

**MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA**

**DESENVOLVIMENTO DE CÉLULA DE CARGA PARA MEDIR FORÇA APLICADA  
DURANTE A ESCOVAÇÃO DENTAL**

**por**

**Marcelo Urdapilleta Rodrigues**

**Dissertação para obtenção do Título de  
Mestre em Engenharia**

**Porto Alegre, março de 2002.**

**DESENVOLVIMENTO DE CÉLULA DE CARGA PARA MEDIR FORÇA APLICADA  
DURANTE A ESCOVAÇÃO DENTAL**

por

Marcelo Urdapilleta Rodrigues  
Engenheiro Mecânico

Dissertação submetida ao Corpo Docente do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, PROMEC, da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do Título de

Mestre em Engenharia

Área de Concentração: Biomecânica

Orientador: Prof. Dr. Milton Antônio Zaro

Comissão de Avaliação:

Prof. Dr. Vilson João Batista

Prof. Dr. Luiz Fernando Kruehl

Prof. Dr. Valner Brusamarello

Prof. Dr. Alberto Tamagna.  
Coordenador do PROMEC

Porto Alegre, 28 de maio de 2002.

**Dedico este trabalho  
à meus pais por  
toda a educação que**

**me proporcionaram.**

## **AGRADECIMENTOS**

Ao professor Milton Antônio Zaro, meu orientador, por seu apoio e incansável dedicação.

Ao professor Aluí Barbisan por sua orientação.

Ao professor José Luiz Duarte Ribeiro por sua ajuda.

A minha irmã Gisele por suas inúmeras colaborações.

Ao engenheiro Carlos Alberto Kern Thomas por seu apoio técnico.

Ao engenheiro Cerviéri por seu apoio técnico.

A minha esposa Karine por seu apoio e paciência.

E a todos que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho.

## RESUMO

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema de medição para a análise biomecânica da força desenvolvida durante a escovação dental, com aquisição e processamento de dados de dinamometria para a análise da escovação dental como um processo eficaz de higiene bucal. Foi desenvolvida uma célula de carga com extensômetros de resistência elétrica, montada em uma escova dental. A célula de carga foi construída com 2 Strain Gages montados em meia ponte de Wheatstone, medindo força em flexão, e 4 Strain Gages montados em ponte completa de Wheatstone medindo força de torque. A aquisição dos dados e análise foi feita através do software SAD2. Foram selecionados 6 indivíduos, dois do sexo masculino e 4 do sexo feminino, todos destros, e instruídos a escovarem os dentes por 1 minuto. Os valores medidos para a força de flexão média variam de 24gf à 526gf e para o esforço de torque médio de -76gfmm à 1890gfmm. A célula de carga desenvolvida mostrou-se repetitiva, com boa sensibilidade e confiável com um erro em flexão de 2,7% e 5,5% em torque. A célula de carga apresentou resultados semelhantes a de outros trabalhos publicados anteriormente, sendo estes válidos para uma análise quantitativa inicial no processo de escovação.

## **ABSTRACT**

### **DEVELOPMENT OF A LOAD CELL FOR MEASUREMENT OF THE FORCE DEVELOPED DURING TOOTH BRUSHING**

This work shows the development of a measurement system for the biomechanical analysis of force developed during tooth brushing, with acquisition and processing of dynamometry data for the analysis of tooth brushing as an efficient hygiene process. It was developed a load cell with electrical resistance strain gage, assembled on a tooth brush . The load cell was constructed with two electrical bonded strain gages mounted in a half Wheatstone Bridge, measurement normal force, and four strain gages mounted in a whole Wheatstone Bridge, measurement torsion. The data acquisition and signal processing were made using the SAD2 software. Six people were selected, two of masculine gender and four of the feminine, everybody dexterous, and they were instructed to tooth brushing theirs teeth for 1 minute. The value of measured mean normal forces ranged from 24gf to 526gf and the value of measured mean torsion forces ranged from -76gfmm to 1890gfmm. The load cell developed was repetitional with great sensibility and dependable with an error of 2,7% to normal force and 5,5% to torsion force, approximately. The load cell has analogous results with another studies already published, and these quantitatives results are valid for initial analysis on toothbrush.

# ÍNDICE

Capítulo	Pág.
<b>1. INTRODUÇÃO</b>	
1.1 Introdução.....	1
1.2 Justificativa do trabalho.....	2
1.3 Estrutura do trabalho.....	3
1.4 Objetivos do trabalho.....	4
1.5 Limitações do trabalho.....	5
<b>2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS LIGADOS A ESCOVAÇÃO E BIOMECÂNICA</b>	
2.1 Aspectos Históricos e Sociais.....	6
2.2 Anatomia dos dentes.....	10
2.2.1 Os dentes por fora.....	10
2.2.2 Os dentes por dentro.....	11
2.3 Cariologia.....	13
2.3.1 Como ocorrem as cáries.....	14
2.3.2 Etapas do desenvolvimento da cárie.....	15
2.4 Periodontia.....	17
2.4.1 Etapas da evolução da doença periodontal.....	18
2.4.2 Periodontite.....	19
2.4.3 Retração gengival.....	19
2.4.4 Abrasão cervical.....	20
2.4.5 Hipersensibilidade dentária.....	21
2.5 Prevenção e a escovação dental.....	21
2.6 Revelação de placa.....	24
2.7 Biomecânica.....	25
2.7.1 Definições de Biomecânica.....	25
2.7.2 Objeto de estudo.....	25
2.7.3 Métodos de medição.....	26

### **3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA E ESTADO DA ARTE**

Força de escovação dental.....	28
--------------------------------	----

### **4. MATERIAIS E MÉTODOS - ASPECTOS BIOMECÂNICOS DA ESCOVAÇÃO E DINAMOMETRIA**

4.1 Forças envolvidas.....	44
4.2 Principais movimentos durante escovação.....	47
4.3 Dinamometria.....	48
4.3.1 Introdução.....	48
4.3.2 Flexão de lâmina retangular engastada.....	49
4.3.3 Torção.....	50
4.3.3.1 Torção de eixos circulares.....	51
4.3.3.2 Torção de eixos maciços não circulares.....	53
4.3.3.3 Análise de tensões durante a torção.....	54
4.3.4 Projeto da célula de carga na escova.....	55
4.3.5 Montagem dos strain gages na ponte de Wheatstone.....	57
4.3.6 Dimensionamento da célula.....	59
4.3.6.1 Seção sujeita à flexão.....	60
4.3.6.2 Seção sujeita à torção.....	62
4.3.7 Análise estática através de software de elementos finitos.....	63

### **5. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL**

5.1 Introdução.....	72
5.2 Aquisição de dados via microcomputador.....	72
5.2.1 Conversor analógico/digital (A/D).....	73
5.2.2 Software SAD2.....	73
5.3 Dinamometria.....	74
5.3.1 Montagem da célula de carga na escova.....	74
5.3.2 Calibração.....	75
5.3.3 Análise de ensaio de impacto no domínio frequência.....	80
5.3.4 Processamento do sinal de dinamometria.....	81
5.3.5 Erro do sistema de medição.....	83

5.3.6 Sensibilidade do sistema de medição.....	82
5.4 Procedimentos experimentais.....	84
<b>6. RESULTADOS E DISCUSSÕES</b>	
6.1 Introdução.....	85
6.2 Resultados de força de flexão e de torque.....	85
6.3 Resultados de força de flexão e de torque por local de escovação.....	89
6.4 Placa bacteriana.....	92
6.5 Análise dos resultados.....	93
<b>7. CONCLUSÕES E SUGESTÕES DE CONTINUIDADE</b>	
7.1 Conclusões.....	97
7.2 Sugestões de continuidade.....	98
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>99</b>
<b>APÊNDICE A.....</b>	<b>107</b>
<b>APÊNDICE B.....</b>	<b>110</b>
<b>APÊNDICE C.....</b>	<b>114</b>
<b>APÊNDICE D.....</b>	<b>119</b>
<b>APÊNDICE E.....</b>	<b>121</b>
<b>APÊNDICE F.....</b>	<b>123</b>
<b>APÊNDICE G.....</b>	<b>126</b>
<b>APÊNDICE H.....</b>	<b>129</b>
<b>APÊNDICE I.....</b>	<b>132</b>

## LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo		Unidade
[S]	Matriz de sensibilidade	[adimensional]
A	Área da seção da cerda	[mm <sup>2</sup> ]
b	Largura da lâmina retangular	[mm]
c	Raio do cilindro submetido ao torque	[m]
d	Flexão da cerda	[mm]
dm	Flexão média da cerda	[mm]
dmáx	Flexão máxima da cerda	[mm]
E	Módulo de elasticidade	[N/m <sup>2</sup> ]
e <sub>n</sub>	Strain gage n	[adimensional]
F	Força aplicada	[N]
F <sub>c</sub>	Força aplicada na cerda da escova	[N]
F <sub>F</sub>	Força de flexão	[N]
F <sub>máx</sub>	Força máxima	[N]
F <sub>méd</sub>	Força média	[N]
F <sub>p</sub>	Força de prensagem na direção normal	[N]
F <sub>T</sub>	Força de torque	[Nmm]
F <sub>x</sub>	Componente na direção X da força aplicada	[N]
F <sub>y</sub>	Componente na direção Y da força aplicada	[N]
F <sub>z</sub>	Componente na direção Z da força aplicada	[N]
G	Módulo de elasticidade transversal	[adimensional]
G <sub>c</sub>	Flexibilidade da cerda da escova	[N/mm]
G <sub>c</sub>	Flexibilidade do cabo da escova	[N/mm]
G <sub>escova</sub>	Flexibilidade da escova	[N/mm]
h	Espessura da lâmina	[mm]
I	Momento de inércia	[m <sup>4</sup> ]
J	Momento polar de inércia da seção	[m <sup>4</sup> ]
K	Fator Gage	[adimensional]
L	Comprimento da cerda	[mm]
Mr	Força no sentido cervical – oclusal	[N]

$M_x$	Componente na direção X do momento aplicado	[Nm]
$M_y$	Componente na direção Y do momento aplicado	[Nm]
$M_z$	Componente na direção Z do momento aplicado	[Nm]
$N_c$	Número de cerdas	[adimensional]
$P$	Força normal	[N]
$P_F$	Deformação relativa de flexão corrigida	[adimensional]
$P_T$	Deformação relativa de torção corrigida	[adimensional]
$R$	Resistência elétrica	[ $\Omega$ ]
$r$	Vetor r	[adimensional]
$S$	Coefficiente de segurança	[adimensional]
$T$	Torque	[Nm]
$W$	Força tangencial	[N]
$w$	Momento angular	[m <sup>3</sup> ]
$x$	Distância ao ponto de aplicação da força	[mm]
$\Delta R$	Varição da resistência elétrica	[ $\Omega$ ]
$\Delta E$	Varição do módulo de elasticidade	[N/m <sup>2</sup> ]
$\Delta F$	Varição da força	[N]
$\Delta h$	Varição da espessura	[m]
$\Delta x$	Varição da distância do ponto de aplicação da força	[m]
$\Delta b$	Varição da largura	[m]
$\alpha$	Ângulo entre força e vetor	[graus]
$\beta$	Coefficiente de St. Vénant	[adimensional]
$\varepsilon$	Deformação relativa	[adimensional]
$\varepsilon_F$	Deformação relativa em flexão	[adimensional]
$\varepsilon_l$	Deformação longitudinal	[adimensional]
$\varepsilon_n$	Deformação relativa no Strain Gage n	[adimensional]
$\varepsilon_T$	Deformação relativa em torção	[adimensional]
$\varepsilon_t$	Deformação transversal	[adimensional]
$\gamma$	Deformações angulares	[graus]
$\sigma$	Tensão normal	[N/m <sup>2</sup> ]
$\sigma_e$	Tensão de escoamento	[N/mm <sup>2</sup> ]
$\sigma_m$	Tensão máxima	[N/mm <sup>2</sup> ]
$\sigma_r$	Tensão de ruptura	[N/mm <sup>2</sup> ]

$\sigma_{45}^0$	Componente à 45 <sup>0</sup> da tensão normal	[N/m <sup>2</sup> ]
$\tau$	Tensão de cisalhamento	[N/m <sup>2</sup> ]
$\tau_{m\acute{a}x}$	Tensão de cisalhamento máxima	[N/m <sup>2</sup> ]
$\nu$	Coefficiente de Poisson	[adimensional]
SD	Superfície distal	[adimensional]
SV	Superfície vestibular	[adimensional]
SM	Superfície mesial	[adimensional]
SP	Superfície palatina	[adimensional]
SL	Superfície lingual	[adimensional]

## ÍNDICE DE FIGURAS

Fig.	TÍTULO	Pág.
2.1	Siwak, escova de dente do Oriente Médio.....	7
2.2	Escova de dente e raspador de língua, coleção real Estocolmo.....	8
2.3	Tipos de dente e sua posição na arcada dentária de um adulto.....	11
2.4	Tecidos básicos dos dentes.....	12
2.5	Mancha Branca.....	16
2.6	Cárie de Esmalte.....	16
2.7	Cárie de Dentina.....	17
2.8	Infecção Pulpar/Abcesso.....	17
2.9	Formação de Cálculo Dentário.....	18
2.10	Cálculo Dentário na região posterior de dentes inferiores.....	18
2.11	Bolsa Periodontal.....	19
2.12	Dano causado ao tecido mole em consequência de escovação exagerada.....	24
2.13a	Dentes antes da revelação de placa.....	25
2.13b	Dentes depois da revelação da placa.....	25
3.1	Transdutor fabricado em alumínio, com strain gages.....	28
3.2	Transdutor com strain gages.....	29
3.3	Sinais de força em registradores.....	30
3.4	Rádio transmissor em sensor de medição de pressão de escovação nas superfícies dos dentes.....	31
3.5	Escovas com strain gages colados.....	38
3.6	Dois diferentes tipos de cerdas estudados.....	41
3.7a	Célula de carga para escovação.....	42
3.7b	Célula de carga para escovação; posição dos extensômetros.....	42
3.8	Gráfico carga(gf) X tempo(s), registro de força de escovação da arcada superior na porção vestibular direita. Pessoa do sexo feminino, destra.....	42
3.9	Amplitude da FFT ( $A/A_0$ = amplitudes divididas pela amplitude máxima do sinal) x frequência(Hz). Análise de ensaio de impacto no domínio da frequência.....	43
4.1	Esquema do sistema de referência e da decomposição das forças. Onde $F_x$ = Força lateral, $F_y$ = Força tangencial, $F_z$ = Força normal,	

	Mx = Momento lateral, My = Momento tangencial, Mz = Momento normal, adaptado de Nabinger, 1997.....	44
4.2	Modelo de uma cerda como uma viga engastada.....	46
4.3	Esquema mostrando como as componentes de força mudam durante a flexão das cerdas.....	47
4.4	Movimento de varrer.....	48
4.5	Movimento de vai-vêm e vibratório.....	48
4.6	Deformação numa lâmina retangular.....	49
4.7	Corpo sob ação de um par conjugados.....	50
4.8	Definição de torque.....	51
4.9	Variação da deformação em um eixo circular sob ação de um torque.....	52
4.10	Variação da tensão de cisalhamento ( $\tau$ ) em um eixo cilíndrico.....	52
4.11	Eixo retangular antes e depois da aplicação de um torque.....	53
4.12	Distribuição de tensão de cisalhamento em um eixo retangular submetido à ação de um torque.....	54
4.13	Tensões em suas direções principais.....	55
4.14	Desenho tridimensional da célula de carga, mostrando as seções de colagem dos sensores para medição da força normal e torque.....	58
4.15	Desenho esquemático da célula de carga com a posição dos Strain Gages.....	58
4.16a	Meia ponte de Wheaststone para medição da flexão.....	59
4.16b	Ponte completa de Wheaststone para medir torção.....	59
4.17	Desenho da vista lateral, superior e vista frontal da célula de carga.....	61
4.18	Modelo da célula e escova para ensaio de flexão.....	65
4.19	Modelo da célula e escova para ensaio de torção.....	65
4.20	Posições de colagem dos sensores.....	66
4.21	Resultado gráfico da célula submetida a um ensaio de flexão pura.....	67
4.22	Resultado gráfico da célula submetida a um ensaio de torção pura.....	67
4.23	Quatro primeiros modos de vibração da célula de carga.....	71
5.1	Célula de carga montada na escova Panvel.....	75
5.2	Ensaio de flexão.....	76
5.3	Ensaio de torção.....	76
5.4	Binário de força aplicado na escova.....	76
5.5	Resposta das pontes à aplicação de força normal à cabeça da escova.....	77
5.6	Resposta das pontes à aplicação de torque puro.....	77

5.7	Interferência na deformação da ponte de torção em relação a deformação da ponte de flexão ao aplicar uma carga de flexão.....	79
5.8	Interferência na deformação da ponte de flexão em relação a deformação da ponte de torção ao aplicar uma carga de torção.....	80
5.9	Amplitude da FFT ( $A/A_{m\acute{a}x}$ ) x freqüência (Hz).....	81
6.1	Registro de força de escovação, flexão e torque. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo 1, destro do sexo masculino.....	86
6.2	Registro de força de escovação, flexão e torque. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo 2, destro do sexo feminino.....	87
6.3	Registro de força de escovação, flexão e torque. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo 3, destro do sexo feminino.....	87
6.4	Registro de força de escovação, flexão e torque. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo 4, destro do sexo feminino.....	88
6.5	Registro de força de escovação, flexão e torque. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo 5, destro do sexo masculino.....	88
6.6	Registro de força de escovação, flexão e torque. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo 6, destro do sexo feminino.....	89
6.7	Registro de força de flexão e torque no quadrante inferior direito. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo destro do sexo masculino .....	90
6.8	Registro de força de flexão e torque no quadrante inferior esquerdo. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo destro do sexo masculino.....	91
6.9	Registro de força de flexão e torque no quadrante superior direito. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo destro do sexo masculino.....	91
6.10	Registro de força de flexão e torque no quadrante superior esquerdo. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo destro do sexo masculino.....	92
6.11	Distribuição Força de Flexão X Remoção de Placa.....	94
6.12	Distribuição Força de Torção X Remoção de Placa.....	95
A.1	Escova plástica instrumentada com strain gages.....	108
A.2	Strain gage colado na escova.....	108
B.1	Gráfico e linha de tendência da calibração da escova plástica.....	110
B.2	Gráfico e linha de tendência da calibração da escova elétrica.....	111
B.3	Gráfico e linha de tendência referente à calibração da escova com a célula de carga, do sinal da ponte de flexão, obtidos em um ensaio de flexão.....	111
B.4	Gráfico e linha de tendência referente à calibração da escova com a célula	

	de carga, do sinal da ponte de torção, obtidos em um ensaio de flexão.....	112
B.5	Gráfico e linha de tendência referente à calibração da escova com a célula de carga, do sinal da ponte de flexão, obtidos em um ensaio de torção.....	113
B.6	Gráfico e linha de tendência referente à calibração da escova com a célula de carga, do sinal da ponte de torção, obtidos em um ensaio de torção.....	113
D.1	Sistema durante a calibração.....	119
D.2	Dimensões e vista em 3D do sistema de calibração.....	120
G.1	Curva $\sigma \times \epsilon$ .....	126
H.1	<i>Electrical Bonded Strain Gages</i> – extensômetros de resistência elétrica.....	129
H.2	<i>Strain gage</i> tipo roseta.....	131
H.3a	Strain Gage roseta do tipo delta.....	131
H.3b	Strain Gage tipo roseta bi-axitridirecional.....	131
I.1	<i>Strain gages</i> colados no pescoço de uma escova elétrica.....	132
I.2	Registro de força de flexão para a escova elétrica. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo 1, destro do sexo masculino.....	133
I.3	Registro de força de flexão para a escova elétrica. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo 2, destro do sexo feminino.....	134
I.4	Registro de força de flexão para a escova elétrica. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo 3, destro do sexo feminino.....	134
I.5	Registro de força de flexão para a escova elétrica. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo 4, destro do sexo feminino.....	135
I.6	Distribuição Força de Flexão X Remoção de Placa - Escova elétrica.....	136

## ÍNDICE DE TABELAS

<b>Tab.</b>	<b>TÍTULO</b>	<b>Pág.</b>
3.1	Medição de força e quantidade de dentifrício com diferentes escovas dentais.....	33
3.2	Variação da força de escovação nas diversas escovas estudadas.....	34
3.3	Flexibilidade e força de escovação com as diversas escovas estudadas.....	35
3.4	Redução de placa bacteriana X força de escovação.....	37
3.5	Força, pressão e redução de placa na escovação.....	38
3.6	Valores de força ao longo do experimento.....	39
4.1	Coeficientes para eixos retangulares.....	53
4.2	Deformações obtidas nos nós selecionados, em flexão, na componente Z.....	68
4.3	Deformações médias em flexão, nas componentes Y,Z e XZ.....	68
4.4	Deformação obtidas nos nós selecionados em torção, na componente Z.....	68
4.5	Deformações médias em torção, nas componente Y,Z e YZ.....	69
4.6	Deformações relativas na ponte de Wheatstone no ensaio de flexão.....	70
4.7	Deformações relativas na ponte de Wheatstone no ensaio de torção.....	70
4.8	Frequências naturais do modelo (escova).....	70
5.1	Diferenças entre cargas aplicadas e leitura em N na flexão.....	82
5.2	Diferenças entre cargas aplicadas e leitura em N na torção.....	82
6.1	Força de Flexão.....	85
6.2	Força de Torque.....	86
6.3	Força de flexão por posição na arcada dentária.....	89
6.4	Força de torção por posição na arcada dentária.....	90
6.5	Percentual de remoção de placa.....	92
6.6	Sinais de flexão e torque.....	94
A.1	Flexão da escova em $\mu\text{m}/\text{m}$ .....	107
A.2	Módulo de Elasticidade calculado e erro associado.....	109
B.1	Escova plástica, ensaio de flexão.....	110
B.2	Escova elétrica, ensaio de flexão.....	110
B.3	Escova com a célula de carga; ensaio de flexão; sinal da ponte de flexão.....	111
B.4	Escova com a célula de carga; ensaio de flexão; sinal da ponte de torção.....	112
B.5	Escova com a célula de carga; ensaio de torção; sinal da ponte de flexão.....	112

B.6	Escova com a célula de carga; ensaio de torção; sinal da ponte de torção.....	113
C.1	Deformações obtidas em flexão na componente X.....	114
C.2	Deformações obtidas em flexão na componente Y.....	114
C.3	Deformações obtidas em flexão na componente Z.....	115
C.4	Deformações obtidas em flexão no plano XY.....	115
C.5	Deformações obtidas em flexão no plano ZY.....	115
C.6	Deformações obtidas em flexão no plano XZ.....	116
C.7	Deformações obtidas em flexão pelo critério de Von Misses.....	116
C.8	Deformações obtidas em torção na componente X.....	116
C.9	Deformações obtidas em torção na componente Y.....	117
C.10	Deformações obtidas em torção na componente Z.....	117
C.11	Deformações obtidas em torção no plano XY.....	117
C.12	Deformações obtidas em torção no plano ZY.....	118
C.13	Deformações obtidas em torção no plano ZX.....	118
C.14	Deformações obtidas em torção pelo critério de Von Misses.....	118
F.1	Indivíduo 1, primeira medida, pré-escovação.....	123
F.2	Indivíduo 1, segunda medida, pós-escovação.....	123
F.3	Indivíduo 2, primeira medida, pré-escovação.....	123
F.4	Indivíduo 2, segunda medida, pós-escovação.....	123
F.5	Indivíduo 3, primeira medida, pré-escovação.....	124
F.6	Indivíduo 3, segunda medida, pós-escovação.....	124
F.7	Indivíduo 4, primeira medida, pré-escovação.....	124
F.8	Indivíduo 4, segunda medida, pós-escovação.....	124
F.9	Indivíduo 5, primeira medida, pré-escovação.....	124
F.10	Indivíduo 5, segunda medida, pós-escovação.....	124
F.11	Escova elétrica - Indivíduo 1, primeira medida, pré-escovação.....	125
F.12	Escova elétrica - Indivíduo 1, segunda medida, pós-escovação.....	125
F.13	Escova elétrica - Indivíduo 4, primeira medida, pré-escovação.....	125
F.14	Escova elétrica - Indivíduo 4, segunda medida, pós-escovação.....	125
G.1	Módulo de Elasticidade de alguns materiais.....	127
I.1	Força de flexão – escova elétrica.....	133
I.2	Percentual de remoção de placa –escova elétrica.....	135
I.3	Sinais de flexão e torque – escova elétrica.....	135

# CAPÍTULO 1

## INTRODUÇÃO

### 1.1 Introdução

Fanning e Henning em artigo publicado em 1967, afirmam:

“...a saúde bucal é grandemente afetada pelo tipo de escova usada bem como pela eficácia e frequência de escovação.”

Frandsen, 1972, diz que: “Existem fortes indicações que sob condições experimentais alguns tipos de escovas e métodos de escovação são superiores a outros. Não se sabe se essas indicações são válidas para grupos populacionais e investigações adicionais neste campo são necessárias.”

É evidente, que em grande parte, o uso de métodos de higiene bucal é proporcional ao grau de desenvolvimento adquirido por um povo. Os povos civilizados tem na escovação dentária o método mais aceito, na prevenção da saúde bucal. Segundo Robertson e Wade, 1971, o instrumento universalmente mais aceito para a remoção da placa bacteriana é a escova dental.

A remoção da placa bacteriana é importante pois ela é a responsável pela ocorrência das duas doenças bucais mais prevalentes no mundo, à saber: a cárie dental e a doença periodontal. A placa bacteriana é composta na sua maioria por microorganismos e esses durante as trocas metabólicas podem elaborar subprodutos agressivos aos tecidos. Entre os principais estão os ácidos, ligados ao problema da cárie dental, e as toxinas, ligados a doenças periodontais.

Além da cárie dental, uma má escovação pode causar doenças periodontais. O emprego regular da escova de textura dura, associado à técnica empregada na escovação, pode levar a sinais de uma retração gengival precoce.

Além de lesões a nível de tecidos moles, a higiene bucal realizada de maneira inadequada pode causar desgaste nos tecidos duros (abrasão). A abrasão é causada, entre outros, por fatores mecânicos como, técnica de escovação, dentifrícios, tipos de cerdas da escova, força excessiva durante a escovação. Massoni, 1987, coloca em primeiríssimo plano a escovação errada como fator causador de abrasões dentárias.

Loe, 1970, relata que inúmeras investigações bem como experiências clínicas sugerem que atualmente os procedimentos de higiene bucal, tais como escovação dental e outros procedimentos mecânicos de limpeza representam os meios mais confiáveis para a prevenção e o controle da doença periodontal, desde que a limpeza seja correta e realizada em intervalos regulares.

Há inúmeros fatores envolvidos na higiene bucal, que de forma sumarizada são os seguintes: fatores sócio econômicos, serviços odontológicos, política de saúde bucal, características dos pacientes, atitudes e hábitos, habilidade manual, técnicas de escovação, estímulos externos, motivação e recursos utilizados, entre outros, que podem determinar resultados melhores ou piores no processo de limpeza de dentes e gengivas.

Portanto, fica evidente que a escovação dental é um processo fundamental na remoção da placa bacteriana e por consequência na saúde bucal das pessoas.

Especificamente no que se refere a escova dental, pode-se testar sua influência na higiene bucal, através de pesquisas sobre cerdas, cabo, pescoço, empunhadura, tamanho, tempo de uso e destreza.

Dentro do processo de higiene bucal a investigação da força de escovação dental se justifica pois ela pode ter influência direta na eficiência da remoção da placa bacteriana, bem como o excesso de força durante a escovação pode ser o causador de retração gengival e abrasão dos tecidos duros dos dentes.

## **1.2 Justificativa do trabalho**

A motivação para a execução deste trabalho deve-se a procura pela condição ideal da força durante o processo de escovação. Pesquisadores buscam, em diversos estudos, determinar as implicações do excesso de força nas lesões causadas durante os processos mecânicos de higiene bucal, bem como a influência da força na remoção da placa bacteriana.

O trabalho foi sugerido e se desenvolveu em integração com a Faculdade de Odontologia da UFRGS, que através de seus professores e alunos, prestou apoio fundamental a realização desta pesquisa. Esta dissertação é a continuação do Trabalho de Graduação desenvolvido por Rodrigues e Zaro, 1999, e que teve como tema medição de força de escovação dental. Criou-se a necessidade de aprimoramento do equipamento desenvolvido na ocasião, que media apenas força

normal em uma escova construída em alumínio. Procurou-se neste trabalho desenvolver um instrumento capaz de medir força normal e torque, modificando o mínimo possível as características da escova dental.

### **1.3 Estrutura do trabalho**

O **Capítulo 1** consiste em uma breve introdução onde são abordados alguns aspectos envolvidos no processo mecânico de higiene bucal, a justificativa deste trabalho, a estrutura e o desenvolvimento deste trabalho e seus objetivos.

O **Capítulo 2** descreve a ciência os fundamentos teóricos da Odontologia, com suas relevâncias para execução deste trabalho e uma introdução a ciência da Biomecânica.

O **Capítulo 3** mostra o estudo da arte, consistindo em um levantamento histórico dos principais trabalhos que envolvem medição de força de escovação dental, e trabalhos que medem pressão de escovação, bem como suas abordagens com relação a remoção da placa bacteriana, abrasão e retração gengival.

O **Capítulo 4** aborda os aspectos biomecânicos da escovação, bem como o metodologia da dinamometria empregada. A dinamometria descreve as forças e torques envolvidos na aplicação da força durante a escovação, bem como, a célula de carga na escova, seu funcionamento e seu projeto. A biomecânica da escovação apresenta considerações sobre o ato de escovar os dentes.

O **Capítulo 5** consiste na análise experimental onde são apresentados os experimentos e os procedimentos feitos para a obtenção e apresentação dos resultados.

O **Capítulo 6** apresenta os resultados e discussões obtidos de uma forma gráfica, para que possam ser comparados e analisados de maneira mais clara possível.

O **Capítulo 7** consiste das conclusões e sugestões de continuidade do trabalho aqui apresentado.

O **Apêndice A** apresenta o procedimento experimental para determinação do módulo de elasticidade de uma escova de dentes plástica.

O **Apêndice B** mostra as tabelas e os respectivos gráficos obtidos durante o processo de calibração da célula de carga.

O **Apêndice C** apresenta as tabelas de deformações obtidas durante a simulação da célula de carga num software de elementos finitos (ANSYS).

O **Apêndice D** apresenta o sistema projetado e construído para a calibração da célula de carga durante o esforço de torque.

O **Apêndice E** consiste das macros utilizadas no software SAD2 usado na aquisição dos dados.

O **Apêndice F** mostra as tabelas de mensuração da quantidade de placa bacteriana nos dentes das pessoas avaliadas.

O **Apêndice G** é um breve resumo das propriedades mecânicas relevantes para o projeto da célula de carga.

O **Apêndice H** descreve os Strain Gages, suas características e forma de utilização.

O **Apêndice I** apresenta a medição de força com a escova elétrica, bem como os resultados obtidos com a mesma.

#### **1.4 Objetivos do trabalho**

O objetivo deste trabalho é desenvolver um sistema de medição da força e torque ( $F_z =$  Força normal,  $M_y =$  Momento tangencial), aplicadas na escova dental durante o processo de escovação. Capaz de ser utilizado para investigar a influência da força na remoção da placa bacteriana, e como causadora de retração gengival e abrasão dos tecidos duros dos dentes. Capaz, também de auxiliar na busca de escovas mais eficazes na remoção de placa dentária, sem no entanto causar abrasão aos dentes.

Procurou-se, além disso, relacionar os resultados de forças obtidos neste trabalho com os encontrados na literatura científica tanto para uma escova manual, quanto para uma escova elétrica. A escova elétrica foi instrumentada, possibilitando medições de força normal.

## 1.5 Limitações e dificuldades na realização do trabalho

Este trabalho é limitado por não relacionar a força de escovação com nenhuma das possíveis doenças bucais causadas pelo mau uso da escova dental. E, também, por não medir todas as componentes de força envolvidas no processo de escovação ( $F_x$  = Força lateral,  $F_y$  = Força tangencial,  $F_z$  = Força normal,  $M_x$  = Momento lateral,  $M_y$  = Momento tangencial,  $M_z$  = Momento normal).

Como dificuldades apresentaram-se:

- dificuldade, durante a revisão bibliográfica, em encontrar publicações que abordassem o tema desenvolvido neste trabalho de forma satisfatória. Não foi encontrado nenhum trabalho publicado no Brasil, ou de autores brasileiros, que pesquisassem as forças envolvidas no processo de escovação. Além disso, os trabalhos encontrados não descrevem em maiores detalhes o sistema desenvolvido para medição da força de escovação, sendo que apenas 1 pesquisou o esforço de torque;
- dificuldade durante o projeto em encontrar uma geometria adequada para medição do esforço de flexão e torque simultaneamente, de modo a apresentar rigidez estrutural e sensibilidade de medição;
- dificuldade durante a colagem dos *strain gages* devido a pequena área para posicionamento dos sensores em relação ao tamanho dos sensores;

## CAPÍTULO 2

### ASPECTOS ODONTOLÓGICOS LIGADOS À ESCOVAÇÃO

#### 2.1 Aspectos Históricos e Sociais

Segundo Rego, 1999 as chamadas profissões de saúde fundaram-se a partir de sectários e charlatões. A medida em que a arte de curar foi rompendo com o conteúdo místico e, a doença, compreendida como resultante de causas naturais e, portanto, passível de prevenção e tratamento, a área foi aprimorando seu poder de intervenção.

Em tempos idos, a dor de dente foi um flagelo que não distinguia poderosos e plebeus. E os historiadores se perguntam quantas desgraças desabaram sobre os povos por culpa de cáries sem cura. Acredita-se, por exemplo, que o rei Luís XIV, quando resolveu acabar com a liberdade religiosa dos protestantes franceses, em 1685, estivesse fora de controle por causa de uma dor de dente. Nesse estado, ele não teria sido capaz de avaliar que seu gesto provocaria o êxodo de 400 mil nobres e burgueses protestantes, causando uma sangria de riquezas e espíritos empreendedores da qual a França talvez jamais tenha se recuperado.

Outro exemplo de estragos que a dor de dente pode provocar é dado pelo rei Gustavo I da Suécia (1496-1560). Ele era temido tanto por amigos quanto por inimigos, pelo seu humor instável e pelas reações tirânicas de que era capaz. Sabe-se hoje que tal comportamento era fruto de cáries devastadoras.

A preocupação em recolocar dentes perdidos é bem mais antiga do que talvez se imagine. Há 2500 anos os fenícios prendiam arames nas partes sadias da arcada dentária para segurar as peças substitutas. Uma prática de pouca eficácia, mas que servia para disfarçar as falhas de aspecto desagradável, razão pela qual sobreviveu até o século passado. Os dentes naturais retirados de cadáveres eram os substitutos de maior aceitação.

Mas havia de tudo. Num museu da Colômbia, uma mandíbula da época dos incas exhibe, no lugar do dente extraído, uma concha lapidada. Todos esses recursos apresentavam um inconveniente: não suportavam qualquer esforço. Por isso era regra tirar a prótese na hora de comer. O primeiro presidente dos Estados Unidos, George Washington (1732-1799), quando jovem, mandou fazer uma prótese de dentes de hipopótamo para a boca inteira, unindo com uma mola a dentadura superior à inferior, como era costume. A história registra que, ao falar,

Washington contraía o rosto de maneira estranha por causa da prótese. Em certa ocasião, quando teve que se deixar retratar, o pintor o aconselhou a colocar algodão na boca, como recheio. O resultado está ainda hoje ao alcance da vista de quem tenha em mãos uma nota de 1 dólar. O presidente americano aparece com o rosto todo embolotado, como se sofresse de uma doença da pele.

A pasta de dente foi mencionada pela primeira vez por historiadores egípcios: tratava-se de uma mistura muito abrasiva, feita com pedra-pomes triturada e vinagre. Os antigos romanos trocaram o vinagre pela urina, à qual atribuíam-se poderes de deixar os dentes brancos. O ingrediente, um tanto exótico, foi usado até o século XVIII em diversos países europeus. Hoje se sabe que a urina era capaz de branquear os dentes por conter amônia, substância que continua sendo usada nas formulações.

A história das escovas dentais começou a tomar vulto com Maomé, que nasceu em Meca por volta do ano 570, e introduziu os rudimentos da higiene oral no mundo árabe, incorporando-a à religião muçulmana. O profeta recomendava a limpeza dos dentes com um *siwak* (ou *misswak*), rama da árvore *Salvadora pérsica*, cuja madeira contém bicarbonato de sódio e cálcio, além de outros adstringentes, que têm efeitos benéficos para as gengivas (fig.2.1). Põe-se de molho em água um ramo de *siwak* com uma polegada de diâmetro durante 24 horas, até que as fibras se tenham separado. Em seguida, se descasca um pedaço do ramo, pondo a descoberto as fibras densas e um tanto rígidas, e assim é fabricada uma escova de dentes natural. Quando as fibras se gastam, prepara-se nova escova, cortando a parte usada.



Figura 2.1- Siwak, escova de dente do Oriente Médio

Por outro lado, haviam escovas de dentes primorosamente confeccionadas em bronze e cristal, como as que pertenceram a um membro da família real sueca, por volta de 1900 (fig.2.2).

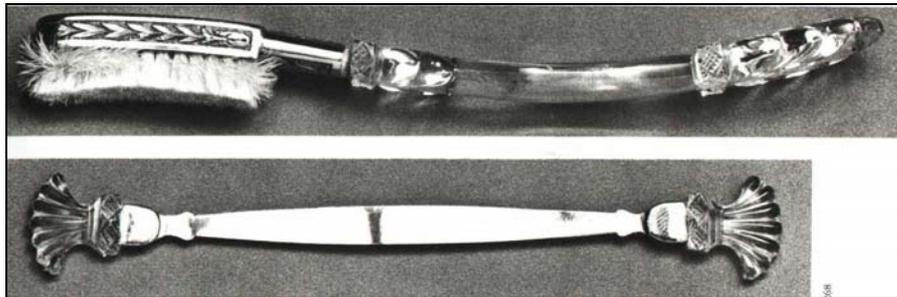


Figura 2.2- Escova de dente e raspador de língua, coleção real Estocolmo.

Também sabe-se que a escova de dentes (na época uma escovinha de ramos finos) foi introduzida no Japão por monges budistas, no século VI, aos quais sua religião exigia o escovação dos dentes e a raspagem da língua antes das primeiras orações matinais. Durante o período Tokugawa (1603-1867), as escovas de dentes eram confeccionadas com ramos de salgueiro batidos firmemente para que suas fibras ficassem separadas. Ao ramo, era dada uma forma plana e fina, para que o utensílio também pudesse ser utilizado como raspador de línguas.

A escova de dentes, tal como se conhece atualmente, com cerdas perpendiculares ao cabo, foi inventada pelos chineses por volta do ano de 1490 d.C.

Nos Estados Unidos, a primeira patente de escova dentária foi solicitada em 1857. Até 1938 pouca modificação substancial foi introduzida, tanto no projeto quanto na fabricação, até que nesta data as cerdas de animais, oriundas da China, foram substituídas por cerdas de náilon.

Segundo Rego e Silva, 2000, com os primeiros colonizadores portugueses vieram para o Brasil mestres de diversos ofícios, entre eles os cirurgiões, cuja prática profissional era regulamentada por lei, e os barbeiros, que, além de cortar cabelo e barbear, extraíam dentes. Até o século XVII, porém, a prática do tira-dentes não era regulamentada e só em 1631 foi instituída multa para quem tirasse dentes sem licença.

No Brasil, o curso de Odontologia foi considerado de nível superior em 1879. Em 1931, foi criado o primeiro sindicato, com sede no Rio de Janeiro e, a partir de 1934, extinguiu-se a atividade de dentista prático.

A grande expansão do número de faculdades deu-se a partir dos anos 60 e, em 1966, o Estado reconheceu e passou a regulamentar a profissão.

Apenas em 1965, estudos escandinavos elucidaram, de maneira irrefutável, a etiologia das doenças gengivais. A compreensão de sua evolução, assim como da cárie dental, ocorreu a partir de estudos desenvolvidos nos anos 70; entendidas, então, como enfermidades infecto-transmissíveis.

Principalmente, entre as décadas de 60 e 80, o primeiro mundo foi Meca para professores e alunos brasileiros e dos mais diversos lugares, em busca de uma produção científica, então transformadora e revolucionária.

Atualmente, no entanto, a despeito de 11% dos cirurgiões-dentistas do mundo estarem no Brasil e de já se deter conhecimentos mais aquilatados, a Odontologia chega ao final do milênio com questões preocupantes para a manutenção da saúde bucal dos brasileiros, já que os problemas odontológicos decorrem de aspectos socioculturais, econômicos, psicológicos, relacionados à questões educacionais, humanísticas, políticas e mercadológicas.

Como pode-se se ver a Odontologia é uma profissão peculiar, com uma especificidade histórica. Assim como as outras ciências da saúde, está baseada em fundamentos científicos de natureza biológica e social. Seus paradigmas têm se modificado ao longo dos tempos. Gradativamente, foram abolidas as práticas de remoção pura e simples da dor e conquistando a possibilidade de manutenção de dentes e gengivas saudáveis.

Cáries e doenças periodontais podem ser erradicadas contemporaneamente, através de uma Odontologia biológica e responsável, de custos e desconforto toleráveis, capaz de evitar problemas inflamatórios e infecciosos como os periodontais e endodônticos; prevenindo, desta forma, também os ortodônticos, articulares e ortostáticos.

Profissionais dedicados à filosofia e prática de promoção de saúde, testemunham seu apelo pouco atraente aos pacientes. E, freqüentemente, observam, entre os que a ela se submetem, forte resistência ao trabalho, ainda que inconsciente; atuando no sentido de inviabilizar seus objetivos de saúde.

Mesmo em se tratando de pessoas esclarecidas, de poder aquisitivo compatível com a possibilidade de freqüentar Odontologia privada, muitas vezes, culturalmente expressivas, vê-se que, a despeito de informadas, orientadas e treinadas, adiam a possibilidade de saúde, como que

atraídas pela doença.

Com mais razão, cidadãos desinformados quanto a possibilidade de uma prática odontológica baseada no controle das cáries e doenças gengivais, acreditam adoecerem pela impossibilidade de se submeterem a tratamentos odontológicos onerosos.

E isto tudo contribui para que muitos brasileiros não possam escancarar um belo sorriso. Além de faltarem boas notícias nos jornais, faltam dentes literalmente. Convive-se com 25 milhões de banguelas, que fazem do Brasil o terceiro país mais desdentado do planeta, perdendo apenas para a Etiópia e para a Índia. De acordo com a Organização Mundial da Saúde, aos 12 anos uma criança deveria ter, no máximo, 3 dentes cariados. Aqui, nesta idade, a média são 6,3 cáries. Dados da indústria indicam que são vendidos no país 70 milhões de escovas de dentes por ano. O que dá cerca de meia escova por habitante. Não é por outro motivo que os profissionais da área vivem falando na necessidade de se criarem hábitos de alimentação e higiene para melhorar a prevenção à cárie - a grande inimiga da boa dentição.

Em um estudo divulgado pelo Ministério da Saúde e pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) com base em dados da Pesquisa Nacional por Amostra de Domicílios (Pnad) de 1998, quase um quinto (18,7%) da população brasileira nunca consultou um dentista. Nas áreas rurais, o percentual de pessoas que nunca visitaram o dentista sobe para 32%. Em números absolutos, isso significa que, naquele ano, 29,6 milhões de pessoas não tinham se submetido a nenhum tipo de atendimento ou tratamento dentário. Dos 29,6 milhões de pessoas que nunca haviam visitado um dentista, 25,2 milhões eram crianças e jovens até 19 anos - dos quais 12,8 milhões, crianças de, no máximo, quatro anos. O Nordeste era, em 1998, a região com maior número de habitantes (13,3 milhões) que nunca haviam se submetido a uma consulta odontológica. No Sudeste esse total era de 9,4 milhões, dos quais 4,1 milhões em São Paulo.

## **2.2 Anatomia dos dentes**

### **2.2.1 Os Dentes por fora**

Dentes "de leite": As crianças com a dentição "de leite" completa possuem 20 dentes, sendo 10 em cada arcada (superior e inferior), assim divididos: 2 Incisivos Centrais, 2 Incisivos Laterais, 2 Caninos, 4 Molares. Os dentes de leite começam a se formar antes que a criança tenha

nascido e aparecem na boca entre as idades de 6 meses e 2 anos.

Dentes permanentes: Os adultos possuem 32 dentes, sendo 16 em cada arcada, assim divididos: 2 Incisivos Centrais, 2 Incisivos Laterais, 2 Caninos, 4 Pré-molares, 6 Molares (incluindo os “dentes do siso”). Ver figura 2.3.

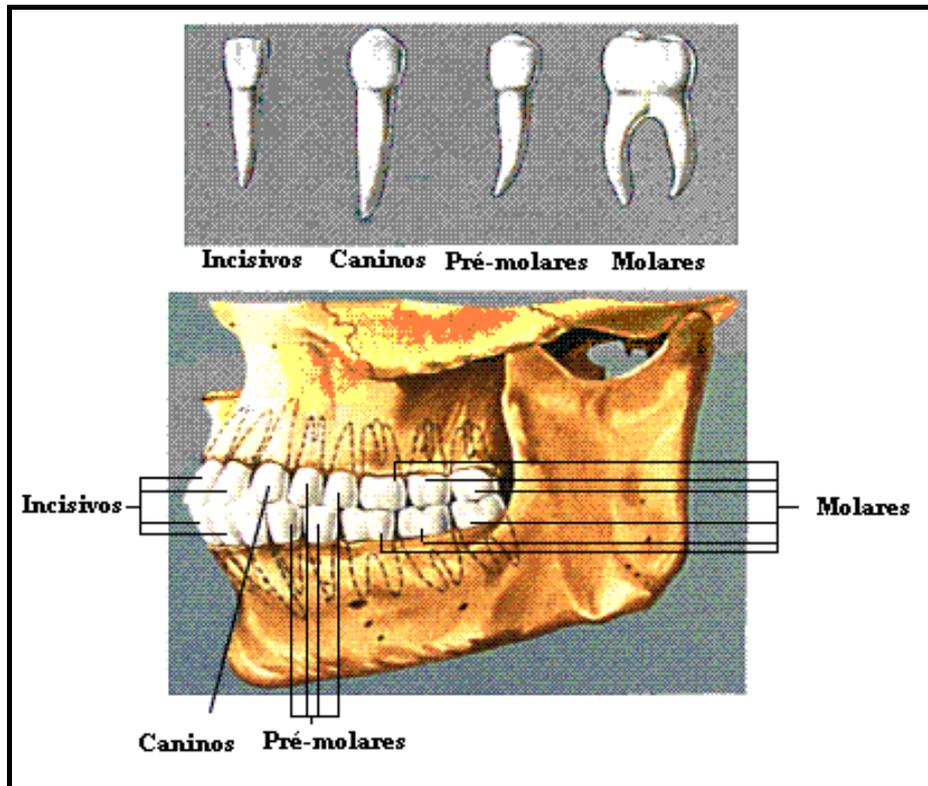


Figura 2.3- Tipos de dente e sua posição na arcada dentária de um adulto.

