



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM**  
**ENGENHARIA MECÂNICA**

**MODELAMENTO BIOMECÂNICO DA ATUAÇÃO DE**  
**APARELHOS COM PARAFUSO EXPANSOR SOBRE**  
**ESTRUTURAS MANDIBULARES ASSIMÉTRICAS**  
**ATRAVÉS DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS**

**Tese de Doutorado**

Autora: Iracema Maria Utsch Braga

Orientador: Prof Dr Roberto Márcio de Andrade

Co-orientador: Prof Dr Estevam Barbosa Las Casas

Belo Horizonte, 14 de dezembro de 2011.

## **Agradecimentos**

A Jesus, pela força fornecida para superar os momentos difíceis em meu percurso.

Agradeço o apoio, carinho e a compreensão dos meus filhos Cláudia e Rafael, que me ajudaram não só emocionalmente como também no desenvolvimento de meus estudos. A cooperação de meus familiares foi de fundamental importância para o término de meu trabalho.

Ao meu amor, Ledomiro, pela paciência, companheirismo e apoio científico.

Aos meus amigos da FEUP (Portugal) e aos meus colegas do Mecbio e Lab-bio.

Ao Daniel Neves Rocha e ao Pedro Filgueiras, pela ajuda e suporte nas simulações do Abaqus.

Ao Pedro Martins pelo apoio no laboratório da FEUP.

Aos queridos professores Roberto Márcio de Andrade, Estevam Barbosa de Las Casas, Marcos Pinotti Barbosa e Renato Natal Jorge, pela orientação e paciência.

Ao meu querido irmão, Prof. Ricardo Luiz Utsch de Freitas Pinto pelo suporte científico, competência e dedicação ao meu trabalho. Nada seria igual sem a sua vital participação.

À V&M do Brasil, pelo apoio técnico e laboratorial ao meu trabalho.

Aos funcionários do DEMEC, pela ajuda na área administrativa.

Agradeço especialmente o apoio à pesquisa do Ministério da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior (Portugal), sob a concessão Proc. 4.1.3 CAPES/Programa FCT, PPGMEC (UFMG) e à Clínica Dr. Campos Costa e CDI (Portugal).

Dedico este trabalho à minha família.

Com amor,

Iracema

## RESUMO

Problemas de oclusão decorrentes de alterações no desenvolvimento das arcadas são comumente encontrados na população. Levam a disfunções e alterações na mastigação, fala e respiração. Técnicas usuais para tratamento destes distúrbios requerem o emprego de aparelhos ortodônticos/ortopédicos que utilizam parafusos expansores. Os deslocamentos graduais impostos por sua ativação levam à remodelação óssea e a uma nova posição de equilíbrio das arcadas. É necessária a utilização de uma metodologia que relacione o deslocamento provocado pelo parafuso com a deformação na estrutura óssea, quantificando os níveis de força alcançados e a distribuição das tensões nas estruturas bucais. Este trabalho objetiva desenvolver um modelamento biomecânico da atuação de aparelhos com parafuso expensor sobre estruturas mandibulares assimétricas através do método de elementos finitos. Construiu-se um modelo biomecânico do conjunto completo mandíbula-mucosa-aparelho expensor utilizando imagens de tomografia computadorizada da mandíbula humana e *software* computacional de construção de sólidos geométricos. Um procedimento iterativo foi desenvolvido para lidar com uma condição de contorno que leva em conta as assimetrias mandibulares. Os resultados obtidos pela simulação mostraram assimetrias na distribuição das pressões de contato e indicaram com precisão o diagnóstico de maloclusão do paciente. Foi mostrado que as extremidades esquerda e direita do parafuso de expansão movem de forma diferente em relação à mandíbula estudada. As pressões de contato entre o aparelho e a mucosa variaram linearmente com a força aplicada. Foi desenvolvida uma bancada para medir *in vivo* as pressões de contato usando sensores piezoelétricos. As medições *in vivo* concordaram com os resultados computacionais, validando o modelo. O modelo biomecânico proposto no trabalho mostrou ser uma ferramenta eficiente para controle e otimização do tratamento de maloclusões, evitando com segurança o emprego de forças atuando em estruturas vivas além da tolerância biológica, que poderiam resultar em efeitos traumáticos.

**Palavras-chave:** maloclusão; biomecânica; assimetria mandibular; remodelamento ósseo mandibular; aparelho com parafuso expensor; modelamento matemático; Método de elementos finitos - MEF

## ABSTRACT

Occlusion disorders, resulting from changes in the development of the arches are commonly found in the population. Lead to dysfunctions and changes in mastication, speech and breathing. Usual techniques for treating these disorders require the use of orthodontic/orthopedic apparatus that use expansion screws. The gradual displacement imposed by their activation leads to bone remodeling and a new equilibrium position of the arches. It is necessary to use a methodology that relates the displacement caused by the screw with the deformation in the bone structure, quantifying the strength levels achieved and the stress distribution in the buccal structures. This work aims to develop a biomechanical model of the acting of expansion screw appliance on asymmetric mandibular structures by finite element method. A biomechanical model of the complete jaw-mucosa-expander was built using CT images of the human jaw and computer software for the construction of geometric solids. An iterative procedure was developed to deal with a boundary condition that takes into account the mandibular asymmetries. The results obtained by simulation showed asymmetries in the distribution of contact pressures and indicated with precision the diagnosis of the patient's malocclusion. It was shown that the left and right ends of the expansion screws move differently in relation to the mandible studied. The contact pressure between the apparatus and the mucosa varied linearly with the applied force. A bench was developed to measure *in vivo* contact pressures using piezoelectric sensors. The *in vivo* measurements agreed with the computational results, validating the model. The biomechanical modeling proposed in this work proved to be a useful tool to control and optimize malocclusion treatments, safely avoiding the use of forces acting in live structures beyond the biological tolerance, which could result in traumatic effects.

Key words: malocclusion; biomechanics; mandibular asymmetry; mandibular bone remodeling; expansion screw apparatus; mathematical modeling; finite element method - FEM.

# ÍNDICE

	PÁGINA
<b>LISTA DE FIGURAS</b>	ix
<b>LISTA DE GRÁFICOS</b>	xvi
<b>LISTA DE TABELAS</b>	xix
<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS</b>	xxi
<b>LISTA DE SÍMBOLOS</b>	xxii
<b>CAPÍTULO 1. INTRODUÇÃO</b>	1
1.1 Correção de maloclusões .....	3
1.1.1 Aparelhos com parafusos expansores .....	5
1.2 Biomecânica da mandíbula .....	7

1.3	Objetivos .....	12
1.4	Descrição do Trabalho .....	13
<b>CAPÍTULO 2.</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b>	<b>14</b>
<b>CAPÍTULO 3.</b>	<b>A MANDÍBULA NO SISTEMA ESTOMATO- GNÁTICO HUMANO</b>	<b>25</b>
3.1	Mandíbula .....	25
3.2	Articulação têmporo-mandibular (ATM) .....	29
3.3	Tecido ósseo .....	33
3.3.1	Fisiologia e morfologia .....	33
3.3.2	Remodelação óssea .....	35
3.3.2.1	Unidade de remodelação óssea – BMU .....	36
3.3.3	Composição óssea .....	41
3.4	Mucosa bucal .....	44
3.5	Fisiologia do sistema estomatognático .....	46
<b>CAPÍTULO 4.</b>	<b>PARAFUSOS EXPANSORES</b>	<b>49</b>

<b>CAPÍTULO 5.</b>	<b>COMPORTAMENTO ELÁSTICO DA MUCOSA BUCAL</b>	<b>53</b>
5.1	Comportamento elástico .....	53
5.1.1	Determinação do módulo de elasticidade para materiais com comportamento linear .....	53
5.1.2	Comportamento viscoelástico .....	55
5.2	Procedimento experimental .....	57
5.3	Ensaio para determinação do módulo de elasticidade da mucosa de porco .....	59
5.4	Ensaio para determinação do módulo de elasticidade da mucosa humana .....	69
5.5	Análise da contribuição da mucosa bucal na tração mandibular intraoral .....	78
5.6	Comentários .....	80
<b>CAPÍTULO 6.</b>	<b>MEDIÇÃO <i>IN VIVO</i> DAS TENSÕES NA MANDÍBULA PROVOCADAS PELA ATIVAÇÃO O PARAFUSO EXPANSOR</b>	<b>82</b>
6.1	Materiais e métodos .....	82
6.1.1	Experimentos utilizando aparelhos de parafuso expensor na mandíbula .....	82



6.1.1.1	Sistema de aquisição de dados .....	82
6.1.2	Experimento piloto para desenvolvimento do sistema de medição .....	85
6.1.2.1	Construção do aparelho expensor .....	85
6.1.2.2	Sistema de medição .....	86
6.1.2.3	Calibração do sistema de medição .....	90
6.1.2.4	Resultados experimentais do experimento com paciente A .....	90
6.1.2.5	Validação do experimento Paciente A .....	92
6.1.2.6	Análise estatística .....	92
6.1.3	Experimento para o modelo biomecânico .....	96
6.1.3.1	Resultados experimentais do experimento com paciente B .....	98
 <b>CAPÍTULO 7. PREVISÃO DOS DESLOCAMENTOS E PRESSÕES DE CONTATO NA MANDÍBULA ATRAVÉS DO MODELO BASEADO NO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS</b>		 102
7.1	Modelo do aparelho expensor .....	102
7.2	Tomografia computadorizada da mandíbula .....	104

7.2.1	Obtenção do modelo geométrico .....	104
7.3	Discretização do sistema mandíbula-aparelho expensor	110
7.4	Simulação numérica através do método de elementos finitos .....	113
7.4.1	Condições de contorno .....	113
7.4.2	Tratamento da condição de contorno 6 .....	119
7.4.3	Algoritmo para encontrar a força de esticamento do parafuso .....	120
7.4.4	Parâmetros utilizados na simulação .....	121
7.5	Avaliação da contribuição das partes metálicas externas ao aparelho .....	122
7.6	Simulação da distribuição de pressões provocadas pelo esticamento do parafuso expensor .....	124
7.7	Análise da linearidade do modelo .....	126
7.8	Comparação de resultados numéricos e experimentais .	129
<b>CAPÍTULO 8.</b>	<b>CONCLUSÃO</b>	<b>131</b>
8.1	Discussão dos resultados .....	131
8.1.1	Propriedades elásticas da mucosa bucal .....	131

8.1.2	Avaliação experimental das pressões <i>in vivo</i> .....	131
8.1.3	Resultado dos deslocamentos e pressões de contato <i>in silico</i> .....	132
8.1.4	Linearidade das relações força-deslocamentos .....	132
8.1.5	Comportamento linear das distribuições de pressão de contato .....	133
8.1.6	Estimando forças e pressões de contato relacionadas a um esticamento desejado .....	134
8.1.7	Analisando assimetrias pela distribuição das pressões de contato .....	134
8.1.8	Principais desdobramentos baseados nos resultados obtidos .....	135
8.2	Conclusões .....	135
8.13	Sugestões .....	136
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>		137
<b>APÊNDICE 1</b>	<b>CALIBRAÇÃO DOS SENSORES FLEXIFORCE</b>	144

<b>APÊNDICE 2</b>	<b>APROVAÇÃO PELO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UFMG - COEP</b>	154
-------------------	--	-----

### LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1	Arcada atrésica tratada com placa de expansão, mostrando as fases inicial (a) e final (b) .....	5
Figura 1.2	Remodelação óssea das arcadas durante o crescimento (Machado Jr, 2004) .....	6
Figura 1.3	Aparelho expansor mandibular: (a) detalhamento de sua função; (b) posicionamento em modelo de gesso; (c) aparelho confeccionado e pronto para a utilização (Machado Júnior, 2004) .....	7
Figura 1.4	Efeito da porção oblíqua externa do ligamento TM quando se abre a boca. Em B, os ligamentos TM estão completamente estendidos .....	8
Figura 1.5	Vista anterior lateral do modelo básico que mostra linhas de ação do grupo de atuação muscular (Peck et al, 2000): 1 - digástrico anterior; 2 - masséter superficial; 3 - pterigóideo medial; 4 - masséter profundo; 5 - pterigóideo lateral; 6 - temporal posterior; 7 - temporal médio; 8 - temporal anterior; 9 - direção do campo gravitacional .....	9

Figura 1.6	Vistas lateral e frontal da cabeça humana evidenciando a mandíbula e significativas diferenças entre crânio masculino (à esquerda) e feminino (à direita) ( <a href="http://www.infoescola.com/anatomia">www.infoescola.com/anatomia</a> ) .....	10
Figura 1.7	Vista do osso mandibular, mostrando: 1 – Corpo; 2 – Forame mental; 3 – Processo alveolar; 4 – Ramo; 5 – Ângulo mandibular; 6 – processo coronóide; 7 – Côndilo; 8 – Incisura mandibular; 9 – Forame mandibular. ( <a href="http://www.flickr.com/photos/guccibear2005/166906206">www.flickr.com/photos/guccibear2005/166906206</a> ). .	11
Figura 3.1	Mandíbula humana (vista frontal) .....	25
Figura 3.2	Mandíbula humana (vista lateral) .....	26
Figura 3.3	Ossos da mandíbula humana (vista dorsal). Projeções ósseas estruturais (setas) .....	26
Figura 3.4	Estrutura do corpo e ramo da mandíbula – Vista ântero-lateral (Netter, 2000) .....	27
Figura 3.5	Estrutura do corpo e ramo da mandíbula – Vista posterior (Netter, 2000) .....	28
Figura 3.6	Mandíbula e ATM (Netter, 2000) .....	29
Figura 3.7	Trabalho da ATM durante a abertura bucal (Netter, 2000) .....	30
Figura 3.8	Seção sagital da ATM ( <a href="http://en.wikipedia.org">en.wikipedia.org</a> ) .....	31

Figura 3.9	Visão medial da ATM (en.wikipedia.org) .....	32
Figura 3.10	Seção lateral da ATM (en.wikipedia.org) .....	33
Figura 3.11	Estágios da remodelação óssea normal (Coxon et al., 2004) .....	39
Figura 3.12	Fibras colágenas (seta) (Mutsaers, 1997) .....	43
Figura 3.13	A - Reação inflamatória residual; B -Trabécula óssea em formação com osteoclastos jovens indiferenciados; C - Trabécula óssea madura com intensa atividade osteoblástica; D - Tecido fibroso invadindo canal medular (Mutsaers, 1997) .....	44
Figura 3.14	Localização das mucosas bucais ( <a href="http://www.webciencia.com/1111glandulas.gif">www.webciencia.com/1111glandulas.gif</a> ) .....	45
Figura 3.15	Mucosa bucal .....	46
Figura 4.1	Placa mandibular expansora ou Schwarz modificada ..	49
Figura 4.2	Aparelho de parafuso expansor (catálogo Morelli, 2011) .....	50
Figura 4.3	Aparelho de parafuso expansor para estimular o crescimento mandibular (catálogo Morelli, 2011) .....	50
Figura 4.4	Aparelho de parafuso expansor na mandíbula de 5 a 7 mm de expansão (catálogo Dentaurum, 2000) .....	51
Figura 4.5	Desenhos esquemáticos de aparelho expansor na mandíbula (catálogo Dentaurum, 2000) .....	51

Figura 4.6	Parafusos expansores maxilares e mandibulares .....	52
Figura 4.7	Parafuso de expansão utilizado neste trabalho .....	52
Figura 5.1	Curva Tensão x Deformação de material com comportamento linear .....	54
Figura 5.2	Curva Tensão x Deformação de material viscoso .....	57
Figura 5.3	Tracionamento da mucosa bucal (vista frontal) .....	59
Figura 5.4	Tracionamento de mucosa bucal (vista lateral) .....	59
Figura 5.5	Amostra de mucosa humana .....	70
Figura 5.6	Amostra 03 de mucosa humana sob ensaio de tração ..	71
Figura 5.7	Amostra 04 de mucosa humana sob ensaio de tração ..	71
Figura 5.8	Mucosas e osso no deslocamento da mandíbula .....	78
Figura 6.1	Aplicação do sistema PPS para medições de pressão na cabeça .....	83
Figura 6.2	Sistema de medição de força e aquisição de dados .....	84
Figura 6.3	Sensor de força fino e flexível utilizado nos experimentos .....	85
Figura 6.4	Sentido dos deslocamentos impostos pelo parafuso expansor: à esquerda no modelo de gesso e à direita no aparelho de parafuso expansor .....	86

Figura 6.5	Adaptação dos sensores aos pontos marcados no aparelho utilizando cera utilidade .....	87
Figura 6.6	Sensor flexível .....	88
Figura 6.7	Adaptação do sensor ao aparelho expansor .....	88
Figura 6.8	Detalhe do posicionamento do sensor na arcada do Paciente A durante a medição .....	88
Figura 6.9	Diagrama esquemático do sistema de medição .....	89
Figura 6.10	Amplificador utilizado no condicionador de sinal do sistema de medição .....	90
Figura 6.11	Aparelho de parafuso expansor (seta) fixado no modelo de gesso da mandíbula do Paciente B .....	97
Figura 6.12	(a) Aparelhos adaptados em modelo de gesso das arcadas superior e inferior e sensor. (b) Sensor acoplado ao sistema condicionador de sinal .....	98
Figura 6.13	Medições de forças utilizando aparelho expansor mandibular .....	98
Figura 6.14	Aparelho expansor e componentes mostrando posicionamento dos sensores de medição - Paciente B .....	99
Figura 7.1	Modelo em gesso das arcadas do Paciente B .....	103
Figura 7.2	Aparelho com parafuso expansor – Paciente B .....	103



Figura 7.3	Aparelho expansor adaptado no modelo em gesso – Paciente B .....	104
Figura 7.4	Superposição das estruturas anatômicas da cabeça .....	105
Figura 7.5	Imagem crioseccional original de uma seção da cabeça humana, identificando as estruturas anatômicas (Visible Human Project®) .....	105
Figura 7.6	Tomografia computadorizada (Vista frontal) - Paciente B .....	106
Figura 7.7	Tomografia computadorizada (Vista lateral) - Paciente B .....	106
Figura 7.8	Modelo geométrico da mandíbula – Paciente B (ScanIP®).....	107
Figura 7.9	Modelo sólido da mandíbula com a parte acrílica do aparelho – Paciente B (SolidWorks®) .....	108
Figura 7.10	Vistas da mandíbula incluindo o aparelho (acrílico e fio metálico) - Paciente B (SolidWorks®) .....	109
Figura 7.11	Malha do osso cortical (em preto) e da mucosa (em vermelho) .....	111
Figura 7.12	Malha com o aparelho, mostrando a resina (em azul) e arame .....	111
Figura 7.13	Vista de frente da malha obtida da mandíbula com o aparelho .....	112

Figura 7.14	Vista de cima da malha obtida da mandíbula com o aparelho .....	112
Figura 7.15	Travamento dos nós na junção dos ossos trabecular e cortical .....	113
Figura 7.16	Travamento dos nós da mucosa ao osso cortical .....	114
Figura 7.17	Travamento dos nós na superfície de contato entre a mucosa e a resina .....	115
Figura 7.18	Travamento dos pontos de fixação do arame no acrílico e nos molares .....	116
Figura 7.19	Engastamento do nós do côndilo .....	117
Figura 7.20a	Sentido dos deslocamentos de 0,1 mm impostos a cada uma das resinas .....	118
Figura 7.20b	Regiões das resinas às quais serão impostos os deslocamentos de 0,1 mm .....	118
Figura 7.21	Esquema de expansão assimétrica do parafuso .....	119
Figura 7.22	Esquema de forças resistivas ao parafuso expensor .....	120
Figura 7.23	Pressões de Contato (MPa) resultantes das simulações 1, 2 e 3 .....	123
Figura 7.24	Distribuição de pressões de contato impondo-se deslocamentos iguais (0,1 mm para cada extremidade)	125

Figura 7.25	Distribuição de pressões de contato aplicando-se força de 9,36 N em cada extremidade e localização de posicionamentos do sensor piezoelétrico.	126
Figura 7.26	Distribuição de pressões de contato: Lado esquerdo = mesma escala. Lado direito = escalas ajustadas .....	128

### LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 5.1	Curva Força x Deslocamento da amostra 01 de mucosa de porco .....	61
Gráfico 5.2	Curva tensão x Deformação da amostra 01 de mucosa de porco .....	62
Gráfico 5.3	Curva tensão x Deformação da amostra 01 de mucosa de porco na região elástica .....	63
Gráfico 5.4	Curva tensão x Deformação da amostra 01 de mucosa de porco na região elástica comparada com regressão linear e com regressões polinomiais de 2 <sup>a</sup> e 3 <sup>a</sup> ordem ..	63
Gráfico 5.5	Aproximação linear por regiões da curva tensão x Deformação de amostra 01 de mucosa de porco na região elástica .....	64
Gráfico 5.6	Curva força x deslocamento da amostra 02 de mucosa de porco .....	65
Gráfico 5.7	Curva tensão x Deformação da amostra 02 de mucosa de porco .....	66

Gráfico 5.8	Curva tensão x Deformação da amostra 02 de mucosa de porco na região elástica .....	67
Gráfico 5.9	Curva tensão x Deformação da amostra 02 de mucosa de porco na região elástica comparada com regressão linear e com regressões polinomiais de 2ª e 3ª ordem ..	67
Gráfico 5.10	Aproximação linear por regiões da curva tensão x Deformação da amostra 02 de mucosa de porco na região elástica .....	68
Gráfico 5.11	Curva tensão x Deformação da amostra 03 de mucosa humana .....	72
Gráfico 5.12	Curva tensão x Deformação da amostra 03 de mucosa humana na região elástica .....	73
Gráfico 5.13	Curva tensão x Deformação da amostra 03 de mucosa humana na região elástica comparada com regressão linear e com regressões polinomiais de 2ª e 3ª ordem ..	73
Gráfico 5.14	Aproximação linear por regiões da curva tensão x Deformação da amostra 03 de mucosa humana na região elástica .....	74
Gráfico 5.15	Curva tensão x Deformação da amostra 04 de mucosa humana .....	75
Gráfico 5.16	Curva tensão x Deformação da amostra 04 de mucosa humana na região elástica .....	75

Gráfico 5.17	Curva tensão x Deformação da amostra 04 de mucosa humana na região elástica comparada com regressão linear e com regressões polinomiais de 2 <sup>a</sup> e 3 <sup>a</sup> ordem ..	76
Gráfico 5.18	Aproximação linear por regiões da curva tensão x Deformação da amostra 04 de mucosa humana na região elástica .....	77
Gráfico 6.1	Normalidade de distribuição para as forças médias nos testes de <i>in vivo</i> para os primeiros molares inferiores. Experimento Paciente A .....	94
Gráfico 6.8	Normalidade de distribuição para as forças médias nos testes de <i>in vivo</i> para os incisivos laterais inferiores. Experimento Paciente A .....	94
Gráfico 6.3	Capabilidade para as forças médias nos testes <i>in vivo</i> para os incisivos laterais inferiores. Experimento Paciente A .....	62
Gráfico 6.4	Resultados de ciclos de medição experimental de pressões de contato pela abertura em ¼ de volta do parafuso expensor - Paciente B .....	100
Gráfico 7.1	Regressões lineares para os deslocamentos .....	127
Gráfico A1.1	Curva de calibração do Sensor 1 (Volts)	145
Gráfico A1.2	Curva de calibração do Sensor 1 (Força)	145
Gráfico A1.3	Curva de calibração do Sensor 2 (Volts)	146

Gráfico A1.4	Curva de calibração do Sensor 2 (Força)	146
Gráfico A1.5	Curva de calibração do Sensor 3 (Volts)	147
Gráfico A1.6	Curva de calibração do Sensor 3 (Força)	147

### LISTA DE TABELAS

Tabela 1.1	Valores de forças empregados na tração reversa - maxila/mandíbula (Silva Filho et al., 2007) .....	4
Tabela 3.1	Subdivisão do esqueleto .....	34
Tabela 3.2	Diferenças entre as BRU's no osso cortical e trabecular (Jee, 2001) .....	40
Tabela 5.1	Características geométricas das amostras de mucosa de porco do experimento .....	60
Tabela 5.2	Equações de regressões da curva Tensão x Deformação – Amostra 01 de mucosa de porco .....	63
Tabela 5.3	Módulo de elasticidade por intervalos de tensão e da relação $L/L_0$ – Amostra 01 de mucosa de porco .....	65
Tabela 5.4	Equações de regressões da curva Tensão x Deformação – Amostra 02 de mucosa de porco .....	68
Tabela 5.5	Módulo de elasticidade por intervalos de tensão e da relação $L/L_0$ – Amostra 02 de mucosa de porco .....	68

Tabela 5.6	Características geométricas dos corpos de prova da amostra de mucosa humana .....	69
Tabela 5.7	Condição clínica das amostras de mucosa humana .....	70
Tabela 5.8	Equações de regressões da curva Tensão x Deformação – Amostra 03 de mucosa humana .....	73
Tabela 5.9	Módulo de elasticidade por intervalos de tensão e da relação $L/L_0$ – Amostra 03 de mucosa de humana .....	74
Tabela 5.10	Equações de regressões da curva Tensão x Deformação – Amostra 04 de mucosa humana .....	76
Tabela 5.11	Módulo de elasticidade por intervalos de tensão e da relação $L/L_0$ – Amostra 04 de mucosa de humana .....	77
Tabela 6.1	Dados de desempenho típico do sensor (manual Flexiforce <sup>®</sup> ) .....	89
Tabela 6.2	Forças mínima e máxima obtidas após estabilização com um quarto de volta .....	92
Tabela 6.3	Escala de valores de força para intrusão e extrusão (vertical) de cada dente (Ricketts et al.,1991) .....	92
Tabela 6.4	Valores de forças x Tipo de movimento (Proffit, 1995) .....	93
Tabela 6.5	Medições de pressão de contato na mandíbula do Paciente B com o aparelho ajustado na mucosa bucal após ativação do parafuso expensor .....	100

Tabela 7.1	Elementos constitutivos da malha .....	110
Tabela 7.2	Parâmetros de simulação .....	121
Tabela 7.3	Convergência da condição de contorno 6 .....	125
Tabela 7.4	Análise da linearidade do comportamento .....	127
Tabela 7.5	Comparação de resultados numéricos e experimentais	127
Tabela A1.1	Dados da calibração do sistema de medição de forças	143
Tabela A1.2	Dados dos sensores de força e responsáveis pela calibração .....	144

#### **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

ATM	Articulação têmporo-mandibular
BRU	Unidade de remodelação óssea
CCT	Cefalometria
COEP	Comitê de Ética da Pesquisa em Seres Humanos
CRe	Centro de resistência
DNA	Ácido desoxirribonucleico
ERM	Expansão rápida da maxila
LE	Limite de escoamento



MEF	Método de Elementos Finitos
PAS	Ácido periódico reagente Schiff
PPS	Pressure profile system
RCT	Radiografia computadorizada
RMN	Ressonância magnética nuclear
RT	Resistência à tração
TC	Tomografia computadorizada
TCC	Tomografia cefalométrica computadorizada
VEGF	Fator vascular endotelial de crescimento
3D	Tridimensional

### **LISTA DE SÍMBOLOS**

$\sigma$	Tensão
$\varepsilon$	Deformação
E	Módulo de elasticidade
$\sigma_e$ ou $\sigma_y$	Tensão de escoamento
$\sigma_U$	Tensão última

$\sigma_R$	Tensão de ruptura
$b$	Coefficiente de atrito viscoso
$v$	Velocidade
$\sigma_{xy}$	Tensão de cisalhamento
$G$	Módulo de cisalhamento
$L/L_0$	Deformação relativa
$\sigma_{max}$	Tensão máxima de resistência à tração
$f, F, \bar{F}$	Forças aplicadas nas duas extremidades do parafuso expansor
$\delta, \bar{\delta}, \Delta, \bar{\Delta}$	Esticamentos do parafuso expansor
$P_{FEM}$	Pressão de contato média MEF
$P_{VIVO}$	Pressão de contato média <i>IN VIVO</i>

## **CAPÍTULO 1. INTRODUÇÃO**

Problemas de oclusão decorrentes de alterações no desenvolvimento das arcadas são comumente encontrados na população. Os desvios decorrentes durante o crescimento ósseo facial-crânio-mandibular levam a disfunções e alterações na mastigação, fala e respiração e, ainda, podem levar a uma estética desfavorável e afetar a auto-estima dos pacientes (Emrich et al., 1965; Tausche et al., 2004; Dahlström e Carlsson, 2010).

