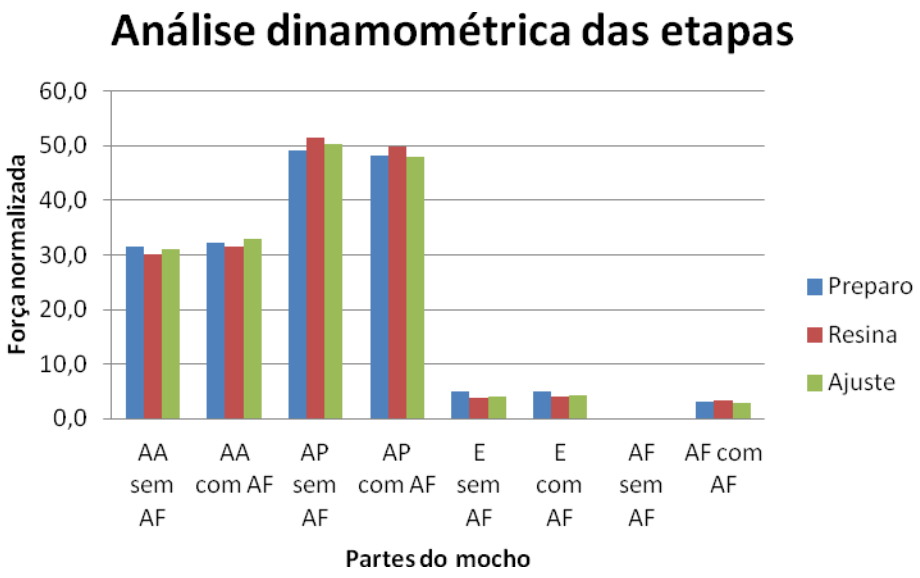


Figura 75: Apresentação dinamométrica durante as etapas do procedimento odontológico

O teste de Tukey aplicado para comparar as 3 etapas, preparo, resina e ajuste, para AA, AP, E e A não apontou diferença significativa entre as mesmas. Isto evidencia que as 3 etapas não exigem das dentistas distribuição de força diferente para execução dos procedimentos.

Complementando estes resultados objetivos, pode-se então colher junto às voluntárias os dados subjetivos.

4.4.3 Impressões subjetivas

Após a execução do experimento com cada uma das voluntárias foi solicitada a impressão subjetiva a respeito da presença do AF. Foi tomado o devido cuidado para não induzi-las a uma resposta positiva acerca do uso do mesmo.

Foi colocada a seguinte questão:

__ O que você achou do AF?

As respostas foram classificadas em 3 categorias:

- Respostas negativas:

A dentista 1, 4 e 7 relataram que sentiram que o AF limitou o movimento de flexão. Para estes 3 casos que tiveram uma impressão de limitação, a dentista 4 referiu o bloqueio à impressão de estar se apoiando no paciente, o que é algo com o qual se preocupa bastante. A

dentista 7, apresentava uma flexão exacerbada sem o uso do AF o que foi corrigido com a presença do mesmo. Isto ficou evidente com o controle fotográfico feito em paralelo ao experimento. Por fim, a dentista 1 não fez uma associação direta da limitação com algum outro fator.

- Resposta neutra:

A dentista 6 relatou que não observou diferença, no entanto, as fotos mostram uma menor inclinação do tronco para direita com o uso do AF.

A dentista 8 não observou uma influência do AF sobre sua postura. Esta voluntária foi a única que fez uso de visão indireta. De acordo com o controle fotográfico também houve uma melhora de sua postura.

- Respostas positivas:

A dentista 2 referiu que não sentiu que o AF a bloqueou e que achou confortável e teve onde se apoiar durante o procedimento. A dentista 3 achou bom o apoio do corpo no AF. A dentista 5 relatou uma melhora da postura e fez uma analogia do AF com o cinto de segurança ao dizer que se sentiu segura com sua presença. Inusitadamente ela também referiu que enxergou melhor com o uso do AF. Não ficou evidente esta relação do AF com a melhora da visão. A dentista 9 referiu que o AF forneceu um suporte para o abdome e exigiu menos da coluna a sobrecarregando menos. Por fim, a dentista 10 relatou que o AF funcionou como um bom suporte e que não sentiu necessidade de retornar o tronco durante o procedimento clínico.

Como pode ser verificado nestas impressões subjetivas, 30% das dentistas tiveram uma impressão negativa, 20% neutra e 50% positiva. No entanto, o benefício ficou evidente em 90% delas. Apenas 10% (dentista 1) que teve um relato negativo não foi possível observar uma melhora visível apesar dos dados objetivos sinalizarem os benefícios para postura.

5 CONCLUSÃO

Foi mostrado nesta pesquisa que quando um AF é inserido em um mocho odontológico, o mesmo não modifica a distribuição do peso corporal na região anterior e posterior do assento. Contudo, as voluntárias fizeram uso do mesmo descarregando 3,1% (±1,9) de seu peso corporal. Isto ocasionou uma modificação na atividade elétrica dos músculos analisados (TD, TE e LD) colocando o tronco em uma posição mais próxima da postura neutra.