Os dentes permanentes que aparecem a seguir, até a idade de 12 anos, substituem os dentes de leite.

### 2.2.2 Os Dentes por dentro

Os dentes são compostos basicamente por três tipos diferentes de tecido: o esmalte, a dentina e a polpa (nervo). Além destes tecidos, existem outros (cimento e ligamento periodontal) que servem para unir o dente ao osso e a gengiva (fig.2.4).

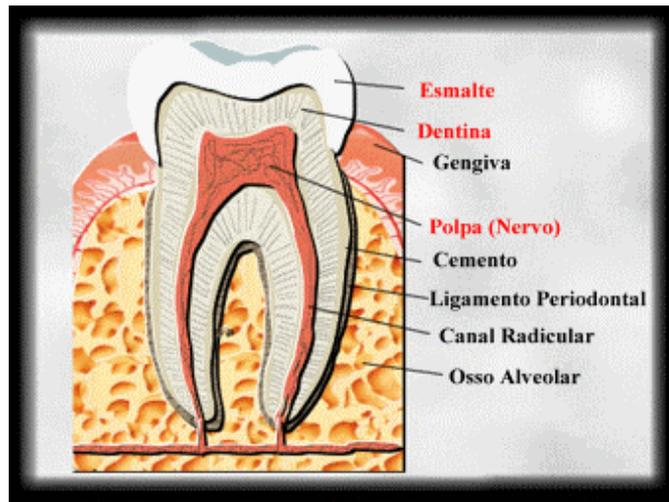


Figura 2.4- Tecidos básicos dos dentes.

Cada dente é unido e separado do osso alveolar adjacente por uma estrutura de suporte maciça de colágeno, o ligamento periodontal. O ligamento periodontal é o tecido conjuntivo frouxo que circunda as raízes dos dentes e une o cemento radicular ao osso alveolar. Sob circunstâncias normais, o ligamento periodontal ocupa um espaço de aproximadamente 0,5mm em largura ao redor de todas as partes da raiz. O periodonto pode ser dividido funcionalmente em periodonto de proteção e periodonto de fixação. O periodonto de proteção compreende a gengiva, enquanto o de fixação compreende o cemento, o osso alveolar e o ligamento periodontal.

Segundo Parra, et al, 1996, o ligamento periodontal tem as funções física, formadora, sensorial, nutritiva e homeostática.

- Função física:

As funções físicas do ligamento periodontal são sustentação, transmissão das forças oclusais do osso, inserção dos dentes no osso, manutenção dos tecidos gengivais em suas relações adequadas com os dentes, resistência ao impacto das forças oclusais (absorção do choque) e provisão de um "envoltório" de tecido mole para proteger os vasos e nervos das lesões produzidas pelas forças mecânicas.

- Formadora:

As células do ligamento periodontal participam na formação e na reabsorção destes

tecidos, formação e absorção que ocorrem durante os movimentos fisiológicos do dente. Como todas as estruturas do periodonto, o ligamento periodontal se remodela constantemente.

- Sensorial:

Possibilita ao organismo detectar as aplicações mais delicadas de forças nos dentes, bem como seus deslocamentos mínimos. Ao morder-se um alimento macio com um objeto duro e pequeno em seu interior, reconhece-se a importância deste mecanismo na proteção das estruturas de suporte do dente contra movimentos mastigatórios excessivamente vigorosos.

- Nutritiva:

O ligamento possui vasos sangüíneos, os quais fornecem nutrientes e outras substâncias requeridas pelos tecidos do ligamento. A oclusão dos vasos sangüíneos leva a necrose de células da região afetada do ligamento. Isto ocorre quando uma força muito intensa é aplicada a um dente.

- Homeostática:

As células do ligamento periodontico têm a capacidade de reabsorver e sintetizar a substância intercelular do tecido conjuntivo do ligamento, osso alveolar e cemento. Esses processos funcionam continuamente, com intensidade variável, ao longo da vida do dente. Quando esses mecanismos homeostáticos são descontrolados, ocorre um desarranjo do periodonto.

Outro aspecto da homeostasia está relacionado com a função. Um ligamento que suporta um dente totalmente funcional exibe todas as suas características estruturais. Entretanto com a perda da função, ocorre uma diminuição da síntese das substâncias requeridas para repor moléculas estruturais reabsorvidas durante a renovação normal, e a espessura do ligamento periodontal é diminuída. O processo é reversível se o dente retomar sua função, porém é desconhecida a exata natureza do estímulo que controla a atividade alterada das células.

## **2.3 Cariologia**

A cárie dental pode ser tida como uma doença típica do homem civilizado e, de maneira genérica, todo indivíduo adulto durante sua vida é acometido pela cárie dental, datando porém,

da pré-história o aparecimento da cárie entre os seres humanos.

“Destruição progressiva e localizada dos dentes, principalmente das coroas dentárias”; “doença infecto-contagiosa que resulta em uma perda localizada de miligramas de minerais dos dentes afetados, causada por ácidos orgânicos provenientes da fermentação microbiana dos carboidratos da dieta”, seriam, segundo Marinho e Pereira, 2000, algumas definições de cárie. Qualquer que seja a definição de cárie, quando não tratada pode haver progressão culminando com a destruição quase total do dente e levando à infecção da polpa e dos tecidos de suporte.

A respeito da etiologia da cárie, a teoria da placa inespecífica, proposta por Miller, 1890 [citado em Marinho e Pereira, 2000], admite que todas as espécies de bactérias localizadas nas superfícies dentárias são capazes de contribuir para o ataque ácido sobre a superfície do esmalte. A principal diferença entre saúde e doença seria a magnitude dos depósitos de placa.

Já a teoria da placa específica considera que certos tipos de placa são colonizados por um ou mais tipos de bactérias, capazes de determinar uma quantidade mensurável de cárie dentária. Isto não quer dizer que estas espécies bacterianas seriam responsáveis por todas as lesões de cárie, mas deixa claro que sejam responsáveis por boa quantidade de lesões de cárie. Neste conceito está implícita a possibilidade de ocorrência de placa sem que haja doença, significando a presença de placa não dominada pelos organismos odontopatogênicos.

### **2.3.1 Como ocorrem as cáries**

A cárie é resultante da interação entre dois fatores mutuamente dependentes: o esmalte propriamente dito, isto é, o fator genético, e o ambiente externo. Portanto, teoricamente, ambos fatores posteriormente determinam o desenvolvimento da lesão ou da resistência à lesão de cárie. Do ponto de vista prático, esse critério é muito útil, visto que nossas oportunidades de interferir nos fatores genéticos, em termos de desenvolvimento do dente, e composição química dos tecidos, são praticamente nulas em contraste com os esforços empenhados em afetar os fatores ambientais [Thylstrup e Fejerskov, 1994].

Os microrganismos que vivem em nossas bocas, as bactérias, fixam-se aos dentes formando uma camada muito fina chamada placa bacteriana. Ao mesmo tempo que são mais ativas durante o período de sono das pessoas, onde a produção de saliva é menor, se reproduzem numa velocidade espantosa: a cada minutos, cada bactéria se divide em duas. “Locais de

retenção” são denominações dadas as áreas que favorecem o acúmulo microbiano mais rápido. Áreas onde as bactérias não são removidas ou perturbadas pelas forças mecânicas orais que operam durante a função natural ou a auto-higiene (inúmeros microrganismos são continuamente desalojados das superfícies orais através da freqüente deglutição).

A placa bacteriana alimenta-se principalmente do açúcar que ingerimos com os alimentos e, quando não é removida periodicamente, desenvolve-se bastante. Como resultado da metabolização (digestão) do açúcar, a placa bacteriana produz ácidos que vão destruindo os dentes, num processo bastante lento. A saliva e o esmalte do dente compartilham dois minerais, o cálcio e o fosfato, cuja tendência é passar do lugar mais alcalino para o mais ácido. Desse modo, quando o ph da saliva fica inferior a 5,5 ela começa a retirar cálcio e fosfato dos dentes. Com isso, depois de certo tempo, o equilíbrio ácido-básico volta a reinar. Então, os dentes podem até tomar de volta os dois minerais. No entanto, quando os dentes mais perdem do que ganham cálcio, a cárie aparece. Ela é a própria desmineralização do esmalte.

### **2.3.2 Etapas do Desenvolvimento da Cárie**

**a - Placa Bacteriana:** A placa bacteriana desenvolve-se após a ingestão de alimentos, principalmente aqueles que contém açúcar. É uma fina camada que pode ser removida pela escovação e uso do fio dental.

**b - Cárie Incipiente:** A Cárie Incipiente ou Mancha Branca aparece no estágio inicial da cárie, antes que se forme uma cavidade propriamente dita. Neste estágio a cárie pode ser remineralizada sem restauração (fig.2.5). Após 14 dias com a placa completamente inalterada, as alterações do esmalte tornam-se macroscopicamente visíveis.

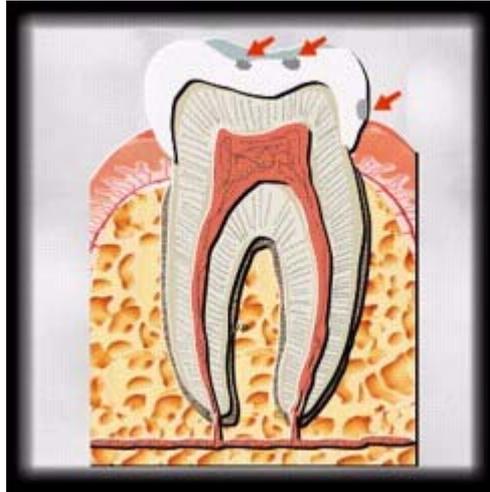


Figura 2.5 - Mancha Branca

**c - Cárie de Esmalte:** Quando o ácido produzido pelas bactérias dissolve o esmalte dos dentes provocando uma pequena cavidade temos a cárie de esmalte. Até este estágio a cárie não causa nenhuma dor (fig.2.6). A destruição progressiva do esmalte ou a gradual ampliação da cavidade é o resultado da produção contínua de ácido na biomassa microbiana, combinada com microtraumas mecânicos.

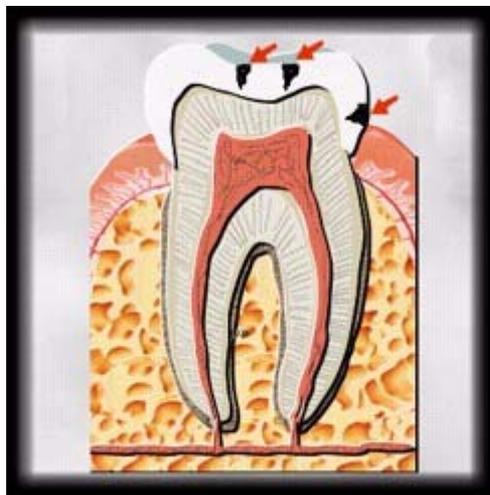


Figura 2.6 - Cárie de Esmalte

**d - Cárie de Dentina:** Após ultrapassar o esmalte (que é bastante duro) a cárie avança mais rapidamente na dentina e passa a causar dor (fig.2.7).

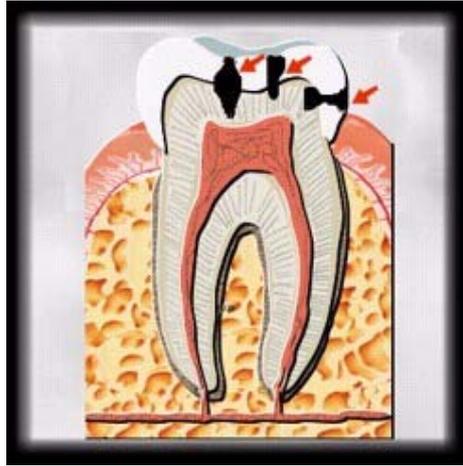


Figura 2.7 - Cárie de Dentina

**e - Infecção Pulpar/Abcesso:** Em um último estágio, a cárie evolui até alcançar totalmente a polpa, causando muita dor e podendo originar abscessos (bolsas de pus) no tecido ósseo abaixo da raiz do dente. Neste estágio é necessário o tratamento de canal (fig. 2.8).



Figura 2.8 - Infecção Pulpar/Abcesso

## 2.4 Periodontia

A doença periodontal é o comprometimento dos tecidos periodontais pelo processo inflamatório, que leva a reabsorção do osso que está ao redor das raízes dos dentes. A Doença Periodontal se inicia da mesma forma que a cárie, ou seja, com a formação da placa bacteriana. A placa bacteriana fica aderida ao dente e ataca as gengivas, provocando inflamação. Então a gengiva fica bastante vermelha, inchada e pode sangrar. É a chamada Gengivite.

A sua prevenção pode ser feita unicamente removendo a placa bacteriana através de higienização diária com fio dental e escova macia.

### 2.4.1 Etapas da Evolução da Doença Periodontal

**a - Formação do Cálculo:** Com o tempo, a placa bacteriana sofre um processo de calcificação em certas áreas, formando o cálculo ou tártaro (fig. 2.9 e 2.10). Este processo leva um tempo considerável (às vezes até anos).

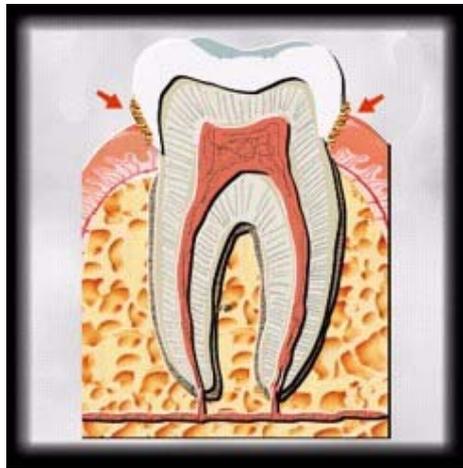


Figura 2.9 - Formação de Cálculo Dentário.



Figura 2.10 - Cálculo Dentário na região posterior de dentes inferiores

**b - Bolsa Periodontal:** Com o avanço da doença periodontal aparecem espaços

conhecidos como bolsas periodontais (fig. 2.11) entre a gengiva e o dente. As bolsas facilitam ainda mais o acúmulo de restos alimentares, placa bacteriana e cálculo junto às raízes dos dentes.

Em um estágio mais avançado da doença periodontal as bolsas avançam destruindo o osso que prende a raiz dos dentes e causando retração da gengiva. Neste estágio os dentes podem amolecer e até cair.



Figura 2.11 - Bolsa Periodontal

#### **2.4.2 Periodontite**

A periodontite é provocada por bactérias que vivem nas placas bacterianas e destroem os ligamentos que “prendem” os dentes aos ossos. O espaço acaba sendo ocupado pela gengiva, que cresce e forma a chamada “bolsa periodontal”.

#### **2.4.3 Retração Gengival**

A retração gengival é conceituada como o afastamento gradual do bordo da delgada gengiva que recobre o esmalte, tal afastamento poderá evoluir até além da junção cimento-esmalte. Sua causa mais comum é o uso regular da escova, particularmente as de textura dura.

O emprego de abrasivos duros, traumatismo por escovação (fricção exagerada com escova de cerdas duras) associado à técnica empregada na escovação, pode levar a sinais de uma retração gengival precoce e ao desgaste de tecidos duros. Fanganiello et al., 1987 afirmam que a

forma das extremidades das cerdas, direção incorreta da escova, força excessiva aplicada e má disposição das cerdas, são fatores que determinaram se a escova só remove a placa e massageia a gengiva ou se também danificará a mesma.

A recessão da margem gengival é um resultado inevitável da deficiente higiene oral (inflamação da gengiva pela presença da placa bacteriana) e da perda gradual de inserção periodontal que ocorre com a idade. Mesmo em populações com higiene oral regular ocorre alguma recessão e o seu padrão de distribuição entre a população mais velha é muito característico. Nas populações atuais é freqüente que até mesmo os adolescentes apresentem alguma exposição das superfícies cervicais da raiz em vários dentes devido a procedimentos impróprios de controle de placa.

Normalmente, o que se faz é evitar a evolução desse processo por intermédio de escovação adequada, limpeza profissional, ajuste oclusal, remoção de hábitos nocivos, remoção de excessos de materiais restauradores, se houver, e se for o caso, corrigir a má posição do dente com aparelho ortodôntico.

#### **2.4.4 Abrasão Cervical**

Além de lesões a nível de tecidos moles, a higiene bucal realizada de maneira inadequada pode causar alterações indesejáveis aos tecidos duros.

Abrasão pode ser conceituada como a perda patológica crônica de estruturas dentais, secundária a um processo mecânico anormal.

Uma vez iniciada a lesão, ela vai evoluir para uma área em forma de cunha, na porção cervical dos dentes, com aspecto liso e polido.

A abrasão é causada, entre outros, pelos seguintes fatores:

- mecânicos – técnica de escovação, dentifrícios, tipos de cerdas da escova, força excessiva durante a escovação;
- hábitos parafuncionais – uso de cachimbos entre os dentes, quebra de castanhas com os dentes e bruxismo;
- uso incorreto de palito e fio dental.

Massoni, 1987, coloca em primeiríssimo plano a escovação errada como fator causador de abrasões dentárias.

#### **2.4.5 Hipersensibilidade Dentária**

Uma sensação dolorosa - comumente explicada por "dentes sensíveis" - pode ser a manifestação de um fenômeno denominado Hipersensibilidade Dentária. A dor ocorre quando a dentina, que protege a polpa (nervo), tecido vivo do dente, perde sua proteção natural, chamada esmalte ou cimento. Em contato com temperaturas quentes ou frias, acontece uma movimentação de fluidos no interior dos túbulos dentários, desencadeando a sensação de dor na polpa.

A perda desse revestimento natural pode ser ocasionada por abrasões, erosões dentais. Nas erosões, os principais responsáveis são os ácidos.

Na abrasão, o desgaste é ocasionado por ação mecânica. Neste caso, o importante é observar a qualidade da escova dental, que precisa ser macia, com extremidades arredondadas. Além disso, a escovação não pode ser feita com movimentos bruscos, pois a sua função é remover a placa bacteriana, não a estrutura dental.

### **2.5 Prevenção e a Escovação Dental**

A experiência demonstrou, durante muitos anos, que a odontologia curativa (restaurações, extrações, tratamentos de canal...) não obteve sucesso no controle das doenças bucais. Somente através da odontologia preventiva é possível diminuir a incidência das doenças bucais. Tratando-se das doenças bucais mais comuns (Cárie e Doença Periodontal) a prevenção baseia-se nos seguintes procedimentos:

- correta higienização com escova e fio dental;
- consumo inteligente do açúcar;
- uso correto de flúor, para fortalecimento dos dentes;
- acompanhamento da saúde bucal pelo dentista.

A remoção mecânica da placa dentária das superfícies do dente é um método eficaz no controle da cárie. Nenhum outro instrumento projetado para a remoção da placa alcança mais alto grau de eficiência do que a escova dental. A busca de uma escova ideal tem sido ilusória, dado o número de variáveis que devem ser consideradas em qualquer avaliação clínica de seu desempenho. A mensuração de variáveis complexas e inter-relacionadas na avaliação do desempenho da escova dentária, freqüentemente levou à confusão segundo a qual uma escova é tão boa quanto qualquer outra. Conquanto a intuição nos diga que algumas escovas têm desempenho superior a outras, os resultados de várias pesquisas aparentemente falharam em fornecer provas convincentes de que as diferentes medidas, entre várias escovas, tenham maior significado.

Uma vez que o ato de escovação é extremamente complexo e dependente de muitas variáveis concorrentes há muitos fatores relacionados ao processo de escovação que devem ser levados em consideração em qualquer estudo:

- técnica;
- tipo de movimento;
- abordagem sistemática;
- regiões críticas;
- freqüência;
- número de movimentos por área;
- tempo mínimo;
- força.

A escova dental é um dos recursos mecânicos mais utilizado para a higienização oral e sua eficácia depende de fatores físicos como características da escova, habilidade do usuário, uso associado ou não de dentífrício, desgaste da escova, entre outros [Barbisan, 1991].

Dentre as várias marcas e tipos de escova algumas características básicas devem ser observadas:

- cabeça pequena para alcançar até os últimos dentes;

- cerdas de nylon macias e agrupadas em tufos;
- pontas arredondadas para não ferir a gengiva;
- superfície da parte ativa plana.

Foram descritos na literatura diversos métodos ou técnicas de escovação dentária. Estes métodos podem ser classificados em categorias diferentes de acordo com o padrão de movimento que a escova executa:

- rolante: Rolling Stroke, Stillman Modificado;
- vibratório: Stillman, Charters, Bass;
- circular: Fones;
- vertical: Leonard;
- horizontal: Esfregação.

Segundo Lindhe, 1988, foram realizados vários estudos com a finalidade de comparar o efeito da limpeza dentária realizada empregando-se algumas das técnicas acima mencionadas. Até agora, contudo, nenhum método de escovação dentária mostrou ser claramente superior aos outros. Todavia, os métodos de escovação dentária de Bass e de Charters são provavelmente as técnicas mais comumente recomendadas na prática odontológica.

Danos aos tecidos duros e moles causados por escovação exagerada dos dentes ou pelo emprego de recursos auxiliares de higiene oral são vistos algumas vezes em pacientes com doença periodontal. Em casos raros, o dano pode ser acentuado. As faces vestibulares de caninos e pré-molares e as superfícies proximais de incisivos inferiores são locais onde este tipo de dano é mais comum (fig. 2.12). Os fatores que contribuem para este dano podem incluir: escovas dentárias com cerdas muito duras, escovação dentária e instrumentação interdental muito exagerada e o uso de dentifrício altamente abrasivo durante a escovação e limpeza interdental.

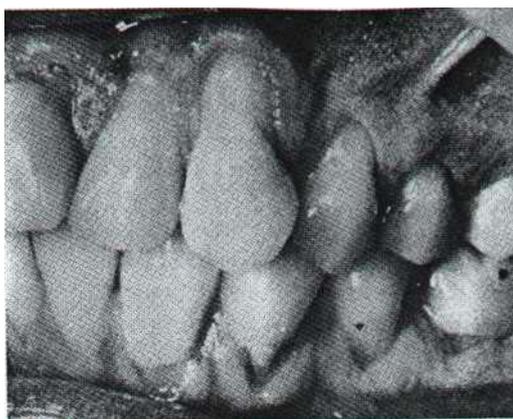


Figura 2.12 – Dano causado ao tecido mole devido a escovação exagerada.

Achados de pesquisas clínicas e de laboratório demonstram que o dano aos tecidos duros é devido sobretudo ao componente abrasivo do dentífrico usado, enquanto as lesões na gengiva podem ser produzidas pela escovação dentária e fio dental também, sem o uso do dentífrico. É importante considerar que, tão logo o dano aos tecidos moles ou duros é identificado, a técnica de higiene oral tem de ser modificada a fim de sustar a progressão das lesões [Lindhe, 1988].

Chaim et al, 1997, afirmam que o excesso de força durante a escovação, além de causar dano aos tecidos orais, provoca desgaste prematuro das cerdas das escovas de dentes diminuindo o tempo de vida útil da escova (normalmente de três meses).

Com respeito ao projeto das escovas de dentes, os limites de projeto e funcionalidade parecem estar mal definidos, simplesmente porque precisa-se aprender muito mais sobre os efeitos da escovação na progressão das doenças dentárias. A variedade e espectro de opiniões sobre a escolha de escovas que se pode esperar de profissionais da área odontológica, somente torna mais clara a ignorância básica sobre o desempenho que se poderia esperar, no geral, de uma escova. Alguns afirmam que o tipo de escova não tem importância; outros defendem que um específico tipo é crítico no controle da placa. Obviamente a resposta deverá estar entre essas opiniões extremas. De novo, isso apenas torna mais claro que necessita-se de mais estudos sistemáticos nesta área.

## **2.6 Revelação de Placa**

Como a placa bacteriana é "invisível", a alternativa para localizá-la precisamente e

orientar a escovação é a Revelação de Placa. O revelador de placa atua colorindo a placa bacteriana e permitindo sua visualização (fig.2.13a e b). A revelação é feita pela mastigação de uma pastilha reveladora ou um bochecho com a solução reveladora.



Figura 2.13a e b - Dentes antes e depois da Revelação de Placa, respectivamente

## **2.7 Biomecânica**

### **2.7.1 Definições de Biomecânica**

A biomecânica lida com forças que agem no corpo, seus movimentos, os princípios de sua construção e as relações entre estrutura e função. Hay, 1978, descreve a Biomecânica como sendo a “ciência que estuda as forças internas e externas que atuam no corpo humano e, os efeitos produzidos por essas forças”. Esta definição é uma adaptação da definição de mecânica aplicada a sistemas biológicos.

Uma outra definição caracteriza a Biomecânica como sendo o estudo da estrutura e da função dos sistemas biológicos, utilizando os métodos da Mecânica [Enoka, 1989; Hall, 1991; Adrian e Cooper, 1995]. Desta definição emergem implicitamente as áreas conexas da Biomecânica, isto é, a Anatomia, a Fisiologia e, a Mecânica [Hall, 1991].

### **2.7.2 Objeto de estudo**

O objeto de estudo da Biomecânica é o sistema gestual, isto é, o movimento. Mas, tomando sempre em consideração o meio envolvente e as suas características particulares. Em termos mais específicos, são considerados como objetivos da Biomecânica:

- a) aumentar a eficiência técnica das pessoas: comparando os desempenhos individuais,

analisando as técnicas à luz dos princípios da Mecânica e melhorando os equipamentos;

b) diminuir a probabilidade de se verificarem lesões decorrentes da atividade física.

### **2.7.3 Métodos de medição**

De acordo com Baumman, 1995 e Amadio, 1996, os métodos de medição utilizados pela Biomecânica para abordar as diversas formas de movimento são:

a) Cinemetria

A cinemetria consiste na análise de parâmetros cinemáticos, tendo por base a aquisição de imagens do movimento em estudo e a sua posterior análise. Como, a análise da distância, do tempo, da velocidade e, da aceleração de um segmento corporal ao realizar um movimento.

Os procedimentos incluem a filmagem de um objeto e do movimento em estudo, por câmeras colocadas num só plano (estudo bidimensional) ou em diversos planos (estudo tridimensional). Este procedimento tem como objetivo a criação de imagens animadas de modelos espaciais, isto é, de um modelo que represente o sujeito através de segmentos rígidos e articulados, correspondentes aos diversos segmentos anatômicos a realizar a tarefa em estudo.

b) Dinamometria

A dinamometria engloba todos os tipos de medições de forças, bem como, a medição da distribuição de pressões e torques [Adrian e Cooper, 1995; Amadio, 1996].

Uma das técnicas fundamenta-se na utilização de plataformas de força. São dispositivos que registam a força de reação, em uma ou mais direções, onde as mais completas medem nas três direções longitudinais (X, Y, Z) e nos três respectivos momentos ( $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$ ).

Há também equipamentos como as células de carga, que normalmente são utilizadas para medições de força em uma única direção.

c) Eletromiografia

Refere-se ao estudo da atividade neuromuscular, através da representação gráfica da atividade elétrica do músculo. A Eletromiografia caracteriza-se pela detecção e aquisição de uma corrente elétrica, com origem nas fibras musculares. Segundo De Luca, 1993, as aplicações mais

comuns da Eletromiografia são:

- determinar o tempo de ativação do músculo;
- medir o nível de excitação, enquanto indicador da força produzida;
- utilizar o sinal eletromiográfico enquanto indicador de fadiga.

#### d) Antropometria

A Antropometria tem por objetivo determinar as dimensões corporais convencionais e a geometria das massas corporais. O estudo do centro de massa de um corpo é um dos elementos fundamentais na análise dos movimentos. Uma outra área de interesse, onde a Antropometria é fundamental, é a construção e aperfeiçoamento de equipamentos e materiais.

A Antropometria dedica-se fundamentalmente ao estudo da:

- geometria da massa corporal;
- o centro de massa do corpo;
- o momento de inércia de cada segmento corporal;
- o centro de massa de cada segmento;
- as dimensões e as proporções corporais.

## CAPÍTULO 3

### REVISÃO BIBLIOGRÁFICA E ESTADO DA ARTE

#### Força de escovação dental

São poucos os trabalhos que se encontram na literatura científica, abordando o tema de força de escovação dental. Talvez, isso deva-se pela falta de uma interatividade maior entre Engenharia e Odontologia. Há um pouco aproveitamento das tecnologias disponíveis na criação de dispositivos que venham à auxiliar a pesquisa científica na área da saúde bucal. Em ordem cronológica, resume-se a seguir os principais artigos científicos que abordam a força com que as pessoas escovam seus dentes.

Björn, 1966, descreveu a possibilidade de estudar a mecânica e especialmente a força usada durante a escovação dental. O transdutor consistia de uma barra de alumínio com strain gages colados, e protegidos por um cilindro de metal (Figura. 3.1). As forças aplicadas nas superfícies dos dentes durante diferentes técnicas de escovação foram examinadas em 73 indivíduos.

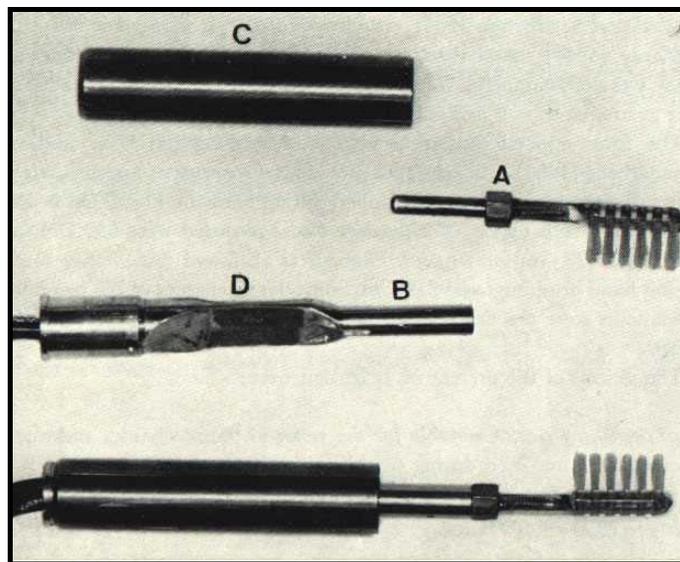


Figura 3.1-Transdutor fabricado em alumínio, com strain gages.

A força máxima aplicada durante o movimento vertical de varredura da escova foi de 3,49N para as mulheres e 3,51N para os homens. A força máxima aplicada durante o movimento horizontal de vai-e-vem foi de 2,0 e 2,11N, para mulheres e homens respectivamente. Uma análise nos gráficos revelaram que uma diferença fundamental no contato entre escova e

superfície dos dentes existe entre as técnicas de escovação vertical e horizontal. A escovação horizontal ocasionou um maior período de contato entre as cerdas e a superfície dos dentes, quando comparado com a escovação vertical. Segundo o autor, este fato pode explicar o maior desgaste da dentina produzido pela escovação horizontal, quando comparado com a escovação vertical.

Fraleigh et al, 1967, fizeram ao todo 208 testes com 8 diferentes tipos de escovas de dentes, para determinar as forças aplicadas através das escovas de dentes, sobre as superfícies dos dentes, durante a escovação. Para tanto, construíram um transdutor com strain gages colados, capaz de medir forças em flexão e torque (Figura.3.2). Os sinais foram adquiridos em registradores (Figura. 3.3). As escovas usadas no teste foram, a elétrica com ação de rotação com 4 diferentes tipos de cerdas; a com ação recíproca e cerdas de nylon; a com ação de rotação e cerdas de nylon; e a multitufo, escova manual macia com dois diâmetros de cerdas de nylon. O torque e as forças normais, medidas durante os testes variaram amplamente de pessoa para pessoa, mas os resultados dos testes indicaram que a estrutura e o padrão das cerdas determinaram as forças de escovação em cada indivíduo. O diâmetro, arranjo e o comprimento das cerdas foram considerados os mais importantes fatores.

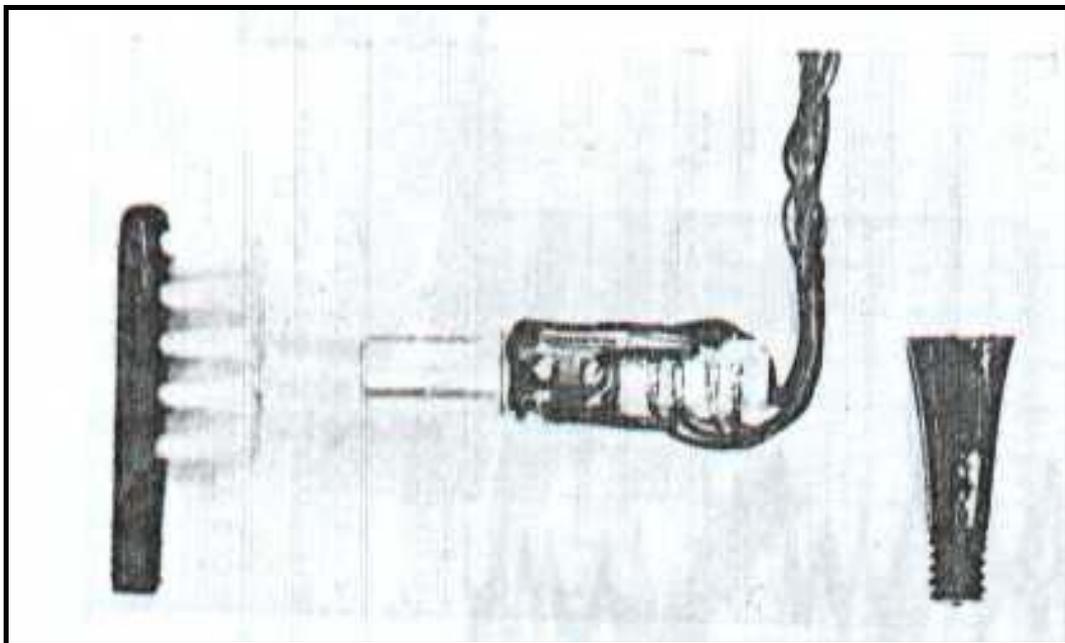


Figura 3.2-Transdutor com strain gages.

A máxima força normal, com as várias escovas usadas nos testes variou de 260gf (2,55N), com a escova de ação rotatória, até 1310gf (12,85N) com a escova manual macia multitufo. A média da força normal, em todos os testes, variou de 182gf (1,78N) até 1153gf

(11,31N) entre as mesmas duas escovas citadas acima. Os valores máximos de torque variaram de 30gfpol (0,007Nm) até 143gfpol (0,036Nm). Os resultados destes testes indicaram que as forças aplicadas durante a escovação variavam mesmo quando os parâmetros eram mantidos constantes. Segundo Fraleigh, os resultados também sugeriram que em estudos de abrasão, usando máquinas de escovação, devem ser usadas forças que variem durante o ciclo de escovação, para que se ajustem mais a realidade de um processo de escovação.

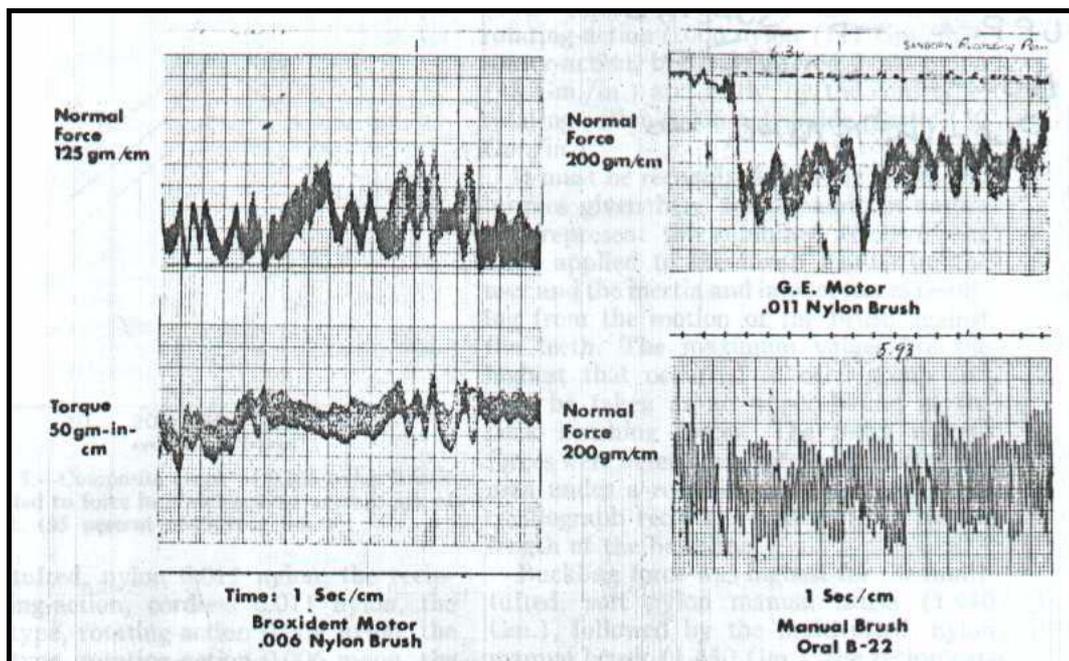


Figura 3.3-Sinais de força em registradores.

Allen e Nahodil, 1972, desenvolveram um transdutor para medir força nos dentes, durante a escovação, com uma escova manual. A força foi medida em termo de três componentes mutuamente independentes. Por uma combinação vetorial das componentes, a magnitude e direção da força aplicada nos dentes pode ser determinada. Os componentes de força foram tomados ao longo do eixo do cabo da escova, ao longo do eixo das cerdas, e perpendicular a estas duas direções. As pessoas cuja força de escovação estava sendo medida, limpavam seus dentes da maneira usual, com o transdutor ajustado na cabeça de cada escova manual convencional. Os dados obtidos do uso do transdutor foram exibidos em um display multicanal de alta velocidade, na forma de gráficos. Estes gráficos foram analisados para um certo número de participantes, para determinar o intervalo da magnitude da força, frequências de escovação, e força padrão. Com uma escovação convencional, a força resultante típica ficou entre 2,5N à 11,0N para frequências de escovação entre 200 à 350 escovações por minuto (3,33 à 5,83Hz); a

força esteve sempre inclinada de um ângulo com a superfície do dente de aproximadamente 50°. Os gráficos foram usados para estabelecer padrões de força por indivíduos e para todo o grupo, de acordo com a técnica de escovação.

Burgett e Ash, 1974, desenvolveram um rádio transmissor em miniatura especificamente designado para transmitir a pressão de escovação medida nas superfícies dos dentes (Figura 3.4). Foram realizados testes com 32 indivíduos, 16 homens e 16 mulheres, usando três escovas de dente diferentes. Foram testadas as escovas manuais com cerdas de nylon duras e macias, e uma escova elétrica com cerdas de nylon macias.

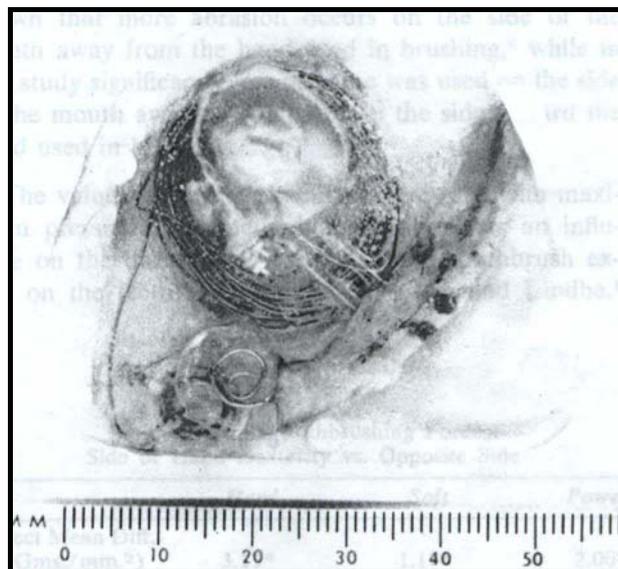


Figura 3.4 - Rádio transmissor em miniatura designado para medir a pressão de escovação nas superfícies dos dentes.

Foram obtidas leituras de áreas similares no lado direito e esquerdo da boca de cada indivíduo. Pressões máximas médias similares foram medidas para a escova macia  $11,29 \pm 5,02 \text{gf/mm}^2$  ( $0,11 \text{N/mm}^2$ ) e para a escova elétrica  $11,32 \pm 5,32 \text{gf/mm}^2$  ( $0,11 \text{N/mm}^2$ ), enquanto pressões significativamente maiores foram medidas com a escova de cerdas duras  $19,53 \pm 6,48 \text{gf/mm}^2$  ( $0,19 \text{N/mm}^2$ ). Pressões máximas, significativamente maiores ocorreram no lado direito da boca de pessoas destras, quando comparado com o outro lado. Nenhuma diferença significativa foi encontrada nas pressões de escovação entre homens e mulheres. Uma grande variação de pressão foi encontrado para cada tipo de escova. No processo de rolagem da escova, a pressão sobre os dentes variou de zero até um pico máximo, para depois retornar a zero. O tempo de duração da pressão sobre os dentes dependeu da velocidade da escovação.

White, 1983, tentou determinar se forças de escovação variavam significativamente entre pacientes de ortodontia que são bons escovadores, quando comparados com aqueles que são maus escovadores. Setenta e dois pacientes passando por tratamento ortodôntico de arco completo foram selecionados pela prática do autor e foram subjetivamente separados por ele de acordo com suas qualidades habituais de higiene oral. Um grupo de 36 pacientes que habitualmente apresentavam uma pobre higiene oral foi comparado com um grupo de 36 pacientes que habitualmente apresentavam boa higiene oral. Um strain gage foi colado em cada escova de dentes dos pacientes, e a força com a qual os pacientes escovaram (durante um período de 30s) foi medida e registrada em libras. Nos escovadores ruins foi medido 0,20 Lbf (0,89N) de média, já a força média medida nos bons escovadores foi de 0,89 Lbf (3,96N). Estatisticamente a diferença entre os dois grupos foi altamente significativa. Segundo o autor este estudo mostra que forças de escovação podem ser facilmente e acuradamente medidas, e que uma pobre higiene oral pode não ser apenas causada por uma questão de “atitude” dos pacientes. O autor acreditava que estudos futuros iriam determinar se pobres escovadores poderiam ser transformados em bons escovadores, através de progressiva aquisição de “melhores” forças de escovação.

Mierau e Spindler, 1984 (segundo Van der Weijden, et al, 1996) observaram que em um grupo de indivíduos sem recessão gengival, a força média com uma escova manual foi de  $212 \pm 31$ gf (2,08N), enquanto um grupo com múltipla recessão teve uma força média de  $375 \pm 47$ gf (3,67N).

Mc Ley e Zahradnik, 1994, procuraram avaliar a força de escovação e a quantidade de dentifrício aplicado com 3 escovas elétricas (Rotadent, Interplak e Braun) e uma manual (Oral B 40). Uma matriz de oito Strain Gages foi colada no pescoço de cada escova, e as forças verticais e horizontais foram eletronicamente medidas e analisadas. Os indivíduos foram divididos em 3 grupos de 12 pessoas, e a cada grupo foi dada uma escova elétrica. Os indivíduos foram instruídos para usá-las normalmente, e as sessões foram filmadas. Subseqüentemente os testes foram realizados com as escovas manuais, após uma semana de uso em casa. A quantidade de dentifrício aplicada em cada escova foi determinado gravimetricamente. Suas conclusões foram que: “Em todas as escovas elétricas os usuários usaram menos dentifrício do que com a escova manual, sendo que a Rotadent foi a que menos usou. Os dados de força de escovação (Tabela 3.1) revelaram diferenças menores entre os usuários da Rotadent e da Braun, enquanto que os usuários da Interplak e a manual escovaram com considerável mais força. Segundo o autor, “Estes resultados podem ter significância a longo tempo, para a integridade dos tecidos orais duros e moles expostos a várias escovações.”.

Tabela 3.1-Medição de força e quantidade de dentifício com diferentes escovas dentais.

<b>Instrumento</b>	<b>Força Vertical(N)</b>	<b>Força Horizontal(N)</b>	<b>Dentifício(g)</b>
Rotadent	0,81±0,31	0,36±0,08	0,14±0,08
Braun	0,95±0,19	0,43±0,11	0,48±0,16
Interplak	1,19±0,49	0,46±0,16	0,75±0,23
Manual (Oral B 40)	2,96±0,82	0,92±0,25	1,16±0,41

Van der Weijden, et al, 1995, usaram 3 escovas elétricas (Rotadent, Interplak e Braun/Oral B plaque remover) e uma manual, para tentar avaliar a força de escovação habitual. Foram selecionados 20 estudantes não relacionados a Odontologia, mas que foram considerados “bons escovadores”. As escovas foram distribuídas aleatoriamente entre os estudantes, uma para cada. Eles tiveram 3 semanas para se familiarizar com o uso das escovas, e tiveram que se abster de higiene oral 24 horas antes do experimento. Nenhuma referência foi feita sobre a medição de força de escovação, os estudantes sabiam apenas sobre um experimento para verificar a eficácia da escovação. A placa foi revelada nas superfícies vestibular e lingual e então eles foram instruídos a escovar os dentes durante 2 minutos, com uma escova equipada com um Strain Gage (aquisição de dados em um computador, a uma taxa de 100Hz). No final da escovação novamente a placa bacteriana foi revelada. Suas conclusões foram que não houve diferença significativa na força usada com os 3 tipos de escovas elétricas, mas comparadas com a manual menos força foi aplicada, sendo R=96gf, I=119gf, B=146gf e M=273gf (0,94N, 1,17N, 1,43N e 2,67N respectivamente). Uma análise estatística (variância e covariância) mostrou que as escovas elétricas são mais eficientes na remoção da placa que a escova manual.