Além da fala e da respiração, a boca é responsável pelo início do processo de digestão: a mastigação que tritura, umidifica e diminui partículas alimentares, produzindo o bolo alimentar para ser deglutido. Essa é a fase oral da digestão que é muito influenciada pela oclusão dentária e desempenha papel relevante no equilíbrio fisiológico do ser humano (Reitan, 1960).

A odontologia busca a manutenção do equilíbrio oclusal, a prevenção e a interceptação dos desvios da normalidade do sistema estomatognático - ossos, dentes, ligamento periodontal, língua, articulação ATM - e demais estruturas biológicas orais, que possam ocorrer ao longo do crescimento e desenvolvimento do indivíduo. Quando este equilíbrio não é alcançado, ocorrem desvios do equilíbrio oclusal, que resultam em alterações físicas denominadas maloclusões (Moyers, 1991).

Maloclusões podem ser causadas por fatores hereditários e por fatores extrínsecos e têm constituído um dos maiores problemas de saúde oral devido ao aumento de sua incidência em crianças e adolescentes na população mundial (Burst e McNamara, 1995). Com a diminuição da incidência de cárie e como consequência das alterações de hábitos alimentares pelo homem na atualidade, os distúrbios no desenvolvimento das estruturas ósseas que formam o sistema estomatognático levaram a problemas que desafiam as Ciências Biológicas e a multidisciplinaridade a alcançarem soluções que busquem a aplicação de técnicas menos dolorosas e traumáticas aos pacientes.

Os pacientes portadores de maloclusão necessitam ser tratados precocemente para que os resultados alcançados possibilitem melhorias da função e da estética (Sandy et al., 1996). Crianças e adolescentes, bem como adultos jovens, necessitam de técnicas de tratamento ortodônticas e ortopédicas que permitam o rearranjo do contorno dos ossos da mandíbula, maxila e outros e uma melhor arquitetura das arcadas dentais. São almejados posição dental estável e um contorno ósseo remodelado, através de uma engrenagem oclusal funcional para a obtenção da normalidade.

Segundo Burdi, 1968, o arco basal é estabilizado por volta da nona semana de vida intra-uterina. Inicialmente essa forma é determinada pela configuração do suporte ósseo seguida pela erupção dentária. A musculatura peribucal e as forças funcionais intrabucais assumem importante papel na definição das bases ósseas.

Sandy et al., 1996; Brader, 1972, afirmaram que as posições dentárias definidas pela remodelação óssea, dentre outros fatores, influenciam a estabilidade do resultado final dos tratamentos ortodônticos/ortopédicos e constituem um grande desafio a ser enfrentado pelos profissionais da área.

De acordo com Joondeph e Riedel, 1996; Peck et al., 1999, a estabilidade das posições dentais provavelmente está na preservação das bases apicais com a manutenção das dimensões transversais do arco dentário e, principalmente, com a manutenção do equilíbrio funcional dos músculos da face envolvidos. As técnicas para correções dos distúrbios de maloclusão requerem a instalação de aparelhos que permitam a remodelação óssea com áreas de reabsorção e deposição de tecido ósseo neoformado. O tratamento é função do acompanhamento clínico, através de observações subjetivas do profissional. Sobre os tecidos bucais são impostas tensões que provocam deslocamentos que resultam em uma nova posição das arcadas em busca do equilíbrio.

É necessária a utilização de uma metodologia que quantifique os níveis de forças e tensões aplicados para provocar deslocamentos que levem à remodelação da estrutura óssea no tratamento da correção de maloclusões das arcadas e relacione os esforços amortecidos pela mucosa com a deformação na estrutura óssea, tanto cortical quanto trabecular.

O detalhamento dos níveis de forças aplicadas nos diversos dispositivos preconizados na literatura para tratamento desses desvios da normalidade, bem como o controle e acompanhamento clínico das etapas biológicas que envolvem as reações das estruturas orgânicas que se iniciam com o processo inflamatório, devem ser conhecidos e controlados pelos profissionais da área, evitando danos irreversíveis aos tecidos vivos que possam ocasionar, além de sintomas dolorosos, a reabsorção óssea e a conseqüente perda de elementos dentais (Proffit, 1995, Ponce, 2001).

A conexão entre os fenômenos físicos e as reações orgânicas, aliada ao conhecimento específico das propriedades dos materiais empregados, são relevantes para acompanhar os resultados observados clinicamente e o alcance das expectativas pelo controle baseado em referenciais teóricos. Ainda hoje, a “força ideal” para uma movimentação dentária eficaz não está bem definida (Jüri Kurol, 2005).

Segundo Moyers, 1991, a força ortodôntica teoricamente ótima para qualquer movimento dentário é aquela que dá início à máxima resposta do tecido, sem dor ou reabsorção radicular que mantém o ligamento periodontal saudável.

Deve ser aprofundado o conhecimento das forças e tensões aplicadas e as reações fisiológicas que ocorrem nas estruturas vivas durante o processo, notadamente sobre a mucosa e sobre o tecido ósseo. Visa-se tornar possível uma aplicação de forças menos traumáticas, atenuando sintomas dolorosos como cefaléias, necroses parciais e até a perda de elementos dentais.

Os mecanismos das fases do movimento dental e do remodelamento ósseo deveriam possibilitar, de forma mais esclarecedora, a preservação da integridade biológica e funcional do sistema estomatognático, com suas funções integradas e interdependentes, destacando-se não apenas os elementos dentais como também a engrenagem oclusal, o periodonto e a articulação temporomandibular (ATM), aliados à estética, com preservação das características individuais dos pacientes (Reitan, 1955; Sandy et al., 1996).

## **1.1 Correção de maloclusões**

Na literatura, vários estudos analisam os resultados de tratamentos de maloclusões com o emprego de técnicas ortopédicas e ortodônticas como os trabalhos de Hass, 1961 e Ricketts et al., 1991.

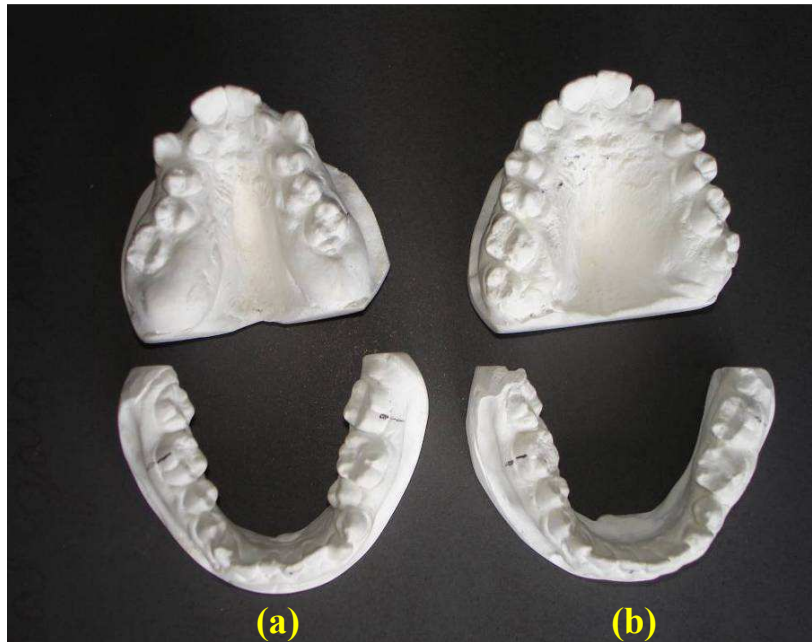
Como referência dos níveis de forças empregados nas técnicas de correção de maloclusões, a Tabela 1.1 apresenta dados compilados da literatura (Silva Filho et al., 2007) que correlacionam expansão e remodelamento ósseo devido à tração reversa pela ancoragem de placas expansoras na maxila e mandíbula com a ordem de grandeza dos valores de forças empregados.

Na Figura 1.1 os modelos de gesso ilustram as fases inicial e final de um tratamento de arcada atrésica, onde foram utilizadas placas de expansão como recurso ortopédico de remodelação óssea para movimentação dental, tanto na maxila quanto na mandíbula.

Problemas específicos de má formação da estrutura mandibular podem ser micrognatia, macrognatia, assimetrias, deformações e, até mesmo, agenesias do osso mandibular.

**Tabela 1.1** - Valores de forças empregados na tração reversa - maxila/mandíbula (Silva Filho et al., 2007).

autor	ano	ancoragem	tração reversa	força	uso	efeito
Baccetti et al.	1998	expansor maxilar fixo com recobrimento oclusal em acrílico	Petit	227-397g/lado	24h	ortopédico / ortodôntico
Baik	1995	Hyrax	Delaire	300-500 g/lado	12h	ortopédico / ortodôntico
Chong et al.	1996	arco vestibulo-lingual	Delaire	230-285g/lado	12-16h	ortopédico / ortodôntico
Delaire	1997	arco vestibulo-lingual	Delaire	200g/lado	9-10h	ortopédico / ortodôntico
Gallagher et al.	1998	expansor fixo maxilar (expansão lenta)	Petit	600-800g/bi-lateral	12-24h	ortopédico / ortodôntico
Haas	1965	Haas / aparelho edgewise	-	-	-	ortopédico / ortodôntico
Jackson et al.	1979	splint maxilar acrílico	Delaire	300g/lado	10-12h	ortopédico / ortodôntico
Kapust et al.	1998	-	-	600-800g/bi-lateral	-	ortopédico / ortodôntico
Kiliçoğlu, Kirişçi	1998	arco vestibular e lingual	Delaire	400g/lado	24h	ortopédico/ ortodôntico
Macey-Dare	2000	expansor maxilar fixo com recobrimento oclusal em acrílico	Delaire/Petit	300-600g/lado	12h	ortopédico / ortodôntico
McNamara Jr.	1987	expansor maxilar fixo com recobrimento oclusal em acrílico	Petit	397g/lado	24h	ortopédico / ortodôntico
Mermigos et al.	1990	arco vestibulo-lingual	Delaire	125-250g/lado	-	ortopédico / ortodôntico
Nanda, Hickory	1984	splint maxilar fixo	Barra ligada ao splint maxilar	500g/bilateral	24h	ortopédico/ ortodôntico
Ngan et al.	1996	Hyrax	Petit	380g/lado	12h	ortopédico / ortodôntico
Ngan et al.	1997	Hyrax	Petit	380g/lado	12h	ortopédico / ortodôntico
Saadia, Torres	2000	Hyrax ou Haas	Petit	395g/lado	8-14h	ortopédico / ortodôntico
Sandikçioglu, Hazar	1997	Hyrax, Quad-helix ou expansor removível	-	-	-	ortopédico / ortodôntico
Shanker et al.	1996	Hyrax	Delaire	400g/lado	12h	ortopédico / ortodôntico
Silva Filho et al.	1998	Haas	Delaire	350g/lado	10-14h	ortopédico / ortodôntico
Silva Filho et al.	2003	Haas / anquilose intencional	Petit	350g/lado	10-14h	ortopédico / ortodôntico
Smith, English	1999	expansor maxilar fixo (rápido) / aparelho straight wire	-	453g/lado	12h	ortopédico / ortodôntico
Suda et al.	2000	arco lingual	Skyhook	180-250g/lado	10h	ortopédico / ortodôntico
Sung, Baik	1998	expansor maxilar fixo (rápido)	Delaire	300-400g/lado	mais de 12h	ortopédico / ortodôntico
Takada et al.	1993	aparelho edgewise/arco lingual	Casquete de protração maxilar modificado (MPH) / Mentoneira	300-400g/lado	8h	ortopédico / ortodôntico
Turley	1988	Hyrax e apoio oclusal mandibular	Máscara facial individual / Mentoneira	150-600g/lado	14-24h	ortopédico / ortodôntico
Wisth et al.	1987	Quad-helix	Petit	300g/lado	12h	ortopédico / ortodôntico



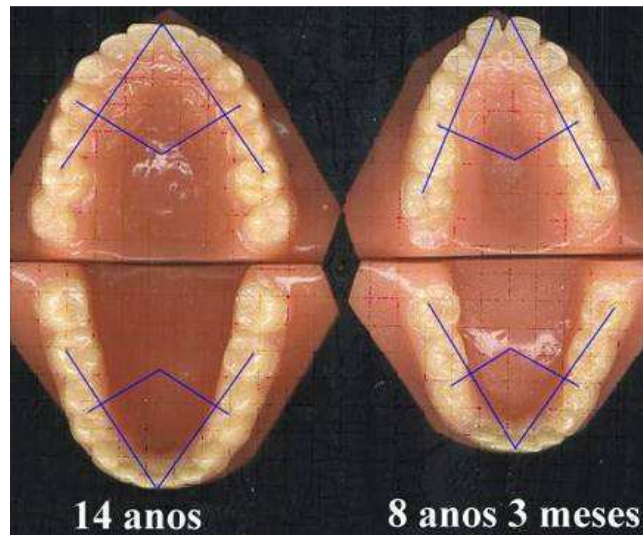
**Figura 1.1** - Arcada atrésica tratada com placa de expansão, mostrando as fases inicial (a) e final (b)

### **1.1.1** Aparelhos com parafusos expansores

Em todas as técnicas preconizadas para provocar a remodelação da estrutura óssea das arcadas dentárias, visando a correção de desvios na forma e contorno ósseo e uma adequada engrenagem dental, a utilização de parafusos de expansão consiste no principal acessório ortopédico empregado tanto em técnicas da Ortodontia quanto da Ortopedia Funcional dos Maxilares (Haas, 2001; Silva Filho et al., 2007).

A utilização dos aparelhos expansores resulta no aumento das dimensões transversais do arco dentário, tanto na região posterior quanto na região anterior. A base óssea modela-se de acordo com os ajustes feitos no aparelho. De acordo com a literatura, a força liberada na expansão lenta é de natureza contínua e de magnitude suave (McNamara e Brudon, 1993).

A Figura 1.2 ilustra o aumento do V da arcada dentária de um paciente em fase de crescimento obtido por tratamento ortodôntico/ortopédico com uso de aparelho com parafuso expansor, também conhecido como placa expansora.



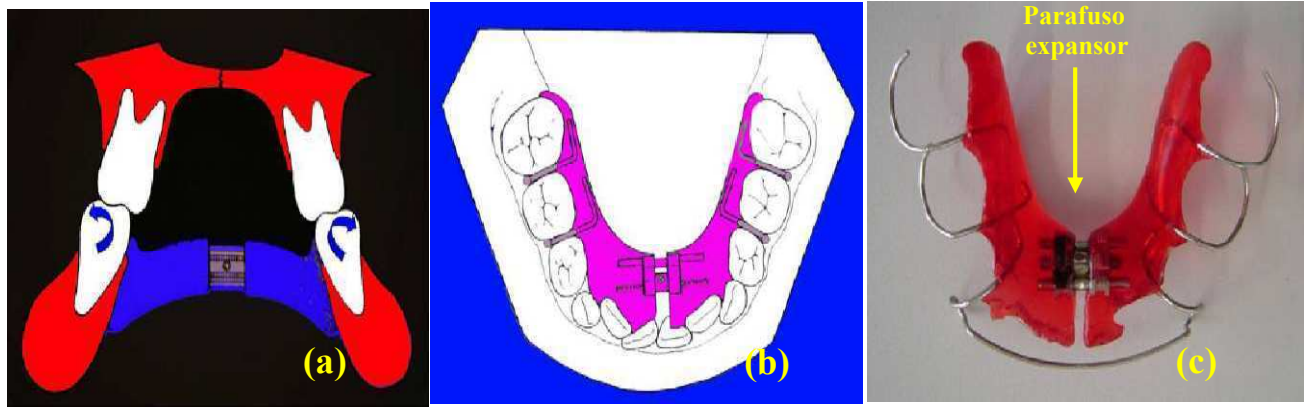
**Figura 1.2** – Remodelação óssea das arcadas durante o crescimento (Machado Júnior, 2004).

As placas expansoras são aparelhos dento-muco-suportados, com retenção mecânica, utilizando-se de um parafuso expansor para a aplicação das forças. A ativação é realizada a cada 15 ou 21 dias aproximadamente, abrindo-se o parafuso expansor um quarto de volta com tempo de utilização em torno de 6 meses. As placas expansoras apresentam a vantagem de serem de fácil construção e higienização, porém os resultados dependem da colaboração do paciente e, por serem removíveis, estão sujeitos a fraturas e perdas. Por vezes, podem causar alergias (raras) devido à utilização de resinas acrílicas na sua confecção.

A Figura 1.3 ilustra um aparelho expansor mandibular, desde as fases de estudo do detalhamento de sua função e do posicionamento no modelo de gesso até o aparelho pronto para ser adaptado na boca do paciente. No caso, o aparelho expansor mandibular foi confeccionado para corrigir a inclinação dos molares inferiores e, em consequência, o apinhamento dos dentes anteriores.

Para o aparelho expansor mandibular não são encontrados na literatura dados precisos dos valores de forças e seus efeitos sobre o tecido mucoso e ósseo, assim como nos elementos dentais envolvidos na sua construção.





**Figura 1.3** – Aparelho expansor mandibular: (a) detalhamento de sua função; (b) posicionamento em modelo de gesso; (c) aparelho confeccionado e pronto para utilização (Machado Júnior, 2004).

## 1.2 Biomecânica da mandíbula

A mandíbula é um osso único, desprovido de suturas, com movimentação sincronizada bilateral direita-esquerda. Ela movimenta-se no crânio em três planos: sagital, frontal e transversal.

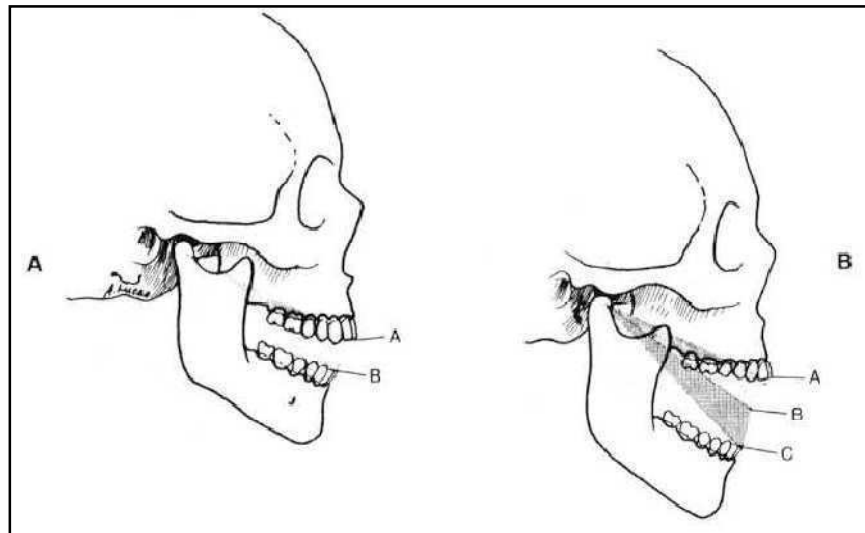
Em sua parte posterior, há uma articulação sinovial, com os ossos temporais através do processo condilar, alongado ortogonalmente ao plano medial. Essa articulação é designada temporomandibular.

Em cada extremidade lateral da mandíbula encontra-se a ATM. Os côndilos são os principais elementos anatômicos de engrenagem na ATM e são responsáveis pelo funcionamento da mandíbula durante a abertura e fechamento da boca. Esses componentes ósseos arredondados são muito delicados, pois se encontram revestidos por cartilagem sinovial. O funcionamento dos côndilos se dá de forma bilateral direita e esquerda simultaneamente e formam a única articulação dupla do organismo humano (Tanaka e Eijden, 2003). Os côndilos são estruturas anatômicas que não suportam cargas acentuadas, devido à cartilagem e disco articular da ATM.

A mandíbula possui a inserção de todos os músculos da mastigação, tendo como principais o masséter, o músculo temporal e os pterigóides, medial e lateral.

A biomecânica mandibular está diretamente relacionada com a função da mastigação e o complexo funcionamento dos músculos mastigatórios deve ser analisado para permitir a posterior modelagem utilizando métodos computacionais e estipular as restrições de deslocamento durante as simulações.

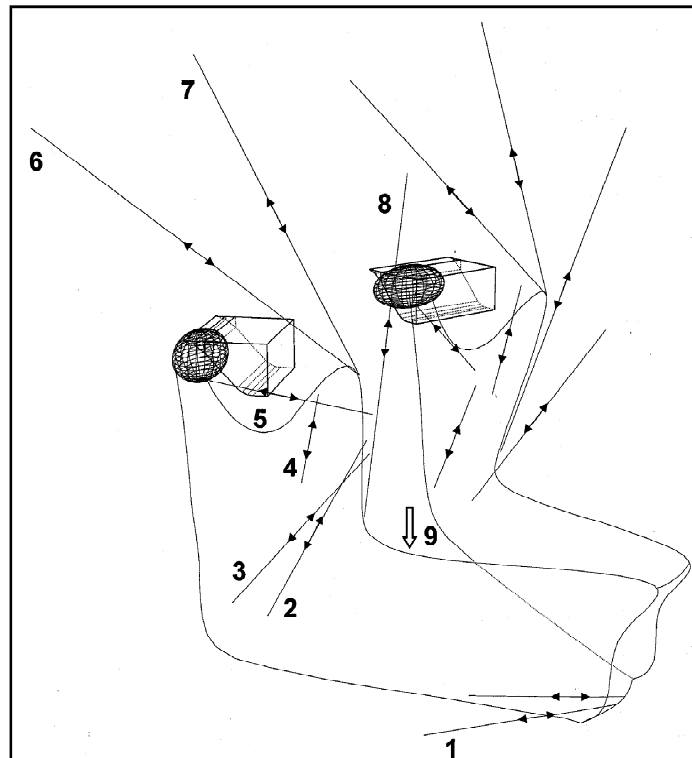
A Figura 1.4 ilustra a abertura da mandíbula e os deslocamentos, de acordo com Amaya, 2004. Peck et al., 1999, desenvolveram um modelo para expressar relações entre tensões musculares e a morfologia articular durante a abertura da mandíbula e viram que uma força de 5 N provocaria uma abertura bucal completa em indivíduos relaxados. No trabalho em análise, menciona-se que a aplicação de uma força de 2,224 N sobre os primeiros molares, já seria o suficiente para provocar lesões no disco articular.



**Figura 1.4** - Efeito da porção oblíqua externa do ligamento TM quando se abre a boca. Em B, os ligamentos TM estão completamente estendidos (Amaya, 2004).

A presença de grandes variações individuais dificulta a análise da distribuição de cargas quando técnicas experimentais em humanos são utilizadas. Dentre as principais metodologias utilizadas, pode-se destacar: métodos convencionais para a análise de tensões na estrutura dentária, como modelos fotoelásticos e estudos com laser holográficos; análises matemáticas analíticas para representarem situações *in vivo*, expressando, mediante equações matemáticas compatíveis com o real, a forma, o contorno e a função do modelo; análises experimentais em humanos e/ou animais e modelos matemáticos utilizando o Método dos Elementos Finitos (MEF), que permite modelar matematicamente estruturas complexas com geometrias irregulares de tecidos naturais e artificiais, como os dentes, ossos, mucosa, ligamento periodontal dentre outras estruturas biológicas e os diversos biomateriais usados na Ortodontia, bem como modificar os parâmetros de sua geometria (Liao et al., 2007).

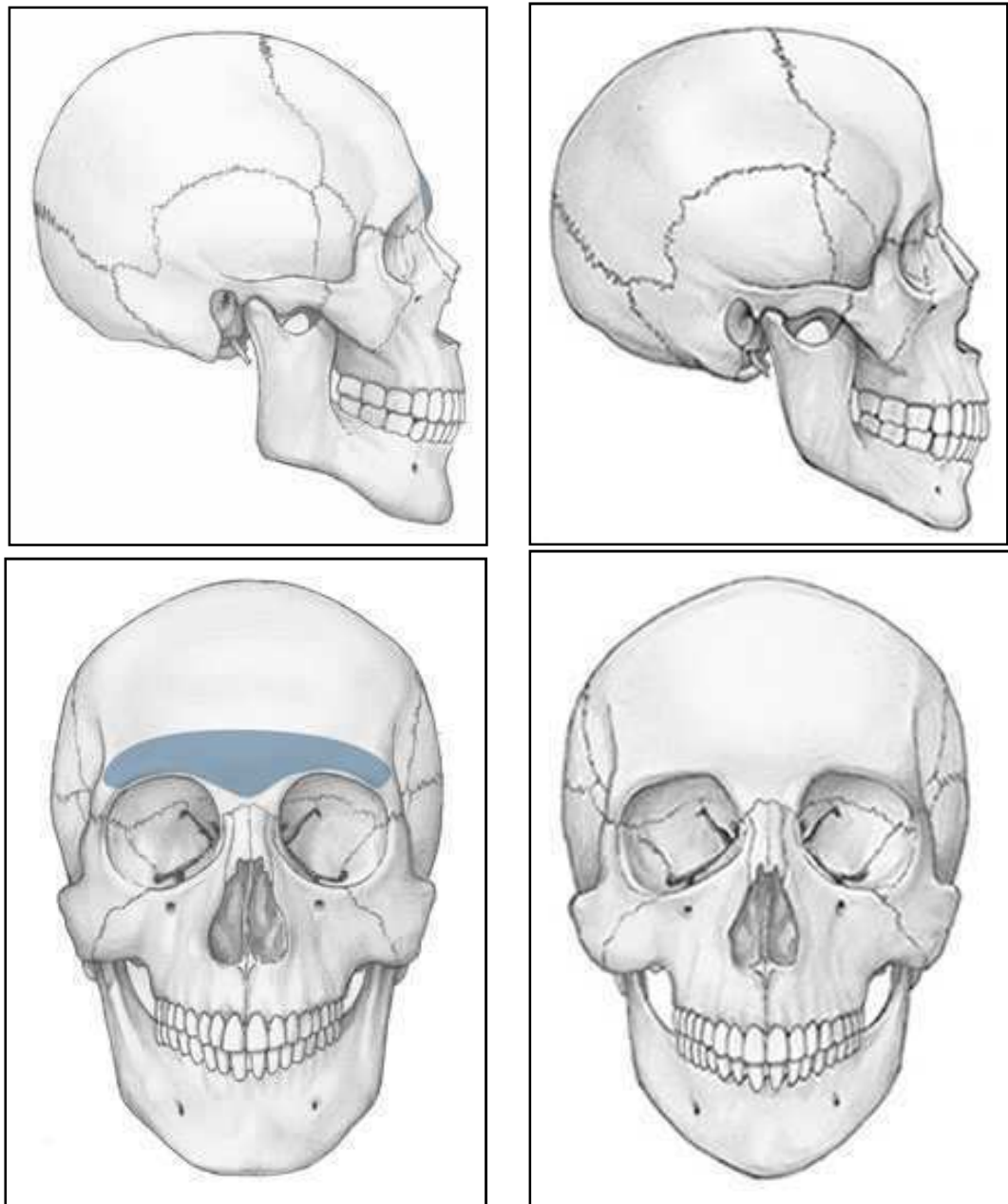
A simulação da movimentação de estruturas bucais envolve estudos detalhados de cada uma das estruturas bucais e a interrelação entre elas, como nos trabalhos de Szentpetery, 1993 e Peck et al., 2000. A Figura 1.5 exemplifica as linhas de ação dos grupos musculares no movimento da mandíbula.