Na análise das posições de trabalho segundo a ISO/FDI, foi verificada que a posição de 9h é a melhor para o procedimento realizado pelas dentistas. Nesta posição não há necessidade de abdução dos ombros e inclinação lateral e se tem uma boa visualização do campo operatório o que ficou evidente uma vez que não houve aumento significativo da atividade elétrica de TD e TE.

Quanto ao uso do pedal, o acionamento com o pé esquerdo dos comandos do equipo e cadeira do paciente é o mais indicado para dentistas destros, pois oferece a melhor base de apoio para prática odontológica que é desenvolvida normalmente em postura assimétrica.

A visão direta também se apresentou do ponto de vista eletromiográfico a que mais ativa os músculos TD, TE e LD, enquanto a visão indireta aumenta a ativação apenas do TE.

A Odontologia é uma profissão que coloca muitos desafios para os profissionais da Ergonomia, porém acredita-se que a concepção e movimentos de trabalho devam permitir que a posição neutra da coluna seja promovida, favorecendo tanto os músculos quanto os discos intervertebrais de forma que eles possam sempre alternar entre carregamento e relaxamento. Este mocho odontológico modificado é uma tentativa de fornecer esta postura neutra do ponto de vista biomecânico. Acredita-se que futuras pesquisas com o mocho modificado por períodos prolongados de trabalho poderão confirmar os reais benefícios que este conceito anuncia.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADAMS, M. A.; HUTTON, W. C. The effect of posture on the lumbar spine. **Journal of Bone and Joint Surgery** v.67, n.4, p. 625-629, 1985.

AHEARN, D. J., SANDERS, M. J., TURCOTTE, C. Ergonomic design for dental offices. **Work.** v.35, p. 495-503, 2010.

ALEXOPOULOS, E. C.; STATHI, I.; CHARIZANI, F. Prevalence of musculoskeletal disorders in dentists. **BMC Musculoskeletal Disorders**. v.5, p. 16, 2004.

AMADIO, A.C.; DUARTE, M. **Fundamentos biomecânicos para análise do movimento.** São Paulo: Lemos, 1998.

ANDOLFATO, R. P., CAMACHO, J. S., BRITO, G. A. **Extensometria Básica.** Universidade Estadual Paulista. Ilha Solteira, 2004.

BARRETO, S. M. & FILHO, S. B. S. Atividade ocupacional e prevalência de dor osteomuscular em cirurgiões-dentistas de Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil: contribuição ao debate sobre os distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho. **Cadernos de Saúde Pública**, v.17, n.1, 2001.

BARROS, O. B. **Ergonomia 2 – O Ambiente Físico de Trabalho, a Produtividade e a Qualidade de Vida em Odontologia.** São Paulo: Pancast, 1993.

BARROS, O. B. **PTO: Posto de Trabalho Odontológico.** Maringá: Editora Dental Press, 2006.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. **Muscles alive: their functions revealed by electromyography.** 5.ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.

BASSETT, S. Back problems among dentists. **Journal Canadian Dental Association.** v.49, p. 251-6, 1983.

BURDEN, A.; BARLETT, R. Normalisation of EMG amplitude: na evaluation and comparison of old and newmethods. **Medical Engeneering & Physics**. v.21, p.247- 257, 1999.

BURKE, F.J., MAIN, J.R. & FREEMAN, R. The practice of dentistry: an assessment of reasons for premature retirement. **The British Dental Journal**, v.182, n.7, 1997.

CALAIS-GERMAIN, B. **Anatomia para o movimento. V.1: Introdução à análise das técnicas corporais**. São Paulo: Editora Manole, 1991.

CASARIN, C. A. S.; CARIA, P. H. Comportamento muscular durante diferentes práticas odontológicas. **Ciência Odontológica Brasileira** v.11, n 2, p. 64-70, 2008.

CASSISSI, J. E.; ROBINSON M. E.; O'CONNER, P.; MAC MILLAN, M. Trunk strength and lumbar paraspinal muscle activity during isometric exercise in chronic low-back pain patients and controls. **Spine**, v. 18, p. 245-251, 1993.

CASTRO, S. L.; FIGLIOLI, M. D. Ergonomia aplicada à dentística. Avaliação da postura e posições de trabalho do CD destro e da auxiliar odontológica em procedimentos restauradores. **Jornal Brasileiro de Clínica Odontológica Integrada**, v.3, n.14, 1999.

CATOVIC, A.; KOSOVEL, Z.; CATOVIC, E.; MUFTIC, O. A comparative investigation of the influence of certain arm positions on hand pinch grips in the standing and sitting positions of dentists. **Applied Ergonomics**. v. 20, n. 2, p. 109-114, 1989.

CHERNIACK, M.; BRAMMER, A.J.; LUNDSTROM, R.; MEYER, J.D.; MORSE, T.; NEELEY, G.; NILSSON, T.; PETERSON, D.; TOPPILA, E.; WARREN, N.; ATWOOD-SANDERS, M.; MICHALAK-TURCOTTE, C.; ABBAS, U.; BRUNEAU, H.; CROTEAU, M.; FU, R.W. Nerve conduction and sensorineural function in dental hygienists using high frequency ultrasound handpieces. **American Journal of Industrial Medicine.** v.49,p. 313-326, 2006.