Steer e Whittaker, 1995, desenvolveram um método que simula a força gerada nos dentes e gengivas pela escova de dente, durante o uso “in vitro”. Isto habilitaria a avaliar os possíveis traumas causados nos tecidos moles, devido ao excesso de força na escovação. O método utiliza uma viga engastada com strain gages colados. Estes, por sua vez, estão conectados em uma ponte de Wheatstone completa. Um modelo de dente é atarraxado na barra, centrada 5cm da extremidade livre. A face com as cerdas da escova foi engastada paralela a barra. A escova cruza o dente simulado com uma carga predeterminada. O pico de força resultante gerado na barra, foi medido após 30s. Escovas de vários perfis de cerdas e composição do cabo foram avaliadas. Os testes mostraram que escovas de dente com especial parâmetros de flexibilidade, geram

significativamente menos força na barra, quando carregada entre 10-500g (250g-500g é considerada uma carga de escovação normal), foram comparadas a Blend, a Dent Professional, Colgate Precision e Oral B 40. Suas conclusões foram que estes resultados de laboratório indicam que a Aquafresh/ Dr. Best, escova com design flexível, tem um significativo efeito em reduzir as forças produzidas durante a escovação. Isto sugere que no uso, uma escova de dente pode reduzir o possível risco de trauma, pelo excesso de força.

Pintado e Douglas, 1995, usaram 4 strain gages colados simetricamente para cada uma das sete escovas usadas: Colgate Plus (CPI), Colgate Precision (CPr), Crest Complete (CC), Reach (R), Dr. Best Aquafresh (FL), Dr. Best Schwingkpf (SK), e Oral B P40 (OB), usando a tecnologia de um estudo anterior (Pintado et al, JDR 1992: 71: abst 961). Guiados por um aparelho que lhes permitia ver a força com que estavam escovando os dentes, foi pedido a 4 pessoas para escovarem a porção anterior com 3 níveis de esforço: leve (1,64 N), moderado (2,80N) e vigoroso (4,74N), como pode ser visto na Tabela 3.2. As forças foram medidas em duas direções, prensagem-Fp (facial) e movimento rítmico-Mr (cervical-oclusal), conforme calibração. Uma análise estatística mostrou uma diferença significativa entre os grupos. Dr. Best Aquafresh (FL) e Dr. Best Schwingkpf (SK) aplicaram as menores forças no nível vigoroso, mas no nível moderado elas apresentaram mais força de escovação. Isto sugere que as características destas escovas, como forma, composição e tipo de cerdas, limitam a geração de forças traumáticas durante as escovações vigorosas. Isto é expressado pela razão de flexibilidade: Fp/Mr = 2,69 (FL), 2,27 (SK) no nível vigoroso, e 1,70 (FL), 1,72 (SK) no nível moderado. Deste modo, com o aumento das forças as escovas “tornam-se” relativamente mais flexíveis.

Tabela 3.2 – Variação da força de escovação nas diversas escovas estudadas.

	<b>Força de Escovação (movimento ritmado) (N)</b>						
<b>Força de Prensagem</b>	<b>CPI</b>	<b>CPr</b>	<b>CC</b>	<b>R</b>	<b>FL</b>	<b>SK</b>	<b>OB</b>
Leve	0,89	1,34	1,17	0,84	0,81	0,85	0,84
Moderado	1,55	1,93	1,87	1,51	1,58	1,62	1,43
Vigoroso	2,43	2,41	2,78	2,47	1,76	2,09	2,18

Ko, et al, 1995, realizaram um trabalho para tentar esclarecer a relação entre a flexibilidade das escovas de dentes e a força de escovação. A força de escovação pode

determinar a eficácia na remoção da placa bacteriana da superfície dos dentes. Ela pode também causar lesões nos tecidos, como a abrasão. Portanto, mais especificamente, o objetivo deste trabalho foi quantificar a relação entre o grau de flexibilidade de uma escova de dentes e a força de escovação gerada em um simples movimento de escovação. Eles mediram o grau de flexibilidade e a força de escovação de um escova manual. A flexibilidade da escova foi definida como o raio da força de escovação (deslocamento provocado pela força aplicada na escova) para a deflexão vertical da escova, e é uma combinação da flexibilidade do cabo e cerdas. A flexibilidade da cerda foi calculada usando um modelo de elementos finitos, assumindo uma grande deformação, na qual as propriedades do material das cerdas foram determinadas usando um método de microentalhe. A flexibilidade do cabo foi então calculada pela subtração da flexibilidade das cerdas da flexibilidade da escova. As resultantes flexibilidades dos cabos, das cerdas, e as forças são descritas na Tabela 3.3 para as 7 escovas usadas.

Tabela 3.3 – Flexibilidade e força de escovação com as diversas escovas estudadas.

(N/mm)	<b>Reach</b>	<b>Colgate Plus</b>	<b>Colgate Precision</b>	<b>Crest Complete</b>	<b>Oral B</b>	<b>Flex</b>	<b>Schwingkopf</b>
<b>Flexibilidade do cabo</b>	2,5371	1,5514	1,3000	1,5675	0,6235	0,2444	0,5486
<b>Flexibilidade das cerdas</b>	0,0033	0,0036	0,0036	0,0036	0,0032	0,0037	0,0032
<b>Força de escovação(N)</b>	10,160	10,1600	6,5400	8,2000	4,4100	3,2000	4,0500

A flexibilidade das cerdas foi maior, comparado com a do cabo, e também não houve variações significantes entre as diferentes escovas. Todavia, as flexibilidades dos cabos são diferentes entre as escovas. Para cada tipo de escova, a flexibilidade do cabo foi também equivalente a flexibilidade da escova, e provavelmente o principal fator determinante da força agindo nos dentes. Uma significativa correlação,  $F=2,6 \pm 3,4 Gc$ , entre força de escovação (F) e flexibilidade do cabo (Gc) foi encontrada. Nenhuma relação estatística pode ser encontrada entre a flexibilidade das cerdas e a força de escovação. Os resultados implicam que as propriedades do material e forma do cabo da escova podem ser os fatores dominantes para força de escovação na superfície dos dentes, e pode também determinar a eficácia de uma limpeza, bem como o

potencial de causar lesões nos tecidos orais. A carga ótima para evitar danos nos tecidos, enquanto eficazmente remove a placa dental durante a escovação, está sendo investigada.

Versluis e Douglas, 1995, investigaram a rigidez de uma escova de dentes (propriedades do material e características geométricas), efeitos da distribuição de força que pode ser aplicada durante a escovação, e conseqüentemente a efetiva remoção da placa e trauma na gengiva. Resultados experimentais e numéricos mostraram que a maior força no movimento, ocorrem durante o reverso do movimento, quando as cerdas dobram. Para qualificar os efeitos adequados para diferentes parâmetros na forma, uma análise numérica foi executada na qual alguns desses parâmetros foram variados. Uma escova de dente genérica em forma 3-D foi modelada e resolvida com um programa não-linear, incluindo dinâmica, grandes deslocamentos, análise de contato e propriedades não-lineares do material. As escovas foram movidas de um lado a outro, em um movimento controlado sobre uma superfície plana. A força dinâmica de prensagem, a força de reação, e a tensão no pescoço da escova foram obtidos durante movimentos cíclicos. Alguns parâmetros foram variados: comprimento dos tufos, rigidez do pescoço, força de prensagem. A força de prensagem ( $F_p$ ) foi a menor durante o deslizamento, onde todos os tufos foram dobrados na mesma direção. A força máxima de prensagem ( $F_{m\acute{a}x}$ ), ocorreu quando o movimento foi revertido (dobra).  $F_p$ ,  $F_{m\acute{a}x}$  e  $F_{m\acute{a}x}-F_p$  (amplitude) decresceram linearmente com o aumento do comprimento do tufo (7,5mm – 1,5mm). Dois tipos de áreas foram investigadas quanto à ruptura: o pescoço e uma pequena seção na junta cabo-pescoço. A tensão de ruptura foi variada abaixo de 20% da rigidez da escova. A força máxima de prensagem diminuiu curvilinearmente com a diminuição da rigidez. Um grande efeito de ruptura versus uma pequena tensão de ruptura, aumenta com a diminuição da rigidez.

Allen, et al, 1996, desenvolveram um instrumento para medir força aplicada direto no eixo das cerdas, usando um transdutor dentro do cabo da escova. Este instrumento permite que as forças de escovação dos pacientes sejam medidas. O sinal digital de forças medidas foram capturadas por um micro-controlador em miniatura e transmitidas para um display gráfico usando um radio transmissor de 418 MHz. A adoção de moderna microeletrônica permitiu a construção de escovas de dentes eletrônicas, capacitando a introdução no cabo da escova, de modo que procedimentos clínicos possam ser conduzidos independentemente dos instrumentos de medição. Um computador fornecia um display on-line da medição da força durante a escovação. O sinal era então clinicamente analisado para extrair relevâncias clínicas da medição.

Van der Weijden, et al, 1996, realizaram um estudo em duas partes. O objetivo da primeira parte foi examinar a relação entre força de escovação e remoção de placa, comparando

uma escova manual (M) com uma escova elétrica, Braun/Oral-B Plak Control (B). O estudo consistiu de uma profilaxia oral simples, seguida de 5 experimentos com diferenças apenas com respeito a força de escovação. Inicialmente (após 24 horas de acumulação de placa), a quantidade de placa dental foi avaliada e subseqüentemente, os dentes dos indivíduos foram escovados por um higienista dental. A escovação foi feita em uma ordem de divisão randômica da boca. O 1° e 3° quadrantes ou o 2° e 4° foram escovados com uma escova de dente e os quadrantes restantes com a outra. O tempo avaliado para o procedimento de escovação foi de 2 minutos (30s por quadrante, 15s nas superfícies linguais e 15s nas palatinas). Após a escovação a quantidade restante de placa foi avaliada. A força usada durante os 5 experimentos foi 100, 150, 200, 250 e 300 g (de 0,98 à 2,45N), respectivamente. Os resultados (Tabela. 3.4) mostram que quando a força de escovação é aumentada, mais placa é removida com as duas escovas. Exceto para a maior força de escovação, 300 g (2,94N), a escova elétrica remove mais placa do que a manual.

Tabela 3.4 – Redução de placa bacteria X força de escovação.

	Escova Manual					Escova Elétrica				
<b>Força(gf)</b>	113±7	158±7	206±6	257±6	328±13	109±21	160±9	205±5	254±7	327±16
<b>Red. Placa</b>	31 %	36 %	46 %	41 %	54 %	40 %	45 %	52 %	51 %	59 %

O objetivo da segunda parte do estudo foi complementar o estudo realizado em 1995 onde foi avaliada a habitual força de escovação com usos individuais de várias escovas dentais. Além de uma escova manual (M), 3 escovas elétricas foram examinadas, a Rotadent (R), Interplak (I) e Braun (B). Vinte indivíduos foram selecionados, sendo considerados “bons escovadores” (índice de placa < 25%). Inicialmente, cada indivíduo recebeu aleatoriamente 1 das 4 escovas. Eles receberam um período de 3 semanas de treinamento, no fim do qual lhes foi pedido que se abstivessem de escovar os dentes por 24 horas. A placa foi avaliada, e após cada indivíduo escovou seus dentes (por 2 minutos) com uma determinada escova equipada com um strain gage (Figura 3.5). Um sistema de aquisição computacional mediu e calculou a força média. Após a escovação, a quantidade de placa foi reavaliada. Os resultados (Tabela 3.5) mostram que com a escova manual, consideravelmente mais força é usada do que com as escovas elétricas (R=96gf, I=119gf, B=146gf, M=273gf). Nenhuma relação significante entre força de escovação e remoção de placa foi demonstrada por nenhuma das escovas. Além disso, Burgett e Ash, em 1974, argumentam que o potencial de efeitos negativos da escovação, está relacionado a força aplicada em um ponto particular. Como pode ser observado a cabeça das

escovas manuais são consideravelmente maiores do que nas escovas elétricas, razão pela qual foi calculada a pressão exercida pela escova sobre os dentes. A estimativa de área foi calculada tomando-se a área de um filamento de cerda e multiplicando-se pelo total de cerdas existentes na cabeça da escova. Pode-se observar que a escova manual apresenta uma média de pressão menor do que as elétricas, mas as implicações destes dados necessitam maior pesquisa.

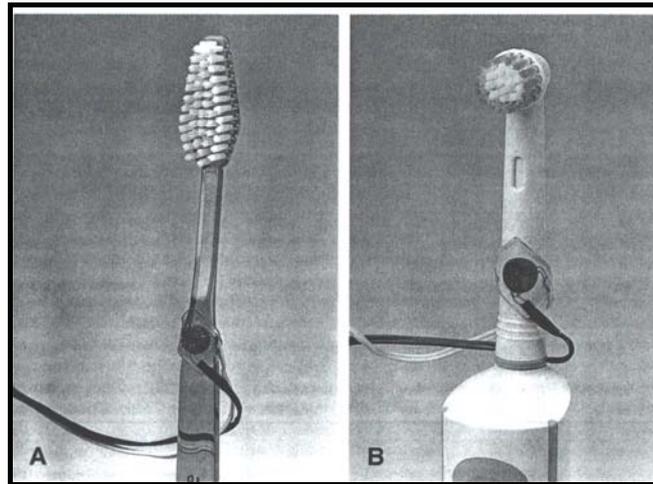


Figura 3.5 – Escovas com strain gages colados.

Tabela 3.5 – Força, pressão e redução de placa na escovação.

Escovas	Força (gf)		Pressão (gf/mm <sup>2</sup> )		Redução da placa
	Média	Máxima	Média	Máxima	
<b>M</b>	267 ± 73	576	6,5 ± 1,8	14,2	57 %
<b>B</b>	146 ± 54	639	5,7 ± 2,1	24,9	62 %
<b>I</b>	119 ± 46	533	8,3 ± 3,2	37,0	64 %
<b>R</b>	96 ± 34	604	3,2 ± 1,1	20,2	61 %

Van der Weijden, et al, 1997, tentaram relacionar força de escovação com a abrasão gengival, bem como se a velocidade da cabeça da escova tem alguma influência na força usada. Foram 47 voluntários que tiveram 3 semanas para se familiarizar com o uso de uma escova elétrica. As escovas usadas foram: Braun/Oral B plaque remover (28 Hz) e Braun Ultra (36 Hz), sendo usadas alternadamente a cada dia. Antes do experimento os pacientes ficaram 24 horas

sem higiene oral. Antes e após a escovação, as gengivas foram reveladas para determinar a escamação gengival. A força média usada foi de 170gf com um máximo de 763gf. Suas conclusões foram que “...as diferenças na velocidade da cabeça da escova não influenciaram a força de escovação usada. Nenhuma correlação foi observada entre a abrasão gengival e a força de escovação. Isto sugeriu que os hábitos de escovação são os principais responsáveis pela abrasão gengival.”

Kelly, et al, 1997, objetivou com seu estudo determinar se as forças de escovação (F), usadas por crianças, são influenciadas pela presença de aparelhos de Ortodontia. Um sensor de força em uma escova manual, foi usado no estudo, ele captura o sinal digital da força medida, e transmite para um display gráfico usando um radio transmissor. A cabeça intercambiável com cerdas de nylon de uma escova elétrica, foi usada em 30 crianças com idade entre 10 e 16 anos, que estavam passando por um tratamento ortodôntico (Grupo I). Como parâmetro de comparação, a cada indivíduo foi pedido que escovasse normalmente seus dentes, por um tempo pré fixado e usando um dentífrício padrão. A escovação foi repetida após 2 e 14 semanas. Outras 30 crianças (Grupo II), sem aparelhos ortodônticos fixos foram recrutadas como grupo de controle, seguindo os mesmos procedimentos do Grupo I. Após a escovação, os indivíduos do Grupo II tiveram brackets ortodônticos colados em seus dentes e as forças de escovação foram medidas após a 2ª e 14ª semana (Tabela 3.6). Segundo os parâmetros de comparação a força de escovação média, em cada grupo, foram virtualmente idênticas. Concluiu-se que, as forças de escovação para as crianças aparecem inafetadas para aquelas que usam aparelhos ortodônticos.

Tabela 3.6 – Valores de força ao longo do experimento.

	Grupo I		Grupo II	
	F <sub>méd</sub> (gf)	F <sub>máx</sub> (gf)	F <sub>méd</sub> (gf)	F <sub>máx</sub> (gf)
<b>Primeira medida</b>	194±124	939±873	196±120	901±1014
<b>2 semana</b>	203±77	863±847	209±99	1028±952
<b>14 semana</b>	201±76	924±843	204±63	474±379

Van der Weijden, et al, 1998, visaram investigar a associação entre eficácia na remoção da placa e forças de escovação, durante um regime de escovação normal. Os 94 indivíduos participantes deste estudo foram instruídos para não escovarem seus dentes nas 24 horas antes do

experimento. Voluntários escovaram por um minuto com uma escova manual. Antes e após a escovação, a placa foi revelada. Um segundo exercício de um minuto foi executado para medir a força de escovação. A redução média de placa foi de 39%, com as superfícies vestibulares tendo uma limpeza mais efetiva (69%) e a superfície lingual a menor (21%). A força média de escovação foi de 330gf (3,24N). A relação entre placa, pré e pós-escovação foi forte, ou seja, quanto mais placa havia, mais placa era removida. Análises indicaram que a relação entre eficácia e força não foi linear. Uma curva foi plotada demonstrando que para um certo nível de força, um aumento de força é associado com um aumento na eficácia. Além deste ponto, aplicações de altas forças resultam em decréscimo da eficácia. Como foi calculado neste teste particular, o nível de “transição” da força foi de 407,4gf (3,99N). A ausência de uma correlação entre força de escovação e eficácia na remoção da placa sugere que em um modelo usual de simulação de escovação, outros fatores além da força de escovação, têm uma maior influência na quantidade de placa removida.

Van der Weijden, et al, 1998, os objetivos deste estudo foram: (1) estabelecer a incidência de abrasão gengival como um resultado da escovação, usando escovas manuais e elétricas; (2) estabelecer a influência das cerdas com extremidade arredondada na incidência de abrasão gengival e na eficácia da escovação (Figura 3.6); (3) avaliar se a velocidade das escovas elétricas tem um efeito na força de escovação usada e correlacionar a abrasão gengival com a força. Dois experimentos foram realizados. No primeiro experimento, 50 indivíduos escovaram seus dentes por 3 semanas alternando a cada dia uma escova manual e elétrica. Todos receberam breves instruções e lhes foi pedido que se abstivessem de higiene oral 24 horas antes do encontro marcado. Após revelar os dentes e as gengivas, a placa e a abrasão gengival foram avaliadas. Em seguida, os voluntários escovaram aleatoriamente a boca. Após a escovação e uma segunda revelação, placa e abrasão foram reavaliadas. Os resultados mostram que a incidência de abrasão gengival foi comparável entre a escova manual e a elétrica. De forma similar, no experimento 2 um novo grupo de 47 indivíduos escovaram por 3 semanas alternando entre a Braun/Oral-B Plaque Remover-D7 e a D9 (ambas elétricas). Na data marcada, os indivíduos primeiro escovaram em uma ordem pré determinada a divisão da boca, usando a D9 com dois diferentes tipos de ponta de cerda. Placa e abrasão foram avaliadas. Imediatamente seguindo o exercício de escovação, os indivíduos reescovaram com a D7 (2800 rot/min) e a D9 (3600 rot/min) durante o qual a força foi medida, 171gf (1,68N) e 169gf (1,56N) respectivamente. Os resultados deste experimento mostram que as pontas das cerdas não têm efeito na remoção da placa, mas tem efeito na incidência de abrasão gengival. A força de escovação não foi influenciada pela velocidade da cabeça da escova e nenhuma correlação com a incidência de abrasão gengival foi

observada. Em conclusão, os resultados deste estudo mostram que a abrasão gengival não foi influenciada pela força de escovação, mas foi afetada pelas pontas das cerdas.

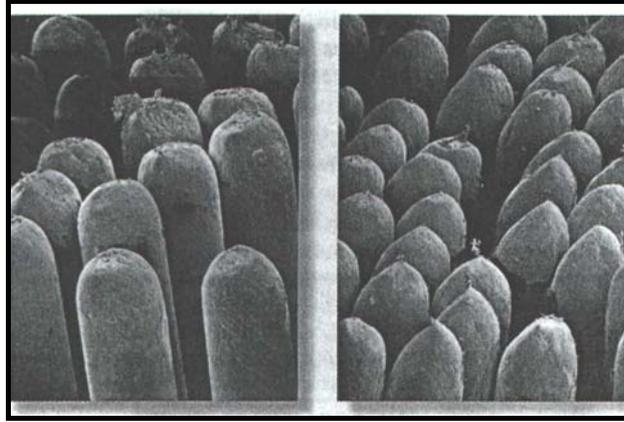


Figura 3.6 – Dois diferentes tipos de cerdas estudados.

Rodrigues e Zaro, 1998, também desenvolveram um trabalho relacionado à Biomecânica que teve por objetivo, a medição da força desenvolvida durante a escovação dental. Para tanto foi desenvolvida uma célula de carga com extensômetros de resistência elétrica. A célula de carga foi construída com dois Strain Gages montados em meia ponte de Wheatstone, com aquisição dos dados e análise feita através do software SAD2 (Figura. 3.7.a e Figura. 3.7.b). A frequência natural da célula de carga foi determinada através de ensaio de impacto e análise no domínio frequência. A frequência encontrada fica entre 81 e 82 Hz (fig. 3.9). Como a frequência de escovação é próxima de 5 Hz, a célula de carga projetada apresenta características dinâmicas que permitem, com boa margem de segurança, a análise da força aplicada sobre a escova. Os valores medidos para a força normal média variaram de 160gf (1,57N) à 412gf (4,04N) e podem ser vistos na fig.3.8. A célula mostrou-se repetitiva (desvio padrão médio 1,8 mV), com ótima sensibilidade (0,100726 N ou 10,0726 gf) e confiável, com erro de aproximadamente 2%. Os resultados encontrados foram da mesma ordem de grandeza de outros trabalhos publicados anteriormente, de modo que a presente célula de carga apresentou resultados quantitativos válidos para uma análise inicial no processo de escovação. Um fator limitante, entretanto, foi o fato de a célula de carga medir somente um componente de força (flexão) não medindo a componente de torque.

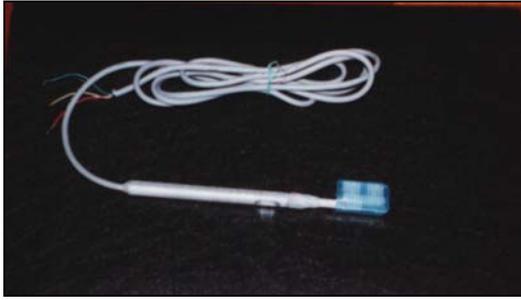


Figura 3.7.a – Célula de carga para Escovação(foto)

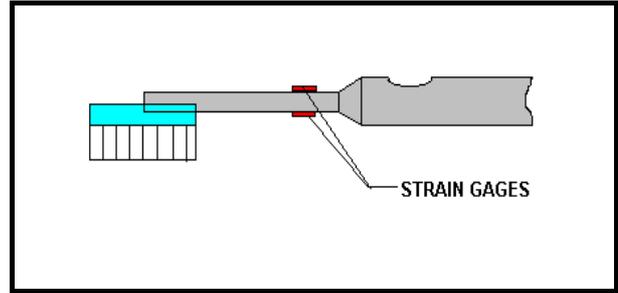


Figura3.7.b – Célula de carga para escovação; posição dos extensômetros.

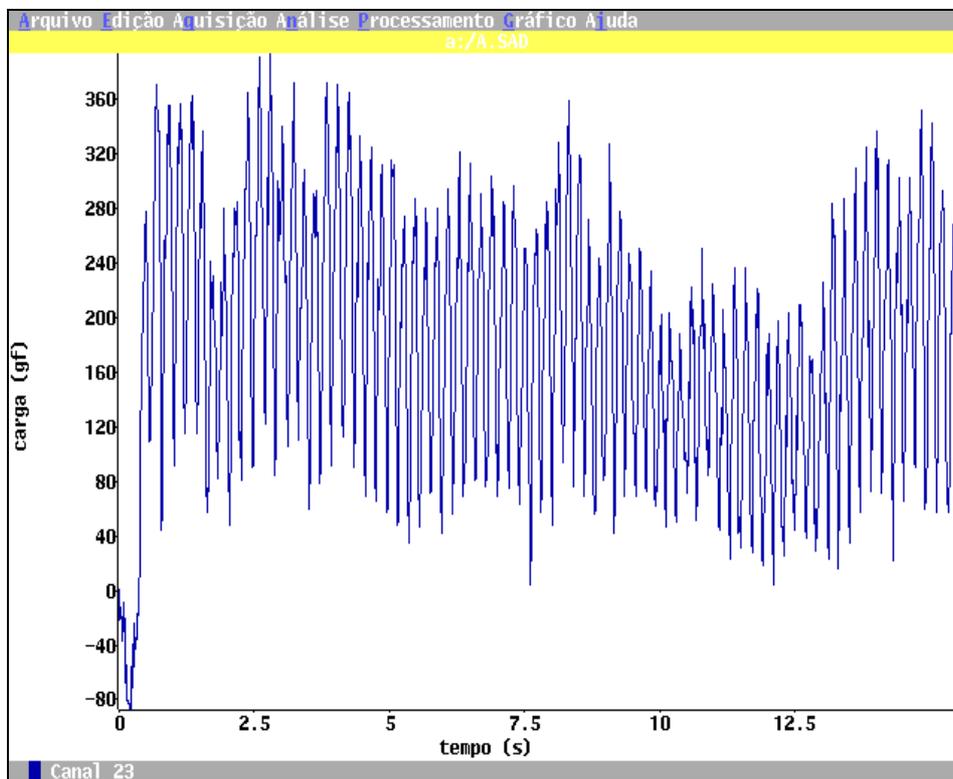


Figura 3.8 – gráfico carga(gf) X tempo(s), registro de força de escovação da arcada superior na porção vestibular direita. Pessoa do sexo feminino, destra.

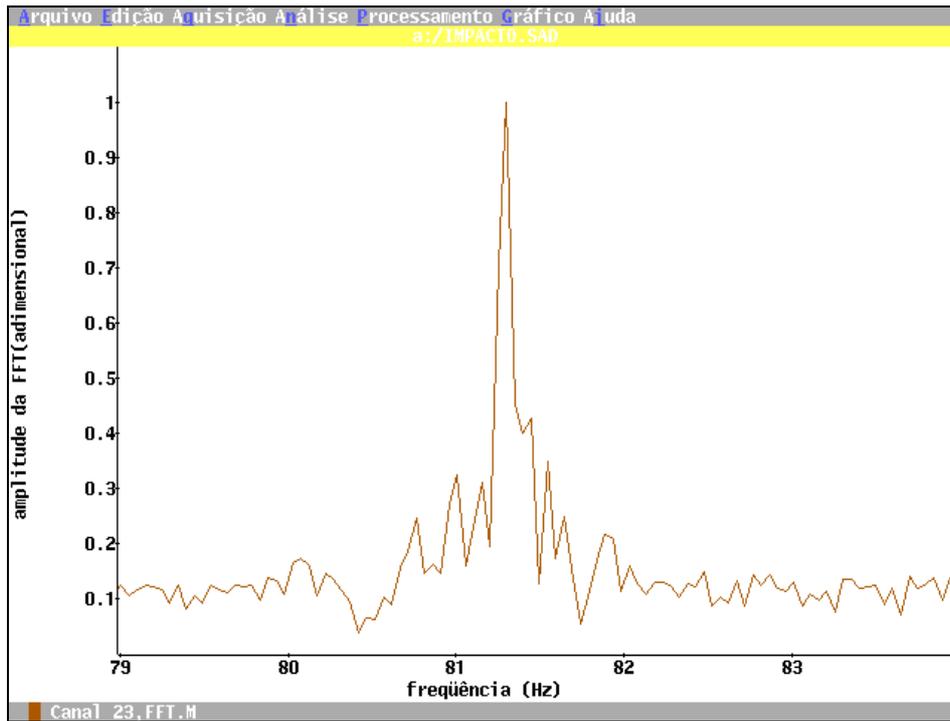


Figura 3.9 – Amplitude da FFT ( $A/A_0$  = amplitudes divididas pela amplitude máxima do sinal) x frequência(Hz).Análise de ensaio de impacto no domínio da frequência.

## CAPÍTULO 4

### MATERIAIS E MÉTODOS - ASPECTOS BIOMECÂNICOS DA ESCOVAÇÃO E DINAMOMETRIA

#### 4.1 Forças envolvidas

Uma força aplicada em qualquer ponto de uma superfície pode ser representada através da decomposição, em um sistema cartesiano, de três forças ( $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$ ) e três momentos ( $M_x$ ,  $M_y$  e  $M_z$ ) conforme mostra a Figura 4.1. Deste modo podemos decompor as forças envolvidas no processo de escovação em: força lateral ( $F_x$ ), força tangencial ( $F_y$ ) e força normal ( $F_z$ ). E os três momentos em: momento lateral ( $M_x$ ), momento tangencial ( $M_y$ ), e momento normal ( $M_z$ ).

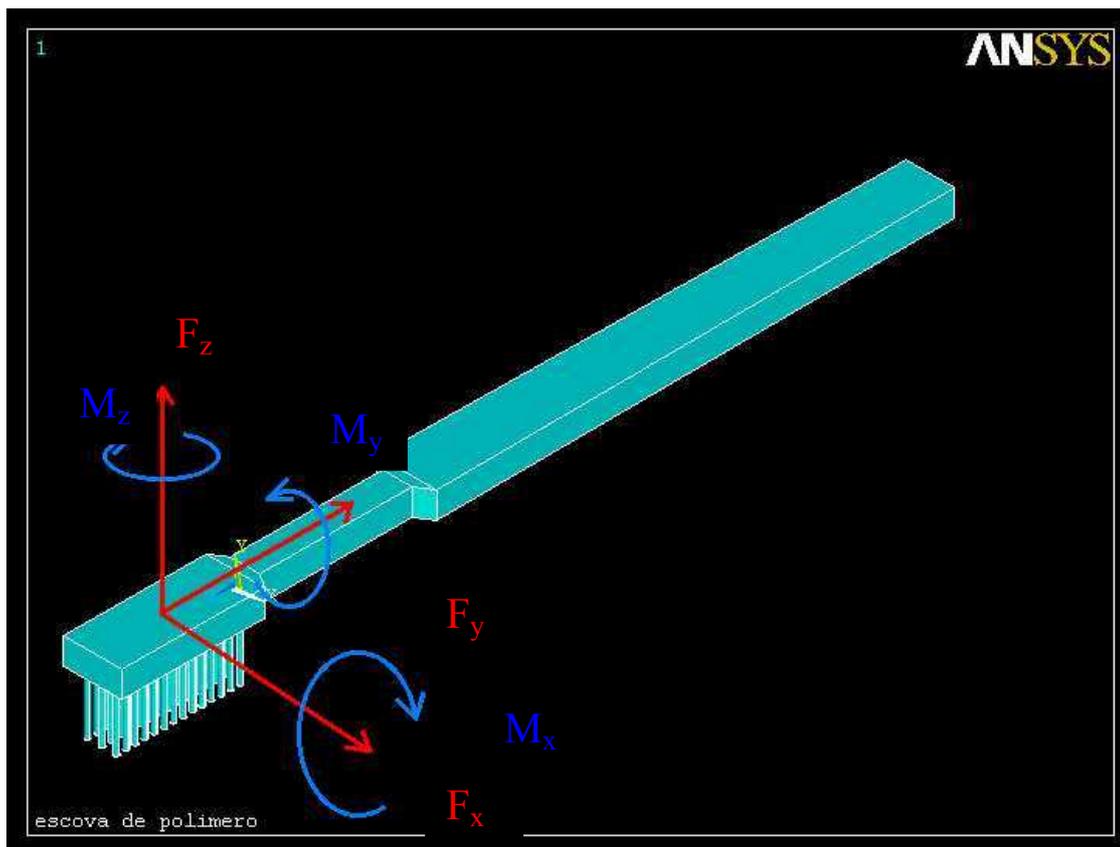


Figura 4.1 – Esquema do sistema de referência e da decomposição das forças. Onde  $F_x$  = Força lateral,  $F_y$  = Força tangencial,  $F_z$  = Força normal,  $M_x$  = Momento lateral,  $M_y$  = Momento tangencial,  $M_z$  = Momento normal.

Das forças que atuam na escova durante a escovação as mais importantes, ou de maior magnitude são a força normal ( $F_z$ ), solicitada em todos os processos de escovação, o torque ou momento tangencial ( $M_y$ ), empregado durante os processos de rolagem da escova, e em menor escala a força lateral ( $F_x$ ). Verificou-se na literatura científica a medição da força normal em 18 casos, da força axial em 2 casos, da força lateral em 2 casos, de momento tangencial (torque) em 1 caso e um caso de medição de pressão de escovação dental, num total de 19 trabalhos, conforme Capítulo 3.

Pode-se obter uma modelagem matemática simples dos fatores mecânicos envolvidos na escovação através de um estudo da flexibilidade de uma escova de dentes. A eficiência de uma escova de dentes depende de suas características ergonômicas e de fatores mecânicos. Um aumento na rigidez das cerdas, por exemplo, está associado a uma melhora na remoção da placa, no entanto acarreta uma maior propensão a danos aos tecidos da gengiva. Rawls, 1990, em seu estudo sobre flexibilidade das cerdas e da escova de dentes, modelou as cerdas como vigas engastadas (Figura 4.2). Onde a flexibilidade é função da força ( $F_c$ ) e da flexão da cerda ( $d$ ), conforme a Equação 4.1:

$$G_C = \frac{F_C}{d} \quad (4.1)$$

A flexibilidade da escova pode ser aproximada pela soma da flexibilidade das cerdas:

$$G_{escova} = N_C G_C = \frac{N_C F_C}{d_m} \quad (4.2)$$

onde,

$G_C$ = flexibilidade de uma cerda;

$N_C$ = número de cerdas na escova;

$d_m$ = deflexão média das cerdas.

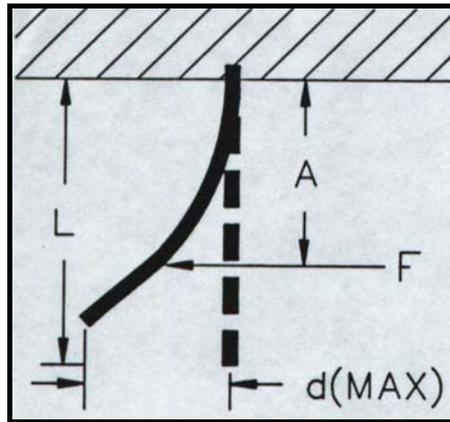


Figura 4.2 – Modelo de uma cerda como uma viga engastada.

A deflexão máxima das cerdas é dada pela expressão:

$$d_{\max} = \frac{FA^2(3L - A)}{6EI} \quad (4.3)$$

onde,

A= distância do ponto de aplicação da força até o engaste;

F= força;

L= comprimento da cerda;

E= módulo de elasticidade;

I= momento de inércia.

Para o estudo da flexibilidade das escovas é necessário o conhecimento da dinâmica do movimento das cerdas sobre as superfícies dos dentes e, como as cerdas interagem quando montadas em um tipo específico de design de escova. Para tanto um esquema, mostrando como as componentes de força mudam com o giro do ponto de contato da cerda pode ser visto na Figura 4.3, onde a força tangencial (W) e a força normal (P) devem ser levadas em conta durante a flexão máxima da cerda.

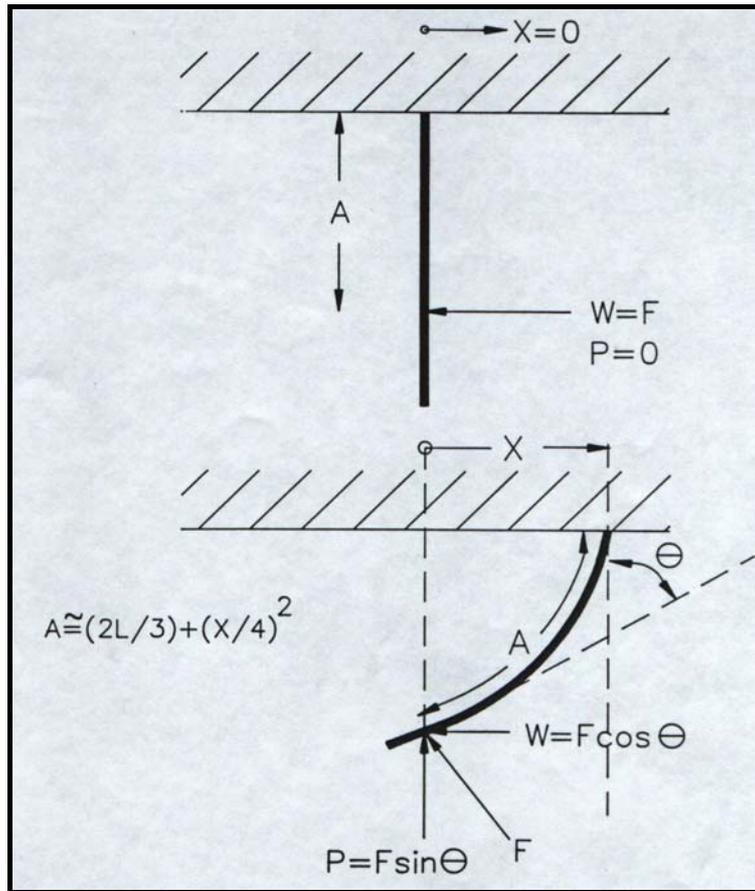


Figura 4.3 – Esquema mostrando como as componentes de força mudam durante a flexão das cerdas.

#### 4.2 Principais movimentos durante escovação

Os movimentos durante um processo de escovação podem ser os mais variados possíveis, e conforme a técnica de escovação bastante complexos. Dentre os muitos movimentos possíveis destacam-se:

- Movimento de "varrer": a escova deve ser colocada inicialmente inclinada (Figura 4.4) junto ao dente e pressionada levemente para limpar o sulco gengival (espaço entre o dente e a gengiva). A seguir, com movimento de rotação "varre-se" a placa bacteriana para fora do dente;

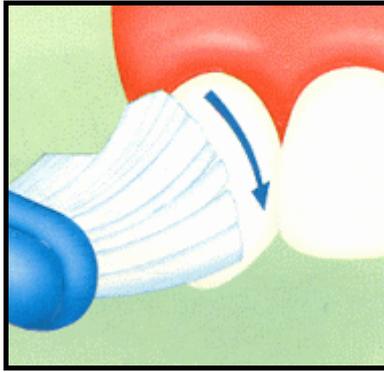


Figura 4.4 – Movimento de varrer.

- Movimento de "vai-vêm": esfregar a superfície dental para frente e para trás como na Figura 4.5.
- Movimento de "vibração": uma leve vibração após pressionar as cerdas contra o sulco à um ângulo de 45° (Figura 4.5).

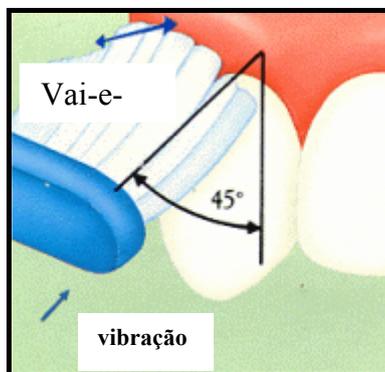


Figura 4.5 – Movimento de vai-vêm e vibratório.

## 4.3 Dinamometria

### 4.3.1 Introdução

A dinamometria engloba todos os tipos de medidas de força e distribuição de pressão. Para desenvolver células de carga e plataformas de força com *Strain gages* é necessário dominar alguns conhecimentos básicos relativos às propriedades mecânicas e à resistência dos materiais.

A determinação das propriedades mecânicas é realizada através de ensaios, de um modo geral, normalizados. A maioria destes ensaios são destrutivos, isto é, promovem a ruptura (ou grandes deformações) no corpo de prova (ensaio de tração, impacto, fadiga, fluências, dobramentos, etc.). Existem ainda os ensaios não destrutivos (ultra-som), que visam não inutilizar a peça ensaiada. Os esforços mecânicos aos quais está sujeito determinado componente são variados. Podem ser aplicados lenta e gradualmente, caracterizando o "ensaio estático", ou aplicados de modo repentino (ex.: impacto ou periódico), caracterizando os ensaios dinâmicos.

#### 4.3.2 Flexão de lâmina retangular engastada

Ao ser aplicada a força  $F$  na extremidade livre da lâmina, ocorrerá uma flexão, sendo a deformação uma função da posição ( $x$ ) do ponto considerado sobre a mesma (Figura 4.6). Nesse caso a deformação relativa ( $\varepsilon$ ) [Gieck,1996] é dada por:

$$\varepsilon = \frac{6Fx}{Ebh^2} \quad (4.4)$$

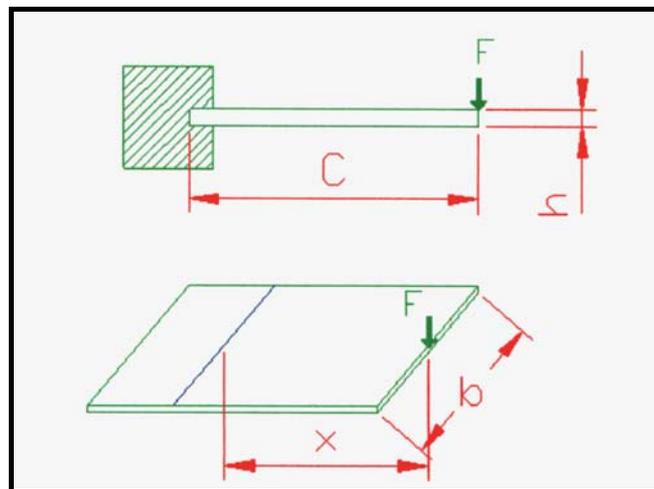


Fig. 4.6 – Deformação numa lâmina retangular.

Onde 'x' é a menor distância entre o ponto de aplicação da força  $F$  e o ponto onde se deseja conhecer a deformação.

### 4.3.3 Torção

Quando um corpo é submetido a ação de apenas um par de conjugados em torno de seu eixo longitudinal, este estará sofrendo uma torção, torque ou momento torçor ( $T$ ), como pode ser visto na Figura 4.7.

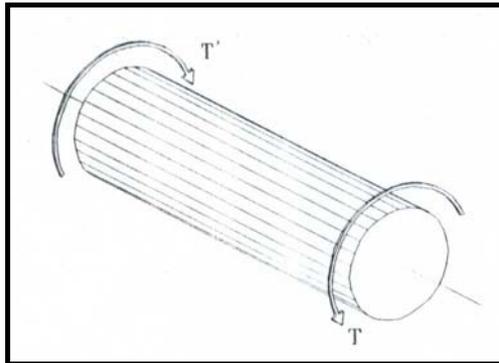


Figura 4.7 – Corpo sob ação de um par de conjugados.

O momento de uma força ilustrado na Figura 4.8 pode ser definida como uma força  $F$  que atua num ponto  $P$  cuja posição a uma origem  $O$  é especificada por um vetor  $r$  (que relaciona a distância entre o ponto  $P$  e a origem  $O$ ). Logo o torque  $T$  relativo à origem  $O$ , ou o momento de força  $F$  relativo ao ponto  $O$ , é um vetor definido por:

$$T = r \times F \quad (4.5)$$

O vetor torque é perpendicular à  $F$  e a  $r$ , apontando para a direção da normal ao plano determinado por  $F$  e  $r$ . Sua grandeza é definida por:

$$T = rF \sin \alpha \quad (4.6)$$

onde  $\alpha$  é o ângulo entre as direções  $r$  e  $F$ .

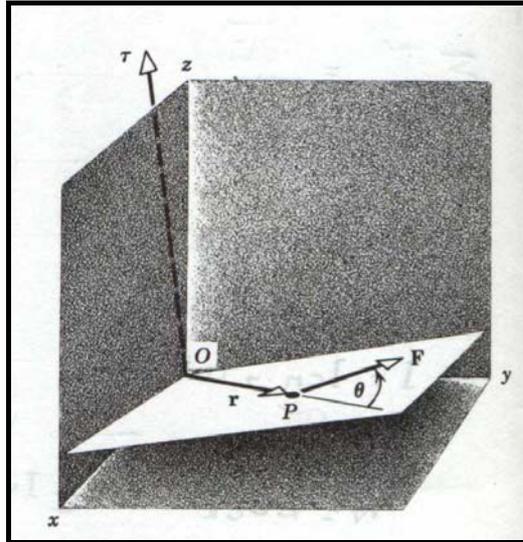


Figura 4.8 – Definição de torque.

#### 4.3.3.1 Torção de eixos circulares

Segundo Popov, 1978, são estabelecidos três premissas básicas para a análise de um eixo cilíndrico:

1. Uma seção plana do material, perpendicular ao eixo de um membro circular, permanece plana após a aplicação dos torques, isto é, nenhum empenamento ou distorção ocorre nos planos paralelos, normais ao eixo de um membro.
2. As deformações angulares ( $\gamma$ ) variam linearmente a partir do eixo central, Figura 4.9.
3. A tensão de cisalhamento ( $\tau$ ) é proporcional a deformação angular. Lei de Hooke:

$$\tau = G\gamma \quad (4.7)$$

onde a constante  $G$  é o módulo de elasticidade transversal ou módulo de rigidez.

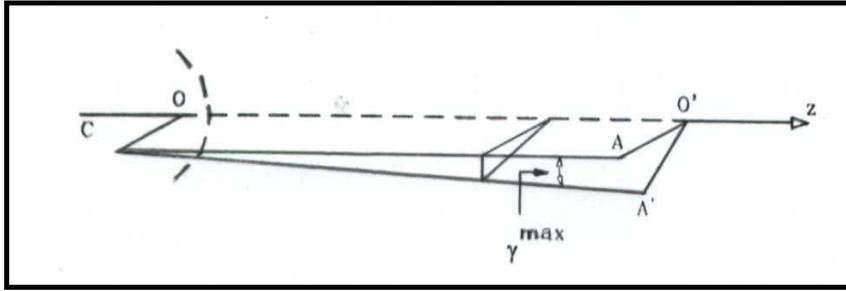


Figura 4.9 – Variação da deformação em um eixo circular (fixo em O) sob ação de um torque.