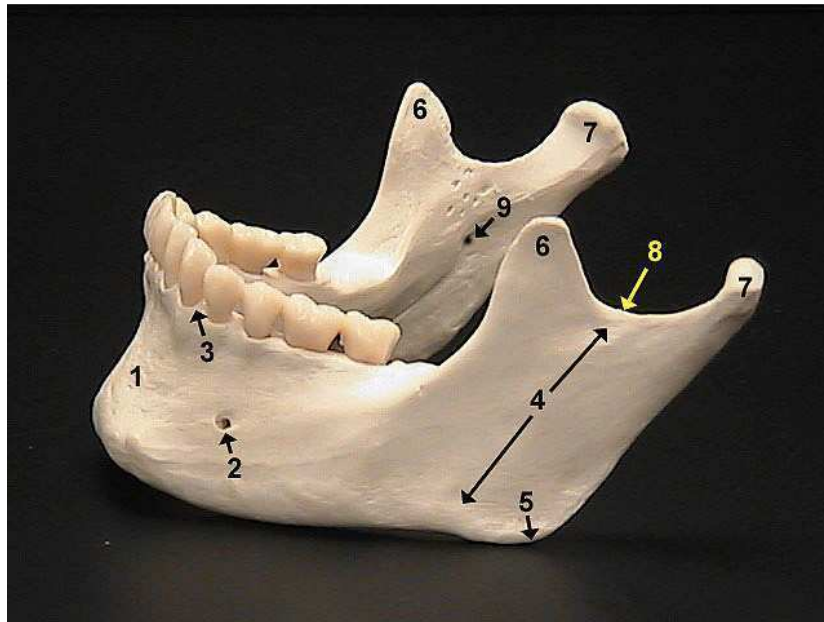
**Figura 1.5** – Vista anterior lateral do modelo básico que mostra linhas de ação do grupo de atuação muscular (Peck et al., 2000): 1 - digástrico anterior; 2 - masséter superficial; 3 - pterigóideo medial; 4 - masséter profundo; 5 - pterigóideo lateral; 6 - temporal posterior; 7 - temporal médio; 8 - temporal anterior; 9 - direção do campo gravitacional.

É possível descrever a geometria das estruturas vivas envolvidas em estudo e modelar tridimensionalmente a biomecânica da ação de um sistema de forças complexo em qualquer ponto e/ou direção, obtendo os deslocamentos e a distribuição das tensões provocadas pelas cargas aplicadas em tecidos vivos. Nesse trabalho foram desenvolvidos um modelo matemático empregando o MEF e uma metodologia experimental para validação dos resultados. Após a validação do modelo, foram feitas simulações sob diferentes condições.

A geometria da mandíbula é muito complexa e depende do paciente em estudo, dificultando a obtenção da geração da geometria, assim como da malha de elementos finitos, o que pode ser visto nas Figuras 1.6 e 1.7.



**Figura 1.6** – Vistas lateral e frontal da cabeça humana evidenciando a mandíbula e significativas diferenças entre crânio masculino (à esquerda) e feminino (à direita) ([www.infoescola.com/anatomia](http://www.infoescola.com/anatomia)).



**Figura 1.7** – Vista do osso mandibular, mostrando: 1 – Corpo; 2 – Forame mental; 3 – Processo alveolar; 4 – Ramo; 5 – Ângulo mandibular; 6 – Processo coronóide; 7 – Côndilo; 8 – Incisura mandibular; 9 – Forame mandibular ([www.flickr.com/photos/guccibear2005/166906206/](http://www.flickr.com/photos/guccibear2005/166906206/))

O estudo do efeito das cargas (forças) aplicadas nas estruturas mandibulares apresenta grande interesse científico e pode ser encontrado em diversos trabalhos, envolvendo metodologias variadas, como, por exemplo, os trabalhos de Motoyoshi et al., 2002; Amaya, 2004; Motoyoshi et al., 2005; Al-Sukhun e Kelleway, 2007; Boryor et al., 2008.

As estruturas ósseas são deformáveis e formadas por tecidos duros, cujas propriedades mecânicas e suas formas externas se modificam com o tempo em função das cargas a que são submetidas. A mucosa que recobre a mandíbula age amortecendo a força aplicada.

Neste trabalho, foi desenvolvida uma metodologia que relaciona o deslocamento provocado com a deformação na estrutura óssea, tanto cortical quanto trabecular e o amortecimento dos esforços realizados pela mucosa, quantificando os níveis atingidos de forças e tensões. Foi preciso idealizar uma bancada específica e a correspondente técnica de medição para determinação das cargas que atuam sobre os as estruturas da mandíbula.

Busca-se otimizar o projeto do aparelho expensor para permitir que o profissional possa controlar a remodelação óssea na mandíbula humana pela simulação do processo em substituição da atual prática clínica empírica. Em conseqüência, visa-se tornar o tratamento mais efetivo, evitando a aplicação de forças acima do limite biológico de tolerância, que poderiam resultar em processos inflamatórios, dores, lesões de estruturas vivas e até mesmo necroses ósseas localizadas e perdas de dentes.

### 1.3 Objetivos

O objetivo desta tese é:

- Desenvolver um modelo biomecânico tridimensional da atuação de aparelhos com parafuso expensor sobre estruturas mandibulares assimétricas de pacientes portadores de maloclusão utilizando o método de elementos finitos.

Os objetivos específicos são:

- Estudar os tecidos da arcada inferior, com a finalidade de conhecer seu modo de funcionamento e suas propriedades biomecânicas.
- Avaliar experimentalmente as propriedades mecânicas da mucosa bucal mandibular.
- Aplicar recursos da tecnologia de imagem por tomografia digitalizada e da computação gráfica de sólidos para criar, com base nos dados obtidos, a complexa geometria da mandíbula.
- Estudar a influência dos componentes metálicos do aparelho expensor no modelamento biomecânico.
- Descrever as condições de contorno necessárias para a modelagem do sistema biomecânico aparelho-mucosa-mandíbula pelo Método de Elementos Finitos (MEF)
- Desenvolver um método que permita correlacionar as forças aplicadas com os deslocamentos das extremidades dos parafusos expansores mandibulares.
- Determinar numericamente a distribuição das pressões de contato sobre a mucosa durante o uso dos aparelhos com parafusos expansores mandibulares.
- Desenvolver uma bancada para medições experimentais *in vivo* da utilização de aparelho com parafuso expensor para determinação das pressões de contato aparelho-mucosa.
- Realizar experimentos *in vivo* para medir a pressão de contato média sobre a mucosa bucal em regiões da mandíbula visando comparação com resultados previstos *in silico*.

## 1.4 Descrição do trabalho

Este trabalho está estruturado em oito capítulos, incluindo este Capítulo introdutório.

No Capítulo 2 apresenta-se uma revisão bibliográfica do estado da arte das correções de maloclusões de arcadas.

O Capítulo 3 descreve o sistema estomatognático e demais componentes da estrutura bucal em estudo

No Capítulo 4 são apresentados alguns tipos de aparelhos expansores.

O Capítulo 5 discorre sobre o comportamento elástico da mucosa bucal, incluindo medições do Módulo de Elasticidade de mucosas suínas e humanas sujeitas à tração em laboratório de ensaios mecânicos.

No Capítulo 6 tem-se a parte experimental das medições *in vivo* das tensões provocadas na mandíbula pelo uso do aparelho expensor para o desenvolvimento do modelo proposto.

No Capítulo 7 é apresentado o desenvolvimento do modelo biomecânico do sistema aparelho-mucosa-mandíbula baseado no Método de Elementos Finitos, desde a construção da geometria de uma mandíbula real partindo da tomografia computadorizada até as simulações de deslocamentos e pressões de contatos decorrentes de forças aplicadas no parafuso de expansão.

A conclusão é apresentada no Capítulo 8, destacando uma discussão sobre os resultados obtidos nos Capítulos 5, 6 e 7, a conclusão propriamente dita e sugestões para continuidade do estudo.

## CAPÍTULO 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Pierre Fauchard *apud* Spielman, 2007, publicou em 1728 um trabalho onde apresentava um aparelho denominado *bandeau*, que consistia de uma tira de metal flexionada em forma de arco e perfurada em locais adequados. Os dentes mal posicionados eram movimentados através da ação de fios de fibra, que passavam ao redor de suas coroas e através das perfurações. Quando se amarrava o fio sob pressão, aplicava-se a força sobre os dentes, conseguindo-se apenas o movimento de inclinação. Foi o primeiro arco expansor introduzido na Ortodontia, mas na prática, como não apresentava estabilidade, não havia maneira de mantê-lo corretamente em posição no arco dentário.

O vocábulo *orthodontosie* foi cunhado pelo francês Joachim Lefoulon em meados do século 19 para designar o tratamento das deformidades congênitas e acidentais da boca. Essa denominação foi originada das palavras gregas *orthós*, que significa reto e *odóntos*, dentes.

Angell em 1860 utilizou um dispositivo com parafuso expansor e observou, clinicamente, o alargamento transversal da maxila. Este fato refletiu a possibilidade da abertura da sutura palatina mediana por meio de aparelhos.

Após 1850 apareceram os primeiros tratados que descreveram a ortodontia de maneira sistemática. Norman W. Kingsley, um dentista, escritor, escultor e artista, publicou em 1888 o livro *A treatise on oral deformities as a branch of mechanical surgery*. Este tratado de Ortodontia possuía as etiologias, diagnósticos e planos de tratamentos fundamentados para prática da especialidade.

Edward Hartley Angle, 1899, publicou na Dental Cosmos um artigo intitulado *Classification of Malocclusion*, o qual continha sua definição de maloclusão, baseada primeiramente na relação mesiodistal da mandíbula com as arcadas dentárias e com o crânio. Após ter chefiado departamentos em várias escolas dentárias, estabeleceu o primeiro departamento de Ortodontia dentro de uma universidade (Marion Sims Dental College), em 1897, na cidade de Saint Louis (Missouri/EUA). Assim, em 1900 ele iniciou sua própria escola de Ortodontia, a Angle School of Orthodontics.

Dr. Brodie estudou com Dr. Edward Angle, na Escola Angle Orthodontics em Pasadena, Califórnia, de 1925 a 1926, e foi considerado o seu melhor aluno. Em seu estudo Brodie, 1941, afirmou que a posição da mandíbula é que definiria as maloclusões e não a maxila, o que foi corroborado mais tarde por Baldrige, 1950, que estudou teleradiografias da mandíbula em relação à face e ao crânio.



Os primeiros ortodontistas passaram a realizar uma prática de correção das más posições dentárias utilizando movimentos aleatórios que se limitavam a colocar os dentes em posição vestibular ou lingual, sem restrições, sob ossos alveolares, buscando alinhamento dental. Para obter esse alinhamento preconizava-se a expansão ou contração dos arcos dentários, tanto maxila como mandíbula (Strang, 1952, *apud* Brader, 1972).

Após alguns anos dessa prática, os profissionais passaram a observar que ocorria grande número de recidivas e que os dentes retornavam a posição inicial em breve período de tempo depois de concluídos os tratamentos. Essa instabilidade de resultados passou a despertar o interesse das pesquisas, que buscavam elucidar as causas das recidivas constantes dos tratamentos finalizados.

No final da década de 1950, na Europa eram obtidos resultados favoráveis da expansão rápida da maxila (ERM) em pacientes com grandes atresias maxilares e, então, os ortodontistas americanos retomaram seus estudos sobre a ERM, como pode ser comprovado com os clássicos trabalhos de Haas, 1961.

Após pesquisas com animais, a partir da década de 60, observou que: a pressão promovida pelo parafuso após a ativação dissipava-se rapidamente; as alterações promovidas pela expansão na face poderiam ser observadas nas telerradiografias normo-frontais; no sentido vertical, a abertura na sutura palatina ocorria de forma triangular com o ápice voltado para a cavidade nasal; os diastemas abertos entre os incisivos centrais superiores fechavam-se entre 4 e 6 meses pós-expansão, pela ação das fibras transeptais; em telerradiografias em normo-laterais foi observada a movimentação do ponto “A” para frente em todos os casos e em 50 % dos casos para baixo; houve aumento na distância intermolares.

Ricketts et al., 1991, idealizou uma mecânica segmentada, com o arco base e suas variações, a que chamou de Técnica Bioprogressiva, que faz uso de sistemas biomecânicos que proporcionam a visualização direta dos resultados, ações determinadas e previstas em setores escolhidos no arco dentário, que permitem o uso de forças diferenciais e total controle da ancoragem, tudo com alto requinte de individualização do problema ortodôntico do paciente. Ele pretendia realizar o tratamento ortodôntico através de um sistema mecânico que fosse simples, com forças leves e, acima de tudo, biologicamente confiável.

Estudos realizados por especialistas da área como Lu, 1966, e posteriormente Little, 1981 *apud* Trivino e Vilela, 2005, foram analisados detalhadamente. Esses autores procuraram concentrar seus estudos não só nas causas das recidivas, mas nas mudanças das terapias preconizadas pelos profissionais. Evidenciou-se que as transformações transversais dos arcos eram mantidas somente quando os aparelhos de contenção eram utilizados pelos pacientes e, principalmente, os apinhamentos dentários recidivavam após a remoção dos aparelhos de contenção, voltando os dentes nos arcos a sua posição original.

Análises realizadas por Motoyoshi et al., 2002, enfatizaram que diversos autores já haviam despertado especial interesse em determinar que quanto maiores fossem as alterações feitas na forma do arco dentário inferior, ou arco mandibular (principalmente alterações referidas à base óssea), maior seria a tendência ao colapso pós-tratamento (Shapiro, 1979).

Tal fato era atribuído à ausência de preservação de um estável sistema biomecânico de forças entre as estruturas dentárias, musculares e principalmente de algumas estruturas fundamentais pertencentes ao equilíbrio estomatognático como bochechas, língua e lábios e as estruturas ósseas, que existem tanto nos pacientes com oclusão normal como portadores de maloclusões (Strang, 1946 e 1949, Lear e Moorrees, 1969, *apud* Brader, 1972).

Autores como Trivino e Vilela, 2005, alertavam para a necessidade de aprofundar estudos que correlacionassem à forma do arco a manutenção da estabilidade do tratamento, ou seja, as dimensões do arco inferior anterior (arco mandibular), de canino a canino, com a possibilidade de evolução das técnicas preconizadas evitando recidivas, pela interferência no remodelamento e crescimento nas dimensões da mandíbula nesta região. Os mesmos autores concluíram que a manutenção da forma do arco dentário nas dimensões transversais e conseqüentemente o equilíbrio entre as estruturas ósseas, musculares e tecidos moles são aspectos essenciais para atingir a estabilidade longínqua no tratamento ortodôntico/ortopédico. Essa mesma linha de pesquisa e observação já fora anteriormente evidenciada por Walter, 1962, *apud* Brader, 1972.

A utilização do Método dos Elementos Finitos (MEF) na odontologia ocorreu à partir dos anos 70. Os métodos convencionais tinham limitações de criar modelos semelhantes às estruturas bucais, devido à diversidade de tecidos que compõem os dentes, ossos, mucosa, ligamento periodontal e músculos e à irregularidade do contorno e à necessidade de laboratórios bem equipados e instrumentação específica, dificultando a realização do experimento e aumentando seu custo (Burstone et al., 1980,

*apud* Moyers, 1991). Modelos fotoelásticos seriam ainda limitados pela simplificação das suposições, já que consideram muitas vezes apenas um plano bidimensional, representando formas geométricas ideais e não reais, e não consideram a mudança de direção da força durante o deslocamento do dente.

Estudos de Ekstrom et al., 1977, utilizando MEF, mostraram que, com o uso de aparatologia com parafusos expansores de Haas, áreas eram fortemente afetadas como a dos pilares posteriores de sustentação da maxila na base do crânio, como, por exemplo, nos processos pterigóides do osso esfenoide. Da mesma maneira, vetores de cargas interferiam na mandíbula, resultando em deslocamentos.

Tanne e Matsubara, 1994, desenvolveram estudos da associação entre as forças ortopédicas oclusais aplicadas em várias direções e as respostas suturais no complexo nasomaxilar. Um modelo tridimensional do complexo craniofacial pelo método de elementos finitos foi usado. Uma força dirigida posteriormente de 1,0 kgf (9,807 N) foi aplicada aos primeiros molares em diversas direções ao plano funcional oclusal. As componentes das forças aplicadas foram avaliadas nas suturas esfenozigomática, temporozigomática, esfenonmaxilar, frontomaxilar e frontozigomática e na lâmina crivosa. Como a direção da força passava perto do centro de resistência (CRe) do complexo, tensões normais aproximaram em um certo nível de uniformidade das tensões de compressão (-2,5 gf/mm<sup>2</sup> ou -24,5 kPa) com queda gradual na tensão de cisalhamento, embora a variação nestas tensões produzidas pelas forças aplicadas nas outras direções horizontal e inferior fosse maior. Isto mostrava que as tensões nas suturas nasomaxilares variam com a direção da força de oclusão. O direcionamento da linha de força para mais perto do CRe pode produzir modificação sutural efetiva para o controle de avanço e recuo do crescimento maxilar e, por consequência, afetar a mandíbula.

Em seu trabalho, Al-Sunkun e Kellewey, 2007 desenvolveram um estudo em modelo de elementos finitos de uma mandíbula humana e compararam a deformação funcional antecipada pelo modelo com aquela clinicamente detectada em função da colocação de implantes dentários. Três padrões de deformação mandibular (convergência medial, rotação corporal e corte dorso-ventral) foram avaliados clinicamente em 12 indivíduos, utilizando transdutores fabricados sob encomenda montados sobre implantes osseointegrados na região pré-molar. Os arcos mandibulares de 12 pacientes com implantes dentários foram modelados usando técnicas de elementos finitos baseado em digitalização de imagens da mandíbula por tomografia computadorizada (TC). O modelo de elementos finitos foi desenvolvido para reproduzir o mais próximo possível os padrões de deformação mandibular observados. As

diferenças entre os valores de deformação preditos e os medidos foram expressas percentualmente em relação ao valor medido e variaram entre 0,0% e 22,2%. Usando o modelo de elementos finitos descrito neste estudo, que representa o teste *in vivo* de mandíbula humana e testes clínicos, houve uma boa concordância entre os valores de deformação preditos e medidos. Este estudo proporcionou um elevado grau de confiança no modelo de elementos finitos e mostrou ser uma ferramenta eficaz para a compreensão dos fenômenos complexos da deformação mandibular funcional em função da colocação de implantes dentários.

Jafari et al., 2003, publicaram um estudo da distribuição de tensões de várias estruturas crânio-faciais pela aplicação de forças ortopédicas transversais usando o Método de Elementos Finitos. O propósito do estudo foi analisar a distribuição de tensões dentro do complexo crânio-mandibular durante expansão rápida da maxila. Assim, um modelo em elementos finitos de um crânio humano de um jovem foi gerado pelo escaneamento de tomografia computadorizada do crânio dissecado. O modelo foi estendido para uma expansão maxilar simulando uma situação clínica. O deslocamento em três dimensões e a distribuição de tensões foram analisados. O deslocamento lateral máximo foi de 5,313 mm na região dos incisivos centrais superiores. As partes inferiores das placas pterigóideas foram deslocadas lateralmente de forma acentuada. Porém, houve deslocamento mínimo das placas pterigóideas próximas a base do crânio. O deslocamento máximo para frente foi de 1,077 mm e foi observado na região no contorno anteroinferior do septo nasal. No plano vertical, as estruturas da linha média tiveram um deslocamento para baixo. Os resultados deste estudo correlacionaram as áreas de atividade celular aumentada com dissipação de forças ortopédicas com níveis mais elevados. Logo, a razão para ocorrência de sensação de pressão em várias regiões craniofaciais relatadas pelos pacientes usando expansão maxilar podem estar vinculadas às áreas de altas concentrações de tensões. Adicionalmente, as forças expansivas não são restritas apenas à sutura intermaxilar, mas são também distribuídas nos ossos esfenóide e zigomático e outras estruturas associadas.

Kravitz et al., 2007, estudaram a interferência precoce na dimensão transversa dos arcos e descreveram as dimensões dos arcos inferiores (mandibulares) que foram anteriormente definidas em três categorias por McNamara, 1984, e propôs o desenvolvimento da terapia de interferência no crescimento mandibular utilizando um dispositivo de arco mandibular. Amparados por estudos de McNamara, 1984, Housley et al., 2003, Motoyoshi et al., 2005, O'Grady et al., 2006 e Cozza et al., 2006, afirmaram que a estabilidade e retratamento corrigindo pequenas inclinações podem ser alcançados baseados em terapias utilizando aparelhos com parafusos expansores, associados ou não a

molares de reposicionamentos dentais, como no caso do emprego de aparelhos de Schwarz modificados aplicados em dentições mistas e em adultos jovens. O debate a respeito do crescimento mandibular e a possibilidade de utilizar expansores na mandíbula foi incrementado com sua afirmação de que a expansão ortopédica na mandíbula é limitada pelo fator da ausência da sutura mandibular. A sutura mandibular prevalece até o segundo ano após o nascimento da criança e acaba por ter sua sedimentação finalizada após esse período.

Rabie et al., 2004, estudaram a correlação entre neovascularização e formação óssea no côndilo durante o posicionamento mandibular para frente com o objetivo de investigar o padrão temporal do Fator Vascular Endotelial de Crescimento (VEGF) e a nova formação óssea no côndilo durante o posicionamento mandibular para frente. Foi investigada a importância da vascularização durante a ossificação endocondral durante o crescimento natural do côndilo e foi comparada com aquela após o posicionamento da mandíbula para frente. A meta era avançar na compreensão das respostas celulares durante terapia de aparelho funcional. Foram divididos em 10 grupos, 150 ratos Sprague-Dawley com 35 dias de idade, sendo 100 deles providos com um aparelho de avanço de mordida e 50 sem tratamento. Cortes sagitais foram seccionados e corados com anticorpos VEGF e ácido periódico e o reagente Schiff (PAS). Cada corte foi analisado quantitativamente por um programa assistido por computador e a seqüência temporal da expressão de VEGF e foi comparada a nova formação óssea durante o crescimento natural e após o posicionamento da mandíbula para frente. Houve aumento significativo na vascularização e crescimento ósseo da mandíbula sobre o posicionamento mandibular para frente e a quantidade mais alta de ambos foi expressa na região posterior do côndilo. A aceleração mais alta de vascularização precedeu a nova formação óssea. Assim, observou-se que o posicionamento mandibular para frente promove uma sucessão de eventos celulares que conduzem à vascularização aumentada e, subseqüentemente, à nova formação óssea que resulta em crescimento condilar aumentado.

Motoyoshi et al., 2002, propuseram calcular o incremento no perímetro do arco associado à expansão lateral mandibular, com simulação pelo Método de Elementos Finitos (MEF) tridimensional e técnica de computação gráfica 3D. A geometria do modelo foi determinada por imagens tomográficas computadorizadas em fatias de 1 mm do osso mandibular de um espécime de esqueleto índio oriental. Um movimento rotacional foi induzido no segmento bucal do primeiro pré-molar para o segundo molar em torno da locação do centro de rotação (4,5 mm abaixo do ápice radicular do primeiro molar) derivado do MEF. Da simulação, o modelo mostrou um espaço de abertura de 1,43 mm entre o canino e primeiro pré-molar e, assim, uma mudança em perímetro de arco de 2,86 mm. A ponta da

cúspide mesolingual do primeiro molar moveu lateralmente 3,88 mm, resultando em uma alteração do espaço intermolar de 7,76 mm. Estes valores significam que um aumento de 1 mm na abertura do arco resultou em um aumento do perímetro do arco de 0,37 mm. Este resultado seria a predição do valor clínico dos efeitos da expansão mandibular.

Em seu trabalho de doutorado, Amaya, 2004, estudou o modelamento da ATM. Foi desenvolvido um modelo de elementos finitos da ATM através do MEF que incluía: osso temporal, mandíbula, discos articulados, ligamentos temporomandibulares externo e interno, ligamentos colaterais e lâmina retrodiscal. As geometrias foram obtidas por tomografias cefalométricas computadorizadas (TCC) e ressonância magnética nuclear (RMN). Foram obtidas as distribuições de tensões principais em mandíbulas normais e de portadores de maloclusões. A pesquisa trouxe, dentre outras conclusões, que na ATM a zona que absorve praticamente toda a carga é a zona intermediária do disco articular.

Motoyoshi et al., 2005, apresentaram uma pesquisa dos limites permissíveis para a expansão do crescimento mandibular com tratamentos ortodônticos. O estudo demonstrou que inclinações laterais dos molares associadas com expansão mandibular devem levar em consideração que uma expansão excessiva pode resultar em excessiva inclinação lingual do dente, que pode perturbar a relação oclusal. Buscou-se quantificar o movimento dos molares inferiores durante a expansão com uso de aparelhos de Schwarz para determinar o limite permissível de expansão mandibular como um índice clínico para movimento de inclinação. Inclinações na superfície oclusal do primeiro molar e a distância intermolar foram medidas antes da expansão, depois da expansão e antes da distalização do molar. O deslocamento médio dos tratamentos em distância intermolar foi 5,42 mm (desvio padrão 1,98) e o ângulo médio de inclinação bucal do dente foi 10,16 graus (desvio padrão 3,83). Nenhuma correlação significativa foi achada entre a idade antes de tratamento e o período de tratamento quando comparados com o incremento da distância intermolar e os ângulos de inclinação. Houve uma correlação positiva significativa entre o tempo de uso e a quantidade de expansão. O coeficiente de regressão do ângulo de inclinação bucal do dente durante expansão para o incremento da distância intermolar foi aproximadamente 0,2. Isto significa que 1 mm de expansão é acompanhado por 5 graus de inclinação lateral do molar. Este coeficiente é clinicamente útil para calcular o limite permissível para expansão mandibular.

Estudos de Silva Filho et al., 2007 afirmam que a aposição e deposição ósseas ocorrem rapidamente após a aplicação de forças por aparelhos de disjunção maxilar que interferem na mandíbula e que é necessário utilizar uma metodologia de medição de forças mais realistas para casos como os de uso de

aparelho expansores na maxila bem como os resultados de interferência na posição e crescimento mandibulares. A área da ATM bem como as estruturas internas ósseas cranianas podem ser afetadas e devem ser analisados as forças aplicadas não só em intensidades como em suas direções devido aos riscos de complicações decorrentes da utilização desses aparatos ortodônticos/ortopédicos na região da cabeça e a já evidenciada interferência com a ocorrência de pressões em áreas do crânio.

Cozza et al., 2006, publicaram uma detalhada revisão da literatura com o objetivo de formar uma base de evidências científicas de modificações mandibulares produzidas por aplicações de aparelhos funcionais em tratamentos de maloclusões, onde a pesquisa da literatura foi obtida pela aplicação da base de dados Medline (Entrez PubMed), cobrindo o período de janeiro de 1966 a janeiro de 2005. Como resultado da pesquisa foram listados 704 artigos. Depois de uma seleção de acordo com critérios de inclusão e exclusão, 22 estudos foram qualificados para uma análise mais criteriosa, sendo 4 RCTs (radiografia computadorizada), 2 CCTs (cefalometrias) prospectivas e 16 CCTs retrospectivas. Nesses casos, dois terços das amostras reportaram um aumento significativo suplementar no alongamento do comprimento mandibular total, maior que 2 mm em grupos tratados comparados com grupos não tratados.

Os sistemas de classificação de maloclusão sofreram modificações ao longo dos anos, a fim de superar algumas deficiências, mas ainda continuam insuficientes (Miguel Neto et al., 2010). Em particular, existem assimetrias associadas com maloclusão que ainda não foram classificadas. Nenhum estudo foi encontrado com a finalidade de avaliar percentuais de assimetrias faciais.