CHOWANADISAI, S.; KUKIATTRAKOON, B.; YAPONG, B.; KEDJARUNE, U.; LEGGAT PA. Occupational health problems of dentists in Southern Thailand. **International Dental Journal**. v.50, p. 36-40, 2000.

CORLETT, E. N. Background to sitting at work: research-based requirements for the design of work seats. **Ergonomics**. v. 49, n. 14, p. 1538–1546, 2006.

COUTO, H. A. **Ergonomia Aplicada ao Trabalho – O manual técnico da máquina humana.** v.1, Belo Horizonte: ERGO, 1995.

CRAM, J. R.; KASMAN, G. S.; HOLTZ, J. **Introduction to surface electromyography.** Gaithersburg: Aspen Publishers, 1998.

CROSBY, C. A.; WEHBÉ, M. A.; MAWR, B. Hand strength: normative values. **The Journal of Hand Surgery.** v. 19A, n. 4, p. 665-670, 1994.

CUSTÓDIO, R. A. R. **Ergonomia e Odontologia: Aplicação do método AET**. São Paulo: Edgar Blücher, 2011.

DALLY, J. W.; RILEY, W. F. **Experimental stress analysis.** 2.ed. Kogakusha: Mc. Graw Hill, 1978.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v.13, n.2, p.135-163, 1997.

DE LUCA, C. J. **Surface Electromyography: Detection and Recording**. Delsys, 2000.

DE LUCA, C. J. Electromyography. **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation.** John Wiley Publisher, p. 98-109, 2006.

DE LUCA, C. J.; CHENG, M. S. Seats padded with gel reduces the activity of back muscles during sitting. **ISEK Congress**, Boston, 2004. Disponível em: <http://www.delsys.com/knowledgecenter/publications_references.html> Acesso em: 11 nov. 2011.

DELSYS. **Neuromuscular Research Center**. Boston University. Disponivel em: <http://www.delsys.com/knowledgecenter/publications_references.html> Acesso em: 8 set. 2009.

DIEËN, J. H; DE LOOZE, M. P; HERMANS, V. Effects of dynamic office chairs on trunk kinematics, trunk extensor EMG and spinal shrinkage. **Ergonomics.** v. 44, n. 7, p. 739 – 750, 2001.

DINIZ, D. G. **Ergonomia odontológica : fator indutor de saúde e educação para acadêmicos de odontologia.** Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2009.

DUL, J.; WEERDMEESTER, B. **Ergonomia Prática**. 3ª reimpressão. São Paulo: Edgard Blucher, 2001.

FINKBEINER, B. L. Four-Handed Dentistry Revisited. **The Journal of Contemporary Dental Practice,** v. 1, n.4, Fall Issue, 2000.

FINSEN, L.; CHRISTENSEN, H.; BAKKE, M. Musculoskeletal disorders among dentists and variation in dental work. **Applied Ergonomics**, v.29, n.2, 1998.

FRAGA, C. H. W.; CANDOTTI, C. T.; GUIMARÃES, A. C. S.Estudo comparativo sobre diferentes métodos de normalização do sinal eletromiográfico aplicados ao ciclismo. **Revista Brasileira de Biomecânica**. ano 9, n.17, nov., 2008.

GARBIN, A. J. I.; GARBIN, C. A. S; SALIBA, C. A.; FERREIRA, N. F.; SALIBA, M. T. A. Ergonomia e o cirurgião-dentista: uma avaliação do atendimento clínico usando análise de filmagem. **Revista Odontologia e Ciências.** v.23, n. 2, p. 130-133, 2008.

GIJBELS, F.; JACOBS, R.; PRINCEN, K.; NACKAERTS, O.; DEBRUYNE, F. Potential occupational health problems for dentists in Flanders, Belgium. **Clinical Oral Investigation.** v.10, p. 8-16, 2006.

GREEN, E. J.; BROWN, M. E. Na aid to elimination of tension and fatigue : body mechanics applied to the practice in dentistry. **Journal of American Dental Association.** v. 67, p. 679-697, 1963.

HALL, S. **Biomecânica Básica**. 5.ed. Manole: Barueri/SP, 2009.

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

HARDAGE, J. L.; GILDERSLEEVE, J. R.; RUGH J.D. Clinical work posture for the dentist: an electromyographic study. **Journal of the American Dental Association**. v.107, n.6, p.937-939, 1983.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.10, p. 361-374, 2000.

HOFFMANN, K. **Pratical hints for the application of strain gauges**. 3 ed. Germany, 1984a.

HOFFMANN, K. **The strain gauge: a universal tool of the experimental stress analysis**. 3 ed. Germany, 1984b.

IIDA, I. **Ergonomia: projeto e produção.** 2ª ed. São Paulo: Edgard Blücher, 2005.

JONKER, D.; ROLANDER, B.; BALOGH, I. Relation between perceived and measured workload obtained by long-term inclinometry among dentists. **Applied Ergonomics.** v. 40, p. 309–315, 2009.