Vale lembrar que a tensão de cisalhamento máxima ( $\tau_{\max}$ ) em uma seção perpendicular ao momento torçor é dado pela Equação 4.8, e é ilustrada na Figura 4.10.

$$\tau_{\max} = \frac{Tc}{J} \quad (4.8)$$

onde T é o torque aplicado, c é o raio, e J é o momento polar de inércia da seção.

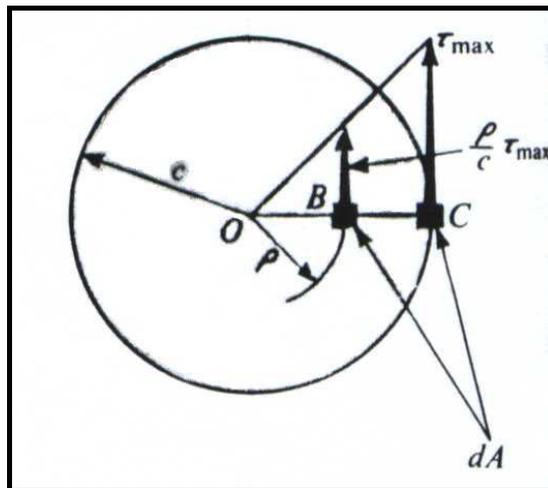


Figura 4.10 – Variação da tensão de cisalhamento ( $\tau$ ) em um eixo cilíndrico.

### 4.3.3.2 Torção de eixos maciços não circulares

Em torção de eixos maciços não circulares (Figura 4.11) as duas primeiras premissas para eixos cilíndricos não se aplicam neste caso [Popov, 1978]. Ao contrário do caso anterior, aqui neste caso acontece o empenamento, que torna a análise matemática muito complicada, e a distribuição de tensões não linear.

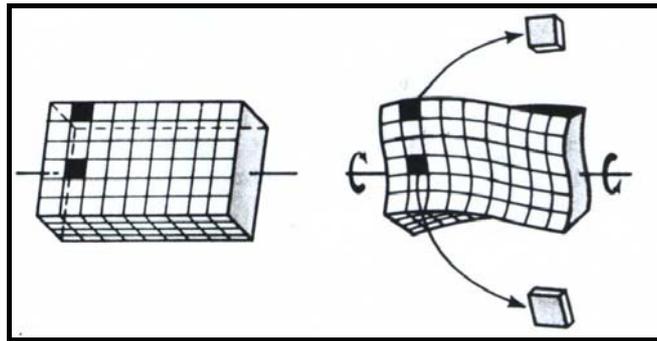


Figura 4.11 - Eixo retangular antes e depois da aplicação de um torque.

Como pode ser visto na Figura 4.12 a tensão de cisalhamento é zero nas quinas e máxima no ponto médio do lado maior. Esta tensão ( $\tau_{\max}$ ) é dada pela Equação 4.9.

$$\tau_{\max} = \frac{T}{\beta b c^2} \quad (4.9)$$

Onde  $\beta$  é um coeficiente proposto por St. Vénant, e depende somente da relação  $b/c$ , onde  $b$  é o lado longo e  $c$  é o lado curto da seção retangular. O coeficiente  $\beta$  é tabelado (Tabela 4.1).

Tabela 4.1 – Coeficientes para eixos retangulares.

<b>B/c</b>	<b>1,00</b>	<b>1,50</b>	<b>2,00</b>	<b>3,00</b>	<b>6,00</b>	<b>10,00</b>	<b><math>\infty</math></b>
<b><math>\beta</math></b>	0,208	0,231	0,246	0,267	0,299	0,312	0,333

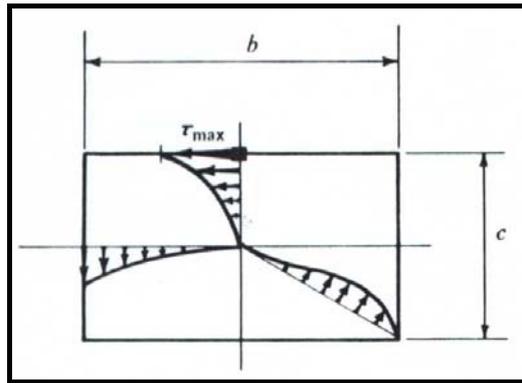


Figura 4.12 – Distribuição de tensão de cisalhamento em um eixo retangular submetido à ação de um torque.

#### 4.3.3.3 Análise de tensões durante a torção

Quando um corpo cilíndrico está sujeito a torção, a tensão máxima de cisalhamento ( $\tau_{\max}$ ) se dá na sua superfície, no plano perpendicular ao eixo de torção. Esta tensão, porém, não é a requerida na extensometria e sim a tensão normal ( $\sigma$ ).

Para este caso a tensão normal máxima acontece em um plano inclinado a  $45^\circ$ , e possui valor igual a tensão máxima de cisalhamento ( $\tau_{\max}$ ), Equação 4.10.

$$\tau_{\max} = \sigma_{45^\circ} \quad (4.10)$$

Para um corpo similar, porém, de seção retangular, são válidos os itens citados anteriormente, como ilustrado na Figura 4.13.

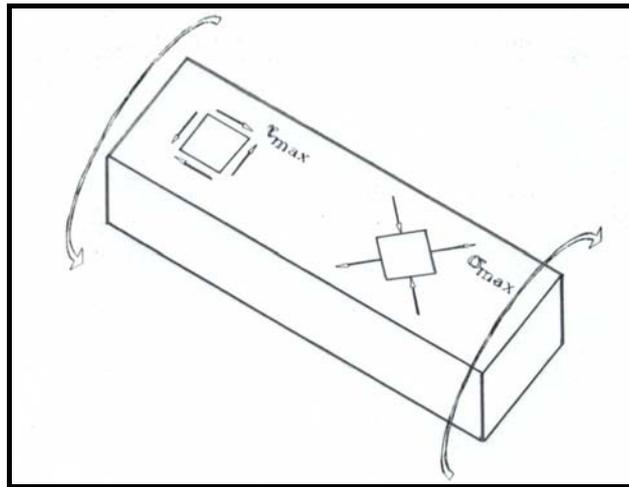


Figura 4.13 – Tensões em suas direções principais.

#### 4.3.4 Projeto da célula de carga na escova

Da necessidade de avaliação da eficiência do processo de escovação dental na higiene bucal, vem o desenvolvimento de um sistema mecânico instrumentado com célula de carga e um sistema de aquisição de dados para posterior processamento, via dinamometria, que possibilite uma análise dos esforços medidos.

Como requisitos do usuário temos que a célula de carga com extensômetros de resistência elétrica deve permitir a adaptação em uma escova de dentes do tipo comercial, ser ergonômica e ter uma relação forma/função (design) adequada.

Como requisitos de projeto à célula de carga deve apresentar: ser capaz de medir os esforços de escovação, ter alta sensibilidade, alta frequência natural em relação a máxima frequência a ser medida, não interferência de outras forças na leitura e a não dependência das condições externas (temperatura). Além disso, a célula de carga deve ser projetada de modo a proporcionar deformações compatíveis com os extensômetros utilizados.

No desenvolvimento da célula de carga, apresentou-se a possibilidade de colagem dos extensômetros no cabo de uma escova comum, do tipo encontrado comercialmente. Apresentaram-se, porém, duas dificuldades:

- determinação do Módulo de Elasticidade do polímero do cabo da escova: que poderia ser determinado em um ensaio de tração (ASTM D638/97);

- provável “memória” do polímero: entende-se por “memória” a demora de resposta (volta ao estado original) após aplicada carga. Este problema invalidaria os ensaios realizados.

Após esta breve análise, optou-se pela fabricação do pescoço da escova em alumínio, por ser leve, não deteriorar com o tempo e ser de fácil usinabilidade. Na substituição do pescoço da escova pela célula fabricada em alumínio procurou-se minimizar as alterações nas características de uma escova comercial, mantendo-se a cabeça e o cabo original, fabricado em polímero. Por outro lado o sistema devia propiciar a troca facilitada da cabeça da escova por uma questão de assepsia, já que o sistema seria usado por várias pessoas, de modo que tanto o cabo quanto a cabeça da escova são fixados por parafusos na célula de carga. A cabeça da escova foi cortada de uma escova PANVEL e tem as seguintes características:

- comprimento: 30mm;
- largura: 10mm;
- 3 fileira de tufos, com 9 tufos por fileira;
- perfil: cerdas retas;
- pontas arredondadas;
- cerdas de Nylon;
- comprimento uniforme das cerdas;
- dureza média.

Desta forma, para a medição da força de escovação foi desenvolvida uma célula de carga que tem por finalidade a medição de força normal ( $F_z$ ) e de torque ( $M_y$ ) com sensores do tipo *strain gages*. A força aplicada sobre a escova deforma a célula e estas pequenas deformações são medidas através de 6 extensômetros de resistência elétrica, dispostos em dois circuitos tipo ponte de Wheatstone, para a medição da deformação no plano normal e o torque.

Foram utilizados sensores do tipo Strain Gages da marca KYOWA, modelo KFG-1N-120-C1-11, tendo 1mm de comprimento e Fator Gage 2,12.

Para fixá-los na escova utilizou-se LOCTITE 496. Após feita a soldagem dos fios e terminais dos sensores, aplicou-se uma camada de silicone, com a finalidade de proteger os sensores de eventuais acidentes. É necessário preparar a superfície antes de efetuar a colagem do strain gage. Com pequenas variações, o procedimento de preparação da superfície, colagem, e proteção do strain gage, segue os passos:

- a. lixa-se a superfície onde os extensômetros serão colados;
- b. limpa-se a superfície com álcool isopropílico;
- c. aplica-se um ácido fraco para atacar a superfície;
- d. usa-se um neutralizador para eliminar o efeito do ácido;
- e. retirando o extensômetro da embalagem, prende-se ele em uma fita adesiva transparente;
- f. desenha-se os eixos de referência, com uma caneta de ponta fina na superfície do alumínio;
- g. aplica-se uma camada fina de Loctite 496 na superfície do alumínio;
- h. posiciona-se o extensômetro sobre a cola e pressiona-se por alguns segundos;
- i. espera-se alguns minutos para secagem da cola e retira-se, cuidadosamente a fita adesiva.

Após, pode ser feita a soldagem dos *lides* ao terminal dos *Strain Gages*, bem como dos fios que farão as conexões ao circuito tipo ponte.

#### **4.3.5 Montagem dos *strain gages* na ponte de Wheatstone**

Para a medição da força normal ( $F_z$ ) foram colados extensômetros, um fixado no lado superior (em compressão) e outro do lado inferior (em tração) na seção 1 da peça, conforme Figura 4.14. Os sensores foram montados formando meia ponte de Wheatstone, com posterior amplificação do sinal (Figura 4.15).

Para a medição do torque ( $M_y$ ) foram colados na seção 2, 4 extensômetros a 45°. Para compensar os efeitos de temperatura e promover um desacoplamento elétrico foi utilizada ponte completa de Wheatstone (Figura 4.15). Na figura 4.16a e b estão desenhadas as montagens da meia ponte de Wheatstone, para a medição da flexão ( $F_z$ ) e da ponte completa para a medição do torque ( $M_y$ ). Os fios vermelho e preto representam a alimentação do circuito.

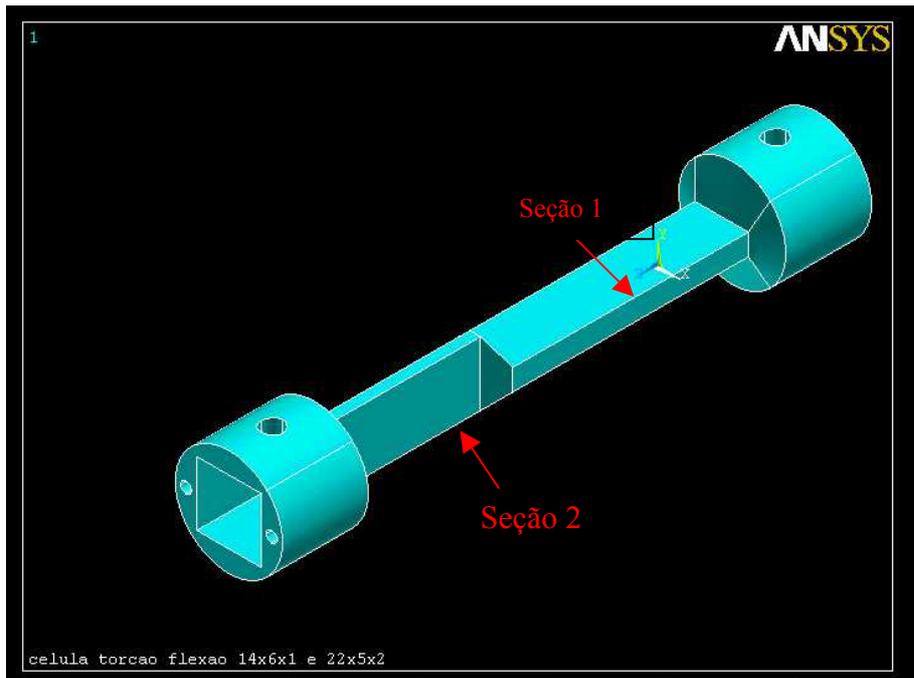


Figura 4.14 – Desenho tridimensional da célula de carga, mostrando as seções de colagem dos sensores para medição da força normal e torque.

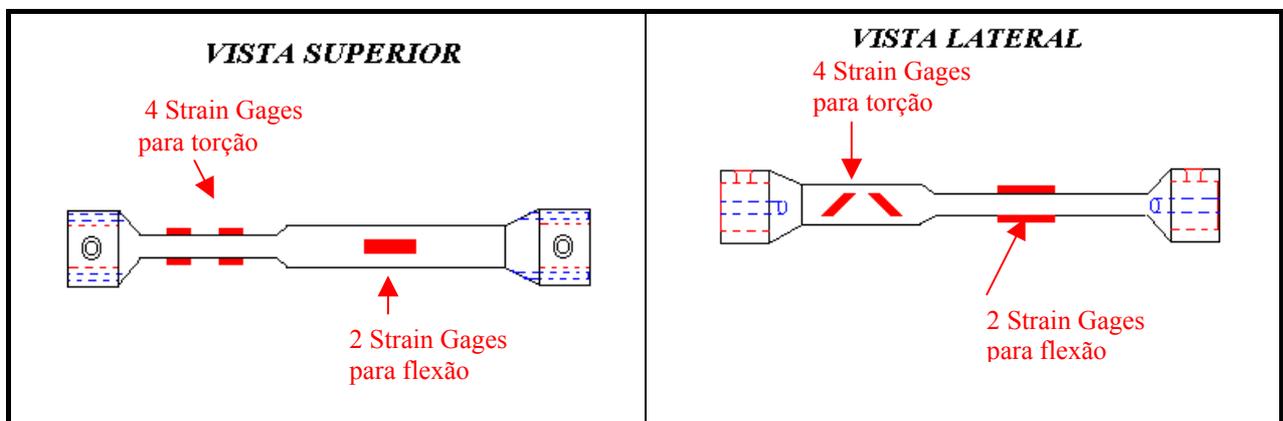


Figura 4.15 – Desenho esquemático da célula de carga com a posição dos Strain Gages.

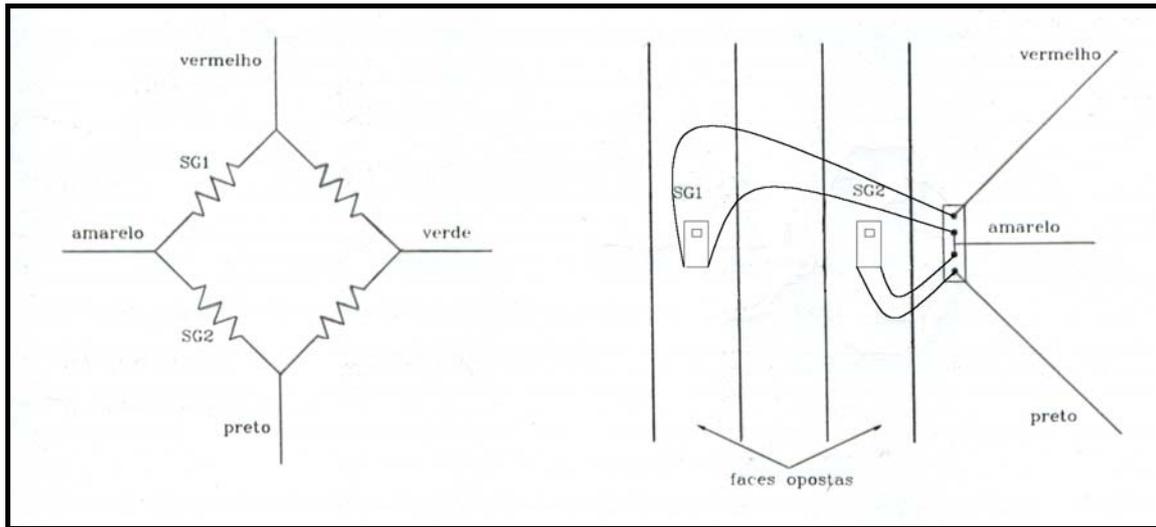


Figura 4.16a- Meia ponte de Wheatstone para medição da flexão.

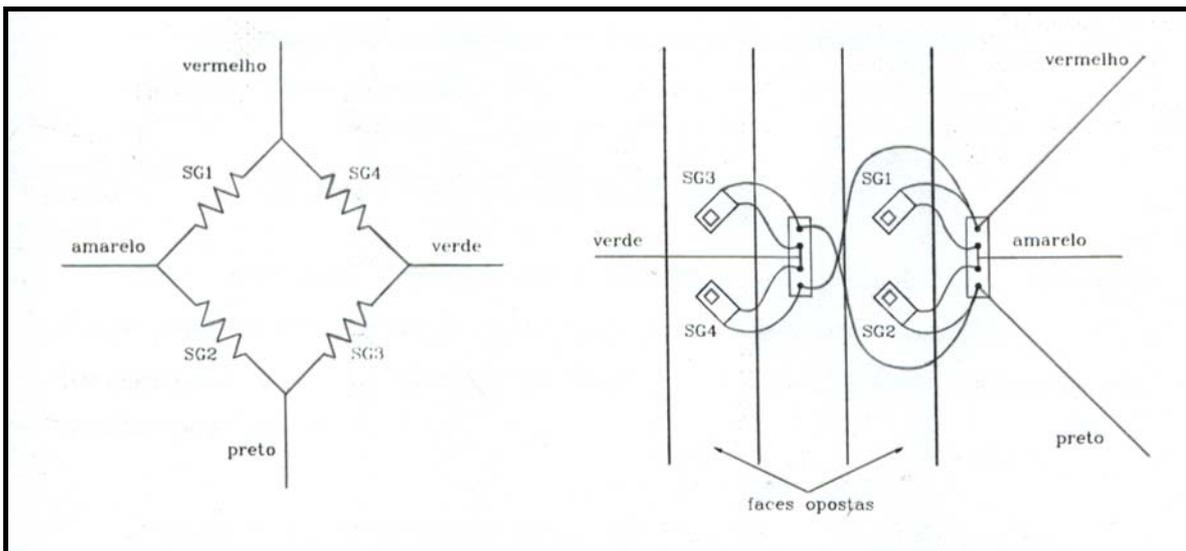


Figura 4.16b- Ponte completa de Wheatstone para medir torção.

#### 4.3.6 Dimensionamento da célula

As dimensões da célula de carga devem atender aspectos de resistência mecânica e adaptação do sistema de medição (sensibilidade e possibilidade de colagem dos extensômetros). Utilizou-se um perfil retangular no pescoço da escova onde seriam colados os extensômetros, objetivando-se uma resposta o mais linear possível do sinal adquirido, além disso a seção retangular permite um melhor alinhamento entre os sensores, o que aumenta as chances de

conseguir um bom desacoplamento (medição de somente um tipo de carregamento). Por último, o strain gage quando colado em uma superfície plana não tem alteração de sua resistência elétrica, o que não ocorre com corpos cilíndricos.

Como há uma mudança da seção na célula de carga cabe citar que segundo St. Vénant, em uma troca de seção suas tensões tornam-se uniformes a partir de uma distância igual a dimensão de sua seção.

O alumínio usado foi o 6351 – T6, com as seguintes propriedades mecânicas:

- Tensão de Escoamento :  $\sigma_e = 28,3 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ ;
- Módulo de Elasticidade :  $E = 690 \times 10^8 \text{ N/m}^2$ .

#### 4.3.6.1 Seção sujeita à flexão

A seção sujeita à flexão comporta-se como uma viga engastada. As fórmulas usadas para o dimensionamento da célula de carga desenvolvida foram retiradas de Gieck, 1996. As dimensões para a seção 1 são (Figura 4.17):

$$L = 22 \times 10^{-3} \text{ m} \quad b = 5 \times 10^{-3} \text{ m} \quad h = 2 \times 10^{-3} \text{ m} \quad x = 11 \times 10^{-3} \text{ m}$$

onde: L = comprimento; b = largura; h = espessura e x = distância do extensômetro ao ponto de aplicação da força.

As Equações 4.11 à 4.14, descrevem os cálculos para o dimensionamento da seção 1 (sujeita à flexão) calculando o momento de inércia (I), momento angular (w), momento angular máximo ( $M_{\max}$ ) e a força máxima ( $F_{\max}$ ).

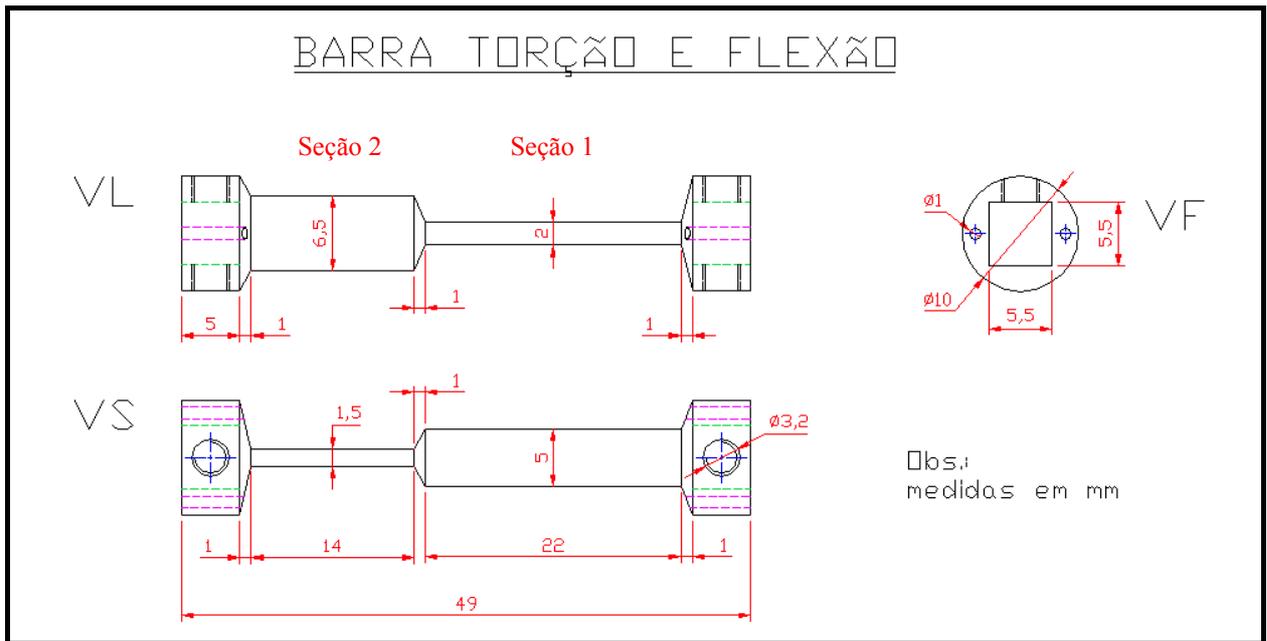


Figura 4.17 – Desenho da vista lateral, superior e vista frontal da célula de carga.

Momento de Inércia I

$$I = \frac{bh^3}{12} = \frac{5 \times 10^{-3} \times (2 \times 10^{-3})^3}{12} = 3,33 \times 10^{-12} \text{ m}^4 \quad (4.11)$$

Momento angular w

$$w = \frac{2I}{h} = \frac{2 \times 3,33 \times 10^{-12}}{2 \times 10^{-3}} = 3,33 \times 10^{-9} \text{ m}^3 \quad (4.12)$$

Momento máximo

$$M_{\text{máx}} = w \sigma_e = 3,33 \times 10^{-9} \times 28,3 \times 10^7 = 0,943 \text{ Nm} \quad (4.13)$$

Força máxima

$$F_{m\acute{a}x} = \frac{M_{m\acute{a}x}}{L} = \frac{0,943}{22 \times 10^{-3}} = 42,87 \text{ N} \quad (4.14)$$

Para coeficiente de segurança  $S = 2,0$  temos,  $F_{m\acute{a}x} = 21,44 \text{ N}$ . Calculando a deformação relativa:

$$\varepsilon = \frac{6Fx}{Ebh^2} \quad (4.4)$$

logo,

$$\varepsilon = \frac{6 \times 21,44 \times 11 \times 10^{-3}}{690 \times 10^8 \times 5 \times 10^{-3} \times (2 \times 10^{-3})^2} = 1,025 \times 10^{-3} \text{ m / m} = 1025 \mu\text{m / m}$$

Fazendo-se testes de deformação máxima das cerdas da escova contra uma balança eletrônica, chegou-se a valores na ordem de 16 N. De modo que a faixa de utilização da escova, provavelmente fique abaixo dos 10 N onde teríamos uma deformação relativa de 478,2  $\mu\text{m/m}$ .

#### 4.3.6.2 Seção sujeita à torção

Conforme Fraleigh, 1967 o torque obtido em sua pesquisa teve uma magnitude média de 0,036 Nm. Para efeitos de cálculo considerou-se um torque máximo (T) de 0,1 Nm. As dimensões da seção 2 são:

$$L = 14 \times 10^{-3} \text{ m} \quad b = 6,5 \times 10^{-3} \text{ m} \quad c = 1,5 \times 10^{-3} \text{ m}$$

O valor de  $\beta$  depende da relação  $b/c = 4,333$  e é obtida por interpolação da Tabela 4.1, sendo:

$$\beta = 0,281$$

Para o cálculo da tensão máxima usa-se a Equação 4.12.

$$\tau_{\max} = \frac{T}{\beta b c^2} \quad (4.9)$$

logo,

$$\tau_{\max} = \frac{0,1}{0,281 \times 6,5 \times 10^{-3} \times (1,5 \times 10^{-3})^2} = 24,316 \text{ MPa}$$

Pela Equação 4.13 pode se dizer que:

$$\tau_{\max} = \sigma_{45^\circ} = 24,316 \text{ MPa}$$

A deformação relativa pode ser determinada usando-se a Equação 4.4:

$$\varepsilon = \frac{\sigma_{45^\circ}}{E} = \frac{2,43 \times 10^7}{6,9 \times 10^{10}} = 352,4 \mu\text{m} / \text{m}$$

#### **4.3.7 Análise Estática através de software de elementos finitos**

A análise estática via software de elementos finitos visa numericamente a verificação dos seguintes aspectos:

- a) Comportamento da célula de carga com a simulação das partes plásticas que compõem o restante da escova (cabeça e cabo);
- b) Distribuição de deformações ao longo da célula de carga;

c) Análise modal.

Utilizou-se o programa ANSYS versão 5.4 para fazer a simulação, sendo a análise dividida em:

- a) Confecção de um modelo tridimensional;
- b) Aplicação das restrições;
- c) Identificação dos nós relativos a posição dos extensômetros;
- d) Aplicação das solicitações (forças e momentos);
- e) Obtenção dos resultados.

O modelo geométrico ilustrado na Figura 4.17, foi utilizado em todas as simulações. A célula de carga é dividida em duas seções onde são colados os strain gages e mais duas “cabeças” para a fixação da cabeça da escova e do cabo. A cabeça e o cabo da escova são fabricados em polímero enquanto que a célula foi simulada em alumínio, motivo pelo qual foi necessário a determinação do módulo de elasticidade de ambos os materiais. O alumínio 6351-T6 têm suas características mecânicas tabeladas (Metals Handbook, 1996), enquanto que o polímero teve seu modulo de elasticidade determinado experimentalmente (ver Apêndice A).

Utilizou-se a análise tridimensional e o elemento Solid 45, que consiste em um tetraedro com oito nós e três graus de liberdade em cada nó e utiliza regressão linear. A malha teve em torno de 17748 elementos.

Restringiu-se o deslocamento dos nós referentes a parte externa do cabo, onde se firmaria a mão do usuário da escova, em todos os graus de liberdade.

Foram aplicadas forças sobre quatro nós, primeiramente em flexão num total de 20 N (Figura 4.18), após em torção, com um binário de 100 Nmm (Figura 4.19).

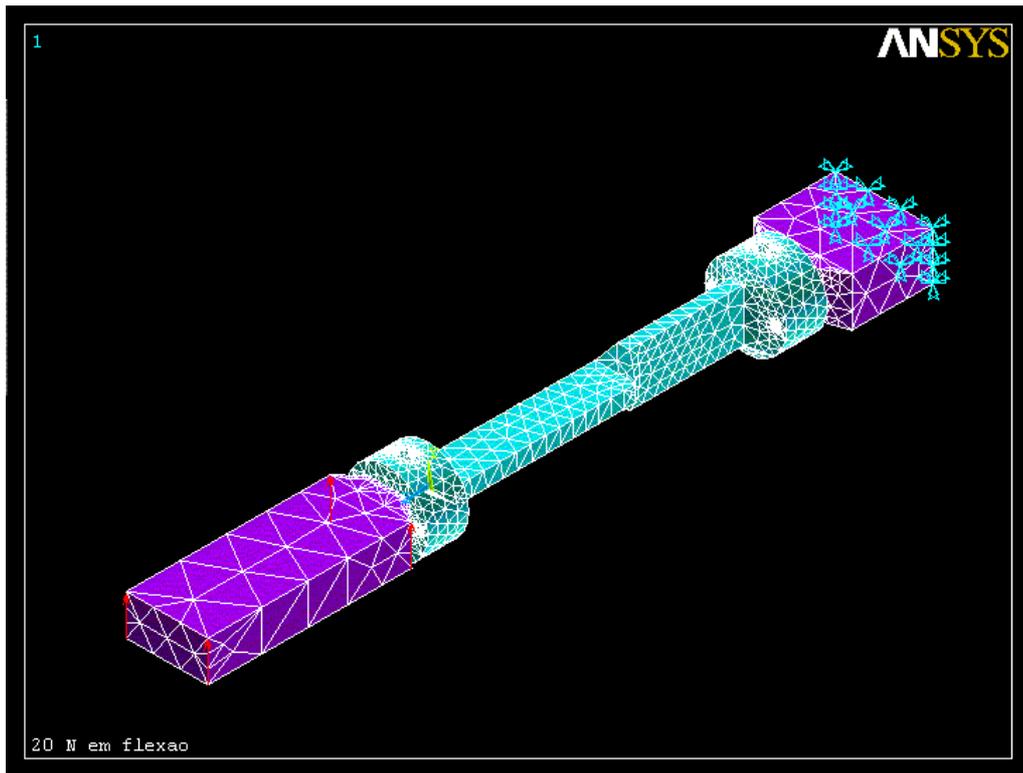


Figura 4.18 – Modelo da célula e escova para ensaio de flexão.

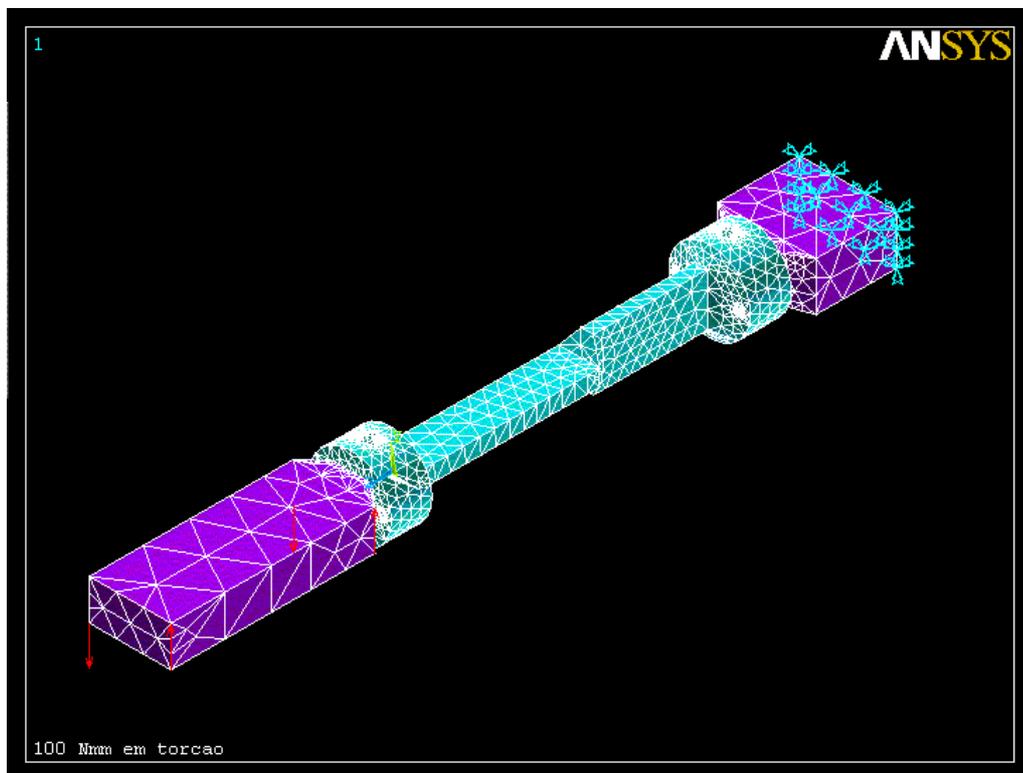


Figura 4.19 - Modelo da célula e escova para ensaio de torção.

Foram realizadas simulações para a verificação do funcionamento das duas pontes de Wheatstone, obtendo como resultados as deformações relativas nas componentes X,Y e Z. Verificou-se também as deformações no plano XZ, na seção onde foram colados os sensores para medir flexão, e no plano YZ, na seção onde foram colados os sensores para medir a torção.

Os nós selecionados foram os que coincidiam com a posição de colagem dos strain gages, com pode ser visto na Figura 4.20.

As Figuras 4.21 e 4.22 mostram vistas isométricas da célula submetida à flexão e a torção pura, com a distribuição das deformações. Os resultados das deformações nos nós selecionados na flexão e na torção, para a componente Z, são apresentados nas Tabelas 4.2 e Tabela 4.4, respectivamente.

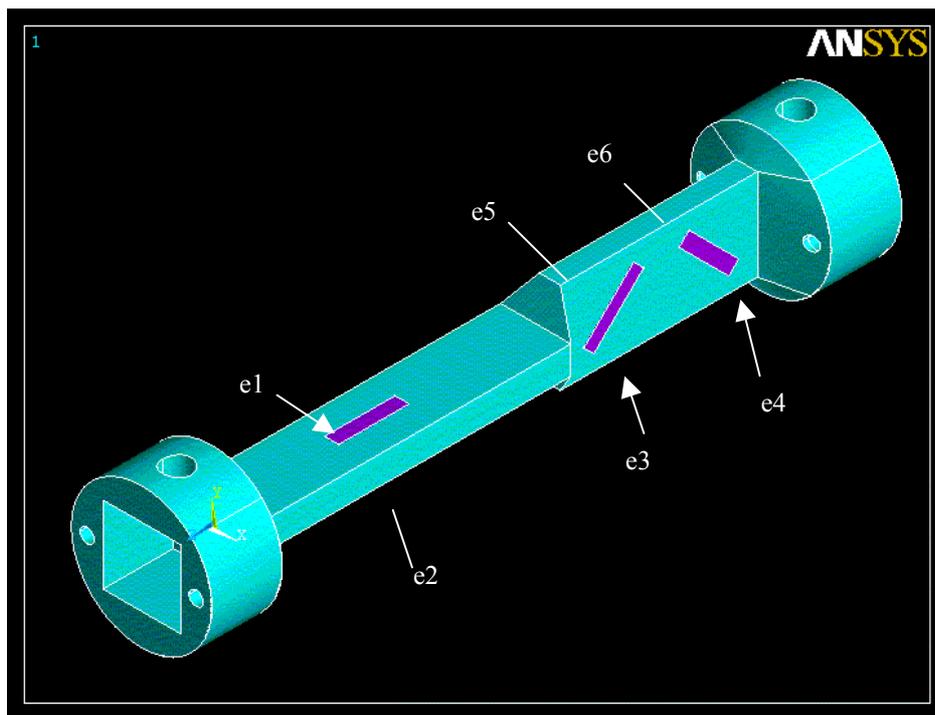


Figura 4.20 – Posições de colagem dos sensores.

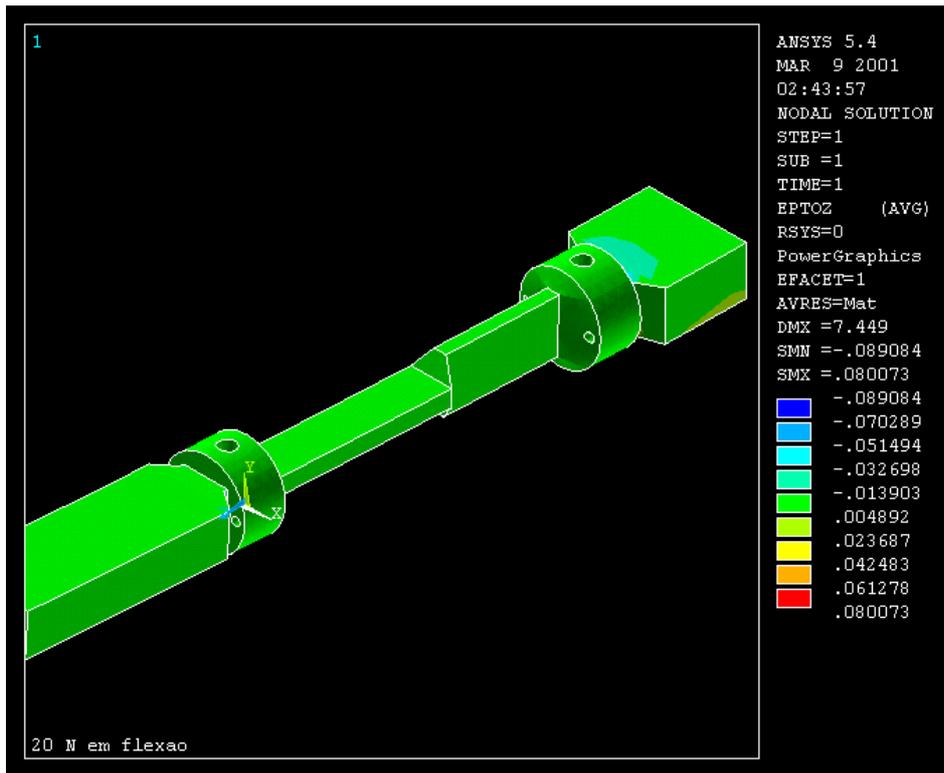


Figura 4.21 – Resultado gráfico da célula submetida a um ensaio de flexão pura.

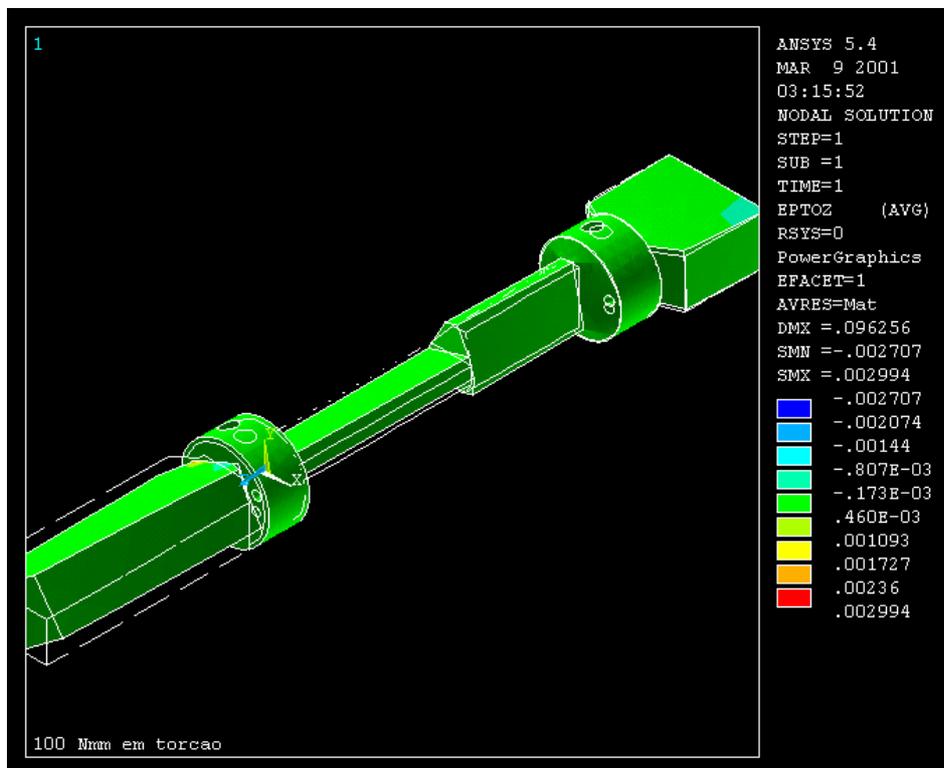


Figura 4.22 – Resultado gráfico da célula submetida a um ensaio de torção pura.

Tabela 4.2 – Deformações obtidas nos nós selecionados, em flexão, na componente Z.

FlexãoZ	seção1				seção2							
	nos	e1	nos	e2	nos	e3	nos	e4	nos	e5	nos	e6
4326	-6,77E-04	4297	4,57E-04	4265	2,55E-04	4264	6,53E-06	4227	-1,24E-04	4226	-2,00E-05	
4327	-1,53E-04	4298	4,57E-04	4266	2,71E-04	4259	5,27E-06	4233	-1,08E-04	4230	-6,13E-04	
4328	-3,35E-04	4299	3,35E-04	4272	-2,08E-04	4260	2,64E-04	4234	-2,40E-04	4231	-8,26E-06	
4329	-8,56E-04	4300	1,54E-04	4274	-2,91E-04	4262	7,13E-04	4235	-2,36E-04	4242	-2,56E-06	
4330	-5,46E-04	4301	2,22E-04	4275	3,43E-04	4263	2,57E-04	4236	-2,72E-04	4243	1,44E-04	
4340	-3,11E-04	4311	4,46E-04	4276	3,28E-04	4268	3,96E-04	4237	6,33E-05	4244	-1,50E-04	
4341	-1,85E-04	4312	2,51E-04	4277	4,83E-04	4270	-1,72E-04	4238	1,94E-04	4245	-1,50E-04	
4342	-1,35E-04	4313	1,61E-04	4286	2,73E-04	4271	-1,25E-04	4248	-7,75E-04	4246	-5,33E-04	
4343	-6,77E-04	4314	4,57E-04	4287	7,45E-04	4282	8,57E-04	4249	-5,83E-04	4247	-7,72E-04	
média(μm/m)	<b>-430,75</b>		<b>326,68</b>		<b>244,38</b>		<b>244,62</b>		<b>-231,20</b>		<b>-233,84</b>	

Por motivo de simplicidade, apenas as médias dos valores de deformação para as componentes em X,Y e no plano XZ na simulação de flexão pura, são dadas na Tabela 4.3.

Tabela 4.3 - Deformações médias em flexão, nas componentes X, Y e XZ.

	FlexãoX(μm/m)	FlexãoY(μm/m)	FlexãoXZ(μm/m)
e1	184,91	124,13	145,15
e2	-153,85	-168,53	-301,47
e3	-65,99	-102,64	44,99
e4	-87,58	-88,80	112,44
e5	94,44	69,41	-33,14
e6	114,66	58,85	-106,87

Tabela 4.4 - Deformação obtidas nos nós selecionados em torção, na componente Z.

TorçãoZ	seção1				seção2							
	nos	e1	nos	e2	nos	e3	nos	e4	nos	e5	nos	e6
4327	8,81E-05	4299	1,11E-05	4265	1,75E-04	4259	-4,71E-05	4227	1,47E-04	4226	-2,80E-05	
4328	1,43E-05	4300	2,13E-05	4266	1,47E-04	4260	-3,39E-05	4233	1,47E-04	4230	-1,72E-04	
4329	2,08E-05	4301	2,83E-05	4272	1,54E-04	4262	-2,95E-05	4234	1,75E-04	4231	-8,14E-05	
4330	2,89E-05	4311	2,83E-05	4274	8,61E-06	4263	-1,72E-04	4235	2,84E-05	4242	-8,14E-05	
4340	2,08E-05	4312	2,54E-05	4275	1,47E-04	4264	-1,12E-04	4236	8,59E-05	4243	-4,66E-05	
4341	2,08E-05	4313	8,81E-05	4276	8,59E-05	4268	-8,14E-05	4237	8,59E-05	4244	-3,39E-05	
4342	8,81E-05	4314	2,67E-05	4277	8,74E-05	4270	-5,78E-05	4238	2,90E-05	4245	-1,72E-04	
4343	2,67E-05	4298	8,81E-05	4286	8,59E-05	4271	-6,40E-05	4248	1,54E-04	4246	-2,71E-05	
4326	1,23E-05	4297	1,74E-05	4287	2,70E-05	4282	-2,95E-05	4249	4,55E-05	4247	-4,71E-05	
média(μm/m)	<b>35,67</b>		<b>37,18</b>		<b>101,98</b>		<b>-69,71</b>		<b>99,74</b>		<b>-76,62</b>	

Da mesma forma que para flexão, as médias dos valores de deformação para as componentes em X,Y e no plano YZ na simulação de torção pura, são dadas na Tabela 4.5.

Tabela 4.5 - Deformações médias em torção, nas componente X, Y e YZ.