Expansões mandibulares tem sido cada vez mais realizadas em clínicas ortodônticas nos últimos anos (Hamula, 1993, Ogihara et al., 1998). Existem poucos estudos que examinaram os efeitos da expansão mandibular, apesar de sua importância clínica (McNamara e Brudon, 1993, Housley et al., 2003).

Para a produção de remodelação óssea e movimentação dentária, devem ser aplicadas forças nas estruturas orais que provocam mudanças nos tecidos, resultando em uma nova posição dos arcos. Forças para movimentar os dentes devem causar pressões na superfície radicular. Essas forças devem ser compatíveis com a pressão da microcirculação sanguínea na parede dos vasos, entre 15 a 20 mmHg, correspondendo a 2,0 a 2,7 kPa (Schwarz, 1932). Com base nos valores mencionados, as pressões sobre os tecidos bucais não deveriam exceder essa faixa e, assim, seguramente evitar os efeitos deletérios, tais como necrose asséptica (necrose com ausência de microorganismos patogênicos) nos tecidos vivos ou sintomas dolorosos.

Várias técnicas para tratamento de maloclusão utilizam parafuso expensor como dispositivo, cuja eficácia se baseia na remodelação óssea. Para aplicações de parafuso de expansão na maxila, foram encontradas indicações de valores de forças de 450 gf (4,5 N) até 1000 gf (10 N) (Reitan, 1960; Haas, 1970; Burst e McNamara, 1995; Gautam et al., 2007; Silva Filho et al., 2007). De acordo com Boryor et al., 2008, uma força de 100 N ou mais pode ser alcançada pelas repetidas ativações na região central do parafuso de expansão, em técnicas de expansão rápida da maxila (ERM). No entanto, para aplicações na mandíbula, não foram encontrados na literatura dados relacionados aos níveis de forças atuantes (Motoyoshi et al., 2002; Motoyoshi et al., 2005; Katada e Yasushige, 2005; Cozza et al., 2006; Boryor et al., 2010, Perillo et al., 2010).

Como os mecanismos que conduzem à remodelação óssea e as características anatômicas da maxila e da mandíbula são diferentes, é importante quantificar os níveis de forças, deslocamentos e pressões de contato que levam à remodelação óssea das arcadas no tratamento de maloclusões (Braga et al., 2009).

O MEF é uma técnica amplamente utilizada em biomecânica (Huiskes e Chao, 1983; Özkaya e Nordin, 1999) e está se tornando um método prevalente e fecundo no campo da odontologia humana, incluindo a odontologia restauradora, ortodontia, prótese, implantodontia e mecânica bucal (Cook et al., 1982; Borchers e Reichart, 1983; Middleton et al., 1996; ; Las Casas et al., 2000; Geng et al., 2001; Cattaneo et al., 2005; Hart et al., 2006; Wakabayashi et al., 2008; Xiao-na et al., 2008).

O uso de imagens CT permite medições realistas a serem feitas da mandíbula, incluindo assimetrias relevantes, que não foram consideradas em estudos anteriores baseados na cefalometria (Katada e Yasushige, 2005). Ao aplicar o MEF, especial atenção é dada à descrição das condições de contorno, em destaque a condição que estabelece as forças nas extremidades do parafuso, o que requer um processo iterativo a ser realizado. Esta condição está associada à ausência de simetria das arcadas dentárias que determinam os deslocamentos diferentes para as extremidades direita e esquerda do parafuso.

Sharda et al., 2011, apresentaram trabalho no qual relataram a dificuldade em realizar o tratamento ortodôntico devido à forma assimétrica mandibular e a relação oclusal nas arcadas do paciente. Os autores declararam que as opções de tratamento podem ser muitas dependendo da habilidade do ortodontista e da percepção do problema e apresentaram novas possibilidades para o desenvolvimento do arco mandibular em tratamento interceptativo. O uso de aparelho pré-ativado associado ao uso de aparelhos fixos foi então descrito através de relato de caso clínico. No referido estudo foi empregado



aparelho expansor pré-ativado contendo molas de níquel titânio gerando forças de aproximadamente 200 gf (2 N). Os autores obtiveram sucesso no final do tratamento proposto.

Provatidis et al., 2008, apresentaram estudo em osso desidratado (cadáver) da avaliação dos efeitos craniofaciais durante ERM (expansão rápida da maxila) com a utilização de testes *in vivo* / *in vitro* e o emprego do método de elementos finitos. Deslocamentos máximos foram observados na área da maxila abaixo do palato duro, na área central envolvendo os dentes incisivos e segundos pré-molares e se dissiparam no osso frontal e parietal. Os deslocamentos se anularam na área do osso occipital.

Estudos específicos envolvendo a aplicação de aparelhos mandibulares Schwarz modificado foram encontrados na literatura (Hamula, 1993; Ogihara et al.; 1998, Motoyoshi et al.; 2002, Motoyoshi et al., 2005; O' Grady et al., 2006). Como o aparelho de parafuso expansor é largamente utilizado em correções ortodônticas, há necessidade da quantificação e avaliação da distribuição das tensões induzidas nas estruturas ósseas bucais da mandíbula para que ocorra o remodelamento ósseo decorrentes de seu uso. Este trabalho apresenta um método para a predição de forças e deslocamentos nas extremidades do parafuso de expansão de um aparelho mandibular Schwarz modificado e as distribuições das pressões de contato sobre a mucosa durante um tratamento de maloclusão, com base em imagens tomográficas computadorizadas obtidas de um paciente e o modelamento por Método dos Elementos Finitos (MEF).

Os casos de sucesso listados no mencionado levantamento bibliográfico de Cozza et al., 2006, relataram pesquisas para tratamentos envolvendo o remodelamento e o crescimento da mandíbula humana e a relevância do avanço das técnicas nesta área.

Na revisão bibliográfica viu-se que são raros os trabalhos que analisaram o emprego de aparelhos expansores na mandíbula, bem como a ocorrência de remodelamento ósseo e movimentações dentais decorrentes das pressões distribuídas nos tecidos vivos. Os estudos concentram-se na utilização do parafuso expansor na maxila.

Também não foram encontradas menções de metodologia para medições das tensões *in vivo* provenientes desses aparelhos.

Além disso, na literatura não há descrição do papel da mucosa bucal, comprimida entre o aparelho e o osso mandibular, embora não devesse ser desprezado o seu comportamento biomecânico.

Como o aparelho de parafuso expensor é largamente utilizado em correções ortodônticas na mandíbula, há necessidade de quantificação e avaliação da distribuição das tensões induzidas pelo seu uso nas estruturas ósseas bucais para remodelamento ósseo. O presente trabalho é inédito e propõe um avanço na investigação desta área.

## CAPÍTULO 3. A MANDÍBULA NO SISTEMA ESTOMATOGNÁTICO HUMANO

### 3.1 Mandíbula

A mandíbula é o único osso ímpar no organismo que movimenta-se simultaneamente em dupla articulação, direita e esquerda. Na anatomia da mandíbula humana nota-se a inserção dos músculos tendo como principais o masséter, o músculo temporal e os pterigóides, medial e lateral.

Existe uma sutura mandibular mediana que se fecha por volta dos dois anos de idade e que no recém-nascido tem a função de ajudar a passagem da cabeça durante o parto, evitando traumas. A sutura mandibular mediana é formada por tecido cartilaginoso que, com o crescimento, paulatinamente passa a ser substituída por camadas calcificadas de tecido ósseo.

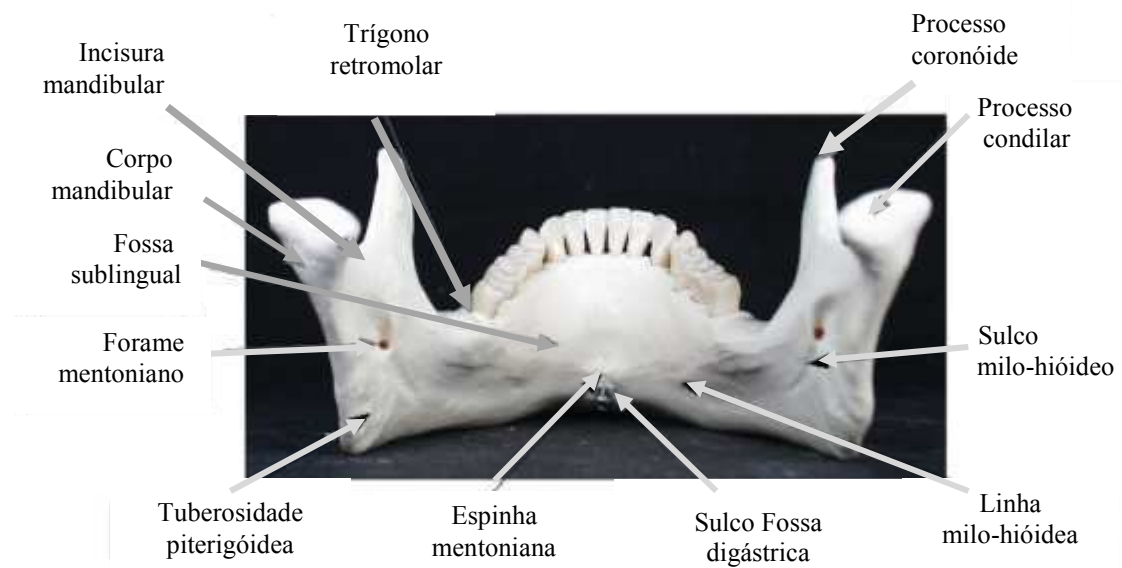
As camadas de tecido ósseo localizadas na região do mento são responsáveis pela coaptação das duas metades do osso mandibular que passam a ter continuidade na estrutura, formando um único corpo de osso cortical externo, com maior densidade e maior resistência. Assim, na criança em fase de crescimento, a sutura desaparece e confere a mandíbula a resistência necessária para efetuar a mastigação com maior potência muscular. Permite-se alimentação de uma dieta fibrosa com a associação de alimentos mais duros e resistentes. Nas Figuras 3.1 e 3.2 vê-se as vistas frontal e lateral do osso mandibular e na Figura 3.3 tem-se a vista dorsal, onde são evidenciadas por setas as localizações das projeções ósseas.



**Figura 3.1** – Mandíbula humana (vista frontal).



**Figura 3.2** – Mandíbula humana (vista lateral)



**Figura 3.3** – Osso da mandíbula humana (vista dorsal). Projeções ósseas estruturais (setas).

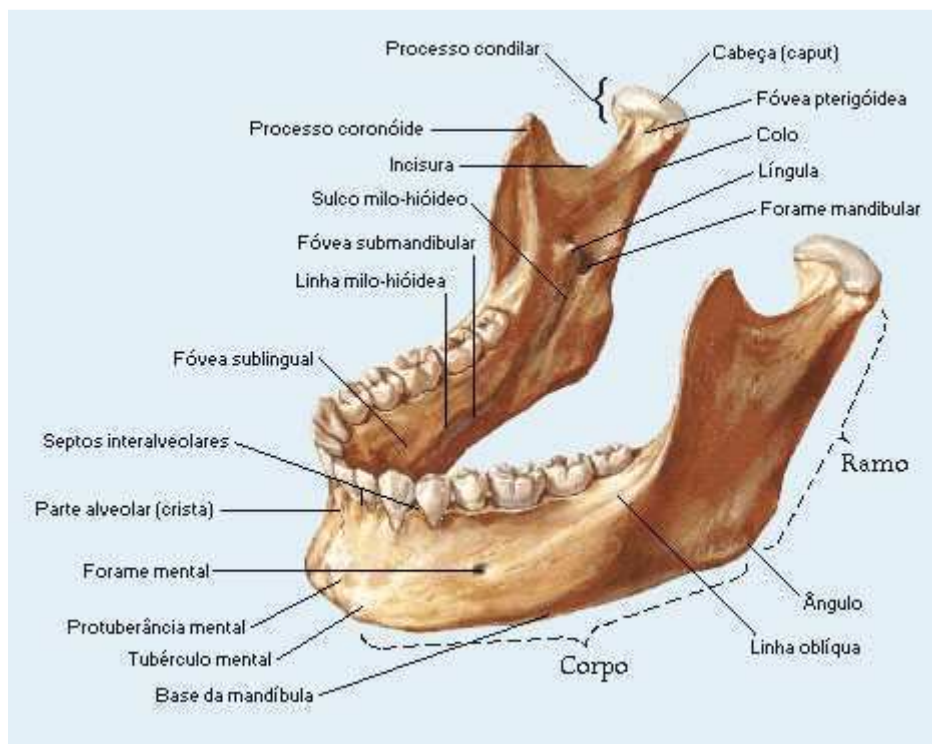
As Figura 3.4 e 3.5 mostram as vistas ântero-lateral e posterior indicando as estruturas do corpo e ramo da mandíbula.

Na face externa do corpo vê-se a protuberância mentoniana, a sínfise mentoniana, o forame mentoniano, por onde passam vasos e nervo mentoniano e a linha oblíqua externa. Na face interna,

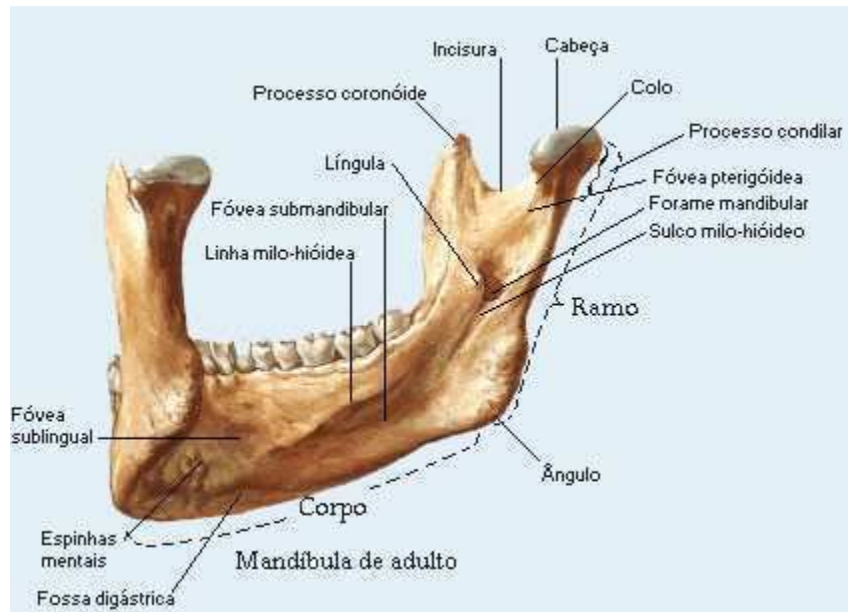
destacam-se a espinha mentoniana, a fossa digástrica, a fossa sublingual, a fossa submandibular e linha milo-hióidea (oblíqua interna). Observa-se a bordas superior ou alveolar e inferior.

Os ramos mostram duas faces, quatro bordas e dois processos: face fateral que apresenta cristas oblíquas para inserção do músculo masséter; a face medial, com forame mandibular onde passam vasos e nervos alveolares inferiores, sulco milo-hióideo e língula da mandíbula; a borda inferior one encontra-se o ângulo da mandíbula; a borda posterior recoberta pela glândula parótida; a borda anterior; a borda superior que possui o processo coronóide e o processo condilar (articula-se com o disco articular da ATM). Entre estes dois processos encontramos a incisura da mandíbula.

A mandíbula articula-se com os ossos temporais direito e esquerdo.



**Figura 3.4** - Estruturas do corpo e ramo da mandíbula – Vista ântero-lateral (Netter, 2000)



**Figura 3.5** - Estruturas do corpo e ramo da mandíbula – Vista posterior (Netter, 2000)

Tanto no ramo, corpo da mandíbula, região mentoniana, quanto nos côneilos existem inserções musculares muito importantes do ponto de vista funcional.

Ligados à mandíbula, direta ou indiretamente, estão vários músculos da face, do pescoço e da mastigação, como por exemplo os músculos masséter e temporal, os músculos petrigóideo medial e lateral, importantes componentes do sistema da ATM, os músculos pterigóides laterais responsáveis pelos movimentos de lateralidade. durante as funções de fala e mastigação e os músculos milo-hióideo, digástrico e hipoglosso.

As inserções musculares dos músculos da região do pescoço situadas entre a clavícula e a mandíbula são responsáveis pela manutenção da postura da cabeça, do posicionamento das vértebras e da coluna cervical.

As alterações no sistema estomatognático podem desencadear além de sintomas dolorosos, efeitos no equilíbrio postural dos pacientes.

Dentre essas alterações estão as ocasionadas pela perda e/ou problemas de mau posicionamento de dentes nas arcadas, perdas ósseas na mandíbula e maxila, o que leva a uma diminuição da altura dos ossos das arcadas superior e inferior o que é denominado de perda da dimensão vertical oclusal.

O correto posicionamento da cabeça e pescoço do indivíduo durante a postura de equilíbrio com a boca fechada está intimamente relacionado a distúrbios que resulta da perda da dimensão vertical de oclusão que pode ser avaliada durante a oclusão dos dentes em engrenagem dental de repouso.

Também a respiração pode ser afetada pelo posicionamento da mandíbula como demonstra estudo de Jena et al., 2010.

A região de sínfise mentoniana podem ser visualizadas possui vasos e nervos de maiores calibres. Dentre os principais feixes nervosos que permitem o entendimento da proximidade de ligações entre estruturas muito delicadas envolvendo ouvido, ocasionando os distúrbios ligados ao aparelho auditivo e ao sistema nervoso central.

### 3.2 Articulação temporomandibular (ATM)

A ATM é a articulação da mandíbula com o crânio, especificamente com o osso temporal, como pode ser visto na Figura 3.6.

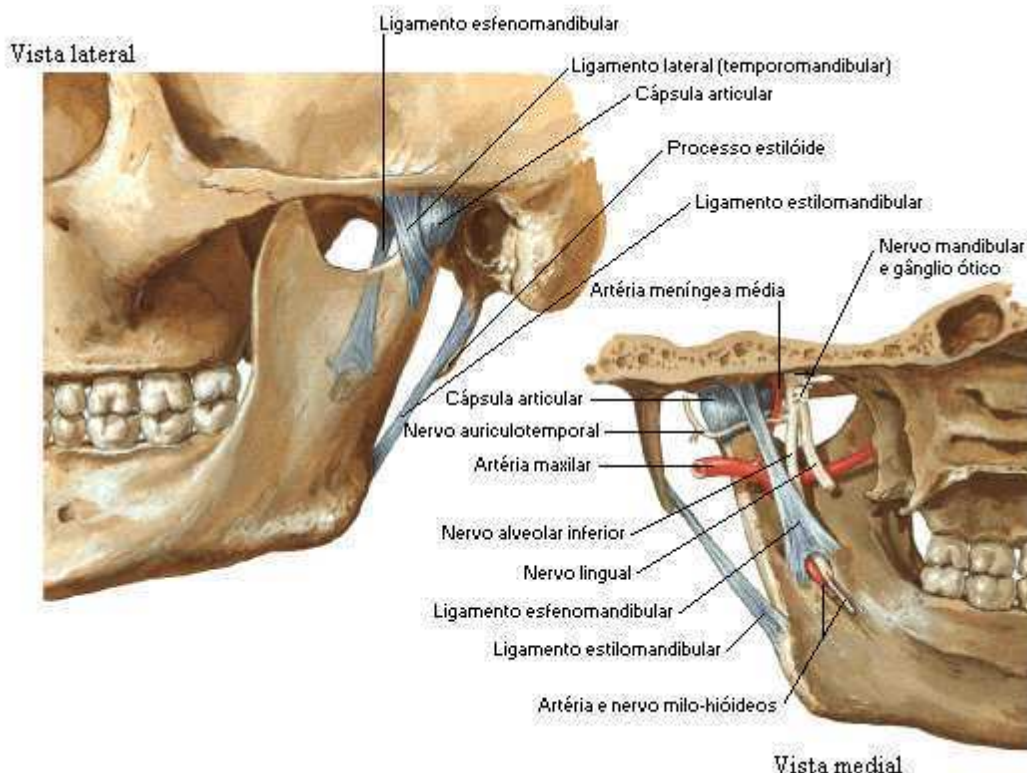


Figura 3.6 – Mandíbula e ATM (Netter, 2000).



A simetria ditada pela ATM tem que ser estabelecida pois interfere na postura, equilíbrio da coluna cervical e cintura escapular, em um perceptível pêndulo, conseqüentemente sua distonia provocará distúrbios posturais diretos, promovendo assim, alterações que podem acometer a coluna lombar e os membros inferiores.

Há um espaço entre os ossos, o espaço sinovial, preenchido por um líquido lubrificante especial, o líquido sinovial.

Bicondilomeniscartrose conjugada são duas superfícies ósseas envolvidas: no lado temporal, a superfície articular é a fossa mandibular; no lado mandibular, a articulação se dá pelo côndilo da mandíbula. Cada uma destas superfícies ósseas é recoberta por cartilagem articular. Entre estas duas cartilagens, existe um fino disco ovalado, chamado de disco articular ou fibrocartilagem interarticular. Tem a função de melhorar a coaptação entre o processo condilar e a fossa mandibular e ainda dissipa esforços.

A Figura 3.7 mostra o deslocamento das estruturas da ATM desde a boca fechada até a abertura parcial e máxima.

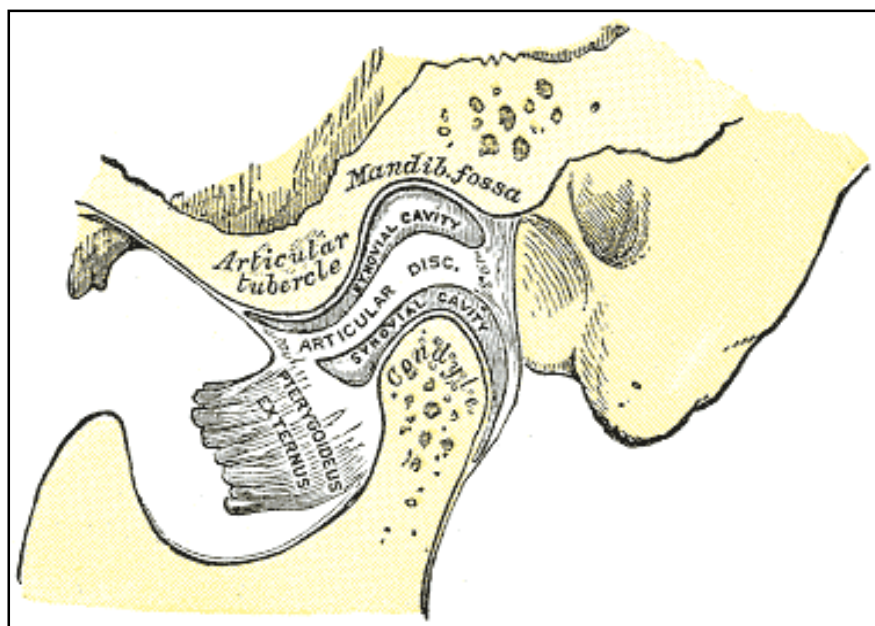


**Figura 3.7** – Trabalho da ATM durante a abertura bucal (Netter, 2000).



As Figuras 3.8, 3.9 e 3.10 apresentam cortes sagital, medial e lateral das estruturas anatômicas que compõem a ATM.

A Figura 3.8 evidencia no corte sagital da ATM a região dos côndilos e cápsula articular com as estruturas do tubérculo articular, fossa mandibular e o disco articular. Essa região anatômica é muito delicada onde qualquer trauma pode ocasionar dolorosas e sérias lesões que se não tratadas podem se tornar irreversíveis.



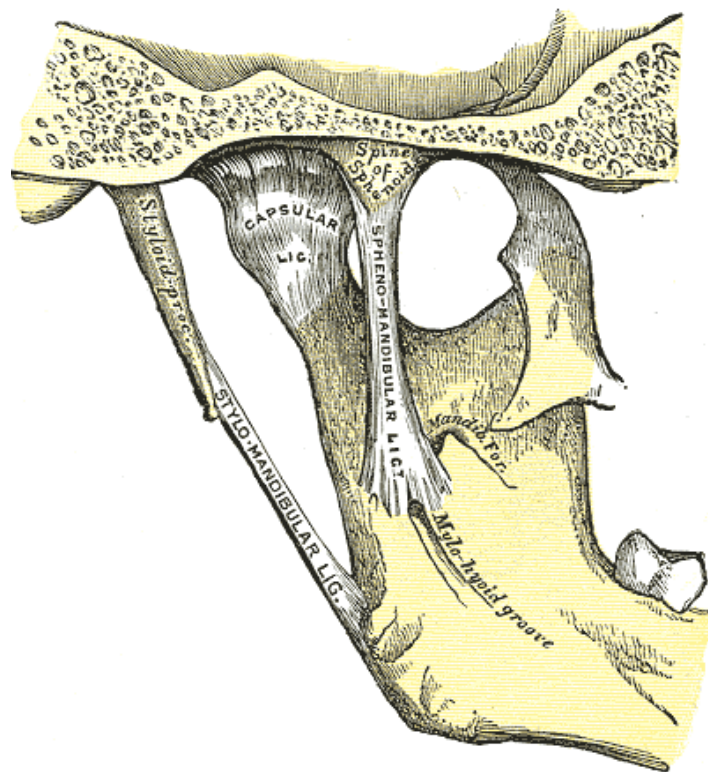
**Figura 3.8** – Seção sagital da ATM ([www.en.wikipedia.org](http://www.en.wikipedia.org))

As inserções dos ligamentos e tendões necessitam trabalhar de forma equilibrada e integrada em suas simetrias. Muitos pacientes apresentam como sintomas a dificuldade de abertura e fechamento bucais, mastigação e fala. Outros sintomas mais graves podem surgir como dores de cabeça difusas, tonteiras, zumbidos e estalidos nos ouvidos, dormência ou formigamento nos braços, insônia, dores reflexas na coluna, etc.

Esse complexo sistema articular quando sujeito a traumas, que agravados por situações de ansiedade e estress, desencadeiam o processo denominado de dor e disfunção articular, ou dor e disfunção da ATM. O diagnóstico preventivo e o tratamento precoce de maloclusões, em alguns casos clínicos, possibilitam interromper o processo de instalação e desenvolvimento dessa patologia.

Delicadas estruturas como os tendões e inserções musculares na região articular da ATM estão envolvidas nas funções de abertura e fechamento bucal, fala, mastigação, etc.

A Figura 3.9 mostra uma vista da face medial da mandíbula com os ligamentos envolvidos na abertura e fechamento bucal e também a cápsula articular. Os ligamentos esfenomandibular e estilomandibular são estruturas muito sensíveis que quando requisitados acima da sua capacidade, podem causar dores agudas nos pacientes, com processos inflamatórios presentes nessa região. Esses distúrbios podem ser desencadeados por disfunções no sistema estomatognático.



**Figura 3.9** – Visão medial da ATM ([en.wikipedia.org](http://en.wikipedia.org)).

Na Figura 3.10 vê-se a região da ATM com a mandíbula em posição de boca fechada (oclusão) onde o arco do osso zigomático (processo zigomático) exerce importante papel de abrigar as inserções musculares que compõem e controlam o posicionamento normo-funcional dos côndilos. Essa região lateral pode ser vista entre os encaixes dos ossos temporal com os ossos mandibulares dos lados esquerdo e direito e o orifício do meato acústico externo (ouvido).