KAPANJI, I. A. **Fisiologia Articular**. V.3. São Paulo: Editora Manole, 1987.

KAYIS, B.; HOANG, K.. Static three-dimensional modelling of prolonged seated posture. **Applied Ergonomics.** v. 30, p. 255-262, 1999.

KIHARA, T. The Dental Care Works and Work-Related Complaints of Dentists. **Kurume Medical Journal.** v.42, p. 251-257, 1995.

KENDALL, F. P.; MC CREARY, E. K. **Músculos: provas e funções**. São Paulo: Editora Manole, 1987.

KONRAD, P. **The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography.** Noraxon INC. USA, 2005.

KROEMER, K. H. E.; GRANDJEAN, E. **Manual de Ergonomia: adaptando o trabalho ao homem.** 4ª ed. Porto Alegre: Bookman, 1998.

KUMAR, S.; MITAL, A. **Electromyography in Ergonomics**. New York: CRC Press, 1996.

LOGES, K. **Estudo das condições de trabalho e fatores de risco dos dentistas de Porto alegre.** Dissertação de mestrado. Escola de Engenharia. UFRGS, 2004.

LOSS, J.; ZARO, M. GODOLPHIM, B. H. GODOLPHIM, B. MICHEL, C. Sugestao de metodo para correlacionar forca muscular e eletromiografia. **Revista Movimento**, ano IV, n.8, 1998.

MAEHLER P. **Estudos das sobrecargas posturais em acadêmicos de Odontologia da Universidade de Estadual do Oeste do Paraná – UNOESTE – Cascavel**. Monografia de conclusão de curso. Universidade Estadual do Oeste do Paraná, 2003.

MC GILL, S. M.; HUGHSON, R. L.; PARKS, K. Changes in lumbar lordosis modify the role of the extensor muscles. **Clinical Biomechanics.** v. 15, p. 777, 2000.

MAEHLER P. **Estudos das sobrecargas posturais em acadêmicos de odontologia da Universidade de Estadual do Oeste do Paraná – UNOESTE – Cascave.** Monografia. Universidade Estadual do Oeste do Paraná. 2003.

MAK, J. N. F.; HU, Y.; CHENG, A. C. S.; KWOK, H. Y.; CHEN, Y. H.; LUK, K. D. K.. Flexion-Relaxation Ratio in Sitting: Application in Low Back Pain Rehabilitation. **Spine.** v. 35, n. 16, p. 1532-1538, 2010.

MANDAL, A. C. The seated man (Homo Sedens) – The seated work position. Theory and practice. **Applied Ergonomics**, v. 12, n.1, p. 19-26, 1981.

MANDARINO, F.; RASTELLI, A. N. S.; MAGNANI, C.; CONTI, E. C. G.; ALENCAR, E. A.; ANDRADE, L. E. H.; SIERPINSKI, L. M. G.; ARAÚJO, L. C. O.; JARDIM, P. S.; FARIA, R. P.; MACHADO, M. S. C. **Nomenclatura e classificação de cavidades**. Laboratório de pesquisa em Endodontia da FORP-USP, 2003. <http://www.forp.usp.br/restauradora/dentistica/temas/amalgama/amalgama_01/amalgama_01.pdf> Acesso em 28/10/2011.

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. **Instrumentação em Eletromiografia.** Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, p.3-29, 2006.

MARSHALL, E.D., DUNCOMBE, L.M., ROBINSON, R.Q., KILBREATH, S.L. Musculoskeletal symptoms in NewSouth Wales dentists. Australian Dental Journal. v.42, n. 4, p. 240–246, 1997.

MCGILL S. A. Myoelectrically based dynamic three-dimensional model to predict loads on lumbar spine tissues during lateral bending. Journal of Biomechanics. v. 25, P.395-414, 1992.

MICHELIN, C. F., MICHELIN, A. F. & LOUREIRO, C. A. Estudo epidemiológico dos distúrbios musculoesqueletais e ergonômicos em CDs. **Revista da Faculdade de Odontologia de Passo Fundo**, v.5, n.2, p.61-67, 2000.

MILERAD E., ERCSON, M. O.; NISELL, R.; KILBOM, A. An electromyographic study of dental work. **Ergonomics**. v. 34, n. 7, p. 953-962, 1991

MILERAD, E.; EKENVALL, L. Symptoms of the neck and upper extremities in dentists. **Scandinavian Journal Work Environ Health**. v.16, p.129-134, 1990.

MILERAD, E.; ERICSON, M. O. Effects of precision and force demands, grip diameter, and arm support during manual work. An electromyographic study. **Ergonomics**. v.37, n. 2, p. 255–264, 1994.

MORITA, M. C.; HADDAD, A. E.; ARAÚJO, M. E. **Perfil atual e tendências do cirurgião-dentista brasileiro**. Maringá: Dental Press, 2010.

MORK, P. J.; WESTGAARD, R. H. Back posture and low back muscle activity in female computer workers: A field study. **Clinical Biomechanics.** v. 24, p. 169-175, 2009.