	TorçãoX( $\mu\text{m/m}$ )	TorçãoY( $\mu\text{m/m}$ )	TorçãoYZ( $\mu\text{m/m}$ )
<b>e1</b>	-27,16	40,92	-105,76
<b>e2</b>	-24,85	50,19	-103,42
<b>e3</b>	-7,31	-47,70	187,96
<b>e4</b>	46,37	17,58	-168,36
<b>e5</b>	-17,98	-27,93	87,01
<b>e6</b>	63,57	34,14	-186,46

A partir das deformações obtidas nos nós selecionados, relativos a posição dos *strain gages*, foi calculada a deformação relativa através da Equação 4.15, para flexão e da Equação 4.16 para a torção, que consistem na combinação das deformações conforme o posicionamento dos *strain gages* na ponte de Wheatstone, verificando o desbalanceamento da ponte.

$$\varepsilon_{Flexão} = \varepsilon_1 - \varepsilon_2 \quad (4.15)$$

$$\varepsilon_{Torção} = \varepsilon_3 - \varepsilon_4 + \varepsilon_5 - \varepsilon_6 \quad (4.16)$$

onde  $\varepsilon$  = deformação relativa e  $\varepsilon_i$  = deformação no ponto i.

Os resultados numéricos, das Tabelas 4.6 e 4.7 mostraram um desacoplamento absoluto em todas as componentes de deformação, tanto para a solicitação de flexão, quanto para a torção.

Tabela 4.6 – Deformações relativas na ponte de Wheatstone no ensaio de flexão.

	FlexãoZ( $\mu\text{m/m}$ )	FlexãoX( $\mu\text{m/m}$ )	FlexãoY( $\mu\text{m/m}$ )	FlexãoXZ( $\mu\text{m/m}$ )
$\epsilon_{\text{flexão}}$	-757,43	338,76	292,65	446,61
$\epsilon_{\text{torção}}$	2,4	1,37	-3,28	6,28

Tabela 4.7 – Deformações relativas na ponte de Wheatstone no ensaio de torção.

	TorçãoZ( $\mu\text{m/m}$ )	TorçãoX( $\mu\text{m/m}$ )	TorçãoY( $\mu\text{m/m}$ )	TorçãoXZ( $\mu\text{m/m}$ )
$\epsilon_{\text{flexão}}$	-1,51	-2,31	-9,27	-2,34
$\epsilon_{\text{torção}}$	348,05	-135,23	-127,34	629,79

A célula de carga foi submetida a análise modal no ANSYS, obtendo-se as frequências naturais da Tabela 4.8 e os modos de vibração conforme Figura 4.23.

Tabela 4.8 – Frequências naturais do modelo (escova).

<b>Modos</b>	<b>Frequência (Hz)</b>
1	25,05
2	44,8
3	235,5
4	273,5

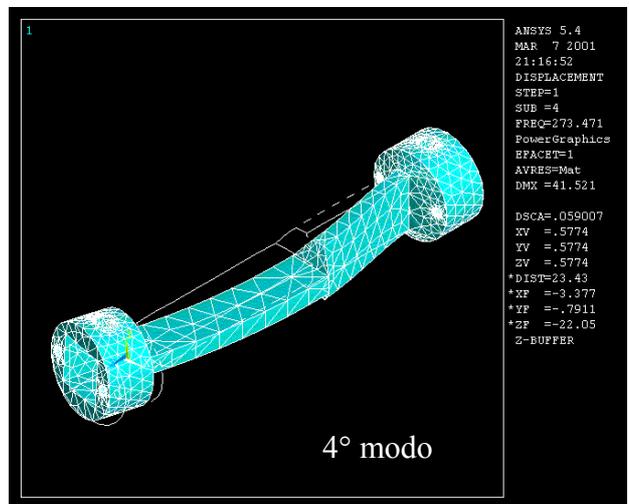
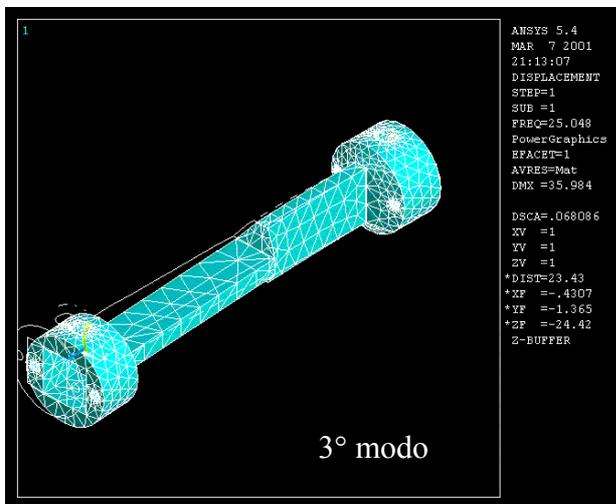
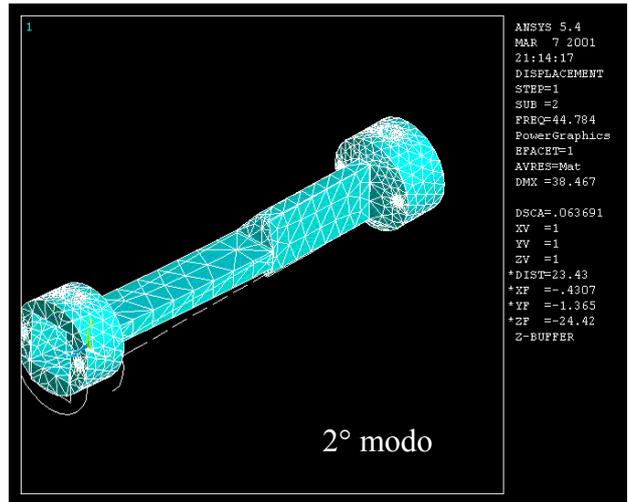
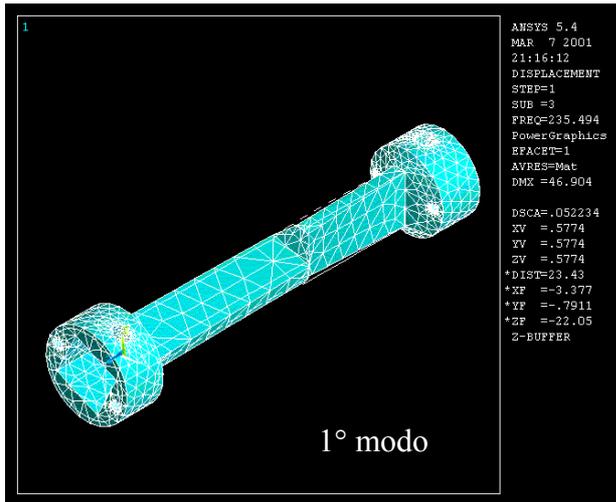


Figura 4.23 – Quatro primeiros modos de vibração da célula de carga.

## **CAPÍTULO 5**

### **PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL**

#### **5.1 Introdução**

Este capítulo descreve os procedimentos experimentais referentes à calibração, abordando as características dos equipamentos utilizados para a aquisição dos dados, o tipo de processamento matemático e aplicações práticas.

#### **5.2 Aquisição de dados via microcomputador**

Sistemas de aquisição (e controle) de dados normalmente são empregados com a finalidade de aumentar a eficiência e a qualidade, bem como diminuir gastos e tempo nos processos industriais.

Um sistema de aquisição de dados via microcomputador pode facilitar situações em que a coleta manual de dados pode consumir muito tempo, ou quando existe um série de cálculos complexos e demorados a serem realizados com os dados obtidos, bem com em situações onde vários pontos de medidas são necessários, ou a tomada de medidas é em uma taxa muito alta. Além disso, é possível enviar um sinal para um sistema que irá controlar o processo que esta sendo monitorado.

O sistema de aquisição de dados via computador basicamente transforma o sinal elétrico, proveniente do transdutor (geralmente analógico) em uma tabela de dados, em um arquivo no microcomputador (digital). Este sistema possibilita que os resultados de diversas leituras possam ser simultaneamente gravados, pelo tempo necessário, e que pós processamento (filtragem, análises estatísticas, derivada, etc) possa ser realizado. É possível também, com o uso de um conversor digital-analógico (D/A) controlar uma ou mais variáveis de um processo de produção através da atuação em um dispositivo.

### **5.2.1 Conversor Analógico/Digital (A/D)**

Efetua a conversão de uma variável analógica para digital ou binária. Variáveis analógicas são normalmente níveis de tensão, como temperatura, pressão, velocidade, etc. Os valores atuam em ampla faixa de variação. O valor binário resultante é linearmente proporcional a tensão de entrada, sempre dentro de um fundo de escala e resolução definida. A frequência de conversão é a resposta que o conversor pode dar as necessidades de leituras por segundo ou mesmo, que é programada e normalmente chamada de frequência de amostragem. A temperatura para a maior parte das aplicações permite uma baixa taxa de conversão. Já os sinais eletromiográficos de um músculo, possuem maior frequência e por isso necessitam de conversores rápidos.

Para que o processo de amostragem não conduza a perda de informação, é necessário que a frequência de amostragem seja, pelo menos 2,4 vezes superior à máxima frequência presente no sinal (Teorema de Nyquist). Caso a frequência de amostragem seja baixa ocorre o efeito Aliasing: surgimento de frequências aparentemente falsas no sinal amostrado.

### **5.2.2 Software SAD2**

O programa permite trabalhar com diversos arquivos simultaneamente. Cada arquivo do programa pode possuir diversas curvas com sinais adquiridos, filtrados, enfim processados de todas as formas que o programa permite. Quando são processadas as curvas geram novas curvas que podem ser também processadas das mais diversas formas. Trechos do sinal podem ser recortados para serem processados apenas em um determinado intervalo.

Os principais recursos do programa utilizados durante a realização deste trabalho foram:

- Movimentação livre dos eixos do gráfico pela tela;
- Zoom com o uso do Mouse;
- Visualização dos pontos do sinal com o Mouse;
- FFT (Transformada Rápida de Fourier);
- Filtros FIR passa-baixa, passa-alta, passa-banda e rejeita-banda;

- Adição, subtração, multiplicação e divisão de sinais;
- Cálculo de máximo, mínimo, média, desvio padrão, etc;
- Suporte a diversos conversores A/D comerciais;
- Gráfico ou mostradores numéricos durante a aquisição (tempo-real);
- Help on-line.

### 5.3 Dinamometria

Para medição da força aplicada na escova utilizou-se a célula de carga desenvolvida e descrita no Capítulo 4, que decompõe mecanicamente a força aplicada em um componente e mais o esforço de torção, medidas através de sensores do tipo *strain gages*, ligados em dois circuitos tipo ponte de Wheatstone. O sinal adquirido é convertido em força através da aplicação de uma curva de calibração. Foi também calibrada a célula de carga montada em uma escova elétrica, em meia ponte de Wheatstone.

Para a obtenção dos resultados os dois circuitos tipo ponte de Wheatstone da célula são conectados a dois condicionadores de sinais da marca Transdutech, modelo TMDE, utilizados com um filtro interno tipo passa baixa com frequência de corte de 10 Hz, minimizando a influência da rede elétrica (60Hz). A tensão de excitação utilizada foi de 5V e a sensibilidade de 1mV/V, com a leitura do sinal diretamente em  $\mu\text{m/m}$ .

#### 5.3.1 Montagem da Célula de Carga na Escova

A célula de carga adaptada na escova consiste de um pescoço instrumentado, adaptado a uma escova comercial.

O pescoço da escova foi usinado em alumínio 6351-T6, segundo dimensionamento descrito no Capítulo 4, Figura 4.21. Os *strain gages* utilizados foram da marca KYOWA, modelo KFG-1-120-C1-11, com 1 mm de grade. Para fixá-los na superfície do pescoço, utilizou-se cola da marca LOCTITE (496), após a colagem soldou-se os fios nos terminais dos sensores montando os dois circuitos e protegendo o conjunto com silicone.

Escovas da marca PANVEL foram cortadas e adaptadas na célula de carga, com sua fixação feita através de parafusos, conforme Figura 5.1.

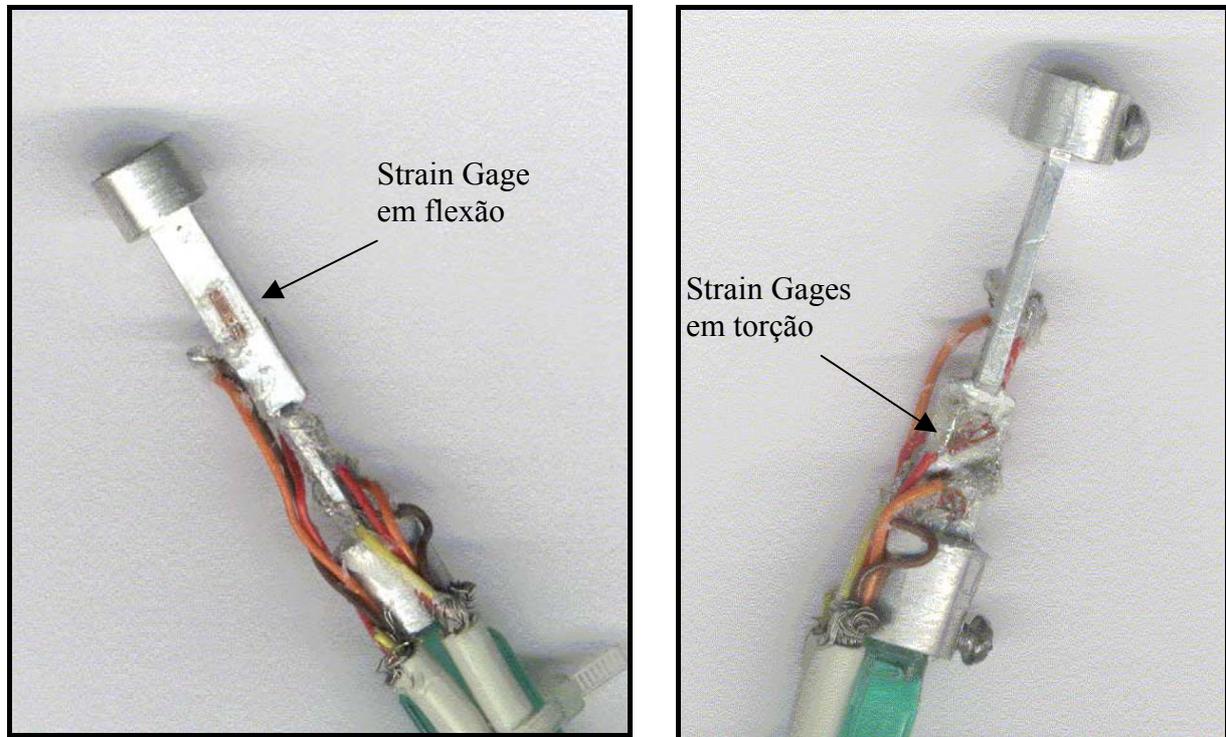


Figura 5.1 – Célula de carga montada na escova Panvel.

### 5.3.2 Calibração

A calibração estática do sistema tem por objetivo determinar a relação entre as forças aplicadas na escova e as tensões elétricas de saída do sistema de medição das deformações.

As curvas de calibração foram levantadas aplicando pesos mortos, em gramas, na cabeça da escova em flexão (normal à cabeça da escova) e em torção conforme Figuras 5.2 e 5.3, respectivamente. Os resultados completos da calibração podem ser vistos no Apêndice B.

O sistema de calibração de torque consiste de uma estrutura capaz de aplicar torque minimizando ao máximo o efeito de flexão na célula de carga. Optou-se por um sistema de roldanas montadas em uma estrutura de alumínio, que aplicasse um binário de força na cabeça da escova proporcionando o torque (Fig. 5.4). A estrutura por sua vez fica presa a mesa e as cargas podem ser aplicadas na escova.

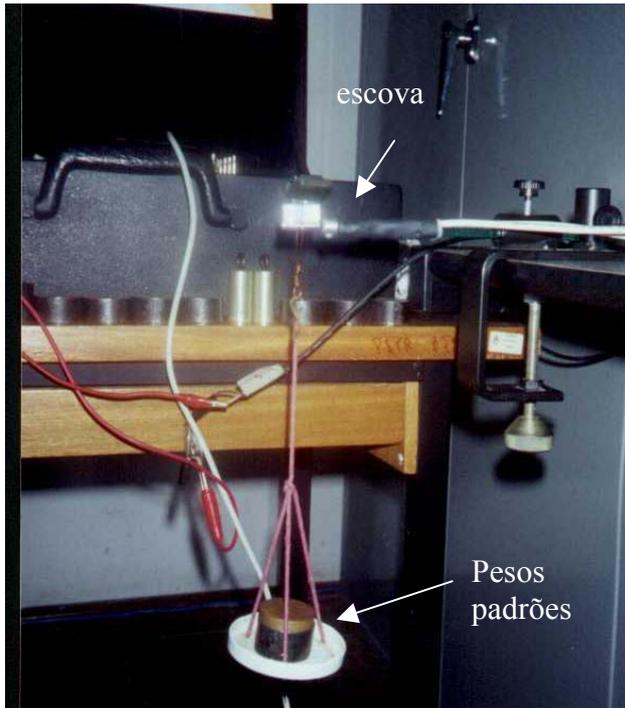


Figura 5.2 – Ensaio de flexão.

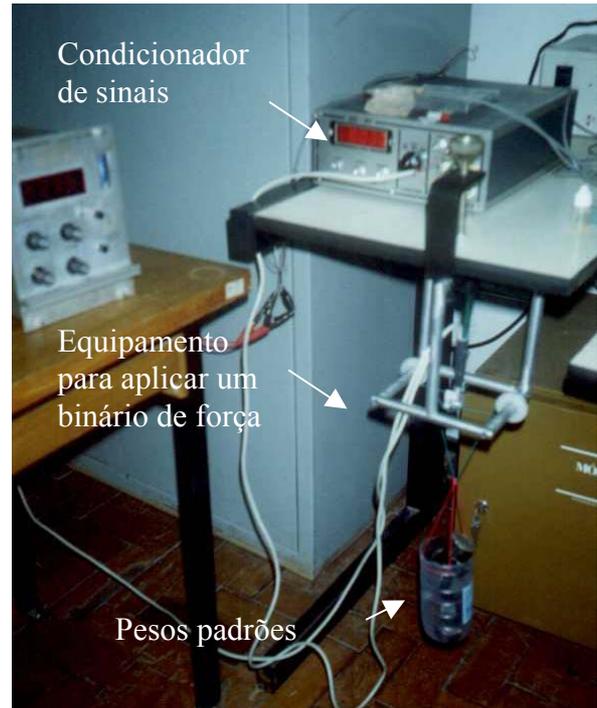


Figura 5.3 – Ensaio de torção.

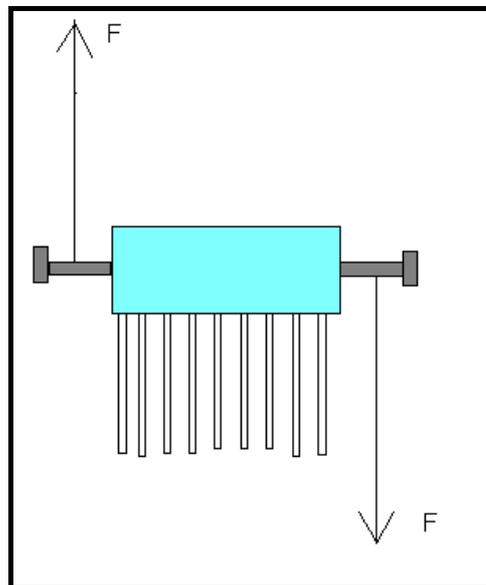


Figura 5.4 – Binário de força aplicado na escova.

Os gráficos e as equações correspondentes aos resultados dos sinais de deformação em flexão e torque com a aplicação da força são apresentados na Figura 5.5 e Figura 5.6.

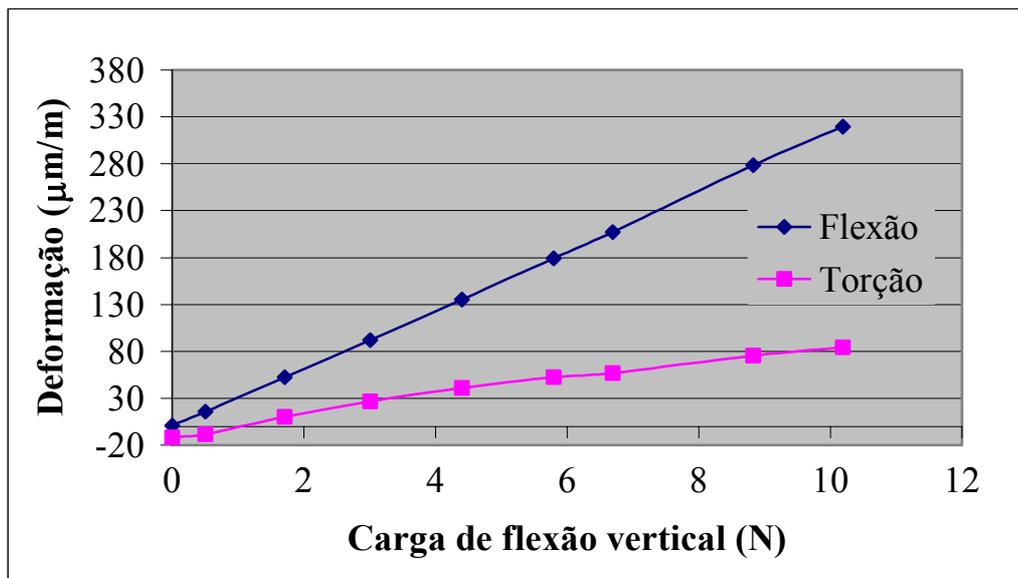


Figura 5.5 – Resposta das pontes à aplicação de força normal à cabeça da escova.

➡  $\epsilon_F = 31,38 F_F - 1,081$

➡  $\epsilon_T = 9,54 F_T - 7,352$

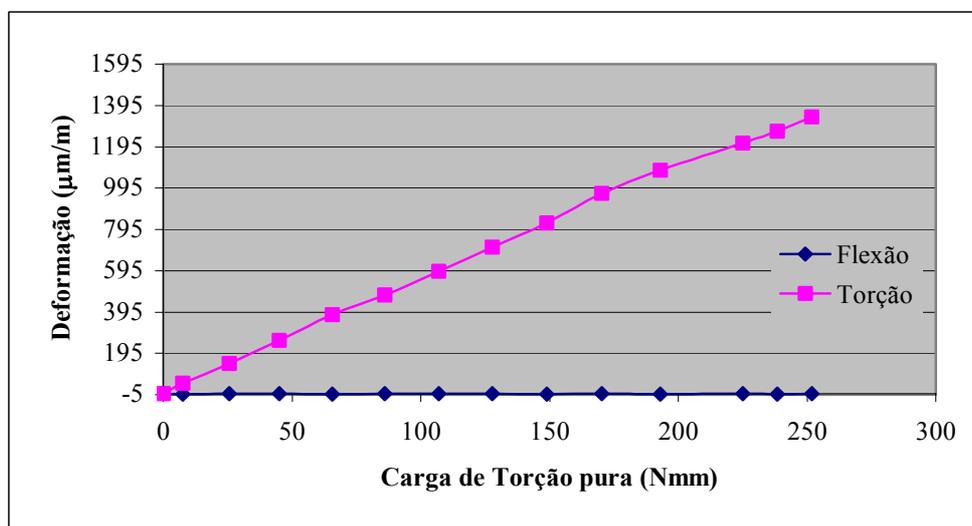


Figura 5.6 – Resposta das pontes à aplicação de torque puro.

➡  $\epsilon_F = 0$

➡  $\epsilon_T = 5,365 F_T + 16,689$

Segundo os gráficos apresentados nas Figuras 5.5 e Figuras 5.6, a aplicação do torque não interfere na componente de força normal, mas quando aplicamos uma carga normal, ocorre uma interferência na tensão de saída de torque. A interferência do torque na força normal é nula e a interferência da força normal no torque é de aproximadamente 30%. Esta interferência pode ter sido causada pelo posicionamento incorreto dos *strain gages* (orientação e distância), já que no modelo teórico mostra-se que não existe o acoplamento. Estas interferências podem ser anuladas pela matriz de sensibilidade [S] descrita na Equação 5.1.

A interferência do sistema é linear e dada a partir dos dados das Figuras 5.7 e 5.8. Montou-se a matriz de sensibilidade a fim de compensar o acoplamento verificado, segundo a Equação 5.1.

A matriz de interferência obtida foi:

$$[P] = [S][\varepsilon] \quad (5.1)$$

$$\begin{bmatrix} P_T \\ P_F \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} \\ S_{21} & S_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_T \\ \varepsilon_F \end{bmatrix}$$

$$[S] = \begin{bmatrix} 1 & -0,304 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.2)$$

onde:  $\varepsilon_T$  = Deformação da ponte de Wheatstone de torque,  $\varepsilon_F$  = Deformação da ponte de Wheatstone de flexão,  $P_F$  = Deformação da ponte de flexão corrigida,  $P_T$  = Deformação da ponte de torque corrigida, [S] = Matriz de sensibilidade.

O sinal obtido na deformação das pontes ( $\varepsilon_T$  e  $\varepsilon_F$ ) é corrigido pela matriz de interferência (Equação 5.2) gerando os valores de deformação da ponte de torque corrigida ( $P_T$  e  $P_F$ ), que são substituídas nas curvas de calibração, obtendo-se a força normal de flexão ( $F_F$ ) e de torque ( $F_T$ ).

$$F_F = \frac{(P_F + 1,081)}{31,38} \quad (5.3)$$

$$F_T = \frac{(P_T - 16,689)}{5,365} \quad (5.4)$$

onde  $F_T$  = Força de torque,  $F_F$  = Força normal em flexão.

As curvas de calibração obtidas segundo os dados plotados nas Figuras 5.5 e 5.6 foram:

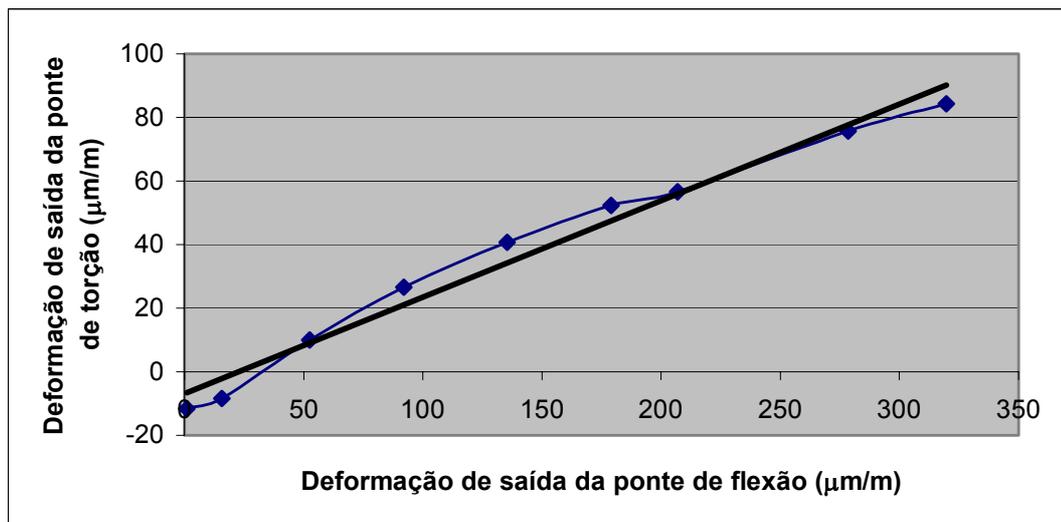


Figura 5.7 – Interferência na deformação da ponte de torção em relação a deformação da ponte de flexão ao aplicar uma carga de flexão.

$$\longrightarrow \quad \varepsilon_T = 0,3037 \varepsilon_F - 6,9458$$

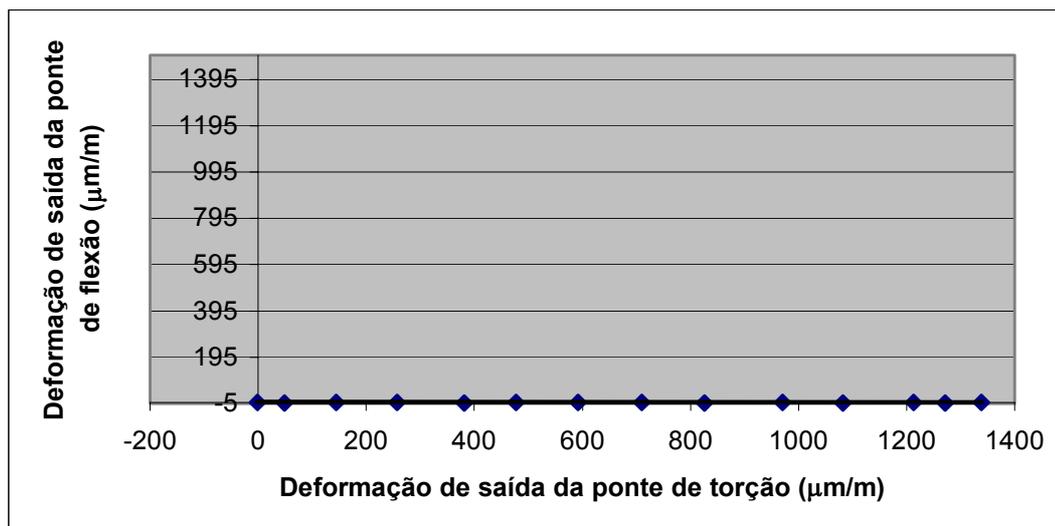


Figura 5.8 – Interferência na deformação da ponte de flexão em relação a deformação da ponte de torção ao aplicar uma carga de torção.

### 5.3.3 Análise de Ensaio de Impacto no Domínio da Frequência

A obtenção da resposta em frequência do sistema permite determinar a faixa de utilização em medições dinâmicas. Para a determinação destas frequências o procedimento consiste na aplicação de impacto, para a excitação das frequências fundamentais, o registro da resposta e a obtenção do espectro de frequências através da Transformada Rápida de Fourier (FFT – Fast Fourier Transform).

A resposta do sistema foi adquirido em um microcomputador, utilizando uma taxa de 10 KHz, com a célula montada na escova.

A figura 5.9 apresenta a curva representado o espectro de frequências do sistema obtido pela FFT. Ocorreu um pico de frequência em torno de 32 Hz referente a frequência natural da célula. Como a frequência de escovação é próxima de 5 Hz [Rodrigues e Zaro, 1999], a célula de carga projetada apresenta características que permitem, com boa margem de segurança, a análise da força aplicada sobre a escova.

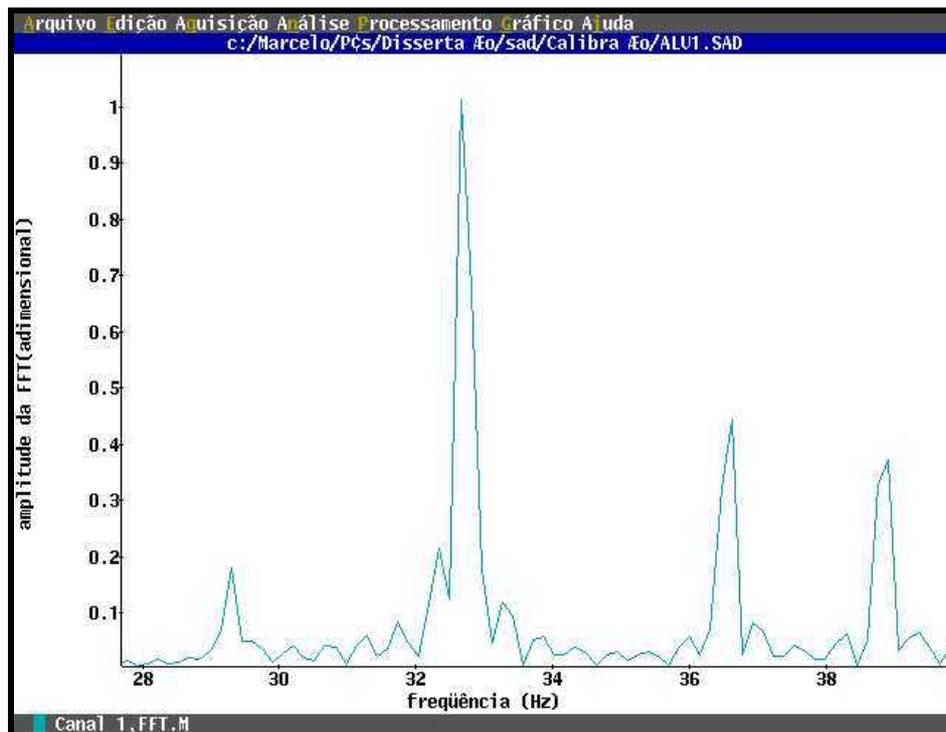


Figura 5.9 – Amplitude da FFT ( $A/A_{\text{máx}}$ ) x frequência (Hz).

### 5.3.4 Processamento do Sinal de Dinamometria

O processamento de sinais de Dinamometria consiste no cálculo da força normal e de torque através da aplicação da matriz de sensibilidade, para anular o acoplamento, e da conversão para força através das curvas de calibração. A seguir são mostrados os processamentos para a obtenção dos resultados.

Os processamentos para a obtenção das Forças Normais e o Torque são:

- a) Registro dos sinais;
- b) Filtro digital Média Móvel ponderada (Passa baixas, frequência de corte = 10 Hz);
- c) Matriz de sensibilidade;
- d) Conversão através das curvas de calibração.

### 5.3.5 Erro do Sistema de Medição

Com o sistema montado, procurou-se determinar o erro de medição, aplicando cargas estáticas e lendo diretamente em Newtons (equação da reta de calibração faz a conversão de milivolts para Newtons) no software SAD2. Como pode-se ver nas tabelas 5.1 e 5.2 o erro médio ficou próximo de 2,7%, para flexão e 5,5% para torque.

Tabela 5.1 – Diferenças entre cargas aplicadas e leitura em N na flexão.

<b>Carga (N)</b>	<b>leitura (N)</b>	<b>erro (%)</b>
<b>0,50</b>	0,48	<b>3,85%</b>
<b>1,71</b>	1,68	<b>2,07%</b>
<b>3,01</b>	2,93	<b>2,79%</b>
<b>4,40</b>	4,30	<b>2,39%</b>
<b>5,79</b>	5,64	<b>2,71%</b>
<b>6,69</b>	6,53	<b>2,48%</b>
<b>8,83</b>	8,56	<b>3,15%</b>
<b>10,19</b>	9,97	<b>2,18%</b>
	<b>média</b>	<b>2,70%</b>

Tabela 5.2 – Diferenças entre cargas aplicadas e leitura em N na torção.

<b>Carga (Nmm)</b>	<b>leitura (Nmm)</b>	<b>erro (%)</b>
<b>7,50</b>	8,51	<b>-11,90%</b>
<b>25,67</b>	27,88	<b>-7,95%</b>
<b>45,11</b>	48,53	<b>-7,06%</b>
<b>65,57</b>	71,12	<b>-7,82%</b>
<b>86,09</b>	88,49	<b>-2,72%</b>
<b>106,95</b>	109,51	<b>-2,34%</b>
<b>127,86</b>	130,95	<b>-2,36%</b>
<b>148,98</b>	152,14	<b>-2,08%</b>
	<b>média</b>	<b>-5,53%</b>

### 5.3.6 Sensibilidade do Sistema de Medição

Utilizou-se na aquisição dos sinais, bem como na calibração, uma placa A/D Lynx CAD 12/36, com 12 bits, 16 canais e 58 KHz de frequência máxima e um condicionador Transdutech, modelo TMDE, com tensão de excitação de 5V e uma sensibilidade de 1mV/V.

Quando os extensômetros são montados em meia ponte de Wheatstone a variação relativa da voltagem é igual a metade da variação relativa da resistência elétrica, isto é:

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{1}{2} \frac{\Delta R}{R} \quad (5.5)$$

Para ponte completa tem-se:

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{\Delta R}{R} \quad (5.6)$$

A deformação relativa sofrida pelos extensômetros se relaciona com a variação da resistência pela expressão:

$$\varepsilon = \frac{\Delta R}{KR} \quad (5.7)$$

onde K é o Fator Gage, característica do strain gage utilizado, no caso 2,12. Assim, tem-se para flexão:

$$\Delta V = \frac{VK\varepsilon}{2} = (5 \times 2,12 \times 47,82 \times 10^{-6})/2 = 253,4 \times 10^{-6} \text{ V} \quad (5.8)$$

Para torção tem-se:

$$\Delta V = VK\varepsilon = 5 \times 2,12 \times 3524 \times 10^{-6} = 37.354,4 \times 10^{-6} \text{ V} \quad (5.9)$$

Significa que para cada Newton aplicado em flexão sobre a célula tem-se a variação de 253,4µV na saída da ponte (se alimentada com uma tensão de 5V). Na torção para cada Nm aplicado tem-se a variação de 37.354,4µV na saída da ponte. Com um condicionador de sinais

com sensibilidade de  $2,5\mu\text{V}$  poder-se-ia ler  $0,00986\text{N}$  ( $1,0054\text{gf}$ ) em flexão e  $0,0000669\text{Nm}$  ( $6,82\text{gf mm}$ ).

Como a placa é de 12 Bits, tem uma resolução de  $1/(2^{12}-1)$  ( $1/4095$ ) divisões. Considerando um fundo de escala de  $1,25\text{V}$ , tem-se:

$$1,25/4096 = 0,00305\text{V} / \text{divisão}$$

A sensibilidade do conjunto portanto, condicionador – conversor A/D é limitada pelo conversor A/D. Então a sensibilidade da célula de carga deve ser (para um ganho de 100):

$$\text{Flexão: } (0,00305/\text{ganho})/0,0002534 = 0,12036\text{ N (12,27gf)}.$$

$$\text{Torção: } (0,00305/\text{ganho})/0,037354 = 0,0008165\text{ Nm (83,26gf mm)}.$$

#### **5.4 Procedimentos experimentais**

Para o processo de escovação não foi estabelecida nenhum tipo de padronização, com relação as técnicas de escovação descritas na literatura. Tomou-se esta atitude, pois o objetivo deste trabalho era primeiramente quantificar a força de escovação e avaliar a capacidade de sua medição com a tecnologia disponível. Posteriormente, visando investigar a associação entre eficácia na remoção da placa e forças de escovação, durante um regime de escovação normal, foram utilizadas as escovas desenvolvidas, a elétrica (Apêndice I) e a manual que mede torque e flexão. Os 6 indivíduos participantes, sendo 2 homens e 4 mulheres, deste estudo foram instruídos para não escovarem seus dentes nas 24 horas antes de cada experimento. Os voluntários escovaram por um minuto com a escova manual e após mais 24 horas sem higiene bucal escovaram com a escova elétrica, também durante 1 minuto. Antes e após cada processo de escovação, a quantidade de placa bacteriana foi avaliada.

## CAPÍTULO 6

### RESULTADOS E DISCUSSÕES

#### 6.1 Introdução

Os dados adquiridos e processados conforme descrito no Capítulo 5, são aqui apresentados da seguinte forma: sinais de forças obtidos, parâmetros de remoção de placa bacteriana e análise dos resultados. Os dados são adquiridos em função do tempo e apresentados em gráficos de força de flexão e torque.

#### 6.2 Resultados de Força de Flexão e de Torque

As tabelas 6.1 e 6.2 apresentam os valores numéricos das forças máximas, mínimas e médias das forças de flexão e de torque, respectivamente. As figuras de 6.1 à 6.6 apresentam os resultados de força normal (  na cor roxa) e torque (  na cor marrom) dos 6 ensaios realizados.

Tabela 6.1 – Força de Flexão

<b>Participantes</b>	<b>Média (gf)</b>	<b>Desvio padrão (gf)</b>	<b>Valor Máximo (gf)</b>	<b>Valor Mínimo (gf)</b>
<b>1</b>	515,4	169,42	850,2	-24,4
<b>2</b>	24,2	24,64	135,1	-62,6
<b>3</b>	526,8	143,22	818,8	-51,9
<b>4</b>	422,3	145,99	788,2	-262,5
<b>5</b>	227,4	240,13	963,7	-77,3
<b>6</b>	369,5	204,05	727,7	-50,4
<b>Média</b>	<b>347,6 (3,5 N)</b>	<b>154,58</b>	<b>713,9 (7,2 N)</b>	<b>-88,2 (0,9 N)</b>

Tabela 6.2 – Força de Torque

Participantes	Média (gfmm)	Desvio padrão (gfmm)	Valor Máximo (gfmm)	Valor Mínimo (gfmm)
1	1263,1	646,48	2887,6	-2084,9
2	1890,4	889,94	4275,2	-323,8
3	-261,3	323,86	1330,1	-2121,3
4	1048,4	429,79	2129,9	-2038,1
5	1701,3	1876,70	4390,5	-1984,8
6	-76,3	1245,10	1386,3	-3844,1
<b>Média</b>	<b>927,6 (9,2 Nmm)</b>	<b>901,98</b>	<b>2733,2 (27,3 Nmm)</b>	<b>-2066,1 (-20,6 Nmm)</b>

**Obs:** Os participantes 1 e 5 são do sexo masculino.

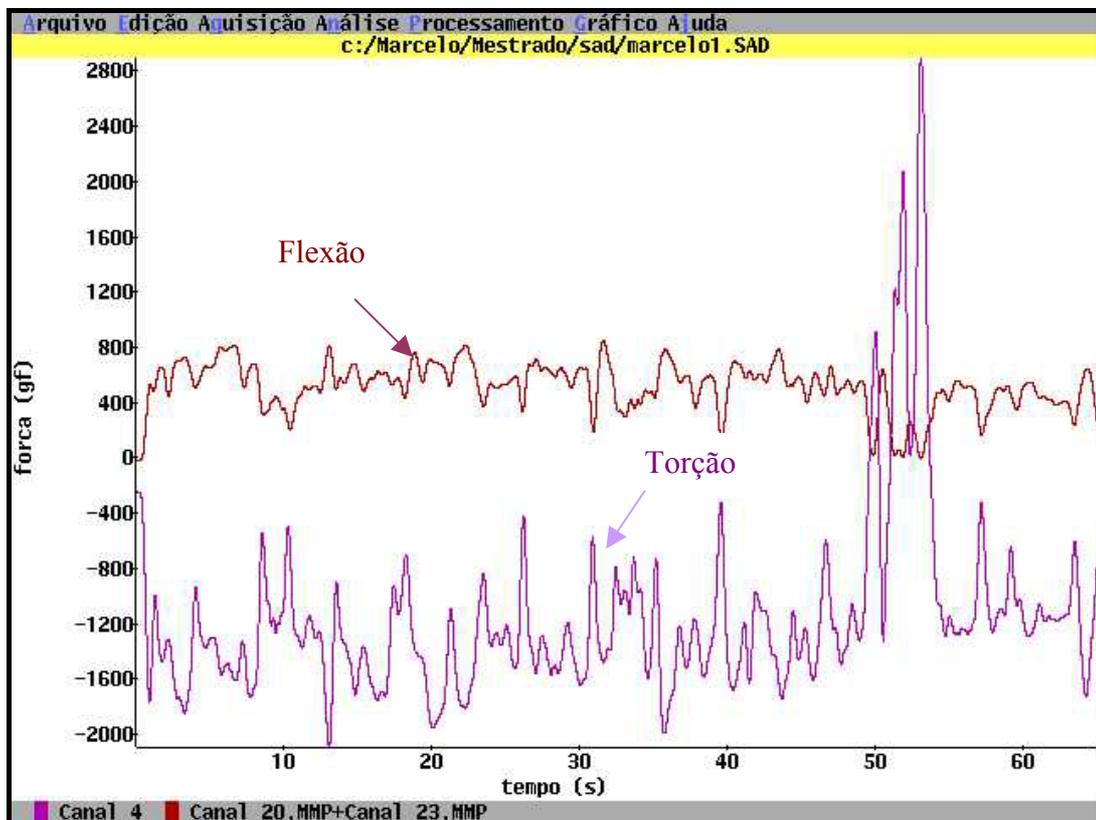


Figura 6.1 – Registro de força de escovação, flexão e torque. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo 1, destro do sexo masculino.

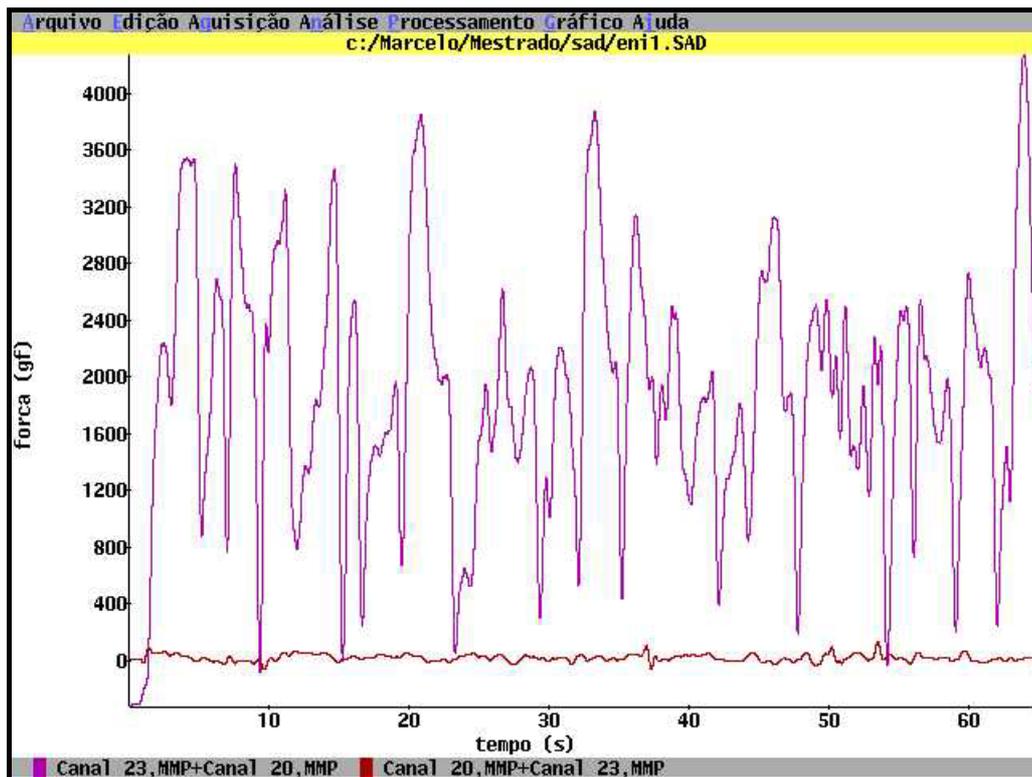


Figura 6.2 – Registro de força de escovação, flexão e torque. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo 2, destro do sexo feminino.