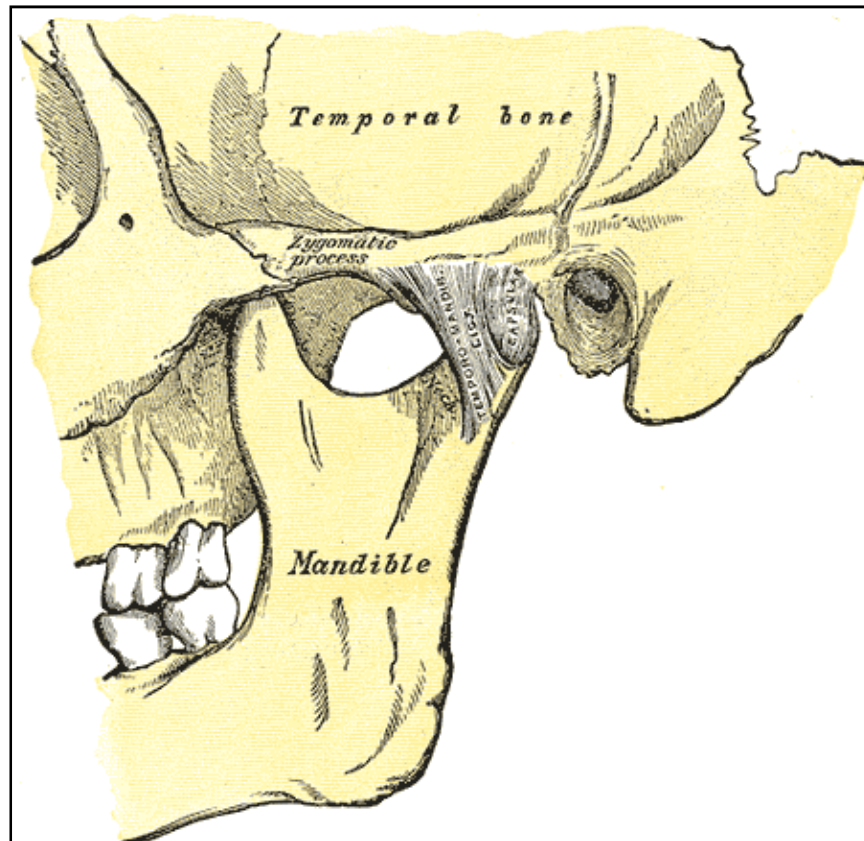


Figura 3.10 – Seção lateral da ATM ([en.wikipedia.org](http://en.wikipedia.org)).

### 3.3 Tecido ósseo

#### 3.3.1 Fisiologia e morfologia

Os ossos são estruturas constituintes do esqueleto humano e de animais. Como estrutura biológica estão subdivididos nos grupos axial e apendicular (Tabela 3.1).

O esqueleto axial corresponde aos ossos que estão dispostos no centro do esqueleto, englobando o crânio, a coluna vertebral e as costelas, e que se relacionam com os esqueletos apendiculares.

O esqueleto apendicular refere-se às partes que se projetam do esqueleto, correspondendo aos membros superiores e inferiores (pernas e braços). Esta divisão é importante pois a composição e função do esqueleto são diferenciadas com base nesta classificação.

Em humanos, o esqueleto axial consiste de 80 ossos e o esqueleto apendicular adulto consiste de 126 ossos.

**Tabela 3.1** – Subdivisão do esqueleto

<b>Característica</b>	<b>Axial</b>	<b>Apendicular</b>
Tecido ósseo principal	Trabecular	Cortical
Tecido mole adjacente	Víscera	Músculo
Córtices	Fino	Espesso
Renovação tecidual	Alta	Baixa
Função do Osso Cortical	Mecânica	Mecânica
Função do Osso Trabecular	Metabólica	Mecânica

Fonte: Jee, 2001

O osso, como a maioria dos tecidos biológicos, é um material não-homogêneo, não-linear, viscoelástico e anisotrópico, apresentando ainda efeitos eletromecânicos e piezoelétricos (Katz, 2000), indicativo de que as propriedades mecânicas obtidas como resposta biológica sob uma condição específica de carregamento são apenas aproximações e o modelo matemático a ser utilizado descreve o seu comportamento de forma limitada (Özkaya e Nordin, 1999).

Os ossos são elementos estruturais que são constantemente substituídos. Ainda, têm a capacidade de se auto-repararem e adaptarem-se às mudanças de solicitação mecânica, alterando assim, suas propriedades mecânicas (Özkaya e Nordin, 1999).

O sistema esquelético é constituído de ossos e tecidos conectivos que promovem a união entre esses elementos e possui grande importância dos pontos de vista biomecânico e metabólico. O osso é o principal elemento do sistema de sustentação do organismo e difere-se dos tecidos conectivos em rigidez e dureza.

As propriedades estruturais do tecido ósseo dependem de uma série de fatores, como o tipo de osso (ex. maxila, mandíbula), tipo de tecido ósseo, (cortical, trabecular), localização, idade, sexo e condição de saúde do paciente (Katz, 2000).

Existem dois tipos distintos de ossos com características peculiares, o osso trabecular e o osso cortical.

O osso cortical, mais compacto e resistente, é substituído gradativamente e sua remodelação tem a duração aproximada de 20 anos.

O osso trabecular também é constantemente substituído, mas essa substituição tem a durabilidade de aproximadamente de 1 a 4 anos por ciclo.

O fato do osso trabecular possuir maior número de lacunas é sugestivo que esse tipo de osso tenha comportamento menos resistente que o osso cortical (Cowin e Hegedus, 1976).

### 3.3.2 Remodelação óssea

A remodelação óssea é definida como um processo de aposição no qual há remoção localizada do osso antigo (reabsorção) e substituição por osso recentemente formado (Hill et al., 1998). Esse evento continua por toda a vida adulta do indivíduo, sendo responsável pela renovação do esqueleto e mantendo sua integridade anatômica e estrutural.

A remodelação produz e mantém o osso ativo do ponto de vista biomecânico e metabólico. A qualidade do osso maduro vai reduzindo com o tempo. Portanto, o osso precisa ser substituído ou renovado.

O osso primário (imaturo, embrionário), formado na metáfise é estruturalmente inferior ao osso maduro. A substituição tanto do osso primário como do osso adulto ocorre por reabsorção, seguido pela formação do novo osso lamelar em um processo denominado remodelação óssea. Em humanos, após 2 a 3 anos de idade, o osso primário da infância é reabsorvido e substituído por osso secundário. A remodelação não termina com a substituição do osso primário, mas continua ao longo de toda a vida.

O osso secundário é continuamente destruído e substituído por novas gerações de osso. Admitindo taxas normais de substituição de um osso adulto, como já mencionado anteriormente, o osso cortical possui um tempo médio de 20 anos e o osso trabecular de 1 a 4 anos, sendo esse período influenciado por fatores individuais, alimentação, atividades físicas, etc (Rodrigues, 2008).

A substituição periódica do osso ajuda a manter a capacidade de suportar cargas e a capacidade do esqueleto em regular a homeostase do cálcio e fósforo, a formação de células sanguíneas (hematopoiese) e reparar danos estruturais.

A remodelação óssea possui efeitos tanto positivos como negativos para qualidade do osso, em nível tecidual. Ela serve para remover micro-danos, substituir tecido ósseo “morto” e hipermineralizado e adaptar sua micro-arquitetura às tensões locais atuantes. A remodelação do osso trabecular pode deixar falhas com a remoção de tecido em certas partes da sua micro-arquitetura e a remodelação do osso cortical aumenta sua porosidade, reduz sua espessura e, conseqüentemente, sua resistência (Jee, 2001).

### 3.3.2.1 Unidade de remodelação óssea (BRU)

O trabalho de manutenção do tecido ósseo fica a cargo de grupos operacionais de células que executam a substituição periódica do osso (remoção e substituição do osso permanente por uma nova estrutura). Essas unidades especiais são definidas na literatura como unidade de remodelação óssea (BRU), que transformam o osso em superfícies ósseas.

No osso cortical, a principal unidade celular é o ósteon ou sistema Harvesiano; já no osso trabecular, a unidade estrutural é o pacote trabecular. Aproximadamente 20% da superfície óssea trabecular, no período ente 1 a 4 anos sofre remodelação (Hill, 1988).

A remodelação óssea é um processo fisiológico constante no qual a formação óssea é correspondente à reabsorção e altamente regulado pela interação entre as células ósseas e uma variedade de hormônios sistêmicos, citosinas, fatores de crescimento e mediadores inflamatórios (Borba et al., 2003). Alterações nesse processo podem resultar em diferentes distúrbios, entre eles a osteoporose (Najjar e Kahn, 1977).

O processo de remodelação ocorre em pequenos conjuntos de células chamadas de unidades de remodelação óssea (BRU) já citadas anteriormente, sendo caracterizado pelo acoplamento das funções dos osteoclastos e osteoblastos. Cada unidade geográfica é cronologicamente separada de outros conjuntos (Rodrigues, 2008).

O metabolismo ósseo estimulado mecanicamente pode acionar as BRU's sugerindo que a ativação da seqüência de ocorrências celulares responsáveis pela remodelação seja também controlada localmente por fatores gerados no microambiente ósseo.

O sinal que inicia a remodelação não está completamente identificado, mas é evidente que forças mecânicas podem ser capazes de alterar a arquitetura óssea local (Turner e Robling, 2004).

O primeiro estágio da remodelação envolve o recrutamento das células precursoras de osteoclasto para o osso. Essas, presentes em tecidos hematopoiéticos, como na medula óssea, respondem a sinais físicos e hormonais e, concentrando sobre determinada região da superfície óssea que será reabsorvida, fundem-se e transformam-se em osteoclastos multinucleados.

O principal hormônio regulador dessa atividade na mulher é o estrogênio e isso parcialmente explica a maior probabilidade de desenvolvimento de osteoporose em mulheres, já que esse hormônio tem sua produção e liberação alteradas na menopausa, além de outros fatores.

A diferenciação das células progenitoras em osteoclastos ocorre por meio de um mecanismo que envolve a interação célula a célula com células osteoblásticas.

Evidências têm sugerido que o osteoblasto é uma célula secretora que produz fatores que podem estimular sua própria formação e atividade.

Estudos realizados por Roodman et al., 1993, demonstraram que células osteoclásticas formadas em cultura de células medulares de pacientes com doenças ósseas podem estimular sua formação e atividade sendo capazes de estimular a formação de osteoclastos e reabsorção óssea.

A atividade remodeladora procede durante toda a vida, não pára na maturidade do esqueleto e isto a difere do processo de modelação.

O processo *turnover* evita danos por fadiga mecânica do osso. Ele constitui um mecanismo auto-reparador do osso lamelar o qual torna o órgão imune no sentido operacional às falhas por fadiga. Ele preenche continuamente o suprimento de osteócitos (numa taxa variando de mais 100% ao ano em crianças e até 10% ao ano no adulto, aproximadamente).

Cada BRU remove aproximadamente  $0,5 \text{ mm}^3$  de osso (Rodrigues, 2008) e é geográfica e cronologicamente separada de outros conjuntos de remodelação que juntas representam o fenômeno de remodelação.

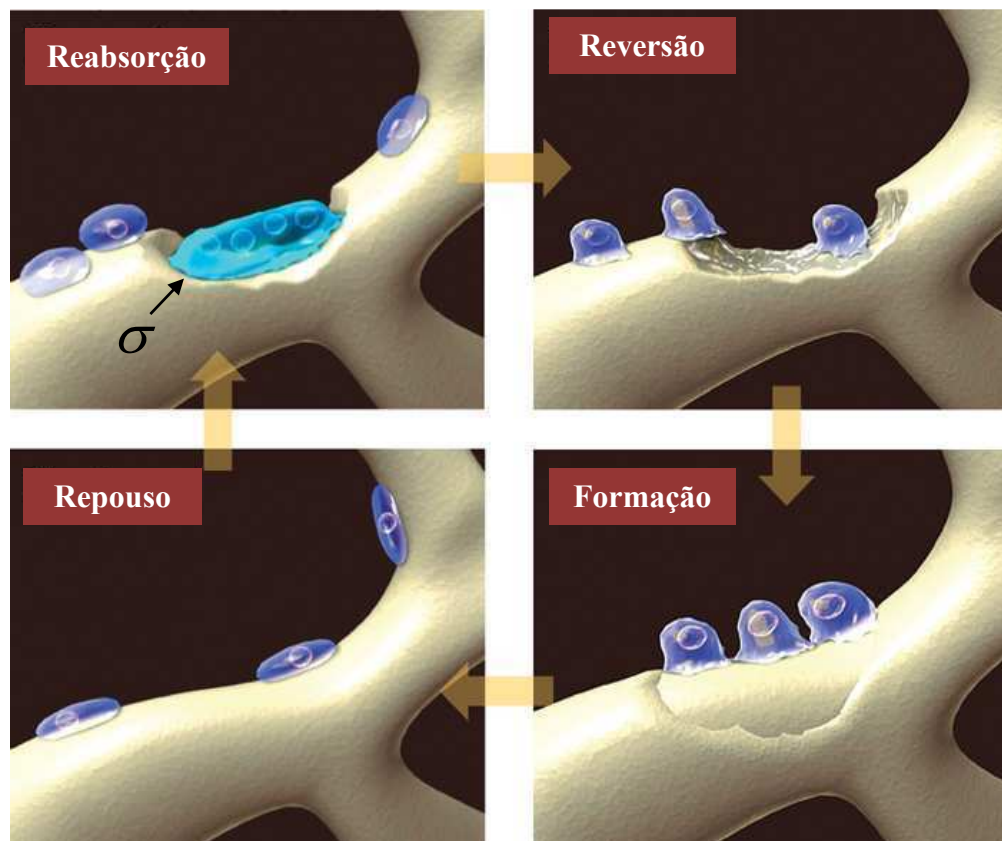
As fases geralmente são sintetizadas na seqüência normalmente conhecida como A-R-F: ativação–reabsorção–formação (Jee, 2001; Doblaré et al, 2004; Rodrigues, 2008).

- I. Fase de repouso: cerca de 80% das superfícies cortical e trabecular (periósteo e endósteo) e 95% da superfície intracortical estão inativos (repouso) em relação a remodelação óssea em um certo tempo. Eles são cobertos por células de revestimento (achatadas) as quais podem funcionar como células precursoras osteogênicas e membranosas endóssea, uma fina camada de  $0,1$  a  $0,5 \text{ }\mu\text{m}$  de tecido conectivo não-mineralizado.
- II. Ativação: a conversão da superfície óssea em repouso para atividade de reabsorção é conhecida como ativação. O fator que inicia este processo é desconhecido, mas acredita-se que a ativação ocorra como resposta às exigências estruturais ou biomecânicas. A remodelação requer o trabalho dos osteoclastos e de meios para que estes possam chegar à superfície óssea.
- III. Reabsorção: precursores dos osteoblastos estimulam a liberação de fatores que induzem a diferenciação dos osteoclastos e sua atividade. Os osteoclastos ativados que estão em contato com a superfície óssea, reabsorvem uma discreta área de matriz óssea mineralizada, formando cavidades de erosão, denominadas lacunas de Howship, nos ossos trabeculares e lacunas como cones ou cavidades de reabsorção nos ossos corticais. ∴
- IV. Fase de Reversão: este período corresponde a um intervalo de 1 a 2 semanas entre a conclusão da reabsorção e o início da formação. As células mononucleares precursoras dos osteoblastos, que podem se proliferar localmente e diferenciar em osteoblastos, migram para uma lacuna de reabsorção e começam a preparar a superfície óssea para novos osteoblastos para começar a formar osso. Devido a esse fator, os ajustes em aparelhos de correção de maloclusão não devem ser inferiores ao período de 15 dias, ou seja, duas semanas, para viabilizar a recuperação do tecido ósseo alveolar das arcadas superior e inferior (Proffit, 1995).



- V. Formação: a formação óssea ocorre em dois estágios, envolvendo a síntese da matriz, seguida por mineralização extracelular. Ondas sucessivas de osteoblastos sintetizam uma matriz orgânica do osso para substituir o osso reabsorvido, começando a depositar uma camada de matriz óssea nova, inicialmente não-mineralizada, chamada de osteóide e, desta maneira, preenchem a lacuna de reabsorção. Após 5 a 10 dias, a matriz de osteóide atinge o nível de aproximadamente 70% de sua mineralização, com uma espessura de 8 a 10  $\mu\text{m}$ .

A Figura 3.11 ilustra o ciclo de remodelação óssea. O ciclo de vida da BRU a série de fases consecutivas anteriormente descritas: (i) Reabsorção, (ii) Reversão, (iii) Formação, (iv) em repouso. Um período prolongado de repouso segue com pouca atividade celular até que um ciclo novo de remodelação recomeça.



**Figura 3.11** - Estágios da remodelação óssea normal (Coxon et al., 2004).

A mineralização completa leva em torno de 3 a 6 meses nos ossos trabecular e cortical. Como resultado, o tecido ósseo recém remodelado é menos mineralizado do que o tecido não remodelado.

Novamente na fase de repouso, os osteoblastos, uma vez submersos no osteóide, amadurecem em osteócito diferenciado terminalmente.

Já os osteoblastos que revestem a superfície do osso recentemente formado são células de revestimento até serem ativadas.

O gatilho que inicia a remodelação óssea ainda não foi completamente identificado, mas evidências mostram que a força mecânica pode alterar a arquitetura óssea local (Hill, 1999; Jee, 2001).

A Tabela 3.2 mostra as propriedades mecânicas dos dois tipos de ossos, trabecular e cortical, relacionadas as diferenças entre suas BRU's.

**Tabela 3.2** – Diferenças entre as BRU's no osso cortical e trabecular (Jee, 2001).

Característica	Osso Cortical (ósteon)	Osso Trabecular (pacote trabecular)
Comprimento (mm)	2,5	1,0
Circunferência (mm)	0,6	0,6
Espessura (mm)	0,075	0,04
Quantidade/volume ósseo	15	40
Número total no esqueleto	$21 \times 10^6$	$14 \times 10^6$
Tempo de reabsorção (dias)	24	21
Tempo de formação (dias)	124	91
Tempo de remodelação (dias)	148	112
Taxa de renovação óssea (%/ano)	43	26

### 3.3.3. Composição óssea

A matriz óssea é composta por células e é formada por uma componente inorgânica, outra orgânica, e água. A matriz inorgânica (minerais) corresponde a 65% da composição óssea. Os 35% restantes correspondem a matriz orgânica, células e água.

Os minerais ósseos são pequenos cristais na forma de agulhas, placas e hastes. Eles são principalmente hidroxiapatita,  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ , contendo elementos como carbonato, citrato, magnésio, fluoreto e estrôncio, incorporado nos cristais ou absorvidos na superfície dos cristais. A porção mineral consiste prioritariamente de cálcio e fósforo, os quais compreendem 65 a 70% da massa óssea, conferindo ao osso maior parte de sua rigidez e resistência. Os ossos são um reservatório mineral para o corpo, particularmente cálcio (Nordin e Frankel, 1989). Cerca de mais de 90% do cálcio do corpo estão armazenados nos ossos (Chaffin et al., 2001). Substâncias como tetraciclina, polifosfatos, bifosfatos podem ser incorporados aos ossos com grande afinidade (Jee, 2001).

A matriz orgânica consiste de 90% de colágeno e 10% de várias proteínas não colagênicas. O osso consiste predominantemente de colágeno do tipo I, com traços de colágenos dos tipos III, IV e X. Estes tipos podem estar presentes durante certos estágios da formação óssea e podem regular o diâmetro da fibra de colágeno. Fibras de colágeno constituem a estrutura de formação do osso, na qual a hidroxiapatita está presente (Jee, 2001). As fibras de colágeno são flexíveis contribuem com a resistência a tração. O colágeno compõe aproximadamente 95% da matriz extracelular e contribui com aproximadamente 25 a 30% da massa óssea. A componente inorgânica do osso torna o tecido duro e rígido, enquanto a componente orgânica confere ao osso sua flexibilidade e elasticidade (Nordin e Frankel, 1989).

A água é abundantemente encontrada no tecido ósseo vivo. Cerca de 85% da água é encontrada na matriz orgânica em torno das fibras de colágeno. Os outros 15% estão localizados nos canais e cavidades das células ósseas e das cavidades de transporte de nutrientes do tecido ósseo (Nordin e Frankel, 1989).

Quatro tipos de células são comumente citados pela literatura, das quais três cobrem a superfície do tecido ósseo (osteoblastos, osteoclastos e células de revestimento) e o quarto tipo, os osteócitos, que se encontram dentro da matriz mineralizada (Jee, 2001; Rodrigues, 2008):

- Osteoclastos: são células gigantes contendo de 1 a mais de 50 núcleos com diâmetro de 20 a 100  $\mu\text{m}$ . Sua função é reabsorver o tecido ósseo e podem estar ativos ou inativos. Osteoclastos ativos são usualmente encontrados em cavidades na superfície óssea, chamadas cavidades de reabsorção ou lacunas de Howship.
- Osteoblastos: são células de formação óssea que sintetizam e secretam a matriz óssea mineralizada (osteóide), participam na calcificação e reabsorção óssea e regulam o fluxo de cálcio e fosfato dentro e fora do osso. Os osteoblastos ocorrem como uma camada de células sobre a superfície óssea onde a matriz está sendo formada. Em seu estado ativo possuem forma cuboidal (15 a 30  $\mu\text{m}$  de espessura), com um grande núcleo. Os osteoblastos produzem todos os constituintes da matriz óssea. Acredita-se que um osteoblasto ativo torna-se uma célula de revestimento, ou osteócito ou sofre apoptose. A apoptose é um fenômeno fisiológico regulador que permite a atividade óssea programada através da morte celular não seguida de autólise. Esse fenômeno de auto-destruição celular que ocorre de forma ordenada demanda energia para sua execução diferentemente da necrose. A apoptose está relacionada com a manutenção da homeostase e com a regulação fisiológica do tamanho dos tecidos. Apesar de ser um fenômeno fisiológico regulador pode estar relacionada com estímulos patológicos como lesões de DNA celulares. Na realidade trata-se de morte celular fisiológica programada que também implica em mecanismo de renovação celular (Rodrigues, 2008).
- Células de revestimento: quando os osteoblastos não estão em processo de formação óssea, eles são células de forma planas e alongadas que revestem as superfícies do osso e são chamadas de osteoblastos em repouso ou células de revestimento ósseo. Possuem 1  $\mu\text{m}$  de espessura e até 12  $\mu\text{m}$  de comprimento. Acredita-se que estas células são originadas de osteoblastos que se tornaram inativos ou osteoblastos precursores que encerraram suas atividades ou diferenciaram-se e se fixaram na superfície óssea externa. As células de revestimento ocupam a maioria da superfície óssea e um osso adulto, correspondendo a cerca de 80%.
- Osteócitos: são as células mais abundantes em um osso maduro, possuindo em torno de dez vezes mais osteócitos que osteoblastos em um osso humano normal. Eles são originados de osteoblastos fixados em sua própria matriz e alguns que, eventualmente, sofreram apoptose. Aproximadamente 10% da população de osteoblastos tornam-se osteócitos. Os osteócitos são as células melhor posicionadas para perceber a magnitude e distribuição das deformações no tecido ósseo. Dentre suas funções, os osteócitos são responsáveis por detectar micro-danos na

estrutura óssea e responder à quantidade e distribuição de deformação no tecido ósseo, o que influencia na modelação adaptativa e no comportamento de remodelação.

O tecido ósseo é um material não-homogêneo pois consiste de várias células e substâncias orgânicas e inorgânicas com diferentes propriedades materiais. As substâncias orgânicas conferem ao osso flexibilidade e elasticidade, enquanto as substâncias inorgânicas são responsáveis por sua rigidez e dureza (Özkaya e Nordin, 1999).

O osso pode então ser considerado como um material compósito bifásico, com uma fase composta pelos minerais e outra por colágeno (Nordin e Frankel, 1989).

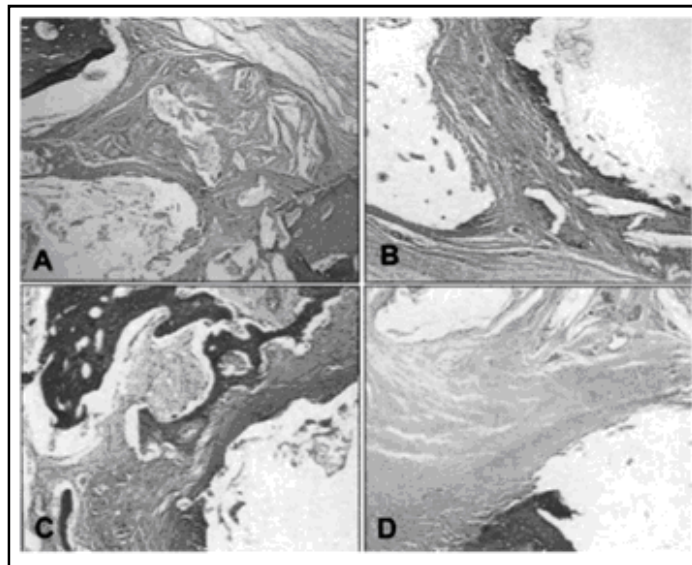
O colágeno é uma proteína constituída de várias fibrilas (pequenas fibras), cujo comportamento mecânico é semelhante a uma mola; uma fibra de colágeno, por sua vez, comporta-se como um conjunto de molas. Assim, a principal função mecânica das fibras de colágeno é resistir à força de tração atuante em um tecido biológico. Por outro lado, por possuir um comprimento muito maior que seu diâmetro, as fibras de colágeno não são eficientes quanto à resistência a carregamentos de compressão. A Figura 3.12 ilustra corte histológico de fibras colágenas (seta) em tecido cicatricial. Esse tecido representa uma fase de transição na reparação tecidual durante a cicatrização causada por trauma.



**Figura 3.12** - Fibras colágenas (seta) (Mutsaers, 1997).

As fibras de colágeno possuem um comportamento viscoelástico, com uma resistência a tração relativamente alta e pouca resistência à compressão (Özkaya e Nordin, 1999). Do ponto de vista funcional, as propriedades mecânicas mais importantes do tecido ósseo são a resistência e a rigidez. Estas e outras características podem ser melhor compreendidas, seja para o osso ou para qualquer outro material de engenharia, examinando seu comportamento sob carregamento, ou seja, sob influência de forças aplicadas externamente (Nordin e Frankel, 1989; Cowin e Hegedus, 1976).

A Figura 3.13 apresenta um corte histológico de tecido ósseo em área de fratura com a presença de células ósseas em estágios de desenvolvimento já descritos.



**Figura 3.13** – A - Reação inflamatória residual;  
B - Trabécula óssea em formação com osteoclastos jovens indiferenciados;  
C - Trabécula óssea madura com intensa atividade osteoblástica;  
D - Tecido fibroso invadindo canal medular (Mutsaers, 1997).

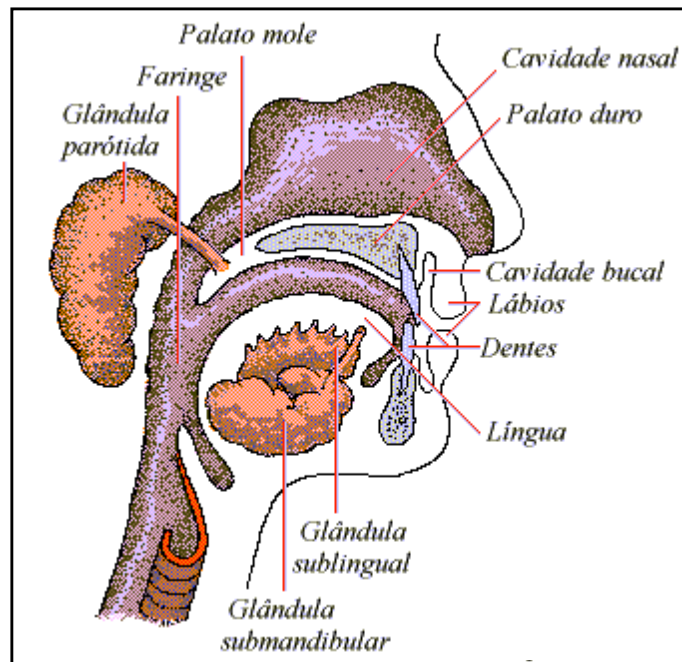
### 3.4 Mucosa bucal

Membranas mucosas são estruturas que forram superfícies úmidas de cavidades do corpo, que se comunicam com o meio externo. São constituídas pela associação de epitélio mais tecido conjuntivo.