MORO, A. R. P. **Análise biomecânica da postura sentada: uma abordagem ergonômica do mobiliário escolar**. 2000. 124 f. Tese (Doutorado em Ciência do Movimento Humano – Biomecânica) – Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, 2000.

MYKLEBUST, J; PINTAR, F; YOGANANDAN, N et al, Tensile strength of spinal ligaments. **Spine.** v. 13, p.526, 1988.

NEBLETT, R.; MAYER, T. G.; GATCHEL, R. J.; KEELEY, J.; PROCTOR, T.; ANAGNOSTIS, C.. Quantifying the Lumbar Flexion–Relaxation Phenomenon: Theory, Normative Data, and Clinical Applications. **Spine,** v. 28, n. 13, p. 1435–1446, 2003.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Basic biomechanics of the musculoskeletal system.** Philadelphia: Lea & Febiger, 2001.

OKUNO, E.; FRATIN, L. **Desvendando a física do corpo humano: biomecânica.** Barueri/SP: Editora Manole, 2003

OLIVEIRA, C. R. et al. **Manual Prático de LER**. 2.ed. Belo Horizonte: Health, 1998.

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

PASINI, M.; SCHAURICH, R. F.; DELWING, G. B.; MELO, M. O.; LA TORRE, M.; ARAÚJO, L. D.; LOSS, J. F.; CANDOTTI, C. T. **Correlação entre o valor rms e a força muscular resultante dos extensores cervicais durante o ciclismo.** In: XII congresso brasileiro de biomecânica. Estância de São Pedro/SP, 2007. Disponível em: <http://www.ufrgs.br/biomec/articles%202/12%20%28XII%29%20CBB/Pasini%20-%20Correla%20Forca%20e%20EMG%20Cervical%20Ciclis.pdf> Acesso em: 11 nov. 2011.

PORTELA, A.; SILVA, A. **Mecânica dos Materiais**. Plátano Editora, 1996.

POI, W. R.; TAGLIAVINI, R. L. Organização do trabalho em clínica integrada. **Revista da Associação Brasileira de Odontologia Nacional**, v. 7, n. 4, p. 209-212, 1999.

POLLACK-SIMON, R. All the right moves: Integranting technology & ergonomics into your patient care environment. **Dentistry Today,** v. 19, n. 10, p. 112-117, 2000.

PORTO, F. A. **O Consultório Odontológico.** São Carlos: Scritti, 1994.

PUPO, J. D.; DETANICO, D.; REIS, D. C. Correlação entre o valor RMS e a força muscular dos eretores da coluna durante o suporte isométrico de carga. Laboratório de Biomecânica, Centro de Desportos. Universidade Federal de Santa Catarina. (Brasil) **Revista Digital** - Buenos Aires – Ano 13, n. 122, 2008. Disponível em: <http://www.efdeportes.com/efd122/valor-rsm-e-a-forca-muscular-dos-eretores-da-coluna.htm> Acesso em: 11 nov. 2011.

RASIA, D. **Quando a Dor é do Dentista!** Custo Humano do Trabalho de Endodontistas e Indicadores de Dort. Dissertação de mestrado. Universidade de Brasília – UnB, 2004.

RÉGIS FILHO, G. I.; MICHELS, G.; SELL, I. Lesões por esforços repetitivos/distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho de cirurgiões-dentistas: aspectos biomecânicos. **Produção,** v.19, n. 3, p. 569-580, 2009.

ROBERTSON, D. G. E.; CALDWELL, G. E.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S. N. **Research methods in biomechanics**. United States: Human Kinetics, 2004.

RESENDE, F. L. S. **Análise da distribuição de cargas e das forças entre assento e encosto, na postura sentada adequada.** 2006. 114f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2006.

RESENDE, F. L. S. **Efeito da Reeducação Postural Global (RPG) sobre a distribuição do peso corporal e atividade eletromiográfica na postura sentada.** Tese (Doutorado) – Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, 2010.

ROY, A. L.; KELLER, T. S.; COLLOCA,C. J. posture-dependent trunk extensor EMG activity during maximum isometrics exertions in normal male and female subjects. **Journal of Electromyography and Kinesiology. v.** 13, p. 469-476, 2003.

RUBO, J. H., SOUZA, E. A. C. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. **Revista da Faculdade de Odontologia de Bauru – USP**. v.9, n.3/4, p.97-103, 2001.

RUNDCRANTZ, B., JOHNSSON, B., MORITZ, U. Cervical pain and discomfort among dentists: epidemiological, clinical and therapeutic aspects. Part1—a survey of pain and discomfort. **Sweden Dental Journal**. v.14, p. 71-80, 1990.

RUNDCRANTZ, B.-L., JONSSON, B., MORITZ, U. Occupational cervico-brachial disorders among dentists. **Sweden Dental Journal.** v.15, p. 105–115, 1991.

SANDERS, M. J.; TURCOTTE, C. M. Work Occupational stress in dental hygienists. **Work.** v.35, p. 455-465, 2010.

SHIRAZI-ADL, A.; PARNIANPOUR, M. Effect of changes in lordosis on mechanics of the lumbar spine lumbar curve fitting. **Journal Spinal Disorders**. v.12, p. 436, 1999.