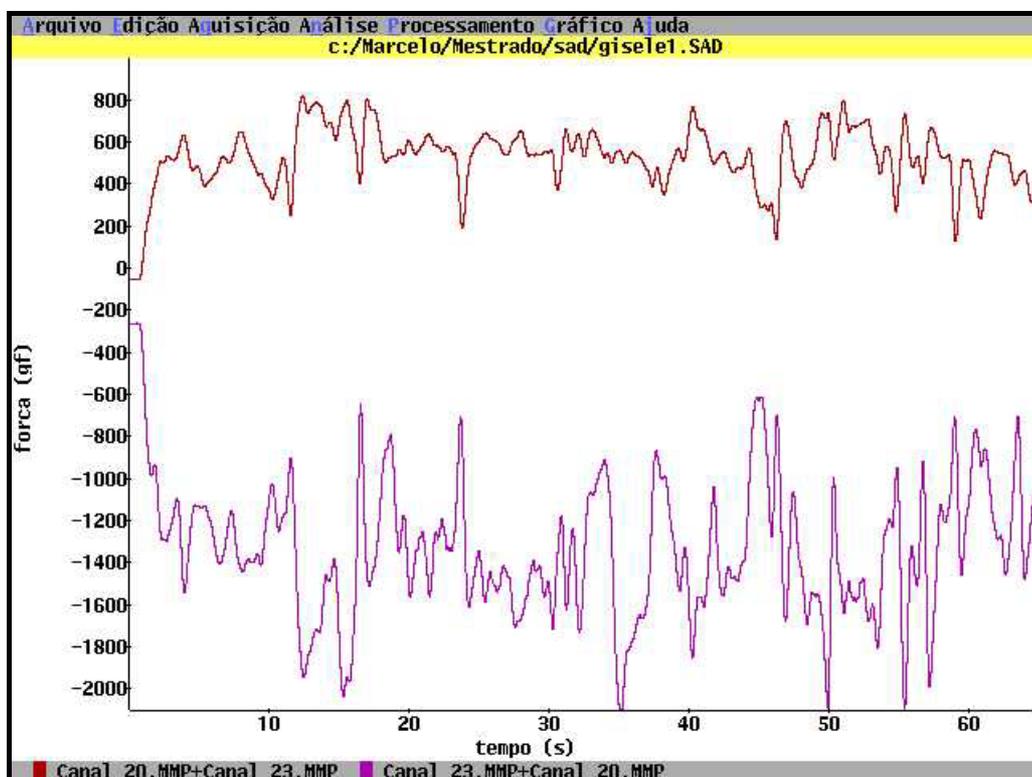


Figura 6.3 – Registro de força de escovação, flexão e torque. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo 3, destro do sexo feminino.

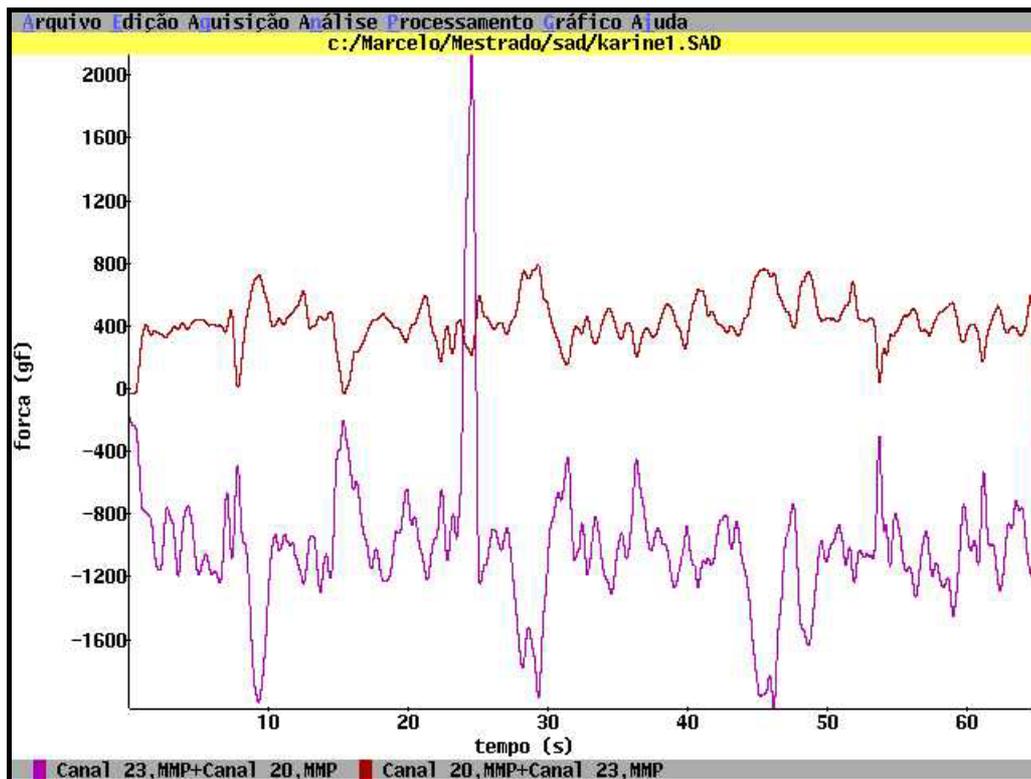


Figura 6.4 – Registro de força de escovação, flexão e torque. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo 4, destro do sexo feminino.

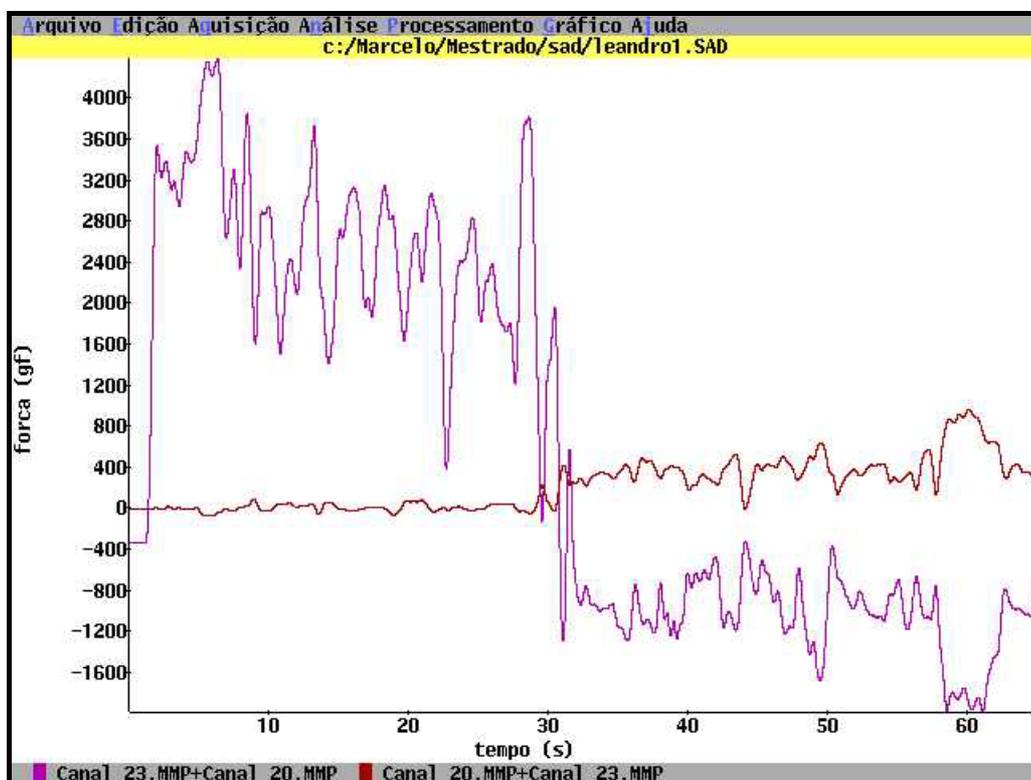


Figura 6.5 – Registro de força de escovação, flexão e torque. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo 5, destro do sexo masculino.

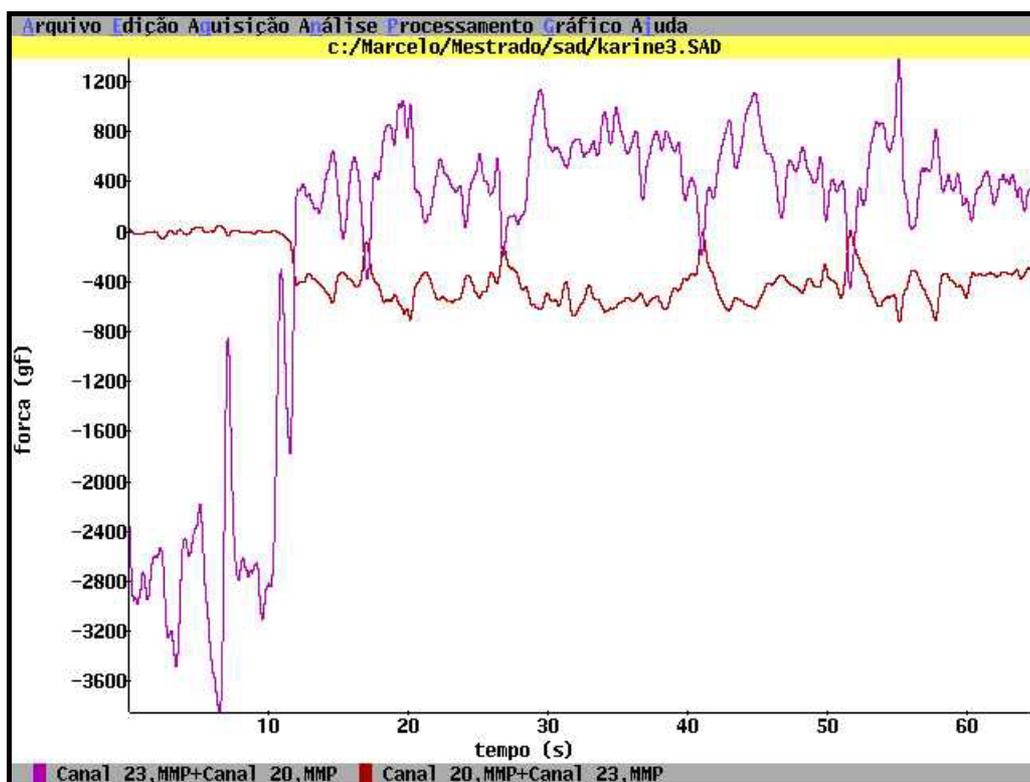


Figura 6.6 – Registro de força de escovação, flexão e torque. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo 6, destro do sexo feminino.

### 6.3 Resultados de Força de Flexão e de Torque por local de escovação.

As tabelas 6.3 e 6.4 apresentam os valores numéricos das forças máximas, mínimas e médias das forças de flexão e de torque, respectivamente. As figuras de 6.7 à 6.10 apresentam os resultados de força normal ( ➡ na cor roxa) e torque ( ➡ na cor marrom) dos ensaios realizados por quadrantes na boca do voluntário.

Tabela 6.3 – Força de flexão por posição na arcada dentária.

Posição	Média (gf)	Desvio padrão (gf)	Valor Máximo (gf)	Valor Mínimo (gf)
Inferior direito	40,4	65,56	405,6	-58,7
Inferior esquerdo	-31,7	31,42	52,1	-132,1
Superior direito	-24,5	30,76	58,3	-78,8
Superior esquerdo	14,1	30,72	68,5	-73,1
Média	-1,7 (-0,016 N)	39,62	146,1 (1,4 N)	-85,7 (0,8 N)

Tabela 6.4 – Força de torção por posição na arcada dentária.

Posição	Média (gf)	Desvio padrão (gf)	Valor Máximo (gf)	Valor Mínimo (gf)
Inferior direito	2650,2	778,57	4245,9	51,7
Inferior esquerdo	3387,6	972,93	4969,3	339,8
Superior direito	3178,9	646,68	4731,5	640,1
Superior esquerdo	3092,8	856,95	4799,9	193,9
Média	3077,4 (30,2 N)	813,78	4686,7 (45,9 N)	306,4 (3,01 N)

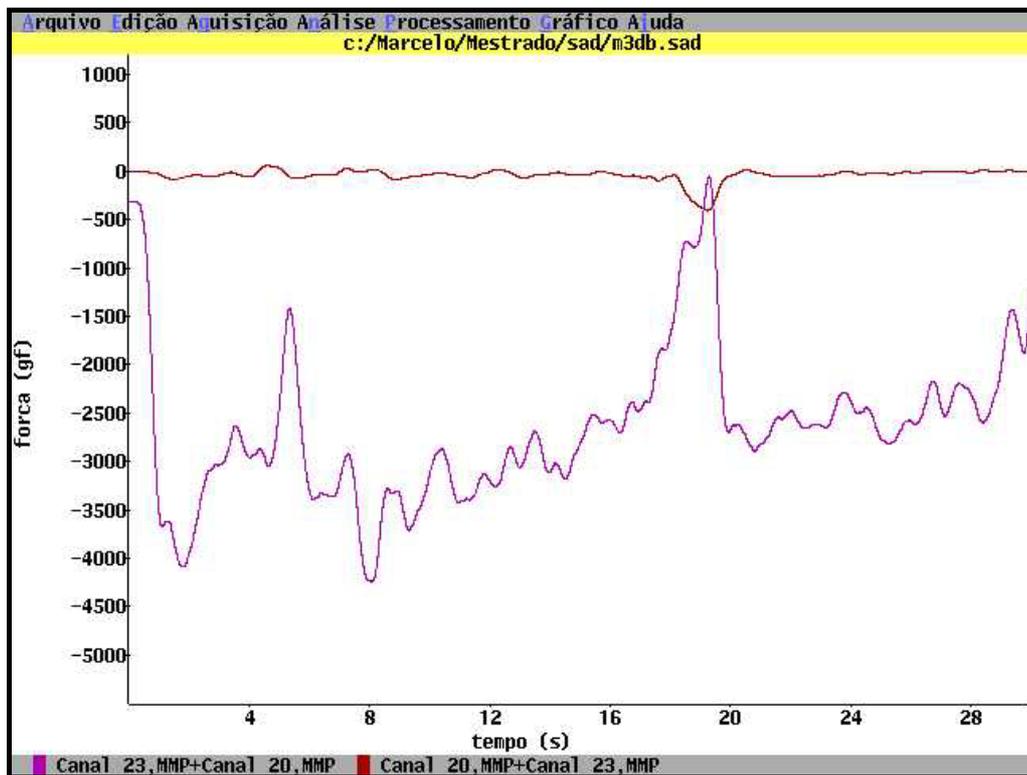


Figura 6.7 – Registro de força de flexão e torque no quadrante inferior direito. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo destro do sexo masculino.

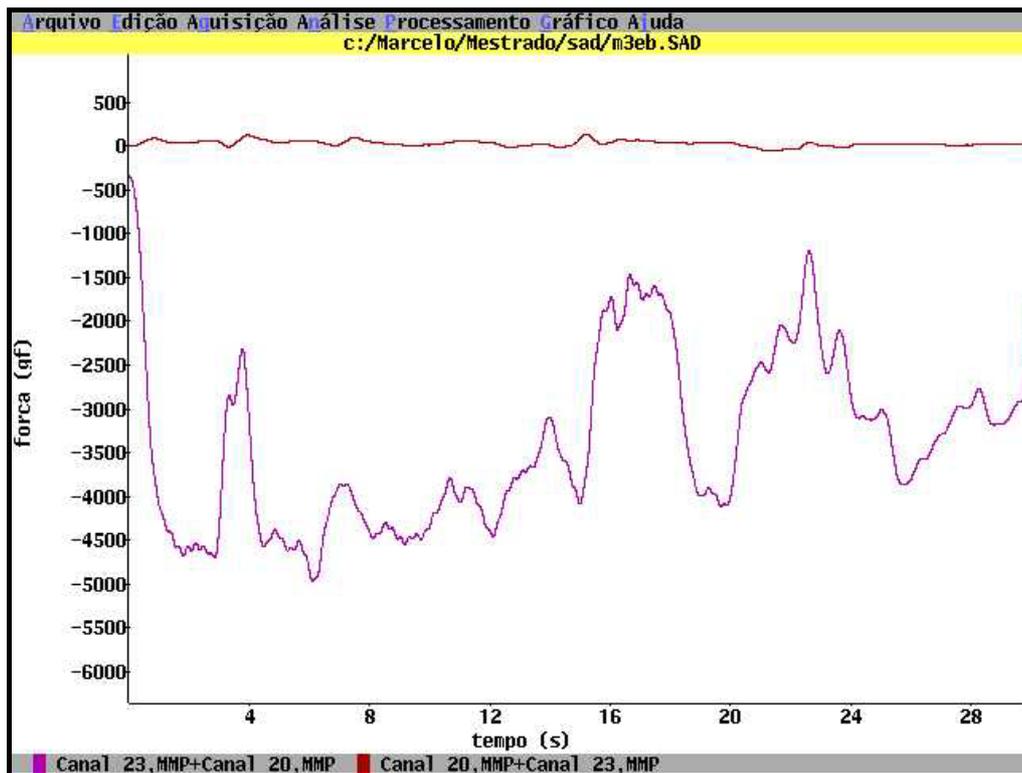


Figura 6.8 – Registro de força de flexão e torque no quadrante inferior esquerdo. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo destro do sexo masculino.

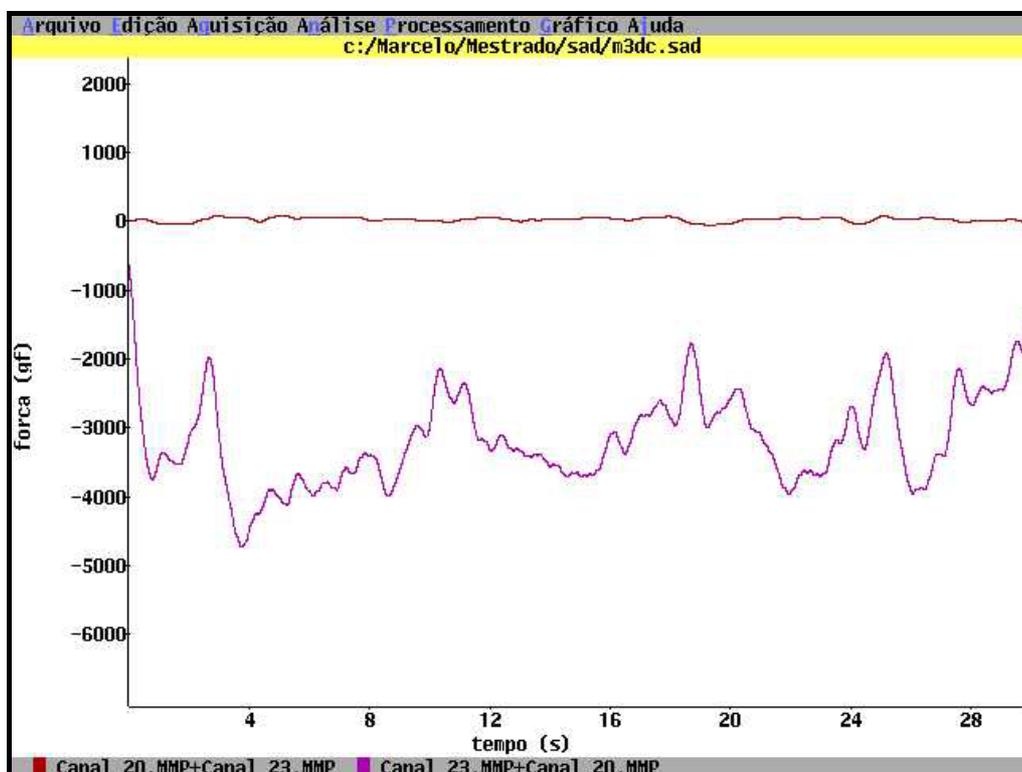


Figura 6.9 – Registro de força de flexão e torque no quadrante superior direito. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo destro do sexo masculino

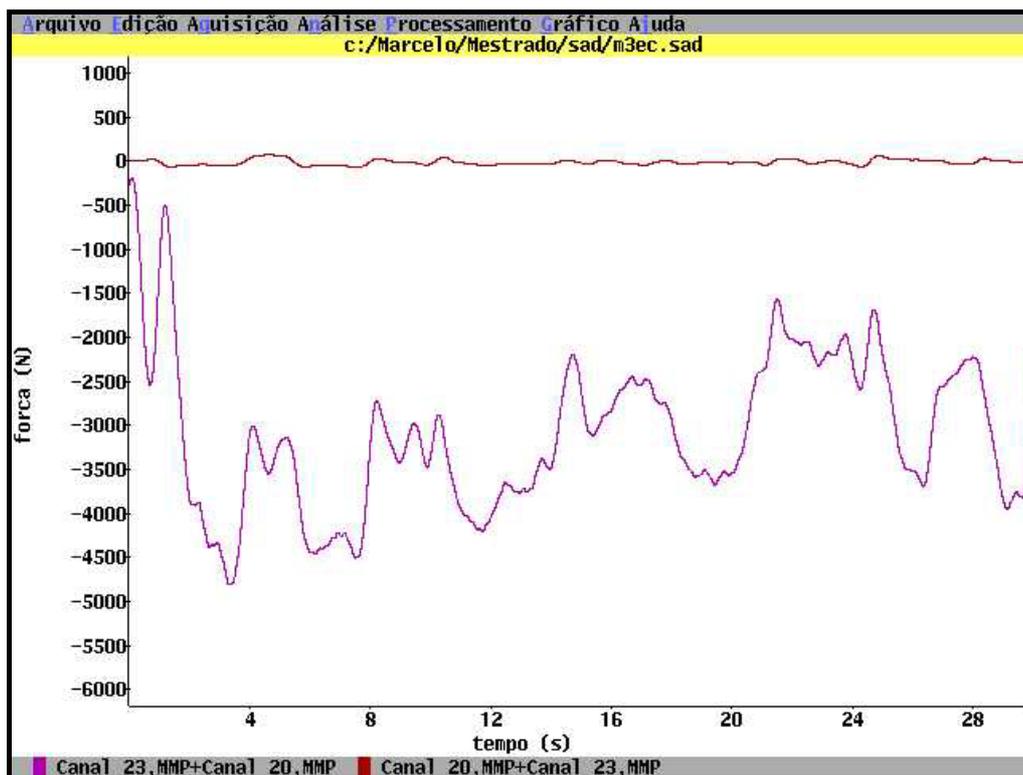


Figura 6.10 – Registro de força de flexão e torque no quadrante superior esquerdo. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo destro do sexo masculino.

#### 6.4 Placa Bacteriana

A tabela 6.5 apresenta valores numéricos do acúmulo de placa antes e após a aquisição de dados, bem como o percentual de remoção obtido. A avaliação da quantidade de placa baseia-se em um índice mensurado visualmente por um profissional treinado. Este índice varia de 0 à 3, onde 0 é ausência de placa e 3 é o acúmulo máximo, e é avaliado em todas as superfícies dos dentes (ver Apêndice F).

Tabela 6.5 – Percentual de remoção de placa.

Participantes	Acúmulo de placa antes da escovação	Acúmulo de placa após a escovação	Redução percentual
1	105	15	86%
2	153	69	55%
3	147	18	88%
4	140	15	89%
5	107	22	79%

## 6.5 Análise dos Resultados

Do ponto de vista da engenharia podemos fazer algumas observações.

A frequência da célula de carga obtida no ensaio de impacto foi de aproximadamente 33 Hz, ficando entre o primeiro e segundo modo de vibração da análise modal simulada no software Ansys, onde obtivemos 25,05 Hz e 44,8 Hz, respectivamente. Como a frequência de escovação é de aproximadamente 5 Hz, ou seja, relativamente distante das frequências naturais apresentadas pela célula de carga, pode-se dizer que os sinais obtidos são confiáveis, pois a célula não trabalha perto de uma região crítica de frequências, ficando sujeita à ressonância e mascaramento do sinal.

As deformações relativas obtidas, para uma força de 20 N em flexão, foram:

- nos cálculos  $\varepsilon = 956,52\mu\text{m/m}$ ;
- na simulação  $\varepsilon = 757,43\mu\text{m/m}$ ;
- na calibração  $\varepsilon = 626,52\mu\text{m/m}$ .

Ou seja, obteve-se na prática uma sensibilidade em flexão pouco menor do que na teoria.

As deformações relativas obtidas, para uma força de 100 Nmm em torque, foram:

- nos cálculos  $\varepsilon = 352,4\mu\text{m/m}$ ;
- na simulação  $\varepsilon = 348,05\mu\text{m/m}$ ;
- na calibração  $\varepsilon = 538,16\mu\text{m/m}$ ;

Por outro lado, em torção, obteve-se na prática uma sensibilidade maior do que a prevista na teoria.

Conforme as tabelas 4.6 e 4.7 a célula apresentou um acoplamento de 30% (Fig 5.8), constatando uma interferência da força normal no sinal de torque. O acoplamento ocorreu provavelmente devido a um mau posicionamento de colagem dos extensômetros, ou devido aos efeitos de borda ocasionados pela distribuição irregular de tensões em uma secção retangular sujeita a torque. Já a interferência do esforço de torque no sinal de flexão é nula.

Tem-se neste trabalho 5 amostras, 2 homens e 3 mulheres, todas de indivíduos destros. Já para a escova elétrica tem-se duas medições de placa bacteriana. Os valores negativos do sinal de flexão indicam flexão no sentido oposto ao de escovação, ou seja não há processo de escovação neste instante. Motivo pelo qual preferiu-se trabalhar com os valores máximos, além das médias, conforme tabela 6.6. Nas figuras 6.11 e 6.12 são representados graficamente os dados da tabela 6.6.

Tabela 6.6 – Sinais de flexão e torque.

	Indivíduos				
	1	2	3	4	5
<b>Flexão Máx</b>	850,2	135,1	818,8	788,2	963,7
<b>Torção Máx</b>	2887,0	4275,2	2121,3	2129,9	4390,5
<b>Redução placa</b>	86%	55%	88%	89%	79%
<b>Torção Méd</b>	1269,0	1890,4	1330,1	1048,4	1701,3
<b>Flexão Méd</b>	515,4	24,2	526,8	422,3	227,4

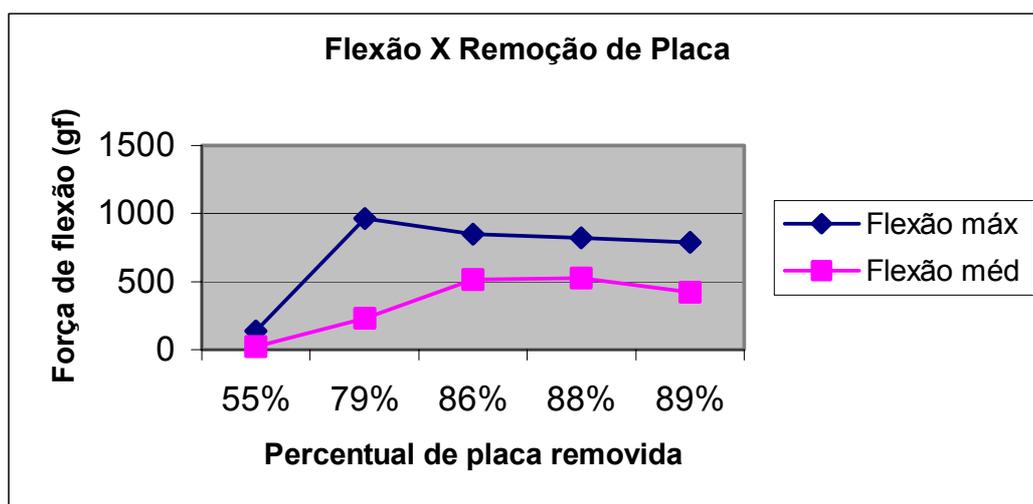


Figura 6.11 – Distribuição Força de Flexão X Remoção de Placa.

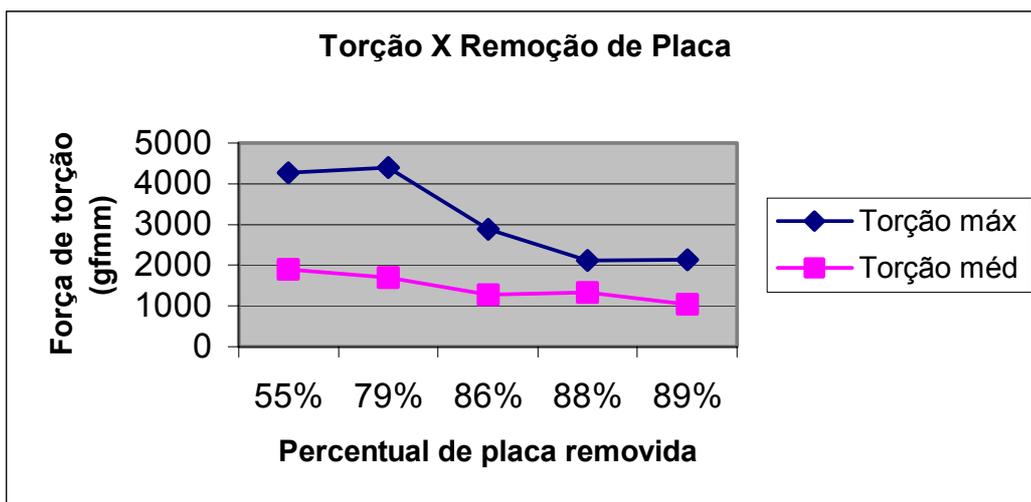


Figura 6.12 – Distribuição Força de Torção X Remoção de Placa.

Em uma análise simplificada dos casos aqui apresentados tem-se:

Com relação ao trabalho de Björn, 1966, tem-se a mesma faixa de força obtida em flexão de 3,48 N.

Da mesma forma no trabalho de Fraleigh, 1967, o que se observa é que a faixa de força empregada na escovação encontrada, é da mesma ordem de grandeza da encontrada no presente estudo. Neste caso tem-se 5 valores dentro da variação da força média encontrada por ele (de 182gf até 1153gf). Os valores de torque, de 7 Nmm à 36 Nmm, também ficaram próximas as obtidas aqui.

Também em Allen e Nahodil, 1972, temos 4 valores de força dentro da faixa de força encontrada entre 254,93gf à 1121,69gf. Além disso, a frequência de escovação encontrada neste trabalho, de aproximadamente 5Hz, está de acordo com os valores de Allen e Nahodil (3,33 à 5,83Hz).

Em White, 1983, que separou bons (3,96N) e maus escovadores (0,89N) tem-se a mesma força de flexão média obtida neste estudo para quem teve melhor resultado de remoção de placa (índices próximos a 80%), e um baixo índice de remoção para o indivíduo 2 com uma força média de apenas 0,24N. Deve-se observar, no entanto, que White estudou pessoas que estavam usando aparelhos ortodônticos, o que não ocorreu neste estudo.

Mc Ley e Zahradnik, 1994, fizeram estudo com escovas elétricas. A média de força de flexão obtida foi de 0,98 N contra os 1,23 N obtidos aqui (ver Apêndice I).

Já no estudo de Van der Weijden, em 1995, encontrou-se uma média de força em escovas manuais de 267gf. Ou seja, da mesma ordem de grandeza do que foi encontrado neste estudo, onde foi obtido 347,6gf também com uma escova manual. No presente estudo também observa-se mais força de flexão usada com a escova manual do que com a elétrica, apesar de não poder-se afirmar que a escova elétrica foi mais eficiente na remoção da placa. Em 1996, Weijden examinou a relação entre força de escovação e remoção de placa. Com relação aos dados aqui obtidos há semelhança com o indivíduo 2 que escovou com a escova elétrica, com uma força média de 107,02 gf e uma remoção de 63% de placa (ver Apêndice I). Para a escova manual há divergência dos resultados, para a força média obtida por Weijden (267 gf) temos índices de remoção maiores: indivíduo 5, com força média de 227gf com 79% de remoção de placa. Em 1998 Weidjen volta a investigar eficácia na remoção de placa. Desta vez ele procurou uma relação entre força e remoção de placa, a qual não foi encontrada.

Kelly, 1997, em sua pesquisa não encontrou diferenças de forças entre pessoas com e sem aparelhos ortodônticos, no entanto, pode-se ver valores médios de força bastante altos, variando em torno de 200gf para ambos os grupos de crianças. Apesar de no presente estudo todos os indivíduos já serem adultos, observa-se que, surpreendentemente, as forças encontradas não atingiram valores muito maiores, sendo que um deles (24,2gf) ficou inclusive abaixo da força empregada pelas crianças.

Apesar da diferença fundamental entre o trabalho aqui apresentado, onde foi medido força, e o trabalho de Burgett e Ash, 1974, onde foi medido pressão, tomadas as devidas considerações duas comparações são válidas. Observa-se que a área usada para avaliação da pressão, no trabalho de Burgett, é variável conforme o contato das cerdas da escova com o sensor, mas pode-se supor que esta variação seja aproximadamente a mesma para os dois hemiarcos, esquerdo e direito. Deste modo, para pequenas variações de área, a pressão dependeria principalmente da força de escovação. Assim como no trabalho de Burgett, encontrou-se maior força no lado direito da boca, para pessoas destros e também não foi observada diferença de força de escovação entre homens e mulheres.

## CAPÍTULO 7

### CONCLUSÕES E SUGESTÕES DE CONTINUIDADE

#### 7.1 Conclusões

O objetivo principal deste trabalho foi atingido, ou seja, desenvolver um sistema de aquisição capaz de medir força de flexão e torque durante um processo de escovação dental convencional. Além de apresentar os resultados de um experimento ilustrativo.

A célula de carga confeccionada atendeu as expectativas, sendo que foi projetada para estudar a força durante escovação dental, com o objetivo de auxiliar os odontólogos na análise da tarefa de escovação. Os resultados mostram que:

- A célula de carga apresentou resultados de força de flexão com médias variando de 24,2gf até 526,8gf e força de torção com médias variando de -76,3gfmm até 1890,4gfmm;
- A célula apresentou frequência de escovação de aproximadamente 5Hz;
- A célula mostrou-se repetitiva, com ótima sensibilidade (12,3gf em flexão, e 83,3gfmm em torção) e confiável, com erro de aproximadamente 2,7% em flexão e 5,5% em torção;
- A presente célula de carga apresenta resultados de forças quantitativos válidos para uma análise inicial no processo de escovação, considerando que este processo envolve muitos outros fatores;
- Os níveis de forças obtidas mostraram-se coerentes com os estudos anteriormente realizados e citados na revisão bibliográfica e estado da arte. As diferenças encontradas devem-se provavelmente às particularidades de cada procedimento empregado durante a aquisição.
- O diferencial deste trabalho com relação as publicações existentes na literatura técnica foi a medição de torque,

## 7.2 Sugestões de Continuidade

A célula de carga desenvolvida é de projeto simples e custos reduzidos, com possibilidades de alteração de projeto, modificações de geometria e outras escolhas de materiais, para aumento de sua sensibilidade. Pode-se, além disso, melhorar o acoplamento gerado pelo mal posicionamento de colagem dos sensores que aqui foram corrigidos por uma matriz de interferência.

O projeto da célula de carga deve ser melhorado de modo a medir outras componentes de força e momentos de forma desacoplada (ou seja cargas em uma direção não devem produzir sinal nas outras direções).

Projetar um experimento que possa avaliar força de escovação e patologias bucais como abrasão e retração gengival, além da remoção da placa bacteriana e construir um modelo estatístico para verificar a significância dos resultados obtidos. Utilizar a Análise de Variância (ANOVA) que é uma ferramenta apoiada em conceitos estatísticos, possibilitando otimizar o planejamento, execução e análise dos experimentos. Permitindo assim, estruturar a seqüência de ensaios de forma a traduzir os objetivos preestabelecidos pelo pesquisador e obter as respostas desejadas.

Construção de mais células para serem utilizadas por profissionais da odontologia, com a finalidade de avaliar e diagnosticar eventuais patologias bucais. A relação entre força de escovação e possíveis patologias associadas a esta grandeza, como retração gengival ou abrasão, é algo para exames futuros. Estudos cuidadosos e sistemáticos realizados por profissionais competentes podem vir a demonstrar a utilidade de medições desta espécie.

Desenvolvimento de um sistema de rádio transmissão, para enviar os sinais ao sistema de aquisição, que substituiriam os fios, melhorando o manuseio da escova.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

### Bibliografia Principal

Adrian, M. e Cooper, J., 1995. **“Biomechanics of Human Movement”**. McGraw-Hill. Boston.

Allen, R.W.B., Nahodil, M.G.,1972. **“Transducer for measuring the force exerted on teeth by a toothbrush during brushing”**. Journal of Dental Research, vol.51, No.5, pp.1272-&.

Amadio, A., 1996. **“Fundamentos Biomecânicos para a Análise do Movimento Humano”**. Edição da Universidade de São Paulo. São Paulo.

Barbisan, A.L.,1991.**“Influência de diferentes tipos de escovas dentais na eficácia da remoção da placa dental”**, Faculdade de Odontologia, UFRGS.

Baumman, W., 1995. **“Métodos de Medição e Campos de Aplicação da Biomecânica: Estado da Arte e Perspectivas”**. VI Congresso Brasileiro de Biomecânica. Brasília.

Björn, H.; Lindhe J.,1966. **“On the mechanics of toothbrushing”**. Odontologisk Revy, vol 17, pp. 9-16.

Burgett, F.G.; Ash, M.M.,1974. **“Comparative study of the pressure of brushing with three types of toothbrushes”**. Journal of Periodontology, vol. 45, No.6, pp.410-413.

Chaim, L.A.F; Alexandrino, D; Benites, P.R.;Moretto, N.A., 1997.**“Avaliação do desgaste de escovas com cerdas macias”**. Revista Periodontia da Sobrepe, vol. 6, No.2.

De Luca, C., 1993. **“The use of Surface Electromyography in Biomechanics”**. Watenweiler Memorial Lecture. International Society for Biomechanics.

Enoka, R., 1988. **“Neuromechanical Basis of Kinesiology”**. Human Kinetics. Champaign, IL.

Fanganiello, C.L.S.; Oliveira, M.L.S., Novaes, A.B.,1987. **“Retração gengival – discussão de suas causas”**. Revista Brasileira de Odontologia, vol.44, No.2, pp.46-52.

Fanning, E.A.; Henning, F.R.,1967. **“Toothbrushing habits in a group of Australian dental patientes”**. Australian Dental Journal, Sidney, vol.12, No.3, pp.274-276.

Fraleigh, C.M.;Mc Elhaney, J.H.; Heiser, R.A.,1967. **“Toothbrushing force study”**. Journal of Dental Research, vol.46, pp.209-214.

Frandsen, A. ed.,1972. **“Oral Hygiene”**. In: SYMPOSIUM HELP AT MALMO,1971, May, Sweden. Anais do Symposium help at Malmo, Copenhagen, Munksgaard, pp.162.

Gieck, 1996. **“Manual de Fórmulas Técnicas”**. Ed. Hemus, 4 edição.

Hall, S., 1991. **“Biomecânica Básica”**. Guanabara Koogan. Rio de Janeiro.

Hay, J., 1978. **“The Biomechanics of Sports Techniques”**. Prentice-Hall. Englewo Cliffs, N.J.

Kelly, P.J.; Heasman, P.A.; Wilson, Z.; MacGregor I.D.M.,1997. **“Toothbrushing forces in children with orthodontic appliances”**. Journal of Dental Research, vol.76, pp.149, abstract # 1081, Sp. Iss. SI.

Ko, C.C.; Pintado, M.R.; Douglas W.H.; Versluis, A.; Cheng, Y.S.,1995. **“The relationship between brush stiffness and brushing forces”**. Journal of Dental Research, vol.74, pp.245-245, abstract # 1872, Sp. Iss. SI.

Lindhe, J., 1988. **“Tratado de Periodontologia Clínica”**. Ed. Guanabara Koogan, segunda edição.

Loe, H.1971.**“How frequently must patients carry out effective oral hygiene procedures in order to maintain gingival health ?”**. Journal of Periodontology, Chicago, vol.42, No.5, pp.309-313.

Marinho, V.A.; Pereira, G.M., 2000. **“Cárie, diagnóstico e plano de tratamento”**. [Http://www.odontologia.com.br](http://www.odontologia.com.br).

Massoni, E.; Bertuola, A.; Agradowski, R. et. al.,1987. **“Abrasão/Erosão cervical”**. Revista Gaúcha de Odontologia, vol.35, No.4, pp.304 –14.

Mc Ley, L.; Zahradnik, R.,1994. **“Clinical evaluation of brushing force for powered brushing instruments”**. Journal of Dental Research, pp.73:164,abstract # 500.

Metals Handbook, 1996. **“Properties and Selection: Nonferrous Alloys and Special – Purpose Materials.”** Vol 2.

Parra, S.L.N.; Figueiredo, M.C; Monnerat, M.E., 1996. **“Aspectos normais da membrana periodontal e osso alveolar”**. Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro. [Http://www.odontologia.com.br](http://www.odontologia.com.br)

Pintado, M.R.; Douglas W.H.,1995. **“Clinical force and flexibility in toothbrush mechanics”**. Journal of Dental Research, vol. 74, pp.566, Sp. Iss. SI.

Popov, P. E., 1978. **“Introdução à Mecânica dos Sólidos”**. Ed. Edgard Blücher, São Paulo.

Rawls, H.R.; Mkwai-Tulloch, N.J.; Krull, M.E., 1990. **“A mathematical model for predicting toothbrush stiffness”**. Dental Materials, vol.6, No.2, pp.111-117.

Rego, N.G.C; Silva, O.C, 2000. **“Odontologia 500 anos – um olhar sócio-histórico”**. [Http://www.odontologia.com.br](http://www.odontologia.com.br)

Roberson, N.A.E.; Wade, A.B.,1971. “Effect of filament diameter and density in toothbrushes”. Journal of Periodontology Research, Copenhagen, vol. 7, pp. 364-350.

Rodrigues, M.U.; Zaro, M.A., 1999. **“Desenvolvimento de Célula de Carga para Medir Força Aplicada em Escova Dental Durante a Escovação”**. Trabalho de Diplomação, Escola de Engenharia, UFRGS, Porto Alegre, RS.

Steer, J.; Whittaker, J.,1995. **“The effect of toothbrush design on the force generated during brushing”**. Journal of Dental Research, vol.74, No.3, pp.863.

Thylstrup, A.; Fejerskov, O., 1994. **“Cariologia Clínica”**. Ed. Santos.

Van der Weijden, G.A.; Timmerman, M.F.; Van der Velden, U.;Reijerse,E.;Snoek, 1995. **“Evaluation of habitual toothbrushing force”**. Journal of Dental Research, vol.74, pp.565, abstract # 1371, Sp. Iss. SI.

Van der Weijden, G.A.; Timmerman, M.F.; Van der Velden, U.;Reijerse,E.;Snoek, C.M.,1996. **“Toothbrushing force in relation to plaque removal”**. Journal of Clinical Periodontology, vol.23, No.8, pp.724-729.

Van der Weijden, G.A.; Timmerman, M.F.; Danser, M.M.; Van der Velden, U., Snoek, C.M. 1997. **"Toothbrushing force and gingival abrasion"**. Journal of Dental Research, vol.76, pp.149, abstract # 1083.

Van der Weijden, G.A.; Timmerman, M.F.; Danser, M.M.; Van der Velden, U.,1998. **"Relationship between the plaque removal efficacy of a manual toothbrush and brushing force"**. Journal of Clinical Periodontology, vol.25, No.5, p.413-416.

Versluis, A.; Douglas, W.H., 1995. **"Numerical Analysis of tooth brushing forces due to design parameters"**. Journal of Dental Research, vol.74, pp.246, abstract # 1873, Sp. Iss. SI.

White, L., 1983. **"Toothbrush pressures of orthodontic patients"**. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, vol.83, No.2, pp.109-113.

### **Bibliografia Complementar**

Addy, M.,1998. **"Measuring success in toothbrush design - an opinion and debate of the concepts"**. International Dental Journal, vol. 48, No. 5, supl. 1,pp. 509-518.

Alexander, J.F. **"Escovas e Escovação Dentárias"**. Pp. 422-432.

Allen, C.R.; Hunsley, N.K.; MacGregor, I.D.M., 1996. **"Development of a force-sensing toothbrush instrument using pic micro-controller technology for dental hygiene"**. Mechatronics, vol. 8, No. 2, pp.152-140.

Andrade Junior, A.C.C.; Andrade, M.R.T.C.; Machado, W.A.S.; Fischer, R.G.,1998. **"Estudo em vitro da abrasividade de dentifrícios"**. Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo, vol. 12, No. 3, pp. 231-236.

Barros, E.R.C.,1980. **"Fundamentos de higiene oral"**. Manual de Treinamento, Manual de Educação para Saúde Bucal.

Bastos, J.R.M.; Lopes, E.S.; Tárzia, O.; Bassani, A.C., 1985. **"Contribuição à posologia de dentifrícios pelo cirurgião dentista no Brasil"**. RGO, São Paulo, vol. 33, No.3, pp. 202-205.

Carvalho, R.S.,1979. "**Características Morfológicas de Escovas Dentárias Brasileiras; Extremidades ativas das cerdas e efeitos da escovação, sobre elas**". Dissertação de Mestrado, Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Carvalho, R.S.,1984. "**Erosão e Abrasão Cervical: Tratamentos Diversos**". Odontólogo Moderno, vol. 11, No. 9, pp. 32-45.

Castillero, M.E.M, 2000. "**Tecnologia Dental - Uma visão do futuro**". [Http://odontologia.com.br/](http://odontologia.com.br/)

Danser, M.M.; Timmerman, M.F.; Ijzerman, Y.; Bulthuis, H.; Van der Velden, U.; Van der Weijden, G.A., 1998. "**Evaluation of the incidence of gingival abrasion as a result of toothbrushing**". Journal of Clinical Periodontology, vol. 25, No. 9, pp.701-706.

Duarte, C.A.; Carvalho, J.C.M.; Lotufo, R.F.M.,1984. "**Hábitos de escovação dentária observados em pacientes destros e canhotos**". Revista Ass. Paul. Cirurg. Dent., São Paulo, vol. 38, No.2, pp.171-173.

Efraimsen, H.E.; Johansen, J.R.; Haugen, E.; Holland, R.I., 1990. "**The abrasive effect of a rotating electrical toothbrush on dentin**". Clinical Preventive Dentistry, vol.12, No.4, pp.13-17.

Esteves, R.C.; Issão, M.; Berton, F.V.,1981. "**Programa de Controle de Placa Dentária por Meio da Escovação. Considerações Iniciais**". Revista Ass. Paul. Cirurg. Dent., São Paulo, vol.35, No.6, pp.538-544.