A mucosa bucal é uma membrana que reveste toda a cavidade oral. É um tecido especializado para a absorção de impactos durante a alimentação. Possui uma camada de queratina que se descama.

Esta mucosa apresenta características estruturais diferentes, dependendo da região considerada. Isto ocorre devido a sua capacidade de adaptar-se frente as agressões funcionais e sofre modificações reversíveis em resposta a função e ao uso. Sua função amortecedora tem relevante papel na proteção do tecido ósseo bem como das demais estruturas bucais.

A figura 3.14 ilustra a localização das mucosas da boca.



**Figura 3.14** – Localização das mucosas bucais ([www.webciencia.com/11\\_11glandulas.gif](http://www.webciencia.com/11_11glandulas.gif))

Os componentes da mucosa bucal são:

- epitélio do tipo estratificado pavimentoso (escamoso)
- membrana basal que delimita o epitélio do conjuntivo
- lâmina própria - tecido conjuntivo sub-epitelial
- submucosa - quando a mucosa é separada do osso por uma camada de tecido conjuntivo frouxo, ou adiposo ou glandular, com vasos sanguíneos calibrosos e nervos
- mucoperiósteo, presente quando a mucosa se liga diretamente ao osso

Suas funções são: sensorial, regulação da temperatura, proteção e secreção. Pode ser classificada como mucosa de revestimento, mastigatória e especializada.

A mucosa de revestimento tem a função de forramento das paredes da cavidade oral sem sofrer diretamente os impactos mastigatórios: mucosa dos lábios, bochechas, assoalho da boca, mucosa alveolar, superfície ventral da língua, vestibulo e palato mole.

A mucosa mastigatória é aquela que sofre diretamente os impactos da mastigação: gengiva e palato duro.

A mucosa do palato duro, dentre outras funções, tem relevante função amortecedora durante a mastigação.

Já a mucosa mostrada na Figura 3.15 exerce papel fisiológico diferenciado e é mais sensível a estímulos externos, possuindo grande número de mecanoseptores e termoseptores (sensores).



**Figura 3.15** – Mucosa bucal

A mucosa especializada é aquela que encontra-se revestindo o dorso da língua, que é áspera e com rugosidades de forma variável e apresenta papilas linguais.

Sua importância clínica reside no fato de estar exposta a forças mecânicas intensas durante a mastigação. Além do mais, a inserção epitelial ao dente é relativamente frágil, e injúrias ou infecções podem provocar um dano permanente. Desta maneira, as medidas tomadas para aumentar a queratinização podem ser consideradas como preventivas. Um dos métodos para induzir a queratinização é o estímulo mecânico, com massagem e escovação adequada.

A mucosa bucal sofre renovação contínua a fim de manter sua integridade funcional. Se o epitélio está sob estresse há espessamento epitelial porque aumenta a divisão celular na camada basal do epitélio. A taxa de renovação é de 5 a 7 dias, duas vezes mais rápida que a pele.

### **3.5 Fisiologia do sistema estomatognático**

O sistema estomatognático inicialmente desenvolve a função de sucção, que se inicia por volta do quinto mês de gestação. Com o nascimento da criança passa a ser um ato reflexo até



aproximadamente o quarto mês de vida do bebê. A sucção é fator importante no crescimento da face e desenvolvimento das demais funções de deglutição, mastigação e fala.

A deglutição é o ato automático de engolir alimentos que se inicia na vida fetal. Evolui no decorrer do desenvolvimento da criança, passando pelas fases: infantil, de transição e madura. Na deglutição infantil a língua permanece entre as bordas das gengivas. A estabilização da mandíbula ocorre pelas fortes contrações dos músculos da face. A musculatura da bochecha é potente, sendo bem visível durante a amamentação. A transição da deglutição infantil para a adulta é gradual e está intimamente ligada à erupção dos dentes e ao equilíbrio das demais funções. Há uma fase de transição entre dentição decídua e permanente, chamada de dentição mista com gradual mudança de hábitos alimentares. Após completar a dentição permanente, tem-se a deglutição madura, com equilíbrio da musculatura perioral, dos músculos envolvidos na mastigação e da língua – que toca no palato, na região maxilar. Há diminuição da participação da musculatura da bochecha e aumento da atividade dos músculos responsáveis pela elevação da mandíbula, auxiliando a oclusão dos dentes e ao crescimento ósseo.

A mastigação é um processo complexo, que envolve o equilíbrio entre as arcadas, uma correta engrenagem dental, o movimento sincronizado entre os côndilos do lado direito e esquerdo, o funcionamento harmônico dos músculos responsáveis por esses movimentos, dentre outros fatores.

A mastigação consiste no ato de morder, mastigar e triturar o alimento e o prepara para ser deglutido e digerido. A mastigação está intimamente ligada às demais funções – sucção, deglutição, respiração e fala e tem papel importante no crescimento e desenvolvimento normal dos ossos maxila e mandíbula e a manutenção da saúde bucal. Anormalidade no processo de mastigação podem levar a maloclusões com importantes conseqüências: dor, reabsorção óssea, perda dentária e alterações nas demais estruturas da face, como da ATM.

A respiração é uma função vital, instintiva e reflexa que se dá no primeiro momento de vida fora do útero. O ar passa pelo nariz e é levado para os pulmões filtrado, aquecido e umidificado. Os lábios permanecem fechados na posição de repouso, há equilíbrio na musculatura facial que atua como uma cinta muscular e orienta o crescimento e desenvolvimento da face. Qualquer impedimento neste processo de respiração pelo nariz, independente de sua causa, pode levar à síndrome da respiração oral.

Os sons da fala (fonemas) começam a ser produzidos desde o nascimento, através das outras funções - sucção, deglutição, respiração e posteriormente a mastigação. Os sons são produzidos pela passagem de ar pelas pregas vocais e sofrem interferência da laringe, faringe, cavidade da boca e do nariz. Estas estruturas controlam a passagem do ar, modulando e articulando os sons para a fala propriamente dita. Por volta dos quatro anos a criança já está apta a produzir todos os sons da fala, inclusive os mais complexos.

As estruturas biológicas que compõem esse sistema estão em constante processo de modificação, portanto isso leva a um equilíbrio dinâmico funcional.

Desequilíbrios do sistema estomatognático em decorrência de maloclusão provocam distúrbios funcionais na deglutição, respiração, mastigação e fala. Qualquer desvio ou interferência no funcionamento em um dos elementos integrantes do sistema pode desencadear efeitos deletérios potencializados pela idade e condições emocionais dos pacientes.

A complexidade das interações entre desvios da normalidade com graus diferenciados de comprometimento das funções acima descritas levam à necessária análise dos fatores multicausais presentes para um correto diagnóstico, planejamento e tratamento multiprofissional (médicos, dentistas, fisioterapeutas, fonoaudiólogos, psicólogos, etc).

## CAPÍTULO 4. PARAFUSOS EXPANSORES

Os parafusos expansores são fabricados em aço inox austenítico AISI 302, 303, 304, 304L e 304V, com teores de cromo de 17,0 a 20,0%, níquel de 8,0 a 10,5% e molibdênio máximo de 0,60%. Também podem ser produzidos em aço inox AISI 316 e 316L com 16,0 a 18,0% de cromo, 10,0 a 14,0% de níquel e molibdênio de 2,0 a 3,0%. Estas ligas de aço inoxidável para uso biológico combinam elevada resistência à corrosão, adequada maleabilidade mecânica, flexibilidade, elevada inércia bioquímica, podem sofrer eletropolimento e se manterem não magnetizáveis e adquirem cargas elétricas negativas. Comparado com outros metais, os aços da série 300 demonstraram os melhores resultados em relação à toxicidade ao sangue humano, deposição e desnaturação de proteínas, redução do fibrinogênio, deposição de plaquetas, hemólise e destruição de leucócitos (Oréfice et al., 2005).

Na Figura 4.1 visualiza-se um dos modelos de aparatologia utilizado e a posição de parafusos expansores inseridos na parte acrílica e sua localização na região mediana da mandíbula.



**Figura 4.1** – Placa mandibular expansora ou Schwarz modificada.

A Figures 4.2 ilustra modelos de parafusos expansores disponíveis no mercado para serem utilizados na construção de aparelhos expansores removíveis nas mais variadas técnicas existentes.



**Figura 4.2** – Aparelho de parafuso expansor (catálogo Morelli, 2011)

As Figuras 4.3, 4.4 e 4.5 mostram aplicações de parafusos expansores em aparelhos mandibulares.

Sugestão de Aplicação	
	<b>Placa Lábio Ativa ou Lip Bumper</b>
	<p><b>Confecção:</b> Fio com tubo <math>\varnothing.045''</math> já soldado, P.L.A. pré fabricada e expansor bi-lateral.</p> <p><b>Função:</b> Estimular o crescimento da mandíbula no sentido anterior, liberando a musculatura do lábio através da P.L.A.</p> <p><b>Códigos Morelli utilizados:</b> 50.40.002 - PLA 65.05.108 - Expansor</p>
	

**Figura 4.3** – Aparelho de parafuso expansor para estimular o crescimento mandibular (catálogo Morelli, 2011).

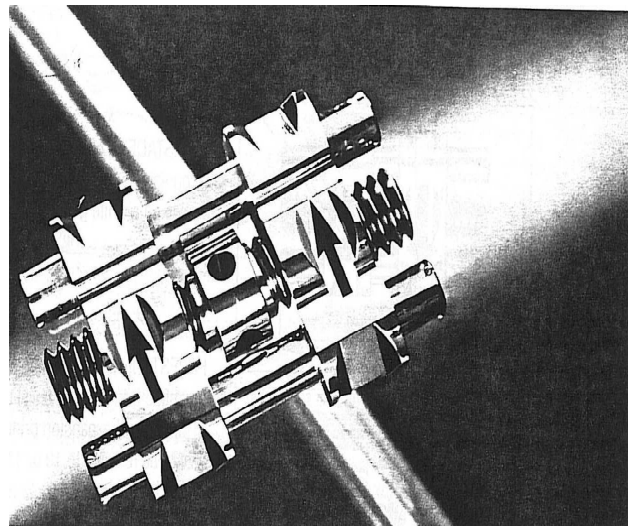
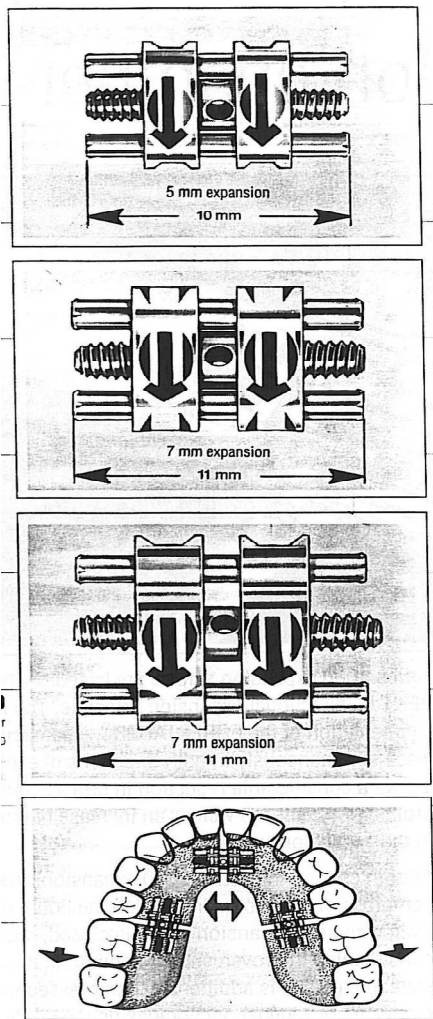


Figura 4. 4 – Aparelho de parafuso expansor na mandíbula de 5 e 7 mm de expansão (catálogo Dentaaurum, 2000)

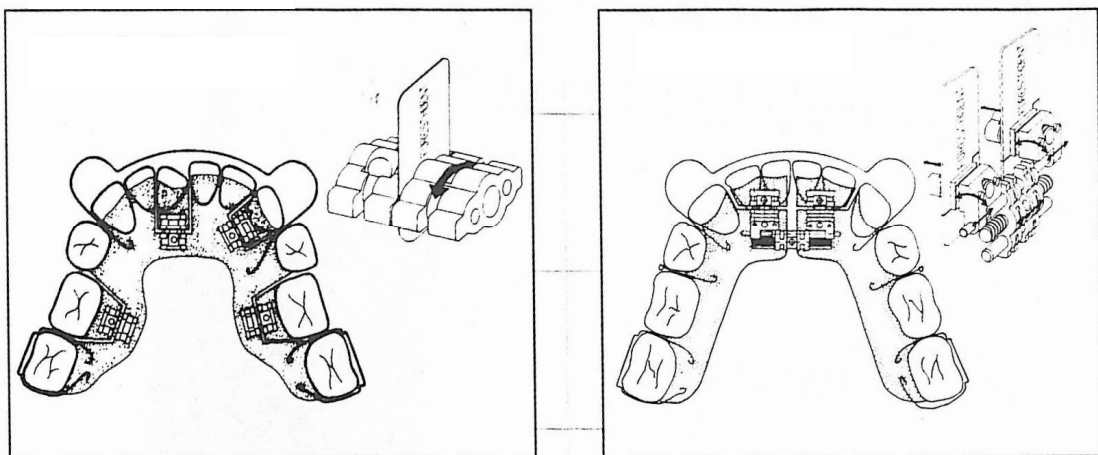
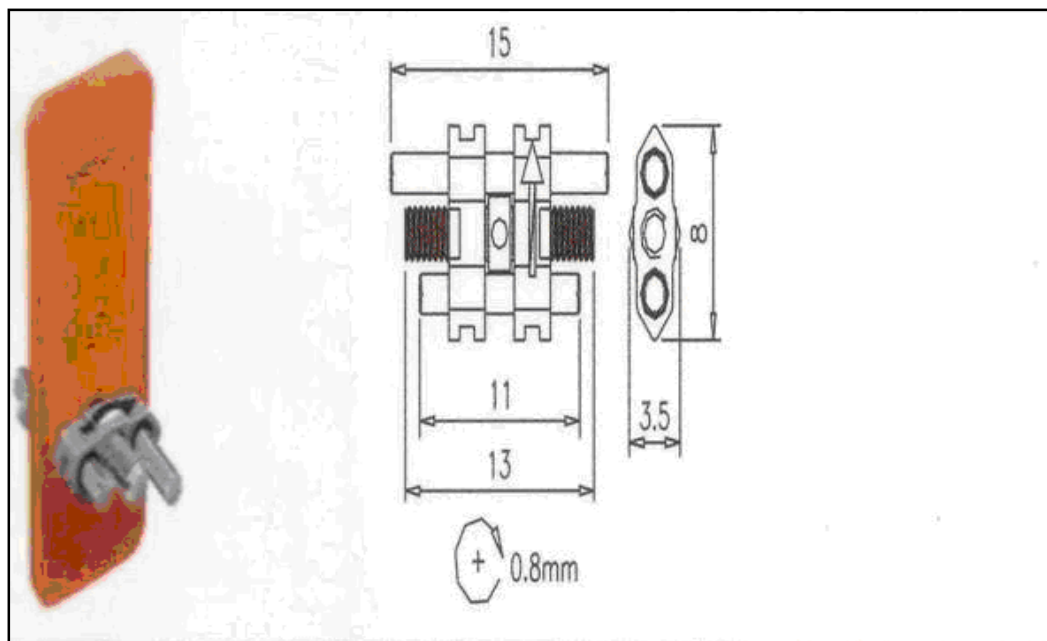


Figura 4. 5 – Desenhos esquemáticos de aparelho de parafuso expansor na mandíbula (catálogo Dentaaurum, 2000)

A ativação do aparelho é feita através do giro de um quarto de volta abrindo o parafuso expansor, usando uma chave apropriada,

Os parafusos encontrados no mercado informam apenas abertura alcançada (em mm) pelo giro completo de sua rosca, não oferecendo ao profissional tabulação das informações necessárias sobre níveis de força a serem alcançadas com os torques de reapertos.

Neste estudo, empregou-se o parafuso mostrado na Figura 4.6. Segundo a informação do fabricante, a cada giro de um quarto de volta desse parafuso corresponde uma abertura de 0,1 mm de cada lado do aparelho, ou 0,2 mm de abertura total. Para uma volta completa, a abertura total corresponde a 0,8 mm. O parafuso pode ser girado até cinco voltas completas, o que corresponde a um limite de abertura de expansão de 4 mm no aparelho.



**Figura 4.6** – Parafuso expansor utilizado neste trabalho.

## **CAPÍTULO 5. COMPORTAMENTO ELÁSTICO DA MUCOSA BUCAL**

O módulo de elasticidade da mucosa bucal é um parâmetro a ser considerado na análise de deslocamentos na arcada dentária sob a ação das cargas impostas quando do uso do aparelho expensor mandibular.

Por outro lado, embora não haja disponível na literatura uma análise detalhada sobre essa influência, como regra geral a participação da mucosa nos esforços e tensões tem sido desprezada.

Na pesquisa bibliográfica sobre módulo de elasticidade da mucosa humana, obteve-se apenas uma informação publicada da deformação de fibromucosa em desdentados que faziam uso de próteses, na qual é mencionado o valor de 0,98 MPa (Kawasaki et al., 2001; Compagnoni et al., 2003), sem esclarecimentos da metodologia utilizada para obtenção desse valor.

O objetivo do presente capítulo é determinar experimentalmente as propriedades elásticas, em particular o módulo de elasticidade da mucosa bucal e sua influência nas tensões sobre a arcada inferior humana durante o tratamento ortodôntico através do aparelho com parafuso expensor.

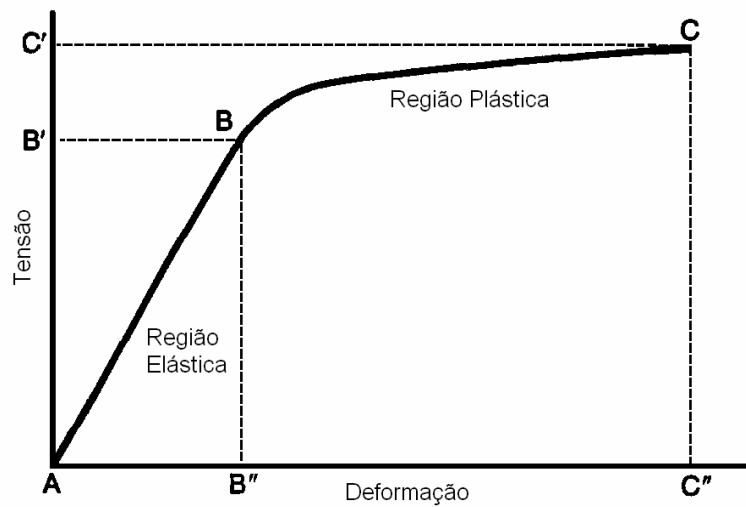
Para isso, inicialmente realizam-se experimentos utilizando mucosa de porco, cujas propriedades espera-se serem semelhantes às do homem. Posteriormente são realizados experimentos complementares utilizando-se amostras humanas. Com isso espera-se: em primeiro lugar, desenvolver um procedimento e, em segundo lugar, confirmar até que ponto a mucosa suína serve como uma aproximação para a mucosa humana.

### **5.1 Comportamento elástico**

Quando é removida uma ação externa a que é submetido e o material retorna à sua forma original, diz-se que este apresenta um comportamento elástico.

#### 5.1.1 Determinação do Módulo de elasticidade para materiais com comportamento linear

Para materiais com comportamento elastoplástico, a relação entre tensão e deformação pode ser linear na região elástica, conforme mostra o gráfico de Tensão x Deformação, obtido a partir de um ensaio de tração, que apresenta a resposta do corpo de prova ao carregamento aplicado (Figura 5.1).



**Figura 5.1** - Curva Tensão x Deformação de material com comportamento linear (Markel, 1992)

Até um certo limite, as tensões aplicadas são aproximadamente proporcionais às deformações de acordo com a Equação (1). A constante de proporcionalidade entre elas é chamada módulo de elasticidade ou Módulo de Young. Quanto maior esse módulo, maior a tensão necessária para o mesmo grau de deformação e, portanto, mais rígido é o material. A relação linear entre essas grandezas é conhecida como lei de Hooke uniaxial. A primeira porção do gráfico, caracterizado pelo segmento  $\overline{AB}$ , representa a região elástica, onde o material comporta-se conforme a Lei de Hooke, que estabelece a relação entre a tensão atuante e a deformação do material.

$$\sigma = E\varepsilon \quad (1)$$

Onde  $\sigma$  denota a tensão normal,  $\varepsilon$  a deformação normal e  $E$  o módulo de elasticidade, que equivale a inclinação da reta na região elástica. Assim, quanto maior o ângulo da região elástica em relação a horizontal, maior o módulo de elasticidade e, conseqüentemente, menor é o incremento de deformação para um dado incremento de tensão.

Na região elástica, a retirada do carregamento permite ao material recuperar sua forma original. A região elástica termina no ponto  $B$ , o qual representa o ponto de início do escoamento, marcado pelos pontos  $B'$ , que é a tensão de escoamento ( $\sigma_e$  ou  $\sigma_y$ ); e  $B''$ , que é a máxima deformação suportada pelo material na região elástica. A deformação em qualquer ponto da região elástica é proporcional a



tensão. A partir do ponto de escoamento, o material entra na região plástica (ponto  $B$  ao  $C$ ), onde o material apresenta deformação permanente, não retornando portanto à sua configuração original após a retirada do carregamento. O ponto  $C$  representa o último ponto de resistência do material ao carregamento aplicado antes de sua ruptura, o qual é marcado pelos pontos  $C'$ , que é a tensão última ( $\sigma_U$ ) ou tensão de ruptura ( $\sigma_R$ ); o ponto  $C''$  corresponde os valores de deformação suportada pelo material antes de sua ruptura.

A região sob a curva corresponde a energia de deformação absorvida pelo material durante o carregamento. Na região plástica (não-linear), parte da energia de deformação acumulada pelo material é armazenada, permitindo ao mesmo uma pequena recuperação de forma, porém não total (Markel, 1992).

A partir do conhecimento do gráfico Tensão x Deformação, é possível definir melhor os conceitos de resistência e rigidez.

A resistência, em termos de carregamento, é o valor da tensão correspondente à ruptura do material. Em termos de energia, a resistência é indicada pela área sob a curva. A rigidez do material, por sua vez, é indicada pela inclinação da curva na região elástica. Assim, quanto mais íngreme for a curva, maior o módulo de elasticidade e maior rigidez terá o material (Nordin e Frankel, 1989).

Até este ponto, assume-se que a deformação elástica é independente do tempo, ou seja, quando uma carga é aplicada, a deformação elástica permanece constante durante o período em que a carga é mantida constante.

Também é assumido que após a remoção da carga, a deformação é totalmente recuperada, ou seja, a deformação imediatamente retorna para o valor zero.

A teoria da elasticidade estuda de forma rigorosa a determinação das tensões, deformações e da relação entre elas para um sólido tridimensional.

### 5.1.2 Comportamento viscoelástico

A lei da viscosidade de Newton define a viscosidade como:

$$\sigma = b \frac{dv}{dy} \quad (2)$$

onde  $b$  denota o coeficiente de atrito viscoso,  $v$  a velocidade e  $y$  a direção do gradiente de velocidade.

A tensão de cisalhamento  $\sigma$  é diretamente proporcional à taxa de mudança da deformação por cisalhamento com o tempo. Esta formulação traz a semelhança entre a lei de Hooke para sólidos elásticos e a lei de Newton para líquidos viscosos

A lei de Hooke descreve o comportamento de um sólido elástico linear e a lei de Newton para um líquido viscoso linear. Uma relação simples das propriedades de um sólido viscoelástico linear é obtida pela combinação destas duas leis (Özkaya e Nordin):

1. Para comportamento elástico

$$(\sigma_{xy})_e = Ge_{xy} \quad (3)$$

onde  $G$  é o Módulo de Cisalhamento

2. Para comportamento viscoso

$$(\sigma_{xy})_v = b\left(\frac{\partial e_{xy}}{\partial t}\right) \quad (4)$$

Uma formulação simples do comportamento viscoelástico linear combina estas equações, assumindo que a tensão de cisalhamento relatada para deformação e a taxa de deformação são grandezas aditivas:

$$\sigma_{xy} = (\sigma_{xy})_e + (\sigma_{xy})_v = Ge_{xy} + b\left(\frac{\partial e_{xy}}{\partial t}\right) \quad (5)$$

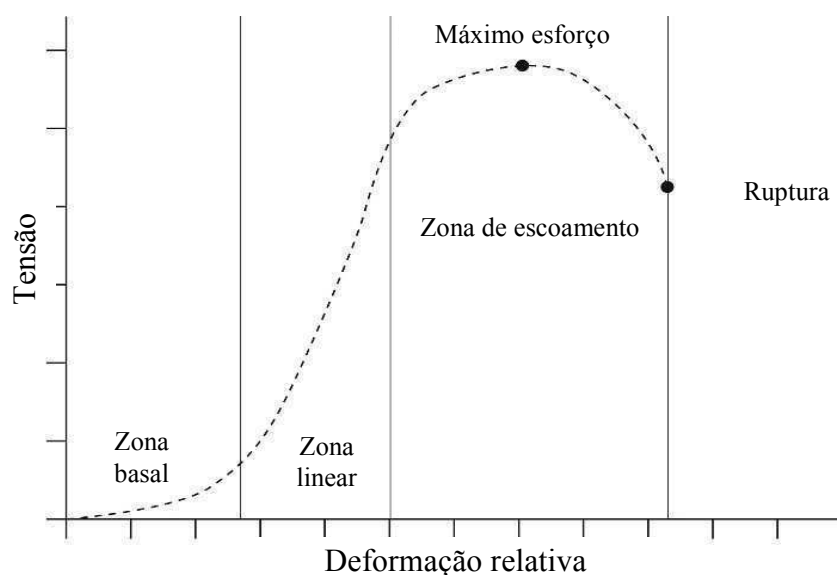
Esta equação representa um dos modelos simples para o comportamento viscoelástico linear, modelo de Kelvin-Voigt.

Para sólidos elásticos, a lei de Hooke é válida somente para pequenas deformações e a lei de Newton para a viscosidade é restrita para taxas de fluxo relativamente baixas.

Geralmente previsões quantitativas são possíveis somente no caso de viscoelasticidade linear, para os quais os resultados de mudança de tensão ou deformação são simplesmente aditivos, mas o tempo no qual esta mudança ocorre deve ser considerado.

Para carregamentos simples a relação entre tensão e deformação deverá ser linear em um determinado tempo. Carregamentos em várias etapas podem ser analisados em termos do princípio da superposição de Boltzman, pois a cada aumento da tensão pode-se assumir como sendo uma contribuição independente para a deformação total.

A Figura 5.2 mostra a curva Tensão x Deformação de um material viscoso, distinguindo-se uma zona inicial de grande deformação relativa sob baixas tensões seguida de uma zona onde a deformação relativa tende a ser linear em função da tensão aplicada até a zona de escoamento, ou seja, de deformação plástica até o limite de ruptura.



**Figura 5.2** - Curva Tensão x Deformação de material viscoso

Uma das mais interessantes características das mucosas é que elas exibem propriedades intermediárias de sólidos elásticos e de líquidos viscosos, dependendo da temperatura e da frequência de aplicação da força. Esta forma de resposta a qual combina ambas características é chamada viscoelasticidade. Em sistemas viscosos todo o trabalho realizado no sistema é dissipado como calor, enquanto em sistemas elásticos todo trabalho é armazenado na forma de energia potencial, como em uma mola tensionada.