SMITH, C. A.; SOMMERICH, C. M.; MIRKA, G. A; GEORGE, M. C. An investigation of ergonomic interventions in dental hygiene work. **Applied Ergonomics.** v.33, p. 175–184, 2002.

SMITH, L. K.; WEISS, E. L.; LEHMKUHL, L. D. **Cinesiologia Clinica de Brunnstrom.** 5.ed. São Paulo: Manole, 1997.

SODERBERG, G. L.; KNUTSON, L. M. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. **Physical Therapy**. v.80, n.5, 485-498, 2000.

SPORRONG, H.; PALMERUD G., KADEFORS R.; HEBERTS P. The effect of light manual precision work on shoulder muscles - an EMG analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology.** v.8, p. 177 -184, 1998.

SENIAM - Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles. Disponível em: <http://www.seniam.org/> Diponível em: 11 nov. 2011.

VALACHI, B.; VALACHI K. Mechanisms leading to musculoskeletal disorders in dentistry. **Journal American Dental Association**. v.134; p. 1344-1350, 2003.

URQUIZA, M. A. **Desenvolvimento de uma plataforma de força multiaxial para instrumentação biomédica.** 2005. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, 2005.

VENEZIANO, W. H. (2006). **Estudo do comportamento do sinal eletromiografico de superficie em atividades subaquaticos**. Tese de Doutorado. Universidade de Brasilia - UnB, 2006.

WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement.** John Wiley & Sons, 2a ed, New York, 1990.

WINTER, D.A. **The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological.** Waterloo Biomechanics, 1991.

YANG, J. F.; WINTER, D. A. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.65, p. 517-521, 1984.

YARID, S. D.; DINIZ, D. G.; ORENHA, E. S.; ARCIERI, R. M.; GARBIN, A. J. I. Aplicação de princípios de ergonomia no atendimento odontológico. **Interbio**. v.3, n.2, 2009.

ZACHARKOW, D. **Posture: sitting, standing, chair design, and exercise.** Charles C. Thomas Publisher, Springfield; 1988.

ZARO, M. A. **Medições Mecânicas: Aula 12 – Sensores III: Força e Deslocamento** (Parte I) Disponível em: <http://www.pgie.ufrgs.br/portalead/nucleo/HPLMM/353_12_32.htm> Acesso em 11 nov. 2011.

APÊNDICE A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Caro(a) Senhor(a)

Eu, RENATA APARECIDA RIBEIRO CUSTÓDIO, aluna de Doutorado do Programa de Engenharia Mecânica – Área de Projetos da Unesp – Campus de Guaratinguetá – Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (FEG), portadora do CIC 657.949.586-34, estabelecido à Av. Dr. Ariberto Pereira da Cunha, 333, na cidade de Guaratinguetá – SP, telefone para contato nº (12)3123-2850, vou coordenar uma pesquisa cujo título é "Proposta de um novo conceito de mocho odontológico".

O objetivo deste estudo é avaliar a distribuição de carga no assento, encosto e em um apoio adicional para o tórax realizada pelo cirugião-dentista enquanto realizar um procedimento padrão. Concomitantemente será medida a atividade muscular da coluna vertebral através da eletromiografia com eletrodos ativos, ou seja, não invasivos. Para execução deste projeto será necessário que o profissional permaneça sentado no mocho instrumentado e que os eletrodos adesivos sejam presos à pele do dorso para a coleta dos sinais enquanto o mesmo realiza um procedimento dental. O(A) Sr.(a) tem a garantia de acesso, em qualquer etapa do estudo, sobre qualquer esclarecimento de eventuais dúvidas e sobre o andamento do trabalho, que terá a supervisão do Professor Titular José Geraldo Trani Brandão, do Departamento de Engenharia Mecânica da UNESP-CAMPUS DE GUARATINGUETÁ.

Se tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética (CEP) da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, situada na Av. Engº Francisco José Longo, 777 – CEP 12.245-000, em São José dos Campos - SP, fone (12) 3947-9076, e-mail janete@fosjc.unesp.br e comunique-se com a Coordenadora Profa. Adjunto JANETE DIAS ALMEIDA. Informo que será garantida a liberdade da retirada do consentimento a qualquer momento e assim deixar de participar do estudo. Também não haverá custo nem pagamento pela Colaboração.

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Acredito ter sido esclarecido(a) a respeito das informações que leram para mim, descrevendo o estudo a ser realizado e concordo em participar do experimento no Laboratório de Biomecânica da Unesp – Campus de Guaratinguetá – Faculdade de Engenharia Mecânica. Declaro conhecer quais os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes, e que minha participação não implicará em nenhuma despesa.

NOME/RESPONSÁVEL_____

RG_____CPF_____

Endereço completo: _____

Assinat.Resp Assinat.Pesquisador

APÊNDICE B

DIMENSIONAMENTO DAS CÉLULAS DE CARGA DO ASSENTO

Para esta pesquisa, foi escolhido o circuito para medir um esforço causado por flexão.