Ferraz, C.; Gomes, C.A.S.; Rached, R.S.G.A. e Toledo, B.E.C.,1987. "**Controle mecânico da placa bacteriana com escovas convencionais e unitufo**". Revista Ass. Paul. Cirurg. Dent., São Paulo, vol.41, No.4, pp. 206-209.

Fonseca, F.P.; Simões Jr., J.A.; Barbisan, A.O. "**Análise subjetiva de escovas dentais e remoção da placa bacteriana**". Anais...120.

Fonseca, F.P.; Simões Jr., J.A.; Barbisan, A.O. "**Análise subjetiva de escovas dentais e avaliação da deformação das cerdas**". Anais...77.

Garranza, F.A., 1973. "**Compencio de Periodoncia**". Editorial Mundi, segunda edição, Buenos Aires.

Glickman, I. **"Periodontologia Clínica"**. Ed. Interamericana, 4 edição.

Gottschalk, C.A.,1994. **"Pesquisa e desenvolvimento de produtos e materiais na área de higiene oral"**. Revista ABO Nacional, vol. 2, ed. Especial.

Guia on-line da Odontologia Brasileira. **"A evolução e o tratamento de doenças na gengiva"**. [Http://www.odonto.com.br](http://www.odonto.com.br)

Guia on-line da Odontologia Brasileira. **"Escovação Correta"**. Fonte: SOS Doutor. [Http://www.odonto.com.br](http://www.odonto.com.br)

Guia on-line da Odontologia Brasileira. **"Hipersensibilidade Dentária"**. Fonte: Jornal do Dente - Unidont. [Http://www.odonto.com.br](http://www.odonto.com.br)

Guia on-line da Odontologia Brasileira. **"Periodontia: Respostas às Perguntas mais Frequentes"**. Fonte: Núcleo de Odontologia Avançada. [Http://www.odonto.com.br](http://www.odonto.com.br)

Guia on-line da Odontologia Brasileira. **"Periodontite causa perda de dentes"**. [Http://www.odonto.com.br](http://www.odonto.com.br)

Guia on-line da Odontologia Brasileira. **"Retração Gengival"**. Eliodonto [Http://www.odonto.com.br](http://www.odonto.com.br)

Heath, J.R.; Wilson, H.J., 1971. **"Classification of toothbrush stiffness by a dynamic method"**. British Dental Journal, vol.130, No.2, pp.59-&.

Lascale N.T.,1997. **"Prevenção na Clínica Odontológica - Promoção de saúde Bucal"**. Ed. Artes Médicas.

Morais, L.E.; Barbisan, A.O. **"Influência de diferentes tipos de escovas dentais na eficácia da remoção da placa dental"**. XXVII Semana Acadêmica de Odontologia, pp. 59, Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Moreira A.R.; Montenegro R.V., 2000. **"Considerações Periodontais de Acordo com os Materiais e Procedimentos Restauradores"**. [Http://odontologia.com.br/artigos/consideracoes-periodontais.html](http://odontologia.com.br/artigos/consideracoes-periodontais.html)

Nabinger, E, 1997. **“Desenvolvimento de um sistema de medição para análise biomecânica da pedalada de um ciclista”**. Dissertação de Mestrado – PROMEC – UFRGS, Porto Alegre.

Panzeri, H.; Lara, E.H.G; Ditlef, A.A.; Moraes, J.T.,1994. **"Descoloração de cerdas impregnadas com corantes como medida da durabilidade de escovas dentais"**. Revista ABO Nacional, vol. 2, ed. Especial.

Panzeri, H.; Lara, E.H.G; Rangel, F.E.F.,1994. **"Análise funcional de uma escova dental com agente termossensível"**. Revista ABO Nacional, vol. 2, ed. Especial.

Pereira, O.L., 1992. **"Desgaste das cerdas das escovas"**. RGO, São Paulo, vol. 40, No.4, pp.267-269.

Phillips, R. W., **"Materiais Dentários de Skinner"**. Ed. Guanabara, oitava edição, São Paulo.

Rego, N.G.C; Silva, O.C.; Silva D.F,1999. **“Medo de Dentista – Considerações sobre as pulsões e a possibilidade de saúde em odontologia”**. [Http://www.odontologia.com.br](http://www.odontologia.com.br)

Resnick, R.; Halliday, D., 1983. **“Física 1”**. Livros Técnicos e Científicos Editora, 4º Ed., Rio de Janeiro, RJ.

Ribeiro, J.L.D., 1996. **“Projeto de experimentos na otimização de produtos e processos”**. Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção – UFRGS, Porto Alegre.

Saxer, U.P.; Yankell, S.L.,1997. **"Impact of improved toothbrushes on dental diseases. I"**. Quintessence International, vol.28, No.8, pp.513-525.

Saxer, U.P.; Yankell, S.L.,1997. **"Impact of improved toothbrushes on dental diseases. II"**. Quintessence International, vol.28, No.9, pp.573-593.

Segura, F.,2000.**"Prevenção: O Caminho para a Saúde Bucal"**. [Http://www.saudebucal.com.br](http://www.saudebucal.com.br).

Simões Jr., J.A.; Barbisan, A.O. **"Influência da frequência de escovação e de diferentes tipos de escovas dentais na eficácia de remoção da placa bacteriana e na deformação das cerdas de escovas"**. Anais...119.

Todeschini, H, 1999. **“Projeto e desenvolvimento de um torquímetro com o uso de strain gages”**. Trabalho de Diplomação, UFRGS, Porto Alegre.

Tractenberg J.,2000. **“Dupla dinâmica contra a cárie”**. Jornal Zero Hora, Porto Alegre, Sábado 29 de abril de 2000.

Vianna, R.; Souza, I.P.R.; Bastos, E.,1994. **“Estudo comparativo do efeito de duas escovas dentais sobre a placa bacteriana”**. Revista ABO Nacional, vol. 2, ed. Especial.

## APÊNDICE A

### DETERMINAÇÃO DO MÓDULO DE ELASTICIDADE DE UMA ESCOVA DENTAL

Utilizando-se dois strain gages KFG-5-120-c1-11 (fator gage  $2,12 \pm 0,01$ ,  $120,2 \pm 0,2\Omega$  e 5mm de grade) colados a uma escova de dentes, formando meia ponte de Wheatstone, procurou-se determinar o módulo de elasticidade do polímero considerando o comportamento da escova como o de uma viga engastada. Prendendo-se o cabo da escova em uma mesa, adquiriu-se dados da seguinte forma: colocou-se massas previamente pesadas em uma balança eletrônica, em sua extremidade livre; com os strain gages ligados no condicionador de sinais, foram feitas 5 aquisições da deflexão da escova, para 11 valores de carga diferentes, conforme Tabela A.1.

Tabela A.1 – Flexão da escova em  $\mu\text{m}/\text{m}$ .

<b>carga(gf)</b>	<b>leitura1</b>	<b>leitura2</b>	<b>leitura3</b>	<b>leitura4</b>	<b>leitura5</b>	<b>média</b>	<b>erro</b>
<b>34,9</b>	41	40	38	42	40	<b>40,20</b>	0,10
<b>49,7</b>	52	58	58	57	55	<b>56,00</b>	0,14
<b>84,9</b>	99	98	93	101	94	<b>97,00</b>	0,24
<b>99,7</b>	109	112	114	117	114	<b>113,20</b>	0,28
<b>149,2</b>	161	173	167	171	169	<b>168,20</b>	0,42
<b>198,7</b>	210	225	219	227	224	<b>221,00</b>	0,55
<b>250,4</b>	259	283	275	282	282	<b>276,20</b>	0,69
<b>299,9</b>	294	335	324	335	331	<b>323,80</b>	0,81
<b>350,8</b>	339	384	382	386	383	<b>374,80</b>	0,94
<b>400,3</b>	365	431	431	440	435	<b>420,40</b>	1,05
<b>450,2</b>	399	482	484	487	483	<b>467,00</b>	1,17

Na Figura A.1 pode-se ver a escova com os sensores colados, utilizada para a determinação do módulo de elasticidade do polímero. O detalhe do sensor colado na escova de dentes pode ser visto na Figura A.2.



Figura A.1 – Escova plástica instrumentada com strain gages.



Figura A.2 – Strain gage colado na escova.

O condicionador de sinais possui resolução de  $\pm 1\mu\text{m/m}$  e precisão de 0,25% da leitura  $\pm 1$  dígito. O circuito foi montado em 1/2 ponte com compensação de temperatura, e alimentação de 5 Vcc.

Com o auxílio de um paquímetro obteve-se as dimensões da lâmina plástica,

$$h = (5,6 \pm 0,1)\text{mm};$$

$$b = (6,2 \pm 0,1)\text{mm};$$

$$x = (37,7 \pm 0,1)\text{mm}.$$

Para o cálculo do módulo de elasticidade utilizou-se a Equação A.1, e para o erro usou-se o método de Kline e McClintock, com  $\Delta m=0,1g$ .

$$\varepsilon = \frac{6Fx}{Ebh^2} \quad (A.1)$$

$$\Delta E = \sqrt{\left[\left(\frac{\partial E}{\partial F} * \Delta F\right)^2 + \left(\frac{\partial E}{\partial h} * \Delta h\right)^2 + \left(\frac{\partial E}{\partial x} * \Delta x\right)^2 + \left(\frac{\partial E}{\partial b} * \Delta b\right)^2 + \left(\frac{\partial E}{\partial \varepsilon} * \Delta \varepsilon\right)^2\right]} \quad (A.2)$$

Pode-se observar na Tabela A.2 que o módulo de elasticidade, para esta faixa de carga aplicada, é praticamente constante com um valor médio de  $(1,06E+08 \pm 7,37E+07)Kgf/m^2$ . Aparentemente nesta faixa de aplicação de carga, o comportamento do plástico é parecido com o dos metais apresentado uma deformação linear (Lei de Hooke).

**Tabela A.2 – Módulo de Elasticidade calculado e erro associado.**

<b>carga(g)</b>	<b>E(Kgf/m<sup>2</sup>)</b>	<b>E(N/m<sup>2</sup>)</b>	<b>erro</b>	<b>%</b>
34,9	1,01E+08	1,01E+09	7,07E+05	0,700%
49,7	1,03E+08	1,03E+09	7,22E+05	0,699%
84,9	1,02E+08	1,02E+09	7,11E+05	0,698%
99,7	1,02E+08	1,02E+09	7,16E+05	0,698%
149,2	1,03E+08	1,03E+09	7,21E+05	0,698%
198,7	1,05E+08	1,05E+09	7,30E+05	0,698%
250,4	1,05E+08	1,05E+09	7,36E+05	0,698%
299,9	1,08E+08	1,08E+09	7,52E+05	0,698%
350,8	1,09E+08	1,09E+09	7,60E+05	0,698%
400,3	1,11E+08	1,11E+09	7,73E+05	0,698%
450,2	1,12E+08	1,12E+09	7,83E+05	0,698%
<b>MEDIA</b>	<b>1,06E+08</b>	<b>1,06E+09</b>	<b>7,37E+05</b>	

## APÊNDICE B

### TABELAS E GRÁFICOS OBTIDOS DURANTE O PROCESSO DE CALIBRAÇÃO DAS CÉLULAS DE CARGA

Tabela B.1 – Escova plástica; ensaio de flexão.

<b>CARGA(gf)</b>	<b>LEITURA 1</b>	<b>LEITURA 2</b>	<b>LEITURA 3</b>	<b>MEDIA(μm/m)</b>
<b>0</b>	-5,9	-2,1	-4	<b>-4,0</b>
<b>50</b>	-59,8	-53,9	-54,4	<b>-56,0</b>
<b>171,1</b>	-192,7	-177,7	-176	<b>-182,2</b>
<b>300,7</b>	-317,1	-311,4	-305,8	<b>-311,4</b>
<b>440,1</b>	-463,8	-451	-449,7	<b>-454,9</b>
<b>579,2</b>	-593,3	-586	-586,3	<b>-588,6</b>
<b>669</b>	-667,7	-671,1	-671,4	<b>-670,1</b>

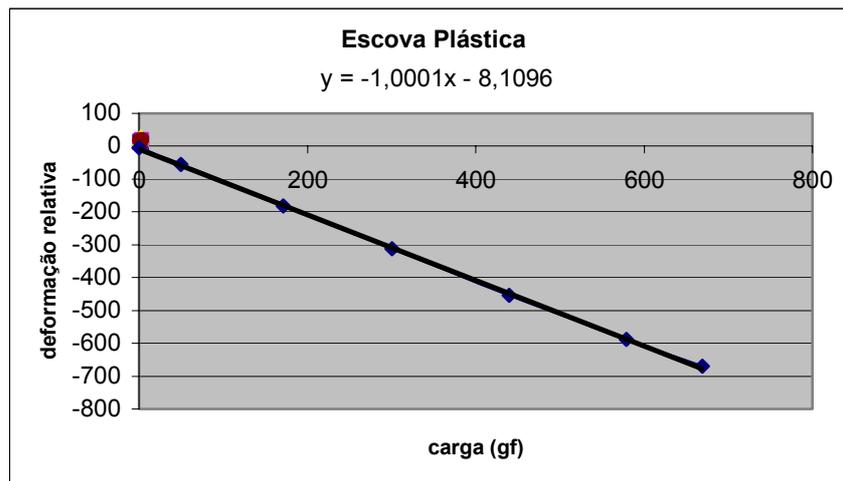


Figura B.1 – Gráfico e linha de tendência da calibração da escova plástica.

Tabela B.2 – Escova elétrica; ensaio de flexão.

<b>CARGA(gf)</b>	<b>LEITURA 1</b>	<b>LEITURA 2</b>	<b>LEITURA 3</b>	<b>MEDIA(μm/m)</b>
<b>0</b>	-0,9	-18,3	-39,4	<b>-19,6</b>
<b>50</b>	-30,9	-43,1	-56,9	<b>-43,6</b>
<b>171,1</b>	-103,0	-115,9	-124,5	<b>-114,5</b>
<b>300,7</b>	-182,1	-193,1	-203,0	<b>-192,7</b>
<b>440,1</b>	-271,4	-297,4	-289,5	<b>-286,1</b>
<b>579,2</b>	-362,1	-370,0	-378,8	<b>-370,3</b>
<b>669</b>	-423,8	-433,4	-442,5	<b>-433,2</b>
<b>882,5</b>	-555,8	-561,6	-573,9	<b>-563,7</b>
<b>1018,9</b>	-640,3	-650,0	-661,5	<b>-650,6</b>

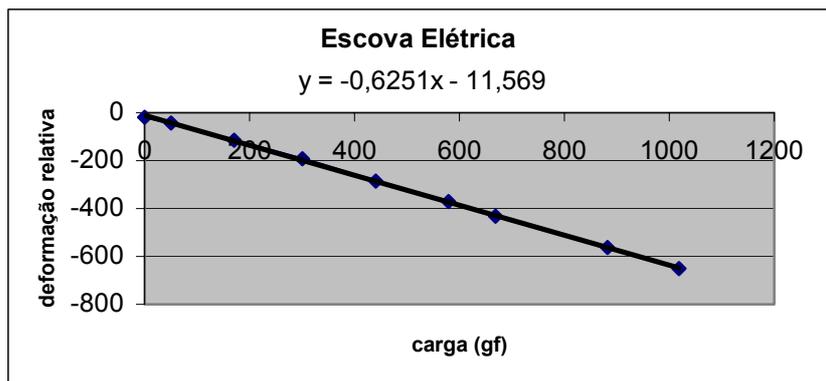


Figura B.2 – Gráfico e linha de tendência da calibração da escova elétrica.

Tabela B.3 – Escova com a célula de carga; ensaio de flexão; sinal da ponte de flexão.

CARGA(gf)	FORÇA (N)	LEITURA 1	LEITURA 2	LEITURA 3	MEDIA(μm/m)
0,0	0,0	-0,4	1,0	2,6	1,0
50,0	0,5	14,1	16,0	16,5	15,6
171,1	1,7	51,2	52,7	53,5	52,4
300,7	3,0	90,8	92,0	93,0	92,0
440,1	4,4	134,5	135,6	136,0	135,4
579,2	5,8	178,5	179,5	179,1	179,0
669,0	6,7	206,4	207,1	207,4	206,9
882,5	8,8	279,2	277,8	278,2	278,4
1018,9	10,2	319,9	319,3	320,0	319,7

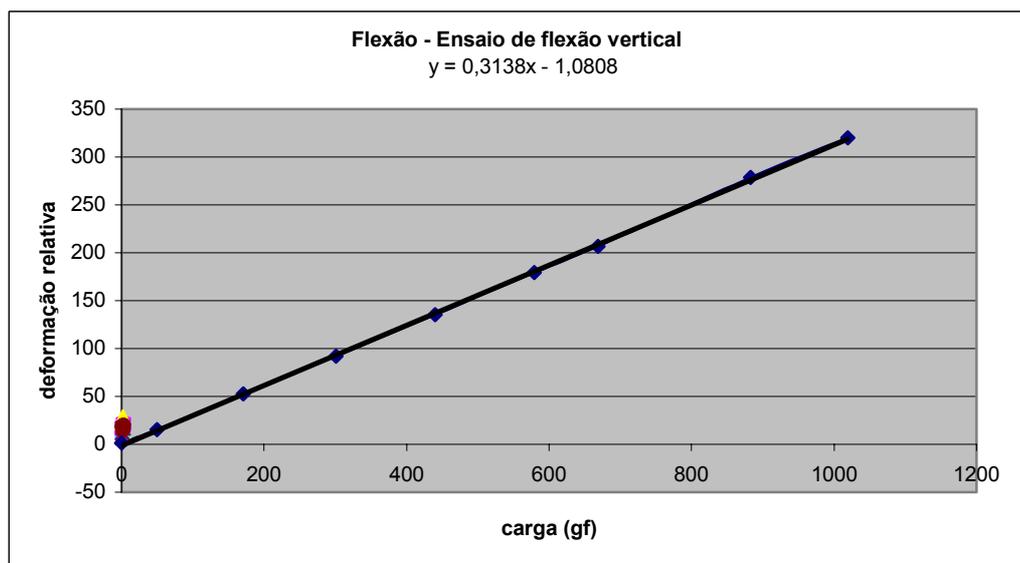


Figura B.3 – Gráfico e linha de tendência referente à calibração da escova com a célula de carga, do sinal da ponte de flexão, obtidos em um ensaio de flexão.

Tabela B.4 – Escova com a célula de carga; ensaio de flexão; sinal da ponte de torção.

<b>CARGA (gf)</b>	<b>LEITURA 1</b>	<b>LEITURA 2</b>	<b>LEITURA 3</b>	<b>MEDIA(μm/m)</b>
0,0	0,0	-12,0	-23,0	-11,7
50,0	0,0	-8,0	-17,0	-8,3
171,1	20,0	6,0	4,0	10,0
300,7	37,0	32,0	11,0	26,7
440,1	51,0	37,0	34,0	40,7
579,2	59,0	47,0	51,0	52,3
669,0	61,0	53,0	56,0	56,7
882,5	78,0	76,0	73,0	75,7
1018,9	90,0	79,0	84,0	84,3

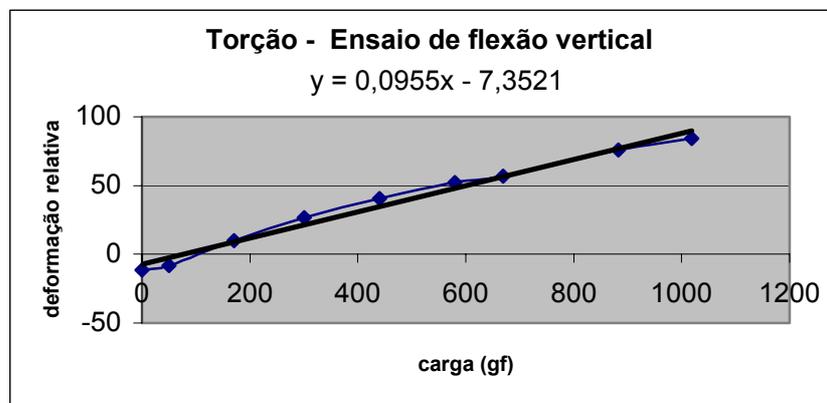


Figura B.4 – Gráfico e linha de tendência referente à calibração da escova com a célula de carga, do sinal da ponte de torção, obtidos em um ensaio de flexão.

Tabela B.5 – Escova com a célula de carga; ensaio de torção; sinal da ponte de flexão.

<b>CARGA (gf)</b>	<b>Torção (Nmm)</b>	<b>LEITURA 1</b>	<b>LEITURA 2</b>	<b>LEITURA 3</b>	<b>MEDIA(μm/m)</b>
0,0	0,0	-0,9	-0,6	-0,9	-0,8
50,0	7,5	-0,1	-2,0	-3,4	-1,8
171,1	25,7	2,6	-3,7	1,7	0,2
300,7	45,1	3,8	-2,3	-3,7	-0,7
437,1	65,6	0,2	-5,5	-4,2	-3,2
573,9	86,1	-0,1	-5,6	4,3	-0,5
713,0	107,0	2,4	-5,7	1,1	-0,7
852,4	127,9	-1,4	-1,7	-0,6	-1,2
993,2	149,0	0,8	-3,6	-3,0	-1,9
1135,4	170,3	2,8	-2,2	-3,9	-1,1
1286,2	192,9	2,9	-4,0	-4,0	-1,7
1499,7	225,0	2,4	-3,5	-2,4	-1,2
1589,5	238,4	2,3	-4,2	-3,9	-1,9
1679,0	251,9	3,4	-3,0	-3,2	-0,9

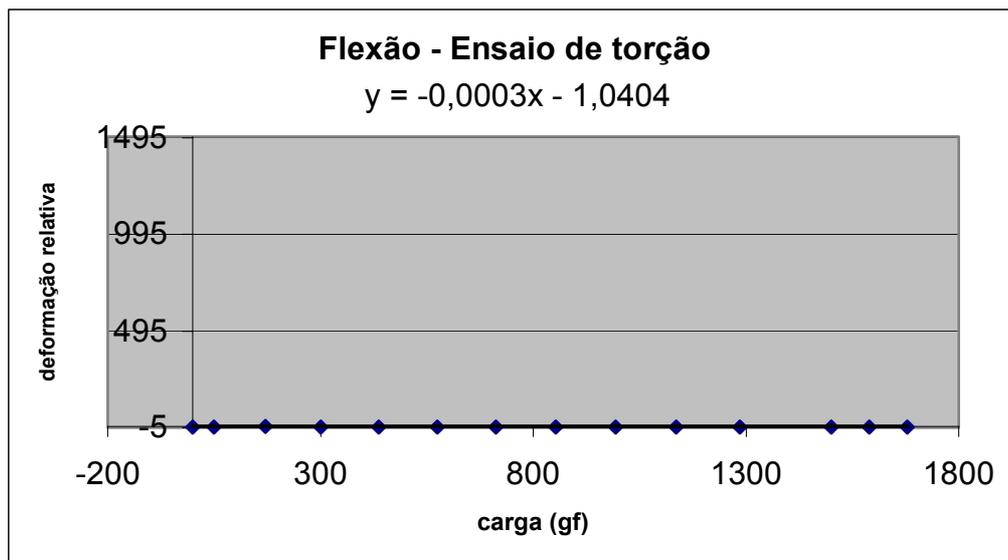


Figura B.5 – Gráfico e linha de tendência referente à calibração da escova com a célula de carga, do sinal da ponte de flexão, obtidos em um ensaio de torção.

Tabela B.6 – Escova com a célula de carga; ensaio de torção; sinal da ponte de torção.

CARGA (gf mm)	Torção (Nmm)	LEITURA 1	LEITURA 2	LEITURA 3	MEDIA(μm/m)
0,0	0,0	-4,0	-4,0	5,0	-1,0
750,0	7,5	50,0	47,0	50,0	49,0
2567,0	25,7	133,0	151,0	149,0	144,3
4511,0	45,1	246,0	254,0	273,0	257,7
6557,0	65,6	356,0	392,0	397,0	381,7
8609,0	86,1	460,0	481,0	490,0	477,0
10695,0	107,0	574,0	605,0	598,0	592,3
12786,0	127,9	700,0	711,0	719,0	710,0
14898,0	149,0	801,0	840,0	838,0	826,3

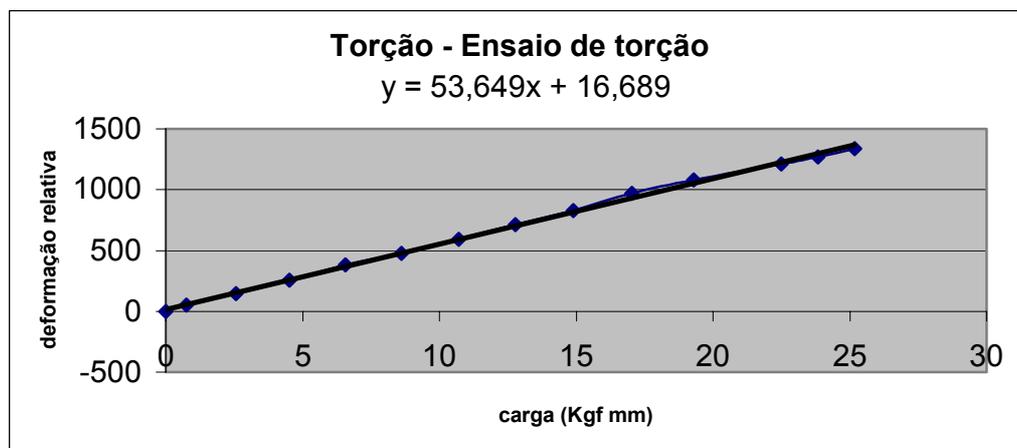


Figura B.6 – Gráfico e linha de tendência referente à calibração da escova com a célula de carga, do sinal da ponte de torção, obtidos em um ensaio de torção.

## APÊNDICE C

### DEFORMAÇÕES OBTIDAS NA SIMULAÇÃO DA CÉLULA DE CARGA NO SOFTWARE ANSYS

Tabela C.1 - Deformações obtidas em flexão na componente X.

FlexãoX	seção1				seção2							
	nos	e1	nos	e2	nos	e1	nos	e2	nos	e3	nos	e4
4326	2,63E-04	4297	-1,43E-04	4265	-7,24E-05	4259	-2,83E-07	4227	8,26E-05	4226	-1,93E-05	
4327	2,05E-04	4298	-1,43E-04	4266	-4,38E-05	4260	-6,62E-05	4233	8,30E-05	4230	2,09E-04	
4328	1,23E-04	4299	-1,78E-04	4272	6,99E-05	4262	-2,29E-04	4234	2,25E-04	4231	7,58E-05	
4329	1,92E-04	4300	-1,78E-04	4274	2,02E-04	4263	-2,51E-04	4235	8,30E-05	4242	2,28E-05	
4330	1,51E-04	4301	-1,21E-04	4275	-7,40E-05	4264	-3,78E-05	4236	8,19E-05	4243	-2,82E-06	
4340	1,51E-04	4311	-1,14E-04	4276	-2,11E-04	4268	-2,51E-04	4237	-6,22E-05	4244	2,09E-04	
4341	1,92E-04	4312	-1,77E-04	4277	-4,14E-05	4270	1,74E-04	4238	-7,17E-05	4245	2,09E-04	
4342	1,23E-04	4313	-1,89E-04	4286	-2,12E-04	4271	1,02E-04	4248	2,25E-04	4246	7,58E-05	
4343	2,63E-04	4314	-1,43E-04	4287	-2,12E-04	4282	-2,29E-04	4249	2,02E-04	4247	2,53E-04	
<b>média</b>	<b>184,91</b>		<b>-153,85</b>		<b>-65,99</b>		<b>-87,58</b>		<b>94,44</b>		<b>114,66</b>	

Deformações:                    338,76

1,37

Tabela C.2 - Deformações obtidas em flexão na componente Y.

FlexãoY	seção1				seção2							
	nos	e1	nos	e2	nos	e1	nos	e2	nos	e3	nos	e4
4326	1,60E-04	4297	-1,79E-04	4265	-1,22E-06	4259	-1,12E-04	4227	3,84E-05	4226	6,95E-06	
4327	1,04E-04	4298	-1,79E-04	4266	-3,62E-06	4260	-1,36E-04	4233	9,53E-05	4230	5,63E-06	
4328	1,31E-04	4299	-1,34E-04	4272	6,73E-05	4262	-1,64E-04	4234	2,24E-04	4231	5,49E-06	
4329	1,14E-04	4300	-1,48E-04	4274	6,11E-05	4263	-1,64E-04	4235	9,53E-05	4242	-1,61E-05	
4330	1,15E-04	4301	-1,79E-04	4275	-5,36E-05	4264	-1,02E-04	4236	9,74E-05	4243	7,38E-05	
4340	1,14E-04	4311	-1,48E-04	4276	-1,88E-04	4268	-2,87E-05	4237	-2,75E-04	4244	5,63E-06	
4341	1,14E-04	4312	-1,34E-04	4277	-2,42E-04	4270	1,94E-05	4238	-9,26E-05	4245	5,63E-06	
4342	1,04E-04	4313	-2,36E-04	4286	-3,42E-04	4271	5,18E-05	4248	2,24E-04	4246	2,16E-04	
4343	1,60E-04	4314	-1,79E-04	4287	-2,21E-04	4282	-1,64E-04	4249	2,17E-04	4247	2,27E-04	
<b>média</b>	<b>124,13</b>		<b>-168,53</b>		<b>-102,64</b>		<b>-88,80</b>		<b>69,41</b>		<b>58,85</b>	

Deformações:                    292,65

-3,28

Tabela C.3 - Deformações obtidas em flexão na componente Z.

FlexãoZ	seção1				seção2							
	nos	e1	nos	e2	nos	e1	nos	e2	nos	e3	nos	e4
4326	-6,77E-04	4297	4,57E-04	4265	2,55E-04	4259	5,27E-06	4227	-1,24E-04	4226	-2,00E-05	
4327	-1,53E-04	4298	4,57E-04	4266	2,71E-04	4260	2,64E-04	4233	-1,08E-04	4230	-6,13E-04	
4328	-3,35E-04	4299	3,35E-04	4272	-2,08E-04	4262	7,13E-04	4234	-2,40E-04	4231	-8,26E-06	
4329	-8,56E-04	4300	1,54E-04	4274	-2,91E-04	4263	2,57E-04	4235	-2,36E-04	4242	-2,56E-06	
4330	-5,46E-04	4301	2,22E-04	4275	3,43E-04	4264	6,53E-06	4236	-2,72E-04	4243	1,44E-04	
4340	-3,11E-04	4311	4,46E-04	4276	3,28E-04	4268	3,96E-04	4237	6,33E-05	4244	-1,50E-04	
4341	-1,85E-04	4312	2,51E-04	4277	4,83E-04	4270	-1,72E-04	4238	1,94E-04	4245	-1,50E-04	
4342	-1,35E-04	4313	1,61E-04	4286	2,73E-04	4271	-1,25E-04	4248	-7,75E-04	4246	-5,33E-04	
4343	-6,77E-04	4314	4,57E-04	4287	7,45E-04	4282	8,57E-04	4249	-5,83E-04	4247	-7,72E-04	
média	-430,75		326,68		244,38		244,62		-231,20		-233,84	

Deformações: -757,40

2,40

Tabela C.4 - Deformações obtidas em flexão no plano XY.

FlexãoXY	seção1				seção2							
	nos	e1	nos	e2	nos	e1	nos	e2	nos	e3	nos	e4
4326	-1,04E-04	4297	-7,50E-06	4265	9,52E-05	4259	1,19E-04	4227	-1,10E-04	4226	-1,55E-04	
4327	-2,23E-04	4298	-7,50E-06	4266	5,00E-05	4260	9,93E-07	4233	-1,59E-05	4230	-9,93E-05	
4328	-1,77E-05	4299	9,08E-05	4272	1,19E-04	4262	1,12E-04	4234	-1,36E-04	4231	2,09E-04	
4329	-4,68E-04	4300	-1,43E-04	4274	9,52E-05	4263	3,56E-05	4235	-8,41E-05	4242	-2,86E-05	
4330	-1,43E-04	4301	2,82E-05	4275	-1,10E-04	4264	8,28E-05	4236	-4,21E-05	4243	1,12E-04	
4340	3,17E-04	4311	-4,68E-04	4276	1,52E-04	4268	2,09E-04	4237	1,38E-04	4244	-1,55E-04	
4341	-1,77E-04	4312	9,08E-05	4277	5,80E-05	4270	3,25E-05	4238	-6,88E-05	4245	-9,93E-05	
4342	-2,23E-04	4313	-1,77E-05	4286	1,38E-04	4271	1,19E-04	4248	-1,36E-04	4246	-1,60E-04	
4343	-1,04E-04	4314	-7,50E-06	4287	1,38E-04	4282	1,12E-04	4249	9,52E-05	4247	3,25E-05	
média	-126,81		-48,97		81,63		91,37		-40,05		-38,22	

Deformações relativas: -77,84

-11,57

Tabela C.5 - Deformações obtidas em flexão no plano ZY.

FlexãoZY	seção1				seção2							
	nos	e1	nos	e2	nos	e1	nos	e2	nos	e3	nos	e4
4326	-2,64E-04	4297	-6,76E-05	4265	-7,08E-05	4259	2,45E-04	4227	1,36E-04	4226	2,46E-04	
4327	-9,19E-05	4298	-6,76E-05	4266	-2,71E-04	4260	-2,06E-04	4233	1,45E-05	4230	-2,37E-04	
4328	-1,61E-04	4299	-2,55E-04	4272	2,83E-04	4262	7,89E-05	4234	2,83E-04	4231	-2,77E-04	
4329	1,44E-04	4300	-2,97E-04	4274	-7,08E-05	4263	2,81E-04	4235	2,55E-04	4242	2,56E-04	
4330	-2,97E-04	4301	4,70E-04	4275	1,36E-04	4264	2,31E-05	4236	1,09E-04	4243	7,89E-05	
4340	3,17E-04	4311	1,44E-04	4276	1,92E-04	4268	-2,77E-04	4237	-6,39E-05	4244	2,46E-04	
4341	-1,61E-04	4312	-2,55E-04	4277	-7,41E-04	4270	-5,41E-06	4238	1,35E-04	4245	-2,37E-04	
4342	-9,19E-05	4313	-1,61E-04	4286	-6,39E-05	4271	2,45E-04	4248	2,83E-04	4246	5,51E-05	
4343	-2,64E-04	4314	-6,76E-05	4287	-6,39E-05	4282	7,89E-05	4249	-7,08E-05	4247	-5,41E-06	
média	-96,39		-61,67		-74,64		51,58		119,92		13,93	

Deformações relativas: -34,71

-20,23

Tabela C.6 - Deformações obtidas em flexão no plano XZ.

FlexãoXZ	seção1				seção2							
	nos	e1	nos	e2	nos	e1	nos	e2	nos	e3	nos	e4
4326	3,79E-04	4297	-1,31E-04	4265	1,67E-04	4259	8,72E-05	4227	-4,15E-05	4226	-1,14E-04	
4327	1,18E-04	4298	-1,31E-04	4266	1,46E-05	4260	2,96E-04	4233	-4,29E-05	4230	-1,60E-04	
4328	2,48E-05	4299	-6,50E-04	4272	3,01E-05	4262	2,39E-05	4234	-3,16E-05	4231	-5,09E-05	
4329	2,16E-04	4300	-6,50E-04	4274	3,50E-05	4263	1,52E-04	4235	1,46E-05	4242	-1,17E-04	
4330	2,20E-05	4301	-2,43E-04	4275	4,59E-05	4264	1,48E-04	4236	-2,45E-05	4243	-1,49E-04	
4340	3,77E-05	4311	-3,70E-05	4276	2,96E-05	4268	8,79E-05	4237	-9,43E-05	4244	-1,14E-04	
4341	2,48E-05	4312	-1,65E-04	4277	7,67E-05	4270	1,07E-04	4238	-1,95E-05	4245	-2,02E-04	
4342	1,18E-04	4313	-5,76E-04	4286	2,84E-06	4271	8,72E-05	4248	-3,16E-05	4246	-4,15E-05	
4343	3,66E-04	4314	-1,31E-04	4287	2,84E-06	4282	2,39E-05	4249	-2,70E-05	4247	-1,39E-05	
média	145,15		-301,47		44,99		112,44		-33,14		-106,87	

Deformações relativas: 446,61

6,28

Tabela C.7 - Deformações obtidas em flexão pelo critério de Von Misses.

FlexãoVM:	seção1				seção2							
	nos	e1	nos	e2	nos	e1	nos	e2	nos	e3	nos	e4
4326	4,23E-04	4297	2,03E-04	4265	2,99E-04	4259	3,13E-04	4227	2,92E-04	4226	7,51E-04	
4327	1,89E-04	4298	5,72E-04	4266	3,39E-04	4260	2,56E-04	4233	1,64E-04	4230	9,06E-05	
4328	4,16E-04	4299	4,47E-04	4272	9,41E-04	4262	9,31E-04	4234	3,36E-04	4231	9,98E-05	
4329	2,84E-04	4300	2,19E-04	4274	1,08E-03	4263	8,58E-05	4235	3,26E-04	4242	8,13E-04	
4330	2,32E-04	4301	2,57E-04	4275	4,60E-04	4264	3,19E-04	4236	2,16E-04	4243	1,00E-03	
4340	3,59E-04	4311	5,45E-04	4276	4,65E-04	4268	5,36E-04	4237	1,01E-03	4244	2,58E-05	
4341	2,57E-04	4312	3,04E-04	4277	1,06E-03	4270	6,99E-04	4238	9,25E-04	4245	1,03E-03	
4342	2,40E-04	4313	2,33E-04	4286	1,02E-03	4271	1,01E-03	4248	1,03E-03	4246	6,99E-04	
4343	5,06E-04	4314	1,87E-04	4287	1,17E-03	4282	1,14E-03	4249	7,76E-04	4247	1,02E-03	
média	-322,89		329,67		759,00		587,42		-562,89		-614,58	

Deformações relativas: -652,56

223,27

Tabela C.8 - Deformações obtidas em torção na componente X.

TorçãoX	seção1				seção2							
	nos	e1	nos	e2	nos	e1	nos	e2	nos	e3	nos	e4
4326	-2,59E-06	4297	-2,87E-05	4265	-2,47E-06	4259	1,84E-05	4227	-2,77E-05	4226	1,07E-04	
4327	-2,87E-05	4298	-2,87E-05	4266	-2,10E-06	4260	1,07E-04	4233	-5,64E-06	4230	1,07E-04	
4328	-1,76E-05	4299	-1,65E-05	4272	-2,47E-06	4262	2,26E-05	4234	-9,04E-06	4231	1,34E-05	
4329	-1,98E-05	4300	-3,24E-05	4274	-2,47E-06	4263	7,84E-05	4235	-5,64E-06	4242	1,34E-05	
4330	-3,24E-05	4301	-3,24E-05	4275	-3,94E-06	4264	1,84E-05	4236	-2,77E-05	4243	1,07E-04	
4340	-1,07E-04	4311	-1,98E-05	4276	-3,94E-06	4268	7,67E-05	4237	-4,53E-05	4244	6,29E-05	
4341	-1,76E-05	4312	-1,98E-05	4277	-2,23E-05	4270	7,15E-05	4238	-2,77E-05	4245	7,84E-05	
4342	-1,67E-05	4313	-1,67E-05	4286	-3,94E-06	4271	1,84E-05	4248	-7,60E-06	4246	7,84E-05	
4343	-2,59E-06	4314	-2,87E-05	4287	-2,23E-05	4282	5,69E-06	4249	-5,64E-06	4247	3,71E-06	
média	-27,16		-24,85		-7,31		46,37		-17,98		63,57	

Deformações relativas: -2,31

-135,23

Tabela C.9 - Deformações obtidas em torção na componente Y.

TorçãoY	seção1				seção2							
	nos	e1	nos	e2	nos	e1	nos	e2	nos	e3	nos	e4
4326	2,23E-05	4297	6,54E-05	4265	-1,72E-05	4259	2,67E-05	4227	-5,90E-06	4226	1,20E-04	
4327	6,54E-05	4298	6,54E-05	4266	-3,10E-05	4260	1,69E-05	4233	-1,72E-05	4230	1,23E-05	
4328	4,55E-05	4299	6,63E-06	4272	-1,13E-05	4262	1,69E-05	4234	-1,13E-05	4231	2,67E-05	
4329	2,25E-05	4300	6,56E-05	4274	-9,96E-05	4263	2,66E-05	4235	-8,29E-06	4242	2,21E-05	
4330	6,56E-05	4301	6,56E-05	4275	-3,10E-05	4264	7,78E-06	4236	-3,10E-05	4243	1,69E-05	
4340	2,25E-05	4311	6,56E-05	4276	-3,10E-05	4268	2,67E-05	4237	-9,57E-05	4244	4,15E-05	
4341	4,55E-05	4312	6,63E-06	4277	-1,48E-04	4270	7,16E-06	4238	-5,94E-05	4245	5,81E-05	
4342	4,55E-05	4313	4,55E-05	4286	-9,56E-06	4271	7,16E-06	4248	-1,13E-05	4246	2,30E-06	
4343	3,35E-05	4314	6,54E-05	4287	-5,08E-05	4282	2,21E-05	4249	-1,13E-05	4247	7,16E-06	
média	40,92		50,19		-47,70		17,58		-27,93		34,14	

Deformações relativas: -9,27

-127,34

Tabela C.10 - Deformações obtidas em torção na componente Z.

TorçãoZ	seção1				seção2							
	nos	e1	nos	e2	nos	e1	nos	e2	nos	e3	nos	e4
4327	8,81E-05	4297	1,74E-05	4265	1,75E-04	4259	-4,71E-05	4227	1,47E-04	4226	-2,80E-05	
4326	1,23E-05	4298	8,81E-05	4266	1,47E-04	4260	-3,39E-05	4233	1,47E-04	4230	-1,72E-04	
4328	1,43E-05	4299	1,11E-05	4272	1,54E-04	4262	-2,95E-05	4234	1,75E-04	4231	-8,14E-05	
4329	2,08E-05	4300	2,13E-05	4274	8,61E-06	4263	-1,72E-04	4235	2,84E-05	4242	-8,14E-05	
4330	2,89E-05	4301	2,83E-05	4275	1,47E-04	4264	-1,12E-04	4236	8,59E-05	4243	-4,66E-05	
4340	2,08E-05	4311	2,83E-05	4276	8,59E-05	4268	-8,14E-05	4237	8,59E-05	4244	-3,39E-05	
4341	2,08E-05	4312	2,54E-05	4277	8,74E-05	4270	-5,78E-05	4238	2,90E-05	4245	-1,72E-04	
4342	8,81E-05	4313	8,81E-05	4286	8,59E-05	4271	-6,40E-05	4248	1,54E-04	4246	-2,71E-05	
4343	2,67E-05	4314	2,67E-05	4287	2,70E-05	4282	-2,95E-05	4249	4,55E-05	4247	-4,71E-05	
média	35,67		37,18		101,98		-69,71		99,74		-76,62	

Deformações relativas: -1,51

348,06

Tabela C.11 - Deformações obtidas em torção no plano XY.

TorçãoXY	seção1				seção2							
	nos	e1	nos	e2	nos	e1	nos	e2	nos	e3	nos	e4
4327	4,60E-05	4297	6,03E-05	4265	-7,71E-05	4259	1,17E-04	4227	-4,84E-05	4226	-1,64E-04	
4326	2,17E-05	4298	6,03E-05	4266	1,40E-04	4260	-1,10E-05	4233	-7,71E-05	4230	-1,64E-04	
4328	4,60E-05	4299	-1,72E-05	4272	6,23E-05	4262	-9,39E-05	4234	-7,71E-05	4231	-3,79E-05	
4329	-5,05E-05	4300	-1,34E-05	4274	6,23E-05	4263	-3,79E-05	4235	-4,84E-05	4242	1,36E-04	
4330	-1,34E-05	4301	4,43E-05	4275	7,96E-05	4264	5,08E-05	4236	-6,25E-05	4243	-1,64E-04	
4340	3,36E-05	4311	-5,05E-05	4276	-9,90E-06	4268	-6,06E-06	4237	-9,90E-06	4244	-5,27E-05	
4341	2,58E-05	4312	-5,05E-05	4277	-8,38E-05	4270	6,21E-05	4238	-1,00E-04	4245	5,94E-05	
4342	-4,26E-05	4313	2,58E-05	4286	2,74E-05	4271	8,46E-05	4248	8,46E-05	4246	-5,92E-05	
4343	2,17E-05	4314	6,03E-05	4287	2,74E-05	4282	-9,39E-05	4249	1,40E-04	4247	6,21E-05	
média	9,83		13,26		25,33		7,93		-22,14		-42,67	

Deformações relativas: -3,43

37,93

Tabela C.12 - Deformações obtidas em torção no plano ZY.

TorçãoZY	seção1				seção2							
	nos	e1	nos	e2	nos	e1	nos	e2	nos	e3	nos	e4
4327	-6,09E-05	4297	-2,04E-05	4265	1,94E-04	4259	-2,32E-04	4227	-2,14E-04	4226	-1,62E-04	
4326	-6,10E-05	4298	-5,07E-05	4266	2,36E-04	4260	-1,63E-04	4233	1,94E-04	4230	-1,62E-04	
4328	-6,09E-05	4299	-1,02E-04	4272	1,97E-04	4262	5,37E-06	4234	1,75E-04	4231	-2,28E-04	
4329	-6,98E-05	4300	-1,61E-04	4274	1,97E-04	4263	-2,28E-04	4235	-1,78E-04	4242	-2,24E-04	
4330	-1,61E-04	4301	-1,29E-04	4275	1,50E-04	4264	-2,12E-04	4236	2,36E-04	4243	-1,62E-04	
4340	-2,24E-04	4311	-6,98E-05	4276	2,01E-04	4268	-2,03E-04	4237	2,01E-04	4244	-1,52E-04	
4341	-1,02E-04	4312	-6,98E-05	4277	2,01E-04	4270	-1,47E-04	4238	5,71E-06	4245	-1,64E-04	
4342	-1,51E-04	4313	-1,02E-04	4286	1,58E-04	4271	-1,82E-04	4248	1,80E-04	4246	-2,11E-04	
4343	-6,10E-05	4314	-2,25E-04	4287	1,58E-04	4282	-1,53E-04	4249	1,84E-04	4247	-2,12E-04	
média	-105,76		-103,42		187,96		-168,36		87,01		-186,46	

Deformações relativas: -2,34

629,79

Tabela C.13 - Deformações obtidas em torção no plano ZX.