## **5.2 Procedimento experimental**

Em um ensaio de tração, um corpo de prova é submetido a um esforço que tende a alongá-lo ou esticá-lo até a ruptura. Este corpo de prova, no caso amostra de tecido de mucosa bucal de forma e

dimensão definidas, é fixado numa máquina de ensaios que aplica esforços crescentes na sua direção axial, sendo medidas as deformações correspondentes. Os esforços ou cargas são mensurados na própria máquina, e, normalmente, o ensaio ocorre até a ruptura do material.

Com esse tipo de ensaio, pode-se afirmar que praticamente as deformações promovidas no material são uniformemente distribuídas em todo o seu corpo, pelo menos até ser atingida uma carga máxima próxima do final do ensaio. Como é possível fazer com que a carga cresça numa velocidade razoavelmente lenta durante todo o teste, o ensaio de tração permite medir satisfatoriamente a resistência/rigidez do material.

Em experimentos realizados em laboratórios da FEUP, foi desenvolvida uma metodologia para obtenção do módulo de elasticidade de uma mucosa bucal, que é um parâmetro de entrada do modelo pelo método dos elementos finitos.

Os testes foram realizados em máquina universal de ensaio desenvolvida na FEUP (Martins et al., 2006). A máquina possui interface direta com um microcomputador com o software Labview<sup>®</sup>, capaz de gerar gráficos de força versus alongamento, para cada ensaio.

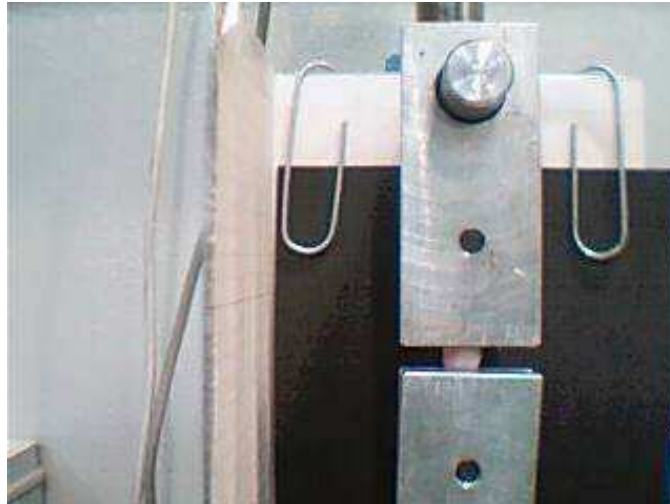
Para fixação dos corpos de prova na máquina foi utilizado acessório que contém ranhuras em sua superfície, as quais auxiliam nesse processo mediante compressão realizada pelo ajuste de um parafuso, evitando o deslizamento do material durante o ensaio.

No momento dos ensaios, os corpos de prova foram acoplados à máquina e, conforme metodologia estabelecida foi aplicada pré-carga na ordem de 5 gramas-força, com intuito de promover acomodação do sistema, evitando-se possíveis folgas no conjunto máquina, acessório e modelo ensaiado.

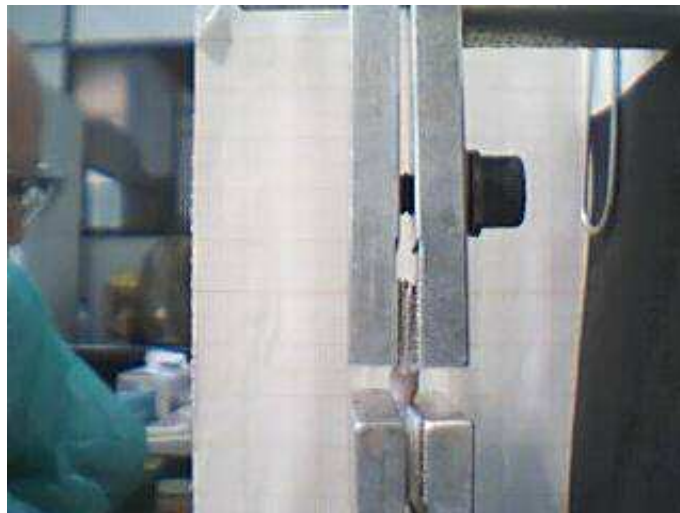
Todo o material foi mensurado com paquímetro Mitutoyo<sup>®</sup>, anteriormente à realização dos testes, aferindo-se suas medidas de largura e espessura, parâmetros estes que interferem diretamente na área de secção das amostras. Todos os corpos de prova tiveram seu comprimento em torno de 5 mm entre os acessórios de fixação da máquina de ensaio.

Após a pré-carga o ensaio prosseguiu, em média, com velocidade pré-estabelecida em 15 mm/min. A carga aplicada foi registrada em modo quase contínuo de alongamento até o momento da ruptura da mucosa.

As Figuras 5.3 e 5.4 ilustram em duas perspectivas a aparatologia utilizada (com uma amostra de mucosa sendo tracionada durante os experimentos pela máquina de tração) e o sistema de captura, análise e armazenamento de imagens acoplado a software especialmente desenvolvido para esse experimento (a aquisição de imagem é feita por recurso a software desenvolvido em Matlab<sup>®</sup>).



**Figura 5.3** - Tracionamento da mucosa bucal (vista frontal).



**Figura 5.4** - Tracionamento de mucosa bucal (vista lateral).

### **5.3 Ensaio para determinação do Módulo de Elasticidade para mucosa de porco**

Com o objetivo de desenvolver uma metodologia de medição do módulo de elasticidade da mucosa bucal, inicialmente foram realizadas medições de duas distintas amostras de mucosas palatais de

porco, removidas de animais de diferentes idades, sendo uma mais fibrosa e outra mais delgada, de menor resistência.

Foram ensaiados dois corpos de prova de duas amostras de mucosa de porco de dois porcos distintos com as propriedades geométricas listadas na Tabela 5.1 a seguir.

**Tabela 5.1** – Características geométricas das amostras de mucosas de porco do experimento.

Amostra	Espessura (mm)	Comprimento (mm)	Largura (mm)
1	2,30	4,92	8,17
2	2,55	5,49	9,91

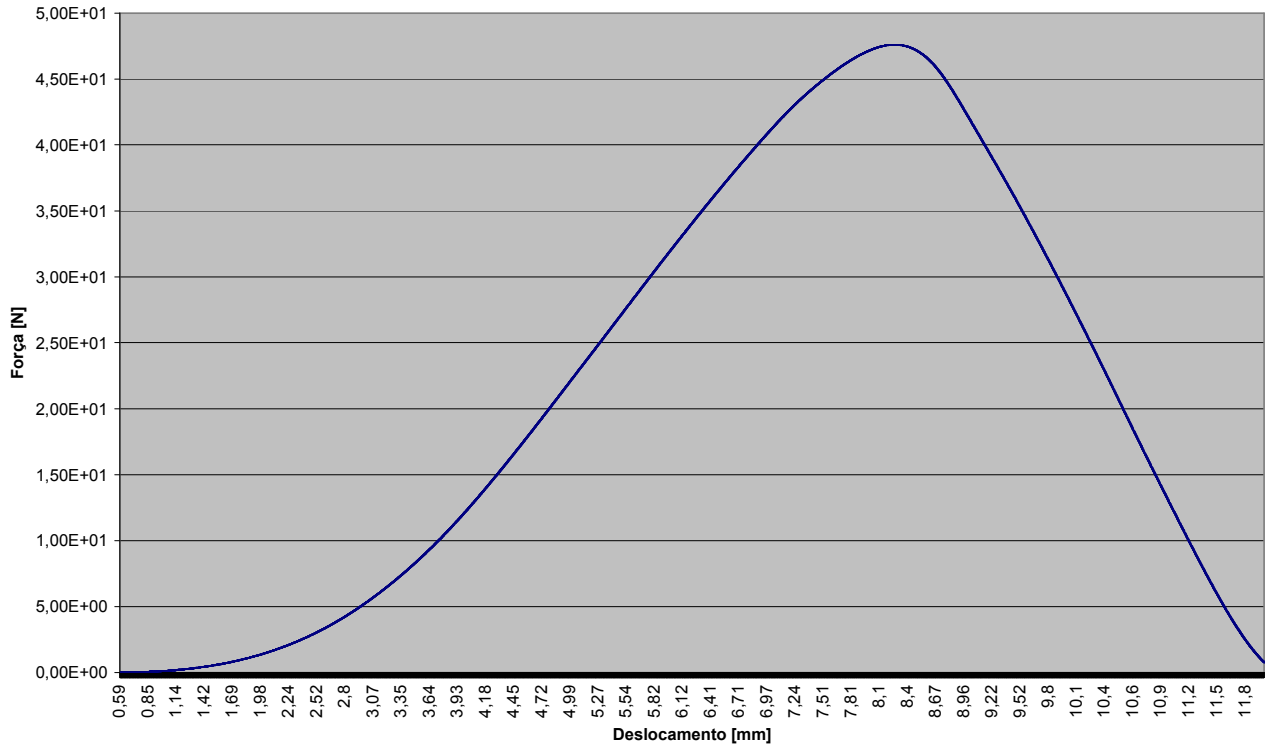
A medição da geometria foi efetuada recorrendo à análise de duas vistas (frente/perfil) da amostra montada na posição de ensaio.

As amostras foram seccionadas procurando-se preservar a orientação das fibras colágenas ao serem tracionadas e as mesmas foram fixadas no dispositivo entre duas fibras delgadas de velcro.

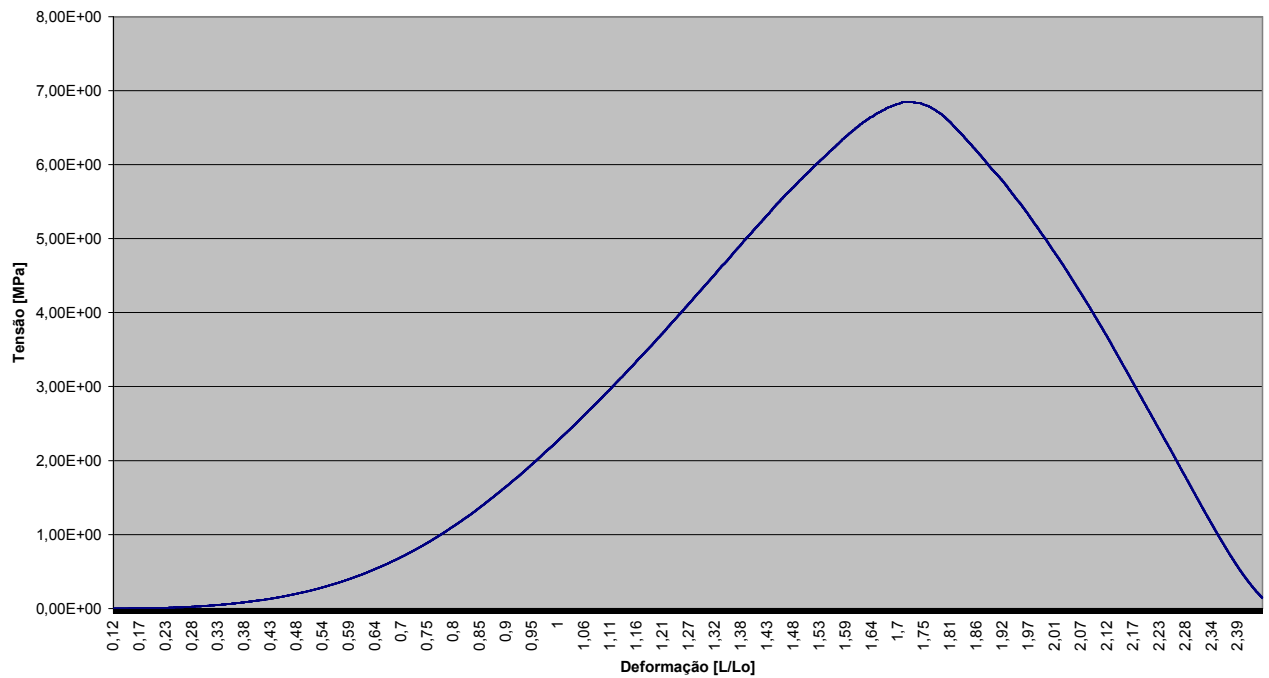
Vê-se que a largura dos corpos de prova são superiores aos seus comprimentos, o que não é favorável do ponto de vista experimental.

Os corpos de prova foram seccionados observando-se a direção das fibras de colágeno e tracionados em sua disposição longitudinal de forma a não haver lesão das fibras em sua disposição anatômica e estrutural até que a ruptura fosse atingida. Os resultados medidos foram plotados graficamente.

O Gráfico 5.1 apresenta a curva Força x Deslocamento e o Gráfico 5.2 a curva Tensão x Deformação da amostra 01.



**Gráfico 5.1** - Curva Força x Deslocamento de amostra 01 da mucosa de porco.



**Gráfico 5.2** - Curva Tensão x Deformação de amostra 01 da mucosa de porco.

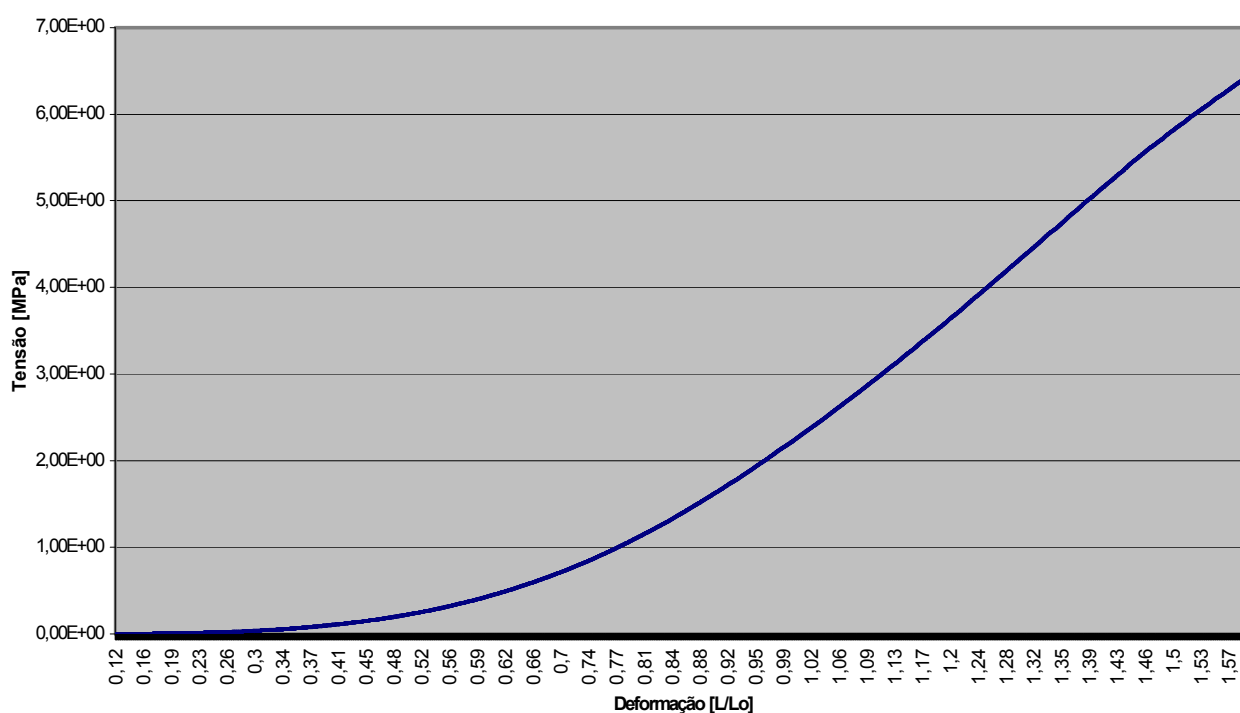
A força máxima aplicada foi  $F_{\max} = 47,60 \text{ N}$  correspondendo a uma tensão máxima de resistência à tração (RT)  $\sigma_{\max} = 6,85 \text{ MPa}$ .

Nota-se que as curvas obtidas são, de fato, típicas de material elastoplástico, com um ponto de inflexão que corresponde ao limite de escoamento do material (LE), ou seja, a partir desse ponto, o corpo de prova começa a sofrer escoamento plástico.

De acordo com o Gráfico 5.1, este ponto (LE) ocorre sob a tensão de 6,24 MPa e deformação relativa de 1,56.

O Gráfico 5.3 apresenta a curva Tensão x Deformação considerando-se apenas o regime elástico (até o limite de escoamento).

**Gráfico Tensão [MPa] x Deformação [L/Lo]**



**Gráfico 5.3** - Curva Tensão x Deformação da amostra 01 de mucosa de porco na região elástica.

Efetuada-se regressões linear e polinomiais de segunda e terceira ordem para cada situação obtém-se as curvas mostradas no Gráficos 5.4.

As regressões são expressas pelas equações mostradas nas Tabelas 5.2.



Gráfico Tensão [MPa] x Deformação [L/Lo]

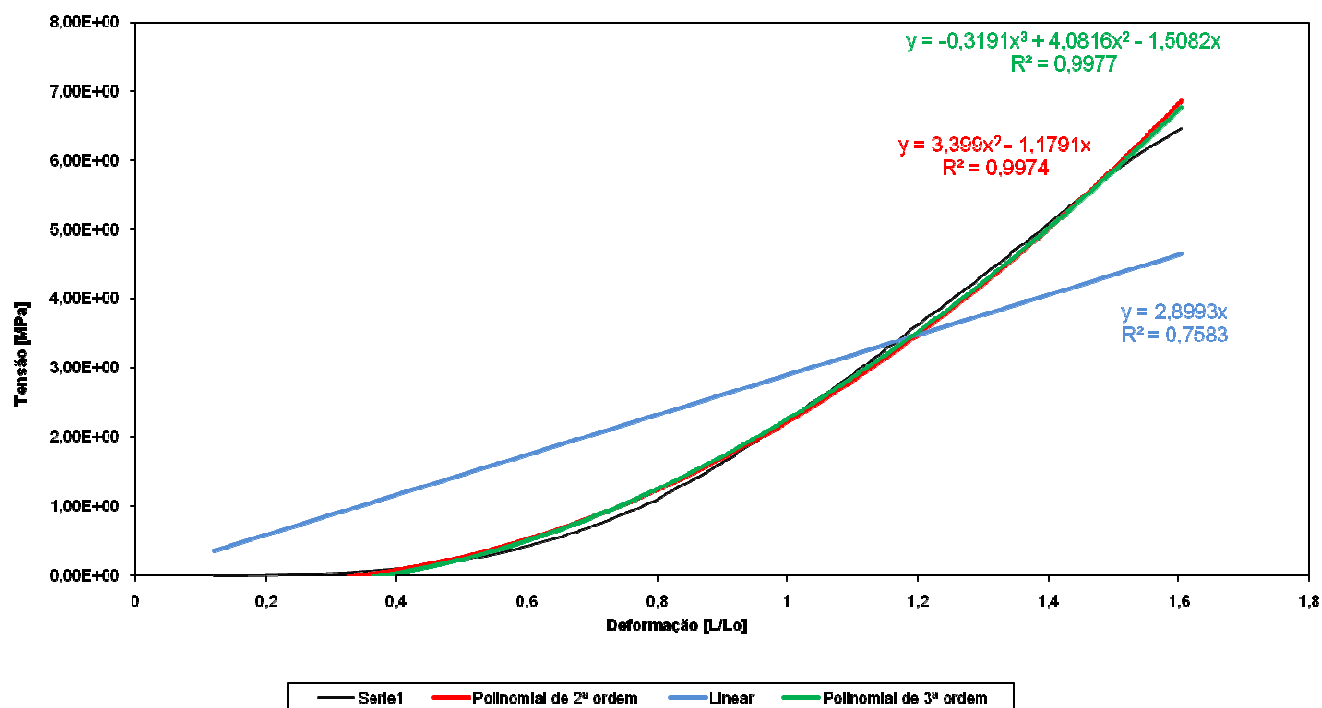


Gráfico 5.4 - Curva Tensão x Deformação da amostra 01 de mucosa de porco na região elástica comparada com regressão linear e com regressões polinomiais de 2ª e 3ª ordem.

Tabela 5.2 – Equações de regressões da curva Tensão x Deformação da amostra 01 de mucosa de porco.

Ordem (n)	Equação	R <sup>2</sup>
1	$y = 2,8993x$	0,7583
2	$y = 3,399x^2 - 1,1791x$	0,9974
3	$y = -0,3191x^3 + 4,0816x^2 - 1,5082x$	0,9977

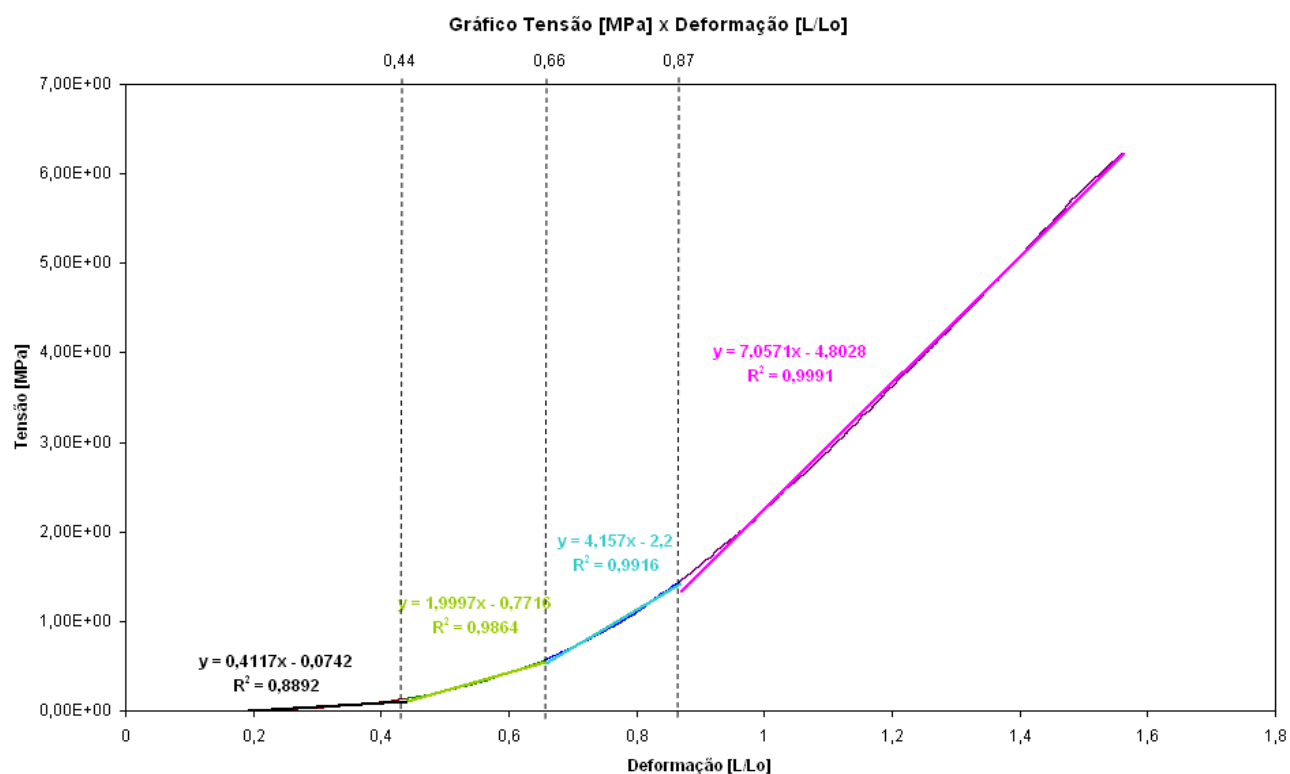
O material testado (mucosa de porco) é um material viscoelástico, ou seja, não possui um comportamento elástico linear (conforme a lei de Hooke), mas sim variável ao longo do tempo. Esse material não possui um módulo de elasticidade definido e constante, mas sim uma elasticidade que se apresenta como uma função não linear da deformação (ou tensão aplicada) sobre o objeto. De maneira mais simplificada, pode-se aproximar essa função como um conjunto de funções lineares, constituindo diversos módulos de elasticidade (inclinações das retas) aplicáveis em faixas de tensões específicas. Devemos sempre lembrar que o comportamento de um material tão heterogêneo como a mucosa pode alterar-se com o sentido da tensão aplicada frente ao material (paralela ou transversal à direção das

fibras), a variação das direções das fibras contidas no conjunto, o grau de torção de cada fibra em relação ao seu próprio eixo, o entrelaçamento entre as fibras e outras condições específicas de cada mucosa.

Vê-se no Gráfico 5.4 que uma simples regressão linear não descreve com boa aproximação as curvas reais e que a regressão polinomial de segunda ordem é suficiente para a aproximação, pois tem-se  $R^2$  superior a 0,997, ou seja, os valores calculados pelas regressões polinomiais desviam no máximo 0,3% dos dados experimentais.

Outra alternativa é obter valores de módulos de elasticidade por faixas da deformação relativa  $\epsilon = L/L_0$ , aproximando-se as curvas reais das amostras 01 e 02 como um conjunto de retas, conforme pode ser visto no Gráfico 5.5.

Os valores do Módulo de Elasticidade por intervalos de tensão e de deformação  $L/L_0$ , são apresentados na Tabela 5.3.

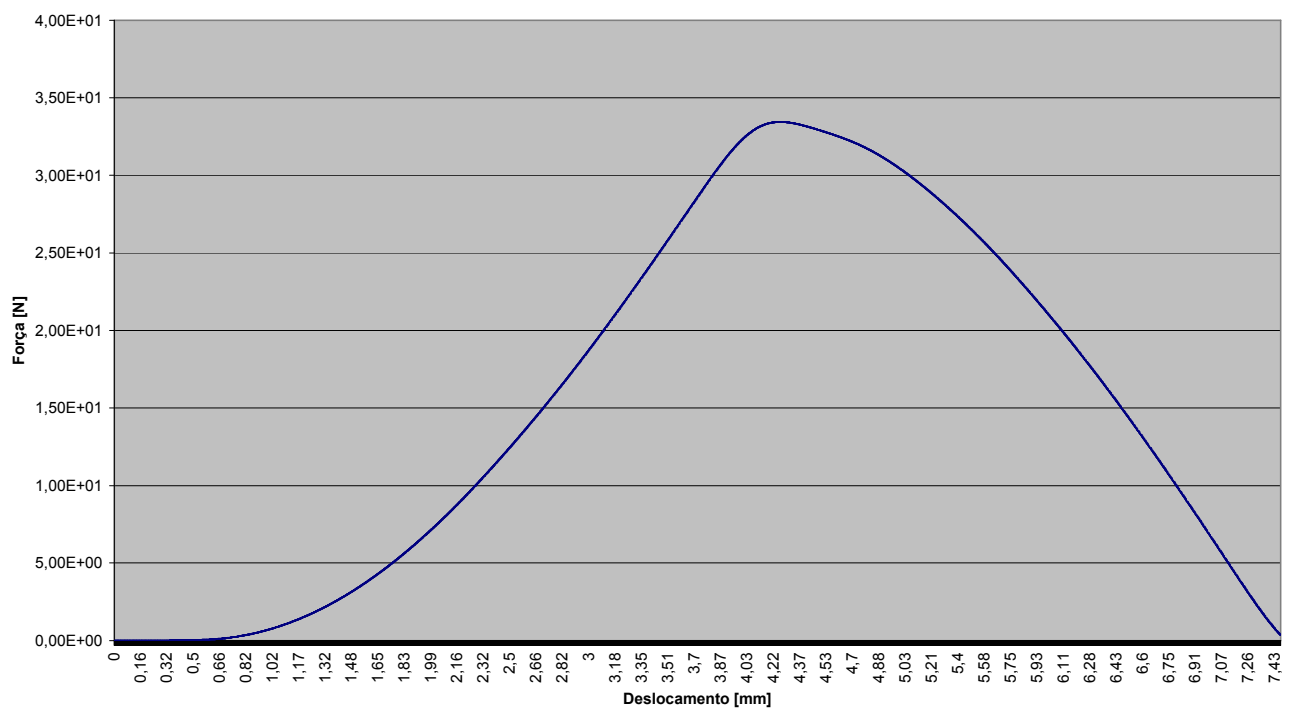


**Gráfico 5.5** - Aproximação linear por regiões da curva Tensão x Deformação da amostra 01 de mucosa de porco na região elástica.