De acordo com a equação geral da extensometria (equação 9) referente ao arranjo de extensômetros para flexão, tem-se:

$$\frac{\Delta V}{V_i} = k\varepsilon \tag{11}$$

As células de carga a serem dimensionadas são compostas de corpos deformáveis, constituídas por aço 1020 em perfil U, nas quais os extensômetros foram colado. Na Figura 1, as regiões 1, 2, 3 e 4 representam os extensômetros colados na parte vertical dos corpos deformáveis. Sendo as regiões 1 e 3 na parede externa do corpo deformável e as regiões 2 e 4 na parte interna do mesmo.

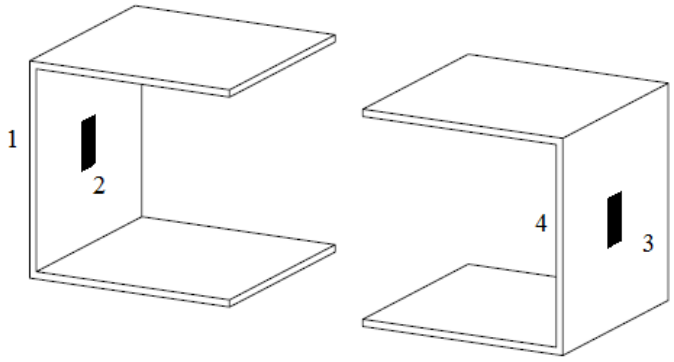


Figura 1: Esquema dos corpos deformáveis com os extensômetros (1, 2, 3 e 4) fixados na parte vertical

Ao todo foram utilizados oito extensômetros (KYOWA Eletronics Instruments CO., LTD, Tóquio, Japão), modelo KFG 3-120-C1-11, cujo fator do extensômetro era k=2,1. Os corpos deformáveis das células de carga do assento foram fixados a uma chapa de aço retangular.

Para determinar a espessura dos perfis U de aço a serem utilizados nas células de carga do assento seguiram-se as equações baseadas em resistência elétrica e em resistência dos materiais.

Se as resistências da ponte sofrerem uma mudança de ΔR cada, a ponte estará desbalanceada e aparecerá uma tensão V na saída do circuito. Porém, se essa variação for muito menor do que a resistência R, a seguinte relação é verdadeira:

$$\frac{\Delta V}{V_i} = \frac{1}{4}\left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4}\right) \tag{12}$$

Substituindo a equação (6) na equação (12), tem-se:

$$\frac{\Delta V}{V_i} = \frac{K}{4}(\varepsilon_1 - \varepsilon_2 + \varepsilon_3 - \varepsilon_4) \tag{13}$$

Como $\varepsilon_2 = -\varepsilon_1$ e $\varepsilon_4 = -\varepsilon_3$, pois os extensômetros são todos iguais, a equação (13) fica da seguinte maneira:

$$\frac{\Delta V}{V_i} = k\varepsilon \tag{14}$$

A equação (14) representa a equação da ponte completa de Wheatstone, a qual foi utilizada para instrumentar o mocho.

As células de carga estão dispostas no mocho da seguinte maneira: quatro células de carga no assento, sendo duas na parte posterior, formando uma ponte de Wheatstone completa e duas na parte anterior do assento, também formando uma ponte completa.

A equação (15) foi utilizada para calcular a tensão de flexão do corpo deformável:

$$\sigma = \frac{M\,c}{I} \tag{15}$$

Onde:

- σ é a tensão de flexão;
- M é o momento fletor;
- c é distância da borda da seção transversal até a linha neutra;
- I é momento de inércia da seção transversal.

Pode-se calcular M, c e I através das equações (16), (17) e (18), respectivamente:

$$M = F\,d \tag{16}$$

$$c = \frac{h}{2} \tag{17}$$

$$I = \frac{b\,h^3}{12} \tag{18}$$

Substituindo as equações (16), (17) e (18) na equação (15), obtem-se:

$$\sigma = \frac{6\,F\,d}{b\,h^2} \tag{19}$$

Onde:

- *h* é a espessura do perfil U;
- *b* é a largura do perfil U;
- *F* é a força aplicada ao corpo deformável;
- *d* é a distância entre a aplicação da força F até a linha média da parte vertical do corpo deformável.

Substituindo a equação (8) na equação (19), tem-se:

$$\varepsilon = \frac{6\,F\,d}{E\,b\,h^2} \tag{20}$$

Substituindo a equação (20) na equação (14), tem-se:

$$\frac{\Delta V}{V_i} = \frac{6\,F\,K\,d}{E\,b\,h^2} \tag{21}$$

Assumiu-se que $\frac{\Delta V}{V_i} = V_{ad}$, em que o V_{ad} é uma tensão adimensional, a qual varia de 0,001 a 0,003, ou seja, $0{,}001 < V_{ad} < 0{,}003$.