TorçãoZX	seção1				seção2							
	nos	e1	nos	e2	nos	e1	nos	e2	nos	e3	nos	e4
4327	-1,48E-04	4297	9,12E-05	4265	-4,34E-05	4259	1,00E-04	4227	1,43E-04	4226	1,16E-04	
4326	-1,24E-04	4298	9,12E-05	4266	-2,57E-05	4260	-9,12E-06	4233	-4,34E-05	4230	1,16E-04	
4328	-1,48E-04	4299	1,73E-04	4272	-1,03E-04	4262	3,62E-05	4234	-4,34E-05	4231	2,73E-05	
4329	1,44E-04	4300	-1,64E-04	4274	-1,03E-04	4263	2,73E-05	4235	1,43E-04	4242	2,54E-04	
4330	-1,64E-04	4301	1,91E-04	4275	6,64E-06	4264	-8,85E-05	4236	-1,85E-04	4243	1,16E-04	
4340	1,99E-04	4311	1,44E-04	4276	-1,67E-06	4268	1,52E-05	4237	-1,67E-06	4244	1,30E-04	
4341	1,27E-04	4312	1,44E-04	4277	9,80E-05	4270	-5,82E-05	4238	-2,54E-05	4245	-1,75E-04	
4342	-1,39E-04	4313	1,27E-04	4286	9,94E-05	4271	-6,71E-05	4248	-2,57E-05	4246	2,94E-05	
4343	-1,24E-04	4314	9,12E-05	4287	9,94E-05	4282	3,62E-05	4249	-6,71E-05	4247	-5,82E-05	
média	-41,78		98,77		3,02		-0,85		-11,73		61,75	

Deformações relativas: -140,55

-69,61

Tabela C.14 - Deformações obtidas em torção pelo critério de Von Misses.

TorçãoVM	seção1				seção2							
	nos	e1	nos	e2	nos	e1	nos	e2	nos	e3	nos	e4
4326	7,27E-05	4297	5,38E-05	4265	4,96E-05	4264	4,98E-05	4227	1,16E-04	4226	6,79E-05	
4327	3,20E-05	4298	5,97E-05	4266	1,42E-04	4259	3,28E-05	4233	6,75E-05	4230	7,07E-05	
4328	5,17E-05	4299	5,39E-05	4272	7,21E-05	4260	2,73E-05	4234	4,46E-05	4231	5,48E-05	
4329	5,23E-05	4300	3,46E-05	4274	6,36E-05	4262	1,15E-04	4235	1,42E-04	4242	6,47E-05	
4330	3,16E-05	4301	4,84E-05	4275	1,24E-05	4263	3,86E-05	4236	3,32E-05	4243	5,19E-05	
4340	6,12E-05	4311	7,42E-05	4276	7,59E-05	4268	6,42E-05	4237	6,18E-05	4244	5,22E-05	
4341	3,65E-05	4312	6,00E-05	4277	7,08E-05	4270	4,69E-05	4238	1,14E-04	4245	6,73E-05	
4342	4,83E-05	4313	4,27E-05	4286	7,31E-05	4271	5,60E-05	4248	6,43E-05	4246	4,69E-05	
4343	5,76E-05	4314	3,84E-05	4287	9,34E-05	4282	5,84E-05	4249	6,38E-05	4247	6,61E-05	
média	49,32		54,10		72,54		-54,33		78,58		-60,28	

Deformações relativas: -4,78

265,73

## APÊNDICE D

### SISTEMA DE CALIBRAÇÃO DE TORQUE

O sistema de calibração de torque consiste de uma estrutura capaz de aplicar torque minimizando ao máximo o efeito de flexão na célula de carga.

Na figura D.1 pode-se ver a utilização do sistema durante a calibração de torque.

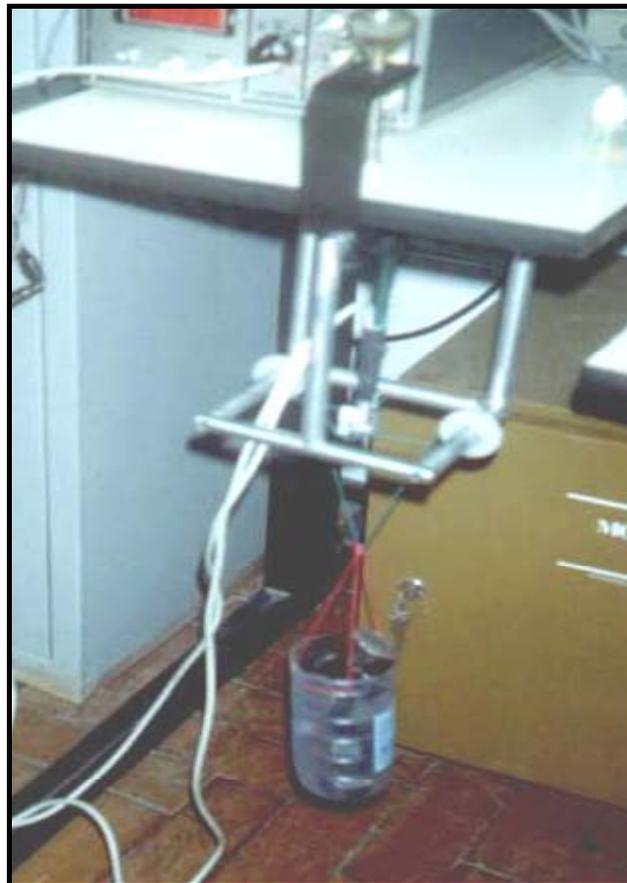


Figura D.1 – Sistema durante a calibração.

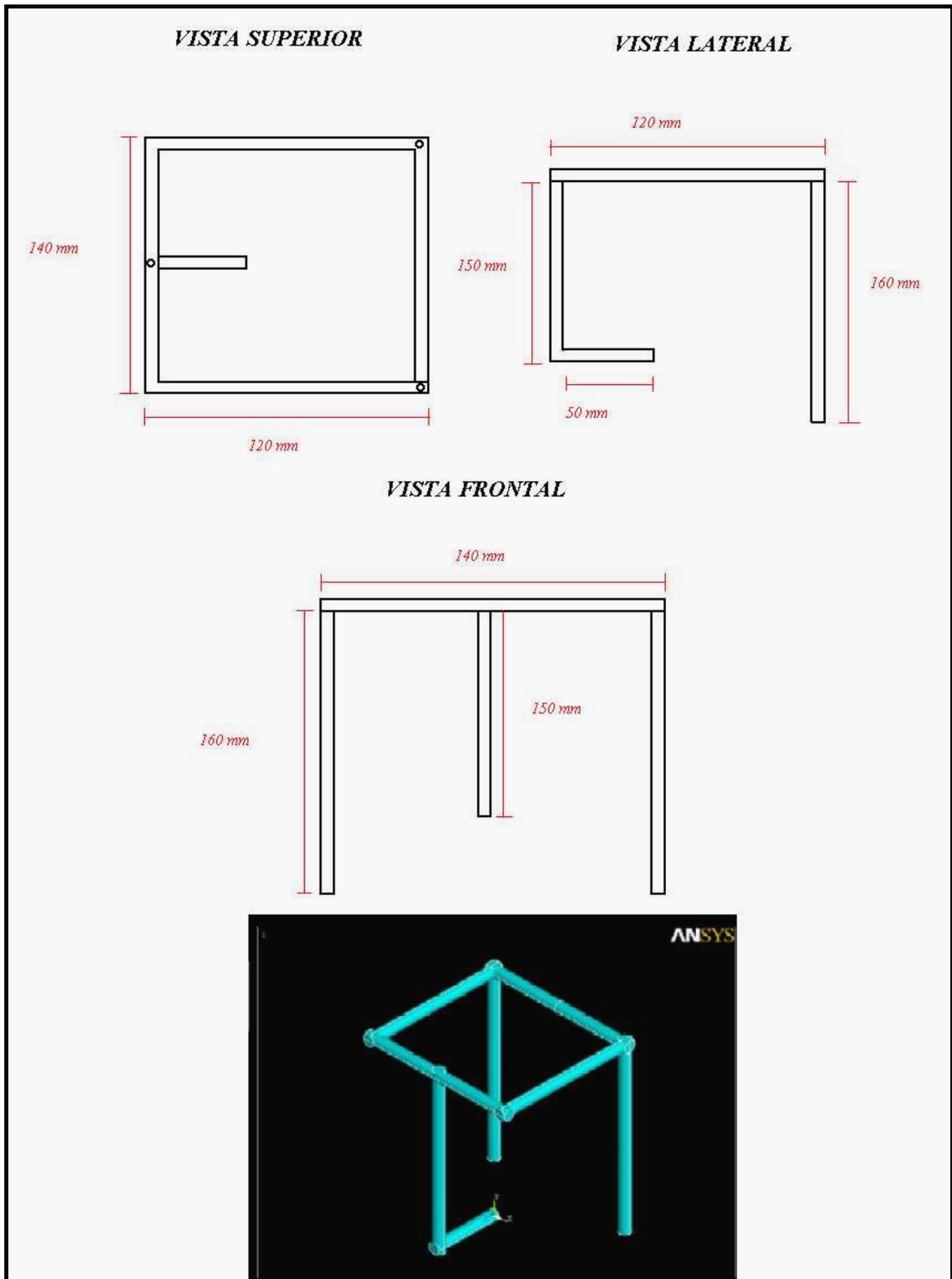


Figura D.2 – Dimensões e vista em 3D do sistema de calibração.

## APÊNDICE E

### MACRO DO SOFTWARE SAD2

Macros utilizadas para o processamento do sinais para a obtenção das forças em gf e N, respectivamente, bem como para a escova elétrica.

**"corrige gf";**

NomeCurva(0,deformação flexão);

NomeCurva(1,deformação torque);

MediaMovelponderada(0,1);

MediaMovelponderada(1,1);

MediaMovelponderada(0,1);

MediaMovelponderada(1,1);

ApagaCurva(1..0);

NomeCurva(2,deformação flexão);

NomeCurva(3,deformação torque);

EscalaY(3,0);

EscalaY(2,-.304);

NomeCurva(2,adicionar a torque);

NomeCurva(3,adicionar a flexão);

Soma(0,3);

Soma(1,2);

DeslocaY(4,1.081);

EscalaY(4,3.1867);

DeslocaY(5,-16.689);

EscalaY(5,18.656);

**"corrige N";**

NomeCurva(0,deformação flexão);

NomeCurva(1,deformação torque);

MediaMovelPonderada(0,1);

MediaMovelPonderada(1,1);

MediaMovelPonderada(0,1);

MediaMovelPonderada(1,1);

ApagaCurva(1..0);

NomeCurva(2,deformação flexão);

NomeCurva(3,deformação torque);

EscalaY(3,0);

EscalaY(2,-.304);

NomeCurva(2,adicionar a torque);

NomeCurva(3,adicionar a flexão);

Soma(0,3);

Soma(1,2);

DeslocaY(4,1.081);

EscalaY(4,0.032);

DeslocaY(5,-16.689);

EscalaY(5,0.186);

**"corrige elétrica g";**

NomeCurva(0,deformação flexão);

MediaMovelPonderada(0,1);

DeslocaY(1,11.569);

EscalaY(1,-1.599);

## APÊNDICE F

### TABELAS DE ÍNDICES DE PLACA BACTERIANA

A placa bacteriana é avaliada em cinco superfícies dentais, recebendo uma “nota” de 0 à 3 conforme o acúmulo apresentado, sendo 3 a pior situação.

1	SD	SV	Linha média	1	SM	SV	SUPERFÍCIES	SD=distal
	SP	SM			SP	SD		DOS
	SD	SV		SM	SV		DENTES	SM=mesial
	SL	SM		SL	SD			SP=palatina
								SL=lingual

#### Escova Manual

Tabela F.1 – Indivíduo 1, primeira medida, pré-escovação

arcada superior																				
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8					
1	2	1	1	1	1	0	0	0	1	1	1	1	0	1	1	Grau	Superior	Inferior	Soma	Total
2	1	2	0	1	1	1	0	1	0	0	1	1	1	1	1	0	11	5	16	0
arcada inferior														1	33	38	71	71		
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8	2	4	13	17	34
1	1	1	0	1	1	1	1	2	2	2	1	1	0	1	1	3	0	0	0	0
1	1	1	0	2	1	2	1	1	1	2	1	1	1	1	1					<b>105</b>

Tabela F.2 – Indivíduo 1, segunda medida, pós-escovação

arcada superior																				
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8					
0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	Grau	Superior	Inferior	Soma	Total
0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	45	44	89	0
arcada inferior														1	3	12	15	15		
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8	2	0	0	0	0
1	1	1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	3	0	0	0	0
1	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1					<b>15</b>
																				<b>redução</b>
																				<b>86%</b>

Tabela F.3 – Indivíduo 2, primeira medida, pré-escovação

arcada superior																				
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8					
2	1	1	1	1	1	3	3	0	2	0	2	0	2	1	0	Grau	Superior	Inferior	Soma	Total
1	1	1	2	0	1	1	2	2	2	1	1	1	2	1	0	0	9	5	14	0
arcada inferior														1	25	29	54	54		
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8	2	20	25	45	90
2	1	1	0	1	1	1	0	2	0	1	1	2	1	2	1	3	2	1	3	9
2	1	1	1	1	1	2	1	2	1	2	2	2	1	2	2					<b>153</b>

Tabela F.4 – Indivíduo 2, segunda medida, pós-escovação

arcada superior																				
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8					
1	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	Grau	Superior	Inferior	Soma	Total
1	0	1	2	1	1	1	1	0	1	0	1	1	1	0	0	0	31	27	58	0
arcada inferior														1	23	24	47	47		
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8	2	2	9	11	22
2	1	1	0	0	0	0	0	0	2	0	2	0	1	0	0	3	0	0	0	0
2	1	2	0	1	0	1	1	0	2	0	2	1	1	1	1					<b>69</b>
																				<b>redução</b>
																				<b>55%</b>

Tabela F.5 – Indivíduo 3, primeira medida, pré-escovação

arcada superior																Grau	Superior	Inferior	Soma	Total																
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8																					
2	2	2	1	1	1	1	1	0	0	0	1	0	0	1	1	2	1	1	2	3	2	1	2	3	3	3	0	17	13	30	0					
1	2	1	2	2	1	0	2	0	0	0	0	2	0	0	1	2	1	1	0	1	2	2	2	0	2	1	3	1	3	1	23	34	57	57		
arcada inferior																2	18	15	33	66																
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8	3	6	2	8	24																
2	2	2	1	2	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	0	1	0	1	0	1	0	1	1	1	1	3	2	2	1	2	2	147				

Tabela F.6 – Indivíduo 3, segunda medida, pós-escovação

arcada superior																Grau	Superior	Inferior	Soma	Total											
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8																
0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	1	0	54	56	110	0	
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	1	1	10	8	18	18
arcada inferior																2	0	0	0	0											
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8	3	0	0	0	0											
0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	18					
0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	1	18					
														<b>redução</b>																	
														88%																	

Tabela F.7 – Indivíduo 4, primeira medida, pré-escovação

arcada superior																Grau	Superior	Inferior	Soma	Total											
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8																
1	2	1	1	1	1	1	1	2	0	1	1	1	0	1	1	2	1	1	1	1	2	2	0	6	5	11	0				
1	1	1	1	1	1	1	0	1	0	1	0	1	2	1	3	1	2	1	2	1	1	1	1	1	1	2	1	41	35	76	76
arcada inferior																2	10	13	23	46											
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8	3	3	3	6	18											
1	1	1	1	1	1	2	1	2	0	1	1	1	0	1	1	2	3	3	1	1	3	2	140								
1	2	1	1	1	2	1	2	1	1	0	1	1	0	1	1	2	0	1	1	2	1	1	1	2	1	140					

Tabela F.8 – Indivíduo 4, segunda medida, pós-escovação

arcada superior																Grau	Superior	Inferior	Soma	Total												
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8																	
0	1	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	52	49	101	0		
0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	8	7	15	15		
arcada inferior																2	0	0	0	0												
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8	3	0	0	0	0												
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	1	0	15				
0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	15					
														<b>redução</b>																		
														89%																		

Tabela F.9 – Indivíduo 5, primeira medida, pré-escovação

arcada superior																Grau	Superior	Inferior	Soma	Total											
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8																
1	2	1	2	1	2	1	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	13	5	18	0
1	1	2	1	2	1	1	1	2	1	2	1	0	0	1	1	1	1	1	2	0	1	1	1	1	1	1	1	26	24	50	50
arcada inferior																2	9	15	24	48											
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8	3	0	3	3	9											
2	2	1	1	1	1	2	0	1	0	2	0	1	1	2	1	3	0	1	2	2	1	2	2	2	107						
1	1	2	1	1	2	1	2	1	0	1	3	3	1	1	2	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	107				

Tabela F.10 – Indivíduo 5, segunda medida, pós-escovação

arcada superior																Grau	Superior	Inferior	Soma	Total											
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8																
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	41	33	74	0
0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	1	7	15	22	22
arcada inferior																2	0	0	0	0											
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8	3	0	0	0	0											
1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	22				
1	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	1	0	0	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	22				
														<b>redução</b>																	
														79%																	

## Escova elétrica

Tabela F.11 – Indivíduo 1, primeira medida, pré-escovação

arcada superior																Grau	Superior	Inferior	Soma	Total						
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8											
2	2	2	1	1	2	1	1	1	0	1	0	1	1	0	2	1	2	1	1	1	1	0	4	3	7	0
1	1	1	1	1	1	2	1	1	0	1	0	1	1	1	1	2	1	1	1	1	1	1	33	39	72	72
arcada inferior																2	10	14	24	48						
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8	3	0	0	0	0	0					
1	0	2	2	1	1	1	1	1	2	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1					
1	1	2	1	2	0	2	1	1	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2					
																<b>120</b>										

Tabela F.12 – Indivíduo 1, segunda medida, pós-escovação

arcada superior																Grau	Superior	Inferior	Soma	Total
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8					
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	43	40	83	0
0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	1	5	13	18	18
arcada inferior																2	0	3	3	6
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8	3	0	0	0	0
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0					
2	0	2	0	2	0	1	0	1	0	0	0	1	0	1	0					
																<b>24</b>				
																<b>redução</b>				
																<b>80%</b>				

Tabela F.13 – Indivíduo 4, primeira medida, pré-escovação

arcada superior																Grau	Superior	Inferior	Soma	Total						
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8											
1	1	2	1	1	1	0	2	1	2	0	1	1	1	0	2	1	1	1	1	1	1	0	11	6	17	0
1	1	0	1	1	1	0	2	0	2	0	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	0	1	39	40	79	79
arcada inferior																2	10	10	20	40						
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8	3	0	0	0	0						
0	1	1	1	1	2	1	1	1	1	2	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	2					
1	2	1	1	2	1	1	2	0	1	1	2	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1					
																<b>119</b>										

Tabela F.14 – Indivíduo 4, segunda medida, pós-escovação

arcada superior																Grau	Superior	Inferior	Soma	Total						
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8											
0	1	0	0	1	1	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	36	35	71	0
0	1	1	1	1	1	0	1	0	0	0	0	0	1	1	0	0	1	0	1	0	0	1	23	21	44	44
arcada inferior																2	0	0	0	0						
8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8	3	0	0	0	0						
0	0	0	0	1	0	1	0	1	1	1	0	1	0	0	0											
0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0											
																<b>44</b>										
																<b>redução</b>										
																<b>63%</b>										

## APÊNDICE G

### PROPRIEDADES MECÂNICAS

#### G.1 Curva tensão x deformação

Quando um corpo-de-prova metálico, é submetido a um ensaio de tração, pode-se, a partir dos dados de força e deformação absoluta, construir o gráfico "tensão-deformação". Na Figura G.1 observa-se que o gráfico é, inicialmente, linear, obedecendo a "Lei de Hooke" (região I do gráfico), ou seja, neste intervalo, denominado região elástica, ocorre uma deformação temporária, ou seja, retirando-se a carga aplicada ao corpo-de-prova, o mesmo retornará às dimensões iniciais, não apresentando, portanto, deformação permanente.

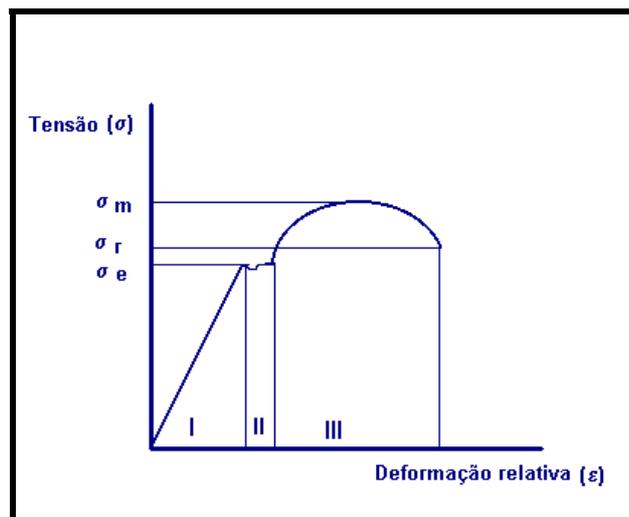


Figura G.1 – Curva  $\sigma \times \epsilon$ .

Na região II do gráfico tem-se a chamada "região de escoamento" (nem todos metais apresentam). A região III corresponde à deformação plástica (permanente). Com relação à Figura G.1, certos parâmetros são importantes:

- $\sigma_e$  = tensão de escoamento;
- $\sigma_r$  = tensão de ruptura ;

- $\sigma_m$  = tensão máxima.

No projeto de determinado componente ou estrutura, é necessário conhecer as tensões de trabalho para que o material não seja levado a sofrer deformação plástica ou mesmo ruptura. Desta forma, é usual adotar-se um coeficiente de segurança, ou fator de segurança, que normalmente expressa numericamente a razão entre a tensão máxima permitida e a tensão de trabalho que se pretende.

## G.2 Módulo de Elasticidade (Young) e Coeficiente de Poisson

Conforme apresentado no item anterior, inicialmente o diagrama  $\sigma \times \epsilon$  é linear. Assim sendo, neste intervalo, pode-se estabelecer uma função do tipo,

$$\sigma = E \cdot \epsilon \quad (G.1)$$

onde a constante de proporcionalidade  $E$  é conhecida por módulo elasticidade ou módulo de Young, e é uma característica de cada material, como mostra a Tabela G.1.

**Tabela G.1 – Módulo de Elasticidade de alguns materiais.**

<b>Metal</b>	<b>E (N/m<sup>2</sup>)</b>
Cobre	1190 x 10 <sup>8</sup>
Alumínio	700 x 10 <sup>8</sup>
Aços - carbono	2100 x 10 <sup>8</sup>
Ferro fundido modular	1400 x 10 <sup>8</sup>

Quando uma barra cilíndrica é tracionada, seu comprimento aumenta, porém, seu diâmetro diminui. Assim sendo, tem-se a deformação longitudinal ( $\epsilon_l$ ) e a transversal ( $\epsilon_t$ ), simultaneamente. A deformação transversal é resultante de compressão (o diâmetro diminui).

O coeficiente de Poisson,  $\nu$  é definido por:

$$\nu = - \frac{\varepsilon_t}{\varepsilon_l} \quad (\text{G.2})$$

Este coeficiente, de certo modo, avalia a rigidez do material na direção perpendicular à direção de aplicação dos esforços de tração. Para a maioria dos metais, o valor de  $\nu$  situa-se entre 0,25 e 0,35, sendo 0,33 o valor adotado na maioria dos casos.

O módulo de elasticidade transversal é definido como:

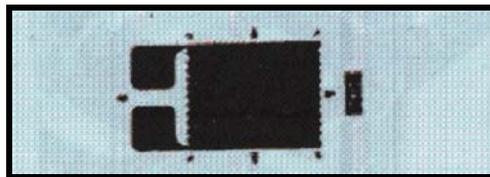
$$G = \frac{E}{2 \cdot (\nu + 1)} \quad (\text{G.3})$$

## APÊNDICE H

### STRAIN GAGES

#### H.1 Introdução

Thomson (Lord Kelvin), em 1856, fez experimentos com cobre e ferro e concluiu que a resistência elétrica de ambos mudava quando os materiais sofriam deformações. Para realizar as medições, ele fez uso de uma Ponte de Wheatstone e um galvanômetro. Tal descoberta, entretanto ficou muitos anos sem utilidade prática. O *strain gage* (Figura H.1) como é conhecido hoje, certamente passou desde então por inúmeros aperfeiçoamentos.



**Figura H.1 – *Electrical Bonded Strain Gages* – extensômetros de resistência elétrica.**

O strain gage, como o próprio nome diz, é um sensor de deformação mecânica localizada, sendo colado no local de medida.

Sendo os extensômetros, sensores normalmente conectados eletricamente a um circuito tipo "ponte de Wheatstone", a saída de sinal elétrico (normalmente da ordem de mV) esta associada a variação da resistência elétrica do *strain gage*, assim, qualquer grandeza física que produzir variação de resistência elétrica do *strain gage* pode, em princípio ser medida através deste sensor, como por exemplo: deslocamento, força, torque, aceleração, temperatura, vazão, pressão, etc.

Outro aspecto que torna atraente o uso de *strain gages*, diz respeito ao tipo de circuito usado. A ponte de Wheatstone normalmente produz um sinal de tensão na saída da ordem de mV, isto significa que este sinal pode ser lido por diferentes voltímetros (analógicos, digitais, registradores, osciloscópio, etc.) ou ser processado num microcomputador.

## H.2 *Strain gage* metálico, características e usos

Os extensômetros tipo folha são os mais usados e são confeccionados com técnicas de circuito impresso, normalmente sobre substratos de plástico ou papel. O material resistivo (filme) possui alguns micra de espessura e está depositado num material eletricamente isolado, chamado base. O desenho final da parte resistiva (filme) é obtido através de um processo fotográfico, esta operação de fotocorrosão é seguida pela operação de soldagem dos *lides* ao *strain gage*.

O uso dos *strain gages* é relativamente simples: eles são colados no objeto cujas deformações se pretende medir. Quando este "filme" metálico é deformado mecanicamente ocorre uma variação de comprimento, implicando numa mudança da resistência elétrica. Usando-se uma cola adequada de modo que a deformação da peça seja integralmente transmitida para o elemento resistivo (extensômetro), pode-se "calibrar" a variação relativa de resistência em função da deformação relativa ( $\epsilon$ ) da peça (no regime elástico). Define-se o *gage factor* (fator do extensômetro) da seguinte forma:

$$\text{Fator do extensômetro} = \frac{\text{Variação relativa de resistência elétrica}}{\text{Deformação relativa } (\epsilon)}$$

ou,

$$K = \frac{\frac{\Delta R}{R}}{\frac{\Delta L}{L}} \quad (\text{H.1})$$

A sensibilidade à temperatura é um dos fatores que mais dificulta a medição correta com *strain gages*; na maioria das aplicações são usados circuitos elétricos que prevêm a "compensação" dos efeitos da temperatura. É possível fabricar *strain gages* com uma curva deformação x temperatura praticamente linear numa faixa de temperatura razoavelmente grande. Os extensômetros fabricados desta forma são chamados de "autocompensados".

## H.3 Tipos de material base e de configuração da grade

O material base utilizado varia de acordo com o fabricante e com as vantagens ou desvantagens apresentadas por este, frente a utilização do extensômetro e as variações de

temperatura que suporta. Nos *strain gages* metálicos podem ser usados diferentes tipos de substratos, tais como, poliamida, papel, poliéster, phester e outros.

Com referência à configuração do extensômetro, esta inclui a forma da grade, o número e orientação das grades e o arranjo particular das mesmas.

Para medidas de deformação localizadas uniaxiais, pode ser usado o extensômetro composto de uma única grade. Neste caso, o comprimento e a largura da grade depende das medidas desejadas. Por exemplo, o *strain gage* deve ser colocado nos pontos da estrutura onde ocorrem as maiores deformações. Nestes casos, em geral as regiões de alta concentração de tensões são bem localizadas, devendo-se então escolher um *strain gage* de comprimento e largura não superior a região, uma vez que o extensômetro vai indicar uma deformação média da região.

Para as medidas de deformações em mais de uma direção (bi-axiais, triaxiais, etc.), conhecidas ou não, *strain gages* em forma de roseta são os mais aconselháveis (Figuras H.2 e H.3). Com configurações em forma de roseta se minimizam os erros de colagem em diferentes direções, mas, ainda se deve ter o cuidado quanto ao tamanho do *strain gage*, em relação à região de tensões a ser medida.

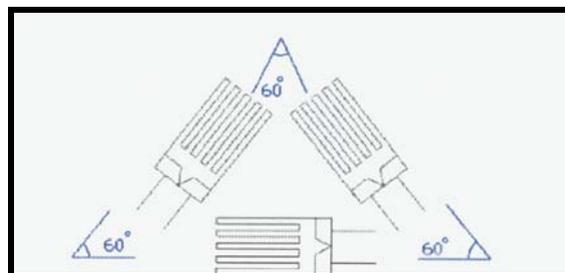


Figura H.2 - *Strain gage* tipo roseta



Figura H.3 - a) *Strain gage* roseta do tipo delta; b) *Strain gage* tipo roseta bi-axitri-direcional.

## APÊNDICE I

### ESCOVA ELÉTRICA

#### I.1 Montagem da célula

Com o objetivo de tornar este trabalho um pouco mais amplo colou-se sensores em uma escova elétrica, formando meia ponte de Wheatstone de modo que se pude-se medir os esforços de flexão durante a escovação (Figura I.1). Apesar dos problemas que a utilização de *strain gages* pode ocasionar quando colados em polímeros, buscou-se dados de medição para a comparação com outros trabalhos anteriormente publicados.

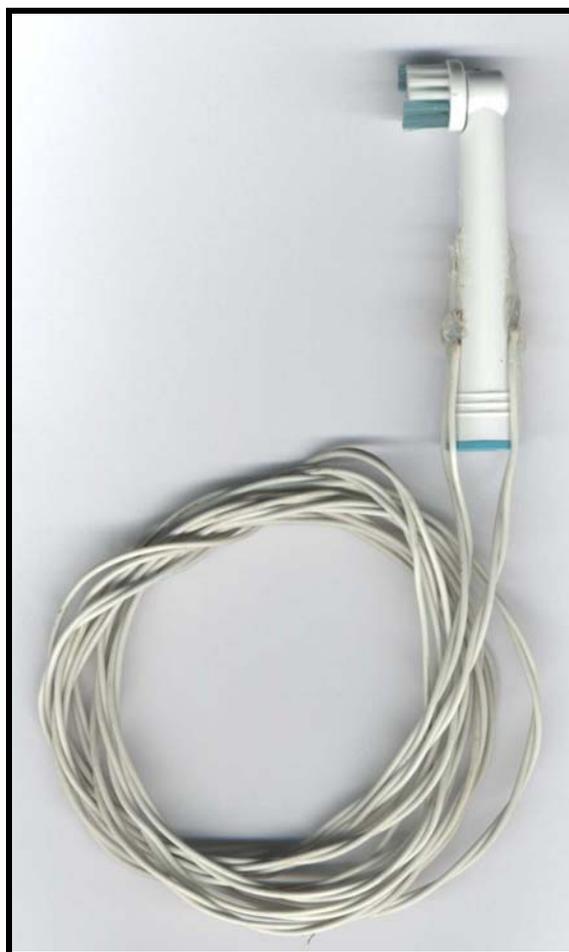


Figura I.1 – *Strain gages* colados no pescoço de uma escova elétrica.

## I.2 Forças de Flexão para a escova elétrica.

A tabela I.1 apresenta os valores numéricos das forças máximas, mínimas e médias das forças de flexão. As figuras de I.2 à I.5 apresentam os resultados de força de flexão dos 4 ensaios realizados.

**Tabela I.1 – Força de flexão – escova elétrica**

Participantes	Média (gf)	Desvio padrão (gf)	Valor Máximo (gf)	Valor Mínimo (gf)
1	105,76	62,84	294,44	-72,76
2	119,41	39,58	263,51	-19,62
3	169,67	50,04	310,84	5,55
4	107,06	70,67	295,02	-120,11
<b>Média</b>	<b>125,47 (1,23 N)</b>	<b>55,78</b>	<b>290,95 (2,85 N)</b>	<b>-51,73 (0,51 N)</b>

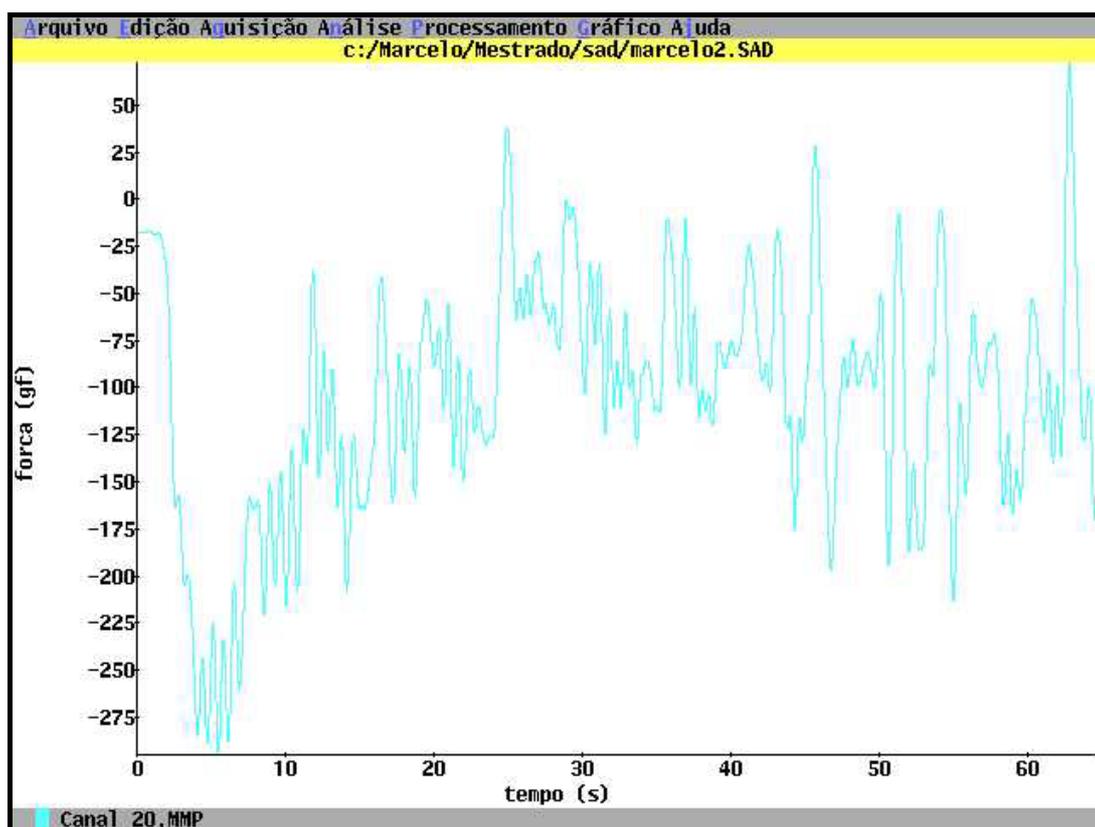


Figura I.2 – Registro de força de flexão para a escova elétrica. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo 1, destro do sexo masculino.

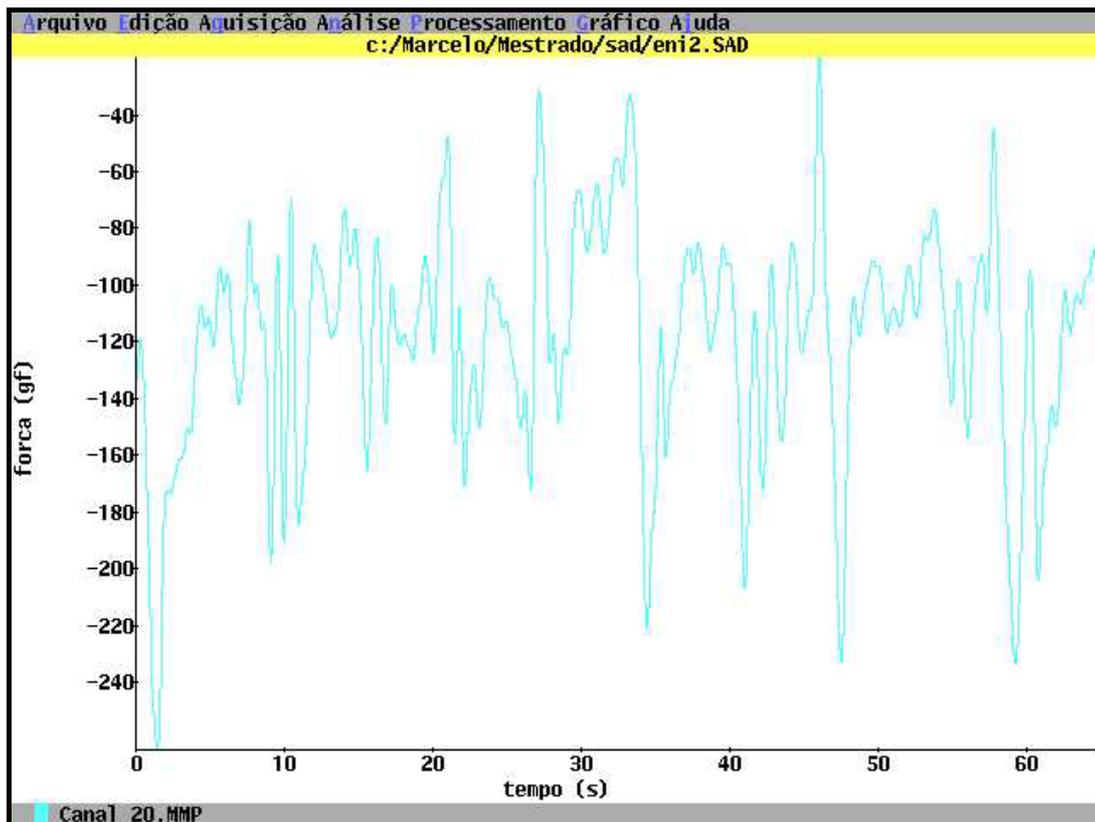


Figura I.3 – Registro de força de flexão para a escova elétrica. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo 2, destro do sexo feminino.

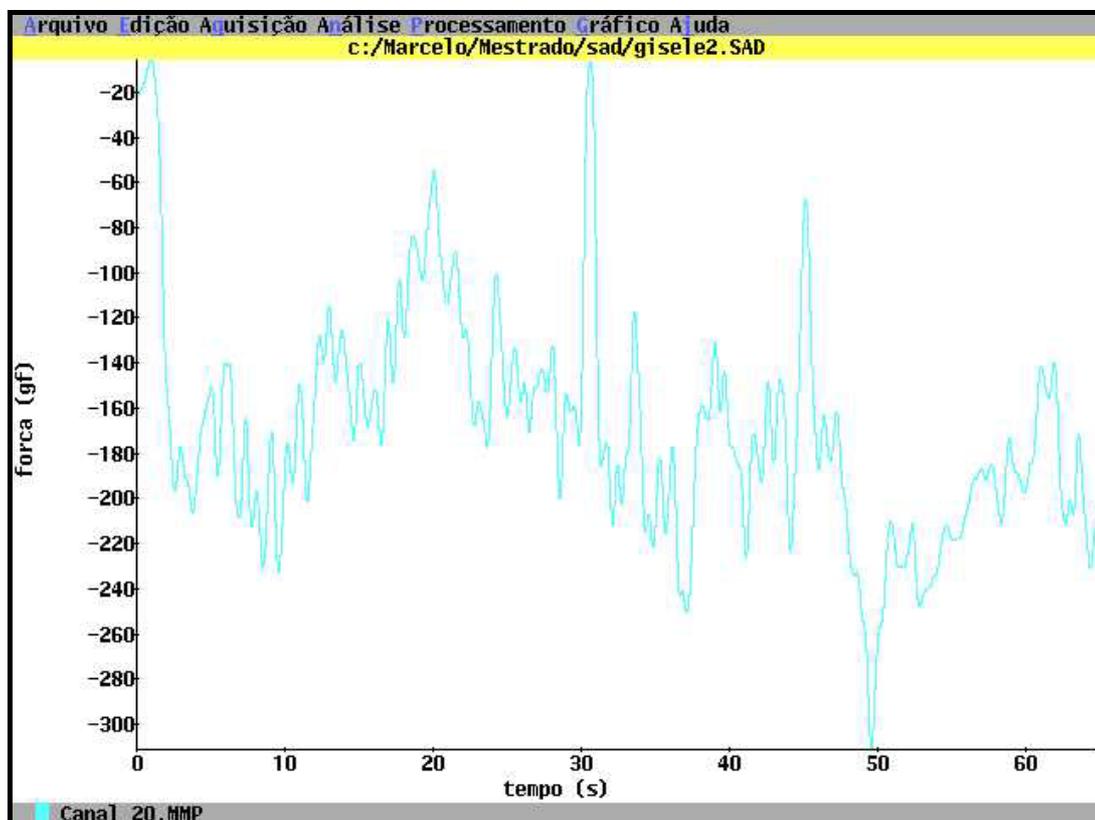


Figura I.4 – Registro de força de flexão para a escova elétrica. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo 3, destro do sexo feminino.

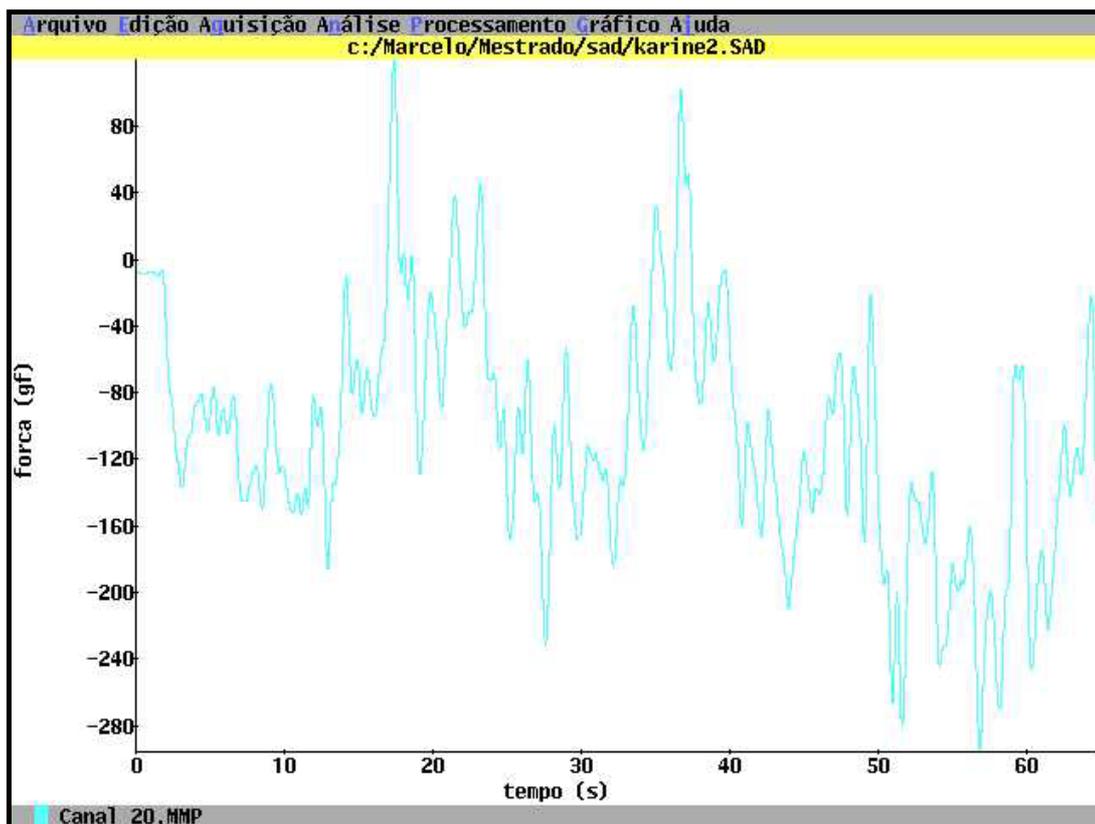


Figura I.5 – Registro de força de flexão para a escova elétrica. Carga(gf) X tempo(s). Indivíduo 4, destro do sexo feminino.

### I.3 Resultados

Tabela I.2 – Percentual de remoção de placa –escova elétrica

Participantes	Acumulo de placa antes da escovação	Acumulo de placa após a escovação	Redução percentual
1	120	24	80%
2	119	44	63%

Tabela I.3 - Sinais de flexão e torque – escova elétrica

	Indivíduos	
	1	2
Flexão Máx	294,44	295,02
Redução placa	80%	63%
Flexão Méd	105,76	107,06

Na figura I.6 são representados os dados da tabela I.3.

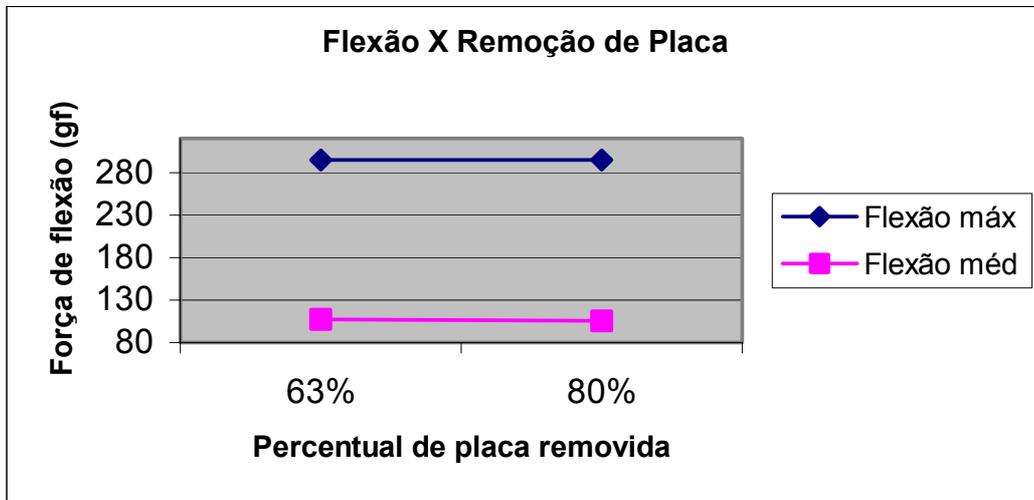


Figura I.6 – Distribuição Força de Flexão X Remoção de Placa - Escova elétrica.