Logo, a equação (21) pode ser escrita da seguinte forma:

$$V_{ad} = \frac{6\,F\,K\,d}{E\,b\,h^2} \tag{22}$$

Na equação (22), isola-se o termo bh²; dessa forma, a equação (23) será:

$$b\,h^2 = \frac{6\,F\,K\,d}{E\,V_{ad}} \tag{23}$$

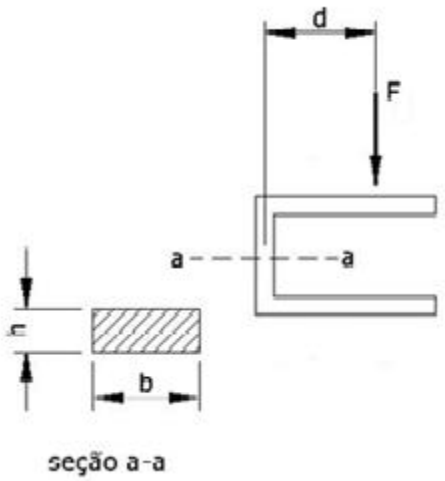


Figura 2: Esquema do corpo metálico para o assento

De acordo com Couto (1995), a distribuição ideal da massa corporal seria de 50% nas tuberosidades isquiáticas, 34% na região posterior da coxa e 16% na planta dos pés. Para o estudo da distribuição do peso corporal do dentista que irá utilizar esse mocho modificado dimensionou-se as células de carga do assento além do necessário por esta cadeira não seguir os padrões normais encontrados no mercado. Considerando que a força é de 30 [kgf] (aproximadamente 300 [N]), E = 210 [GPa] (210000 [N/mm²]), k=2,1 (característica do extensômetro) e o d = 44 [mm].

Com isso, tem-se que:

$$b\,h^2 = \frac{0{,}792}{V_{ad}} \tag{24}$$

O valor do comprimento do perfil U (o valor de b) foi fixado em 26 [mm], simplificou-se a equação (24).

$$h^2 = \frac{0{,}030}{V_{ad}} \tag{25}$$

A partir da equação (25) e adotando-se valores para V_{ad}, criou-se a Tabela 1.

Tabela 1: Valores encontrados para h do perfil U do assento em função da Vad

Vad	**h [mm]**
0,0010	5,5
0,0013	4,8
0,0015	4,5
0,0018	4,1
0,0020	3,9
0,0023	3,6
0,0025	3,5
0,0028	3,3
0,0030	3,2

ANEXO A

Rua do Manifesto, 1.723 Ipiranga - São Paulo - SP
Telefones 11 2373-7471 / 2372-0835 / 2068-6473 / 2061-8029

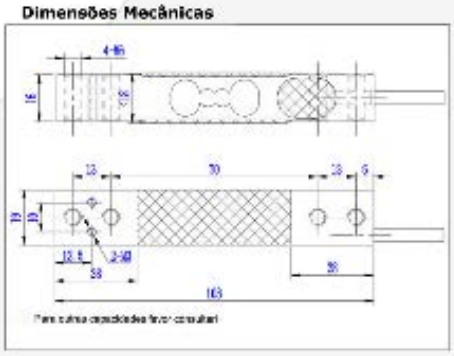
FEFA SENSORES

Célula de Carga

TL 5

Cap de 8Kg, 15Kg, 25Kg
Balanceada
Em alumínio
IP 66

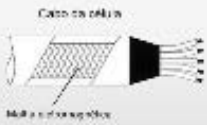
Dimensões Mecânicas

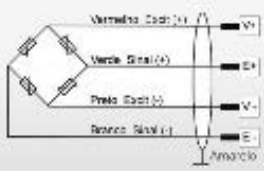


Especificações Técnicas

Sensibilidade	mv/v	2 ± 10%
Balanço de Zero	mv/v	0 ± 0.04
Não linearidade	%	± 0.0200
Histerese	%	± 0.0200
Repetibilidade	%	± 0.0200
Efeito Acomodação (30 min)	%	± 0.0300
Efeito da Temp. na Saída	%/10°K	± 0.0200
Efeito da Temp. no Zero	%/10°K	± 0.0200
Impedância de Entrada	Ω	400
Impedância de Saída	Ω	350 ± 6
Isolação	GΩ	>2
Tensão Recomendada	V	3 . 15
Máxima Tensão	V	5
Faixa de Temp. Homologada	°C	
Faixa de Temp. Operação	°C	
Sobrecarga Segura	% of Emax	150
Sobrecarga Máxima	% of Emax	300
Peso Aproximado	Kg	0.1
Tamanho do Cabo	mm	400
Tamanho Plataforma	mm	250x250

Todos os parâmetros acima referem-se a nomenclatura Internacional OIML.
Outras especificações sob consulta.





ANEXO B

unesp
UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
Av. Eng. Francisco José Longo, 777 - Jd. São Dimas
CEP 12201-970 - F. (12) 3947-9028
Fax (12) 3947-9010 / janete@fosjc.unesp.br

CERTIFICADO
Comitê de Ética em Pesquisa
Com Seres Humanos

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº **058/2009-PH/CEP,** sobre **"Proposta de um novo conceito de mocho odontológico"**, sob a responsabilidade de **RENATA APARECIDA RIBEIRO CUSTÓDIO,** tendo com orientador o Prof.Dr. José Geraldo Trani Brandão, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa, com seres humanos,conforme Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovado por este Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 04 de setembro de 2009.

Profa. Adjunto JANETE DIAS ALMEIDA
Coordenadora