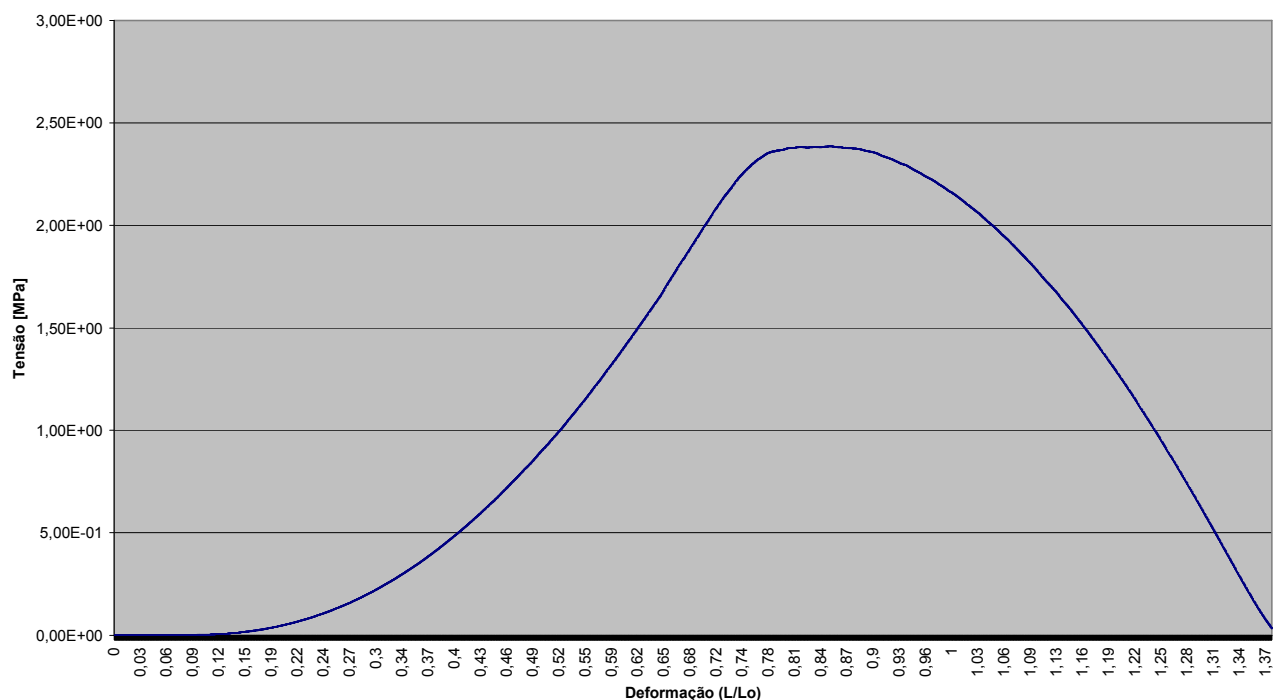
**Tabela 5.3** – Módulo de Elasticidade por intervalos da relação L/Lo – Amostra 01 de mucosa de porco.

E (MPa)	Intervalo (Tensão MPa)	Intervalo (Deformação L/Lo)
0,41	0 – 0,14	0 – 0,44
2,00	0,14 – 0,58	0,44 – 0,66
4,16	0,58 – 1,46	0,66 – 0,87
7,06	1,46 – 6,24	0,87 – 1,56

Os Gráficos 5.6 e 5.7 mostram as curvas Força x Deslocamento e Tensão x Deformação da amostra 02.



**Gráfico 5.6** - Curva Força x Deslocamento da amostra 02 de mucosa de porco.



**Gráfico 5.7** - Curva Tensão x Deformação da amostra 02 de mucosa de porco.

Neste caso, a força máxima aplicada foi  $F_{\max} = 33,45 \text{ N}$ , correspondendo a uma tensão máxima de resistência à tração (RT)  $\sigma_{\max} = 2,39 \text{ MPa}$ .

Da mesma forma do caso anterior, obtém-se a curva Tensão x Deformação da amostra 01 considerando-se apenas o regime elástico, conforme mostra o Gráfico 5.8. Foram efetuadas regressões linear e polinomiais de segunda e terceira ordem, cujas curvas são mostradas no Gráfico 5.9. As correspondentes expressões das equações das regressões são apresentadas nas Tabelas 5.4.

Os valores de módulos de elasticidade por faixas da deformação, aproximando-se as curvas reais como um conjunto de retas (Gráfico 5.10), cujos valores do Módulo de Elasticidade por intervalos de tensão e de deformação  $L/L_0$  são listados na Tabelas 5.5.

Vê-se que no caso da amostra 02 não há divergência da equação para tensões próximas ao limite de escoamento.

Gráfico Tensão [MPa] x Deformação (L/Lo)

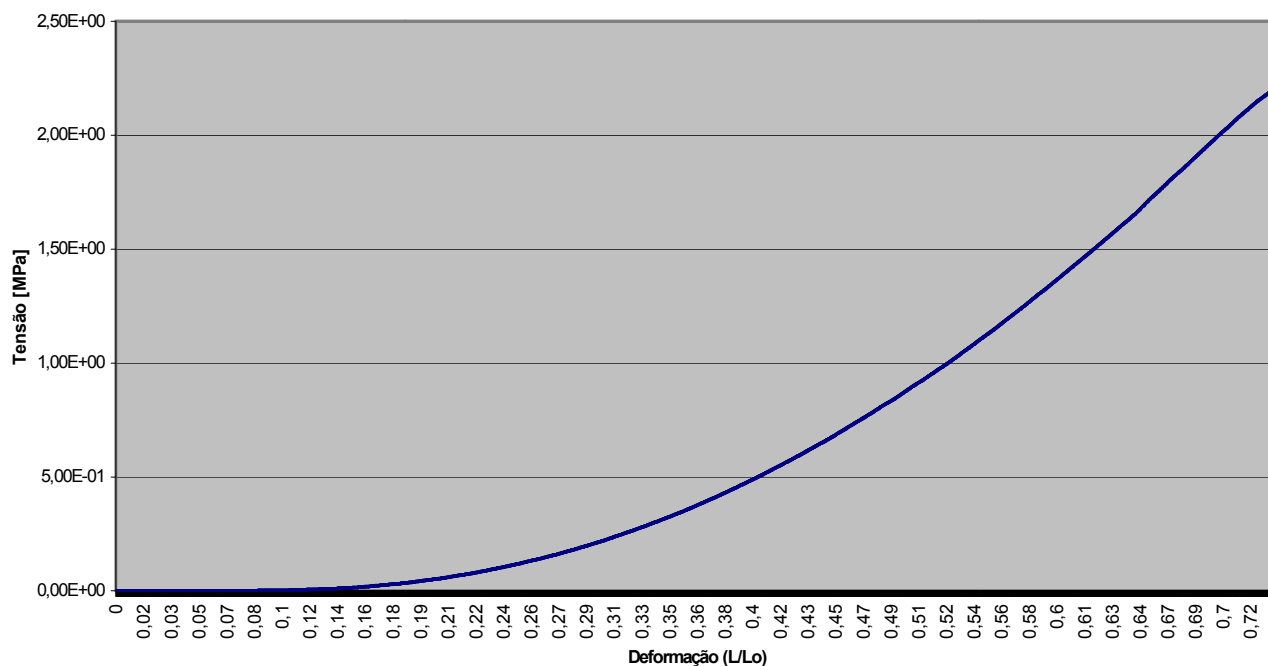


Gráfico 5.8 - Curva Tensão x Deformação da amostra 02 de mucosa de porco na região elástica.

Gráfico Tensão [MPa] x Deformação (L/Lo)

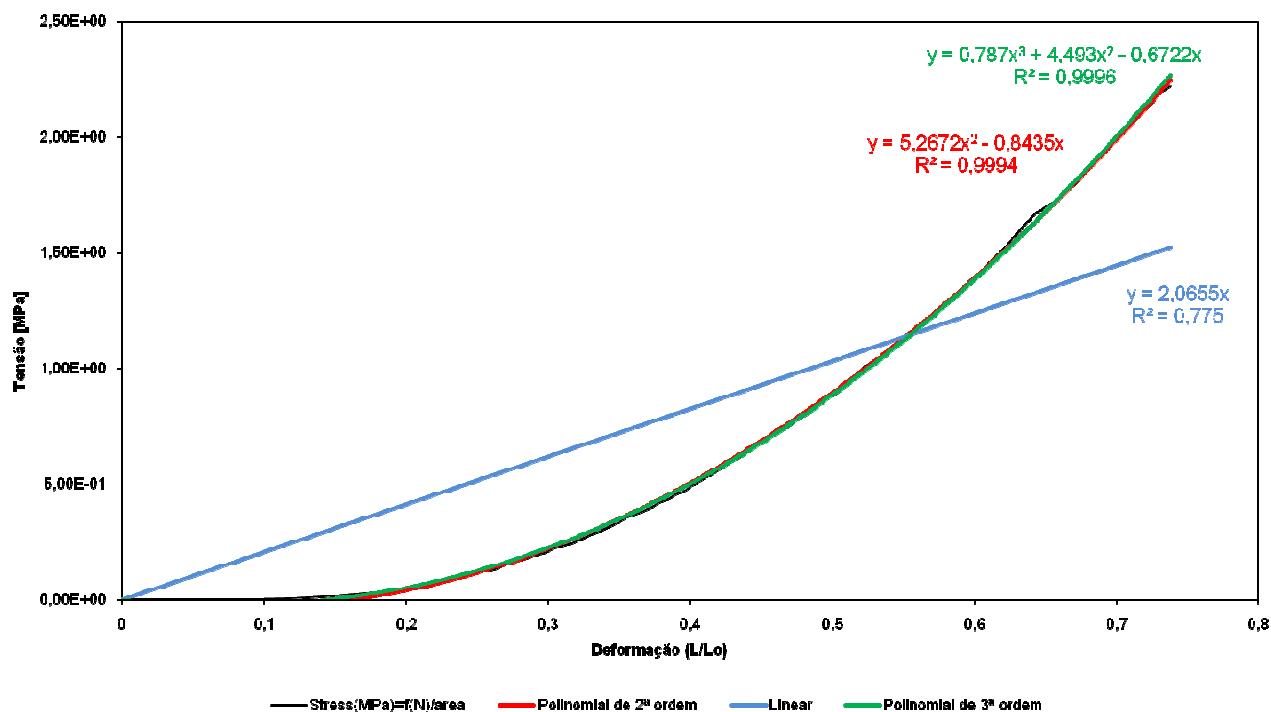
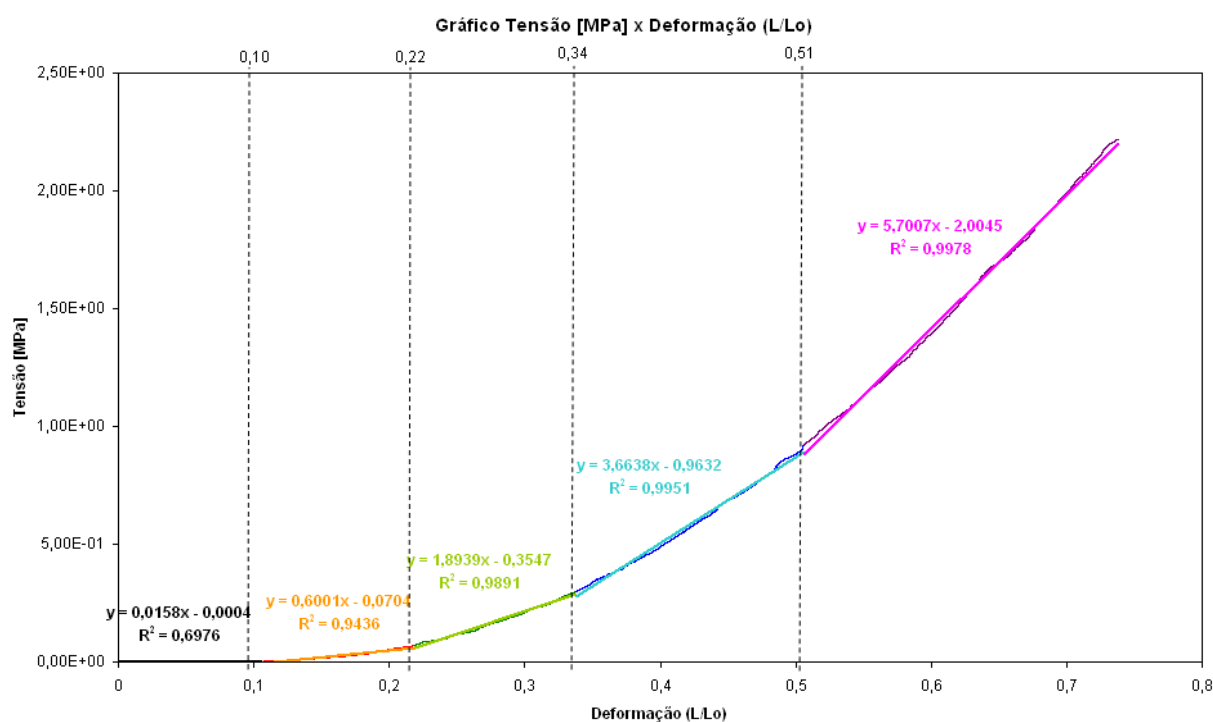


Gráfico 5.9 - Curva Tensão x Deformação da amostra 02 de mucosa de porco na região elástica comparada com regressão linear e com regressões polinomiais de 2ª e 3ª ordem.

**Tabela 5.4** – Equações de regressões da curva Tensão x Deformação da amostra 02 de mucosa de porco.

Ordem (n)	Equação	R <sup>2</sup>
1	$y = 2,0655x$	0,775
2	$y = 5,2672x^2 - 0,8435x$	0,9994
3	$y = 0,787x^3 + 4,493x^2 - 0,6722x$	0,9996



**Gráfico 5.10** - Aproximação linear por regiões da curva Tensão [MPa] x Deformação [L/L<sub>o</sub>] da amostra 02 de mucosa de porco na região elástica.

**Tabela 5.5** – Módulo de Elasticidade por intervalos da relação L/Lo – Amostra 02 de mucosa de porco.

E (MPa)	Intervalo (Tensão MPa)	Intervalo (Deformação L/Lo)
0,10	0 – 0,002	0 – 0,10
0,60	0,002 – 0,07	0,10 – 0,22
1,89	0,07 – 0,31	0,22 – 0,34
3,66	0,31 – 0,94	0,34 – 0,51
5,70	0,94 – 2,22	0,51 – 0,74

As amostras 01 e 02 eram de animais distintos, com aspectos morfofuncionais diferenciados. A amostra 02 rompeu-se prematuramente e o animal apresentava uma fibrose bastante extensa na região em que o tecido foi retirado. A observação leva à dedução que a amostra 02, mais fibrosa, pertencia a um porco de mais idade.

No início da deformação a flexibilidade é maior. Vê-se que, no primeiro intervalo, a aplicação de baixos valores de tensão (menores que 0,4 MPa na amostra 01 e 0,02 MPa na amostra 02) já provoca grandes deformações, podendo atingir até 10%.

#### **5.4 Ensaios para determinação do Módulo de Elasticidade da mucosa humana**

Uma vez desenvolvida a técnica para a medição do módulo de elasticidade empregando mucosa de porco, resolveu-se aplicar essa metodologia para obtenção do módulo de elasticidade de amostras de mucosa humana e comparar os resultados com a informação obtida da literatura.

Foram retiradas duas amostras de um mesmo indivíduo com indicação de operação para remoção de lesão no palato. A cirurgia previa a remoção abrangente de tecido de mucosa bucal, que se estendia por áreas de tecido sadio, das quais foram retiradas as amostras utilizadas neste estudo. O ato cirúrgico foi realizado no Hospital São João da Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, Portugal e as amostras foram transportadas em solução de soro fisiológico a 0,9%, conservando sua hidratação. Obedeceu-se à Comissão de Ética para a Investigação Clínica – CEIC de Portugal. Em um período inferior a um dia foram realizados os ensaios de tração no laboratório de pesquisa da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Respectivamente são mostradas nas Tabelas 5.6 e 5.7 as dimensões dos corpos de prova e a condição clínica da dissecação da amostra.

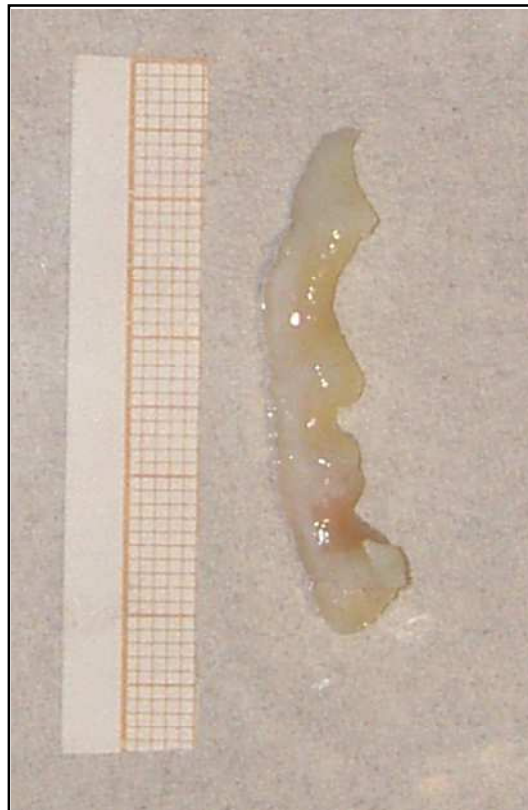
**Tabela 5.6** - Características geométricas dos corpos de prova da amostra de mucosa humana.

Amostra	Espessura (mm)	Comprimento (mm)	Largura (mm)
03	2,284	9,23	3,509
04	1,633	5,765	3,695

**Tabela 5.7** - Condição clínica da amostra de mucosa humana.

• Tecido gengival sadio
• Peça de gengiva queratinizada
• Data da colheita: 30.07.2008
• Data do ensaio: 31.07.2008

Na Figura 5.5 vê-se a amostra de mucosa humana de onde foram confeccionados os corpos de prova testados.



**Figura 5.5** - Amostra de mucosa humana.

Nas Figuras 5.6 e 5.7 são vistos os respectivos corpos de prova sendo submetidos aos ensaios de tração.



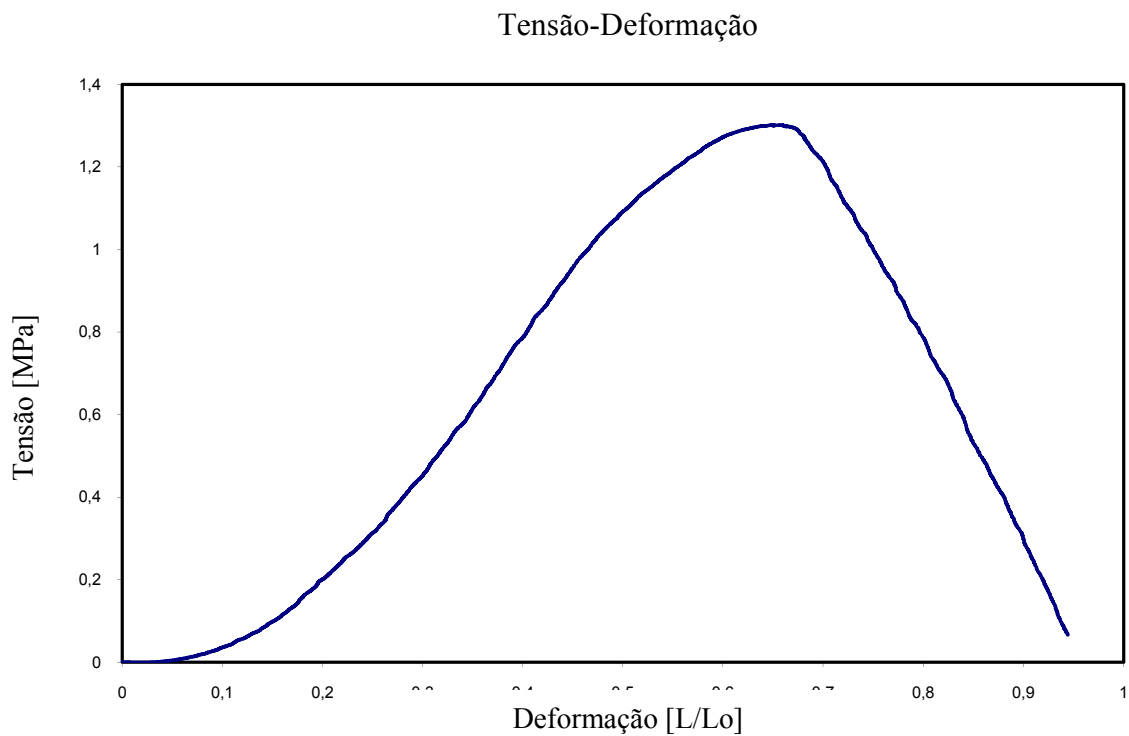


**Figura 5.6** – Amostra 03 de mucosa humana sob ensaio de tração.



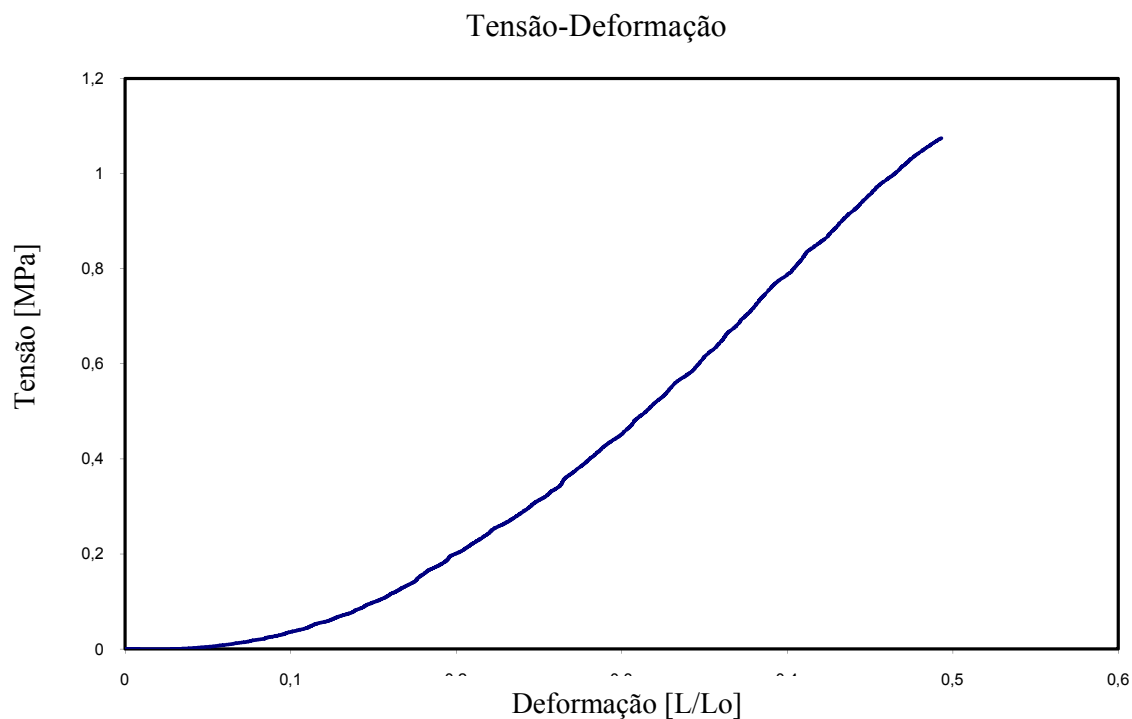
**Figura 5.7** – Amostra 04 de mucosa humana sob ensaio de tração.

O Gráfico 5.11 mostra a curva Tensão x Deformação da amostra 03 de mucosa humana.



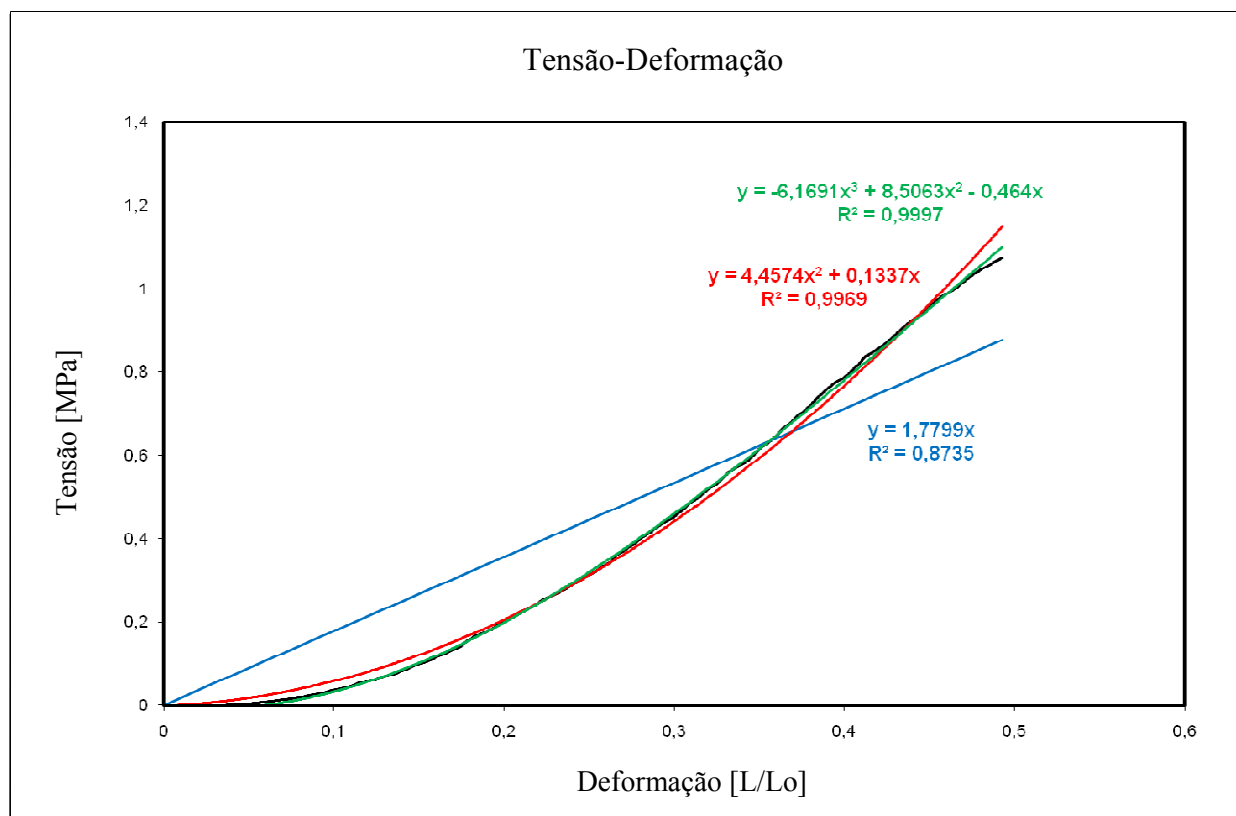
**Gráfico 5.11** - Curva Tensão x Deformação da amostra 03 de mucosa humana.

O Gráfico 5.12 mostra a curva no regime elástico.



**Gráfico 5.12** - Curva Tensão x Deformação da amostra 03 de mucosa humana na região elástica.

Assim como para a mucosa de porco, foram efetuadas regressões lineares e polinomiais de segunda e terceira ordem, cujas curvas são mostradas no Gráfico 5.13. As correspondentes expressões das equações das regressões são apresentadas nas Tabelas 5.8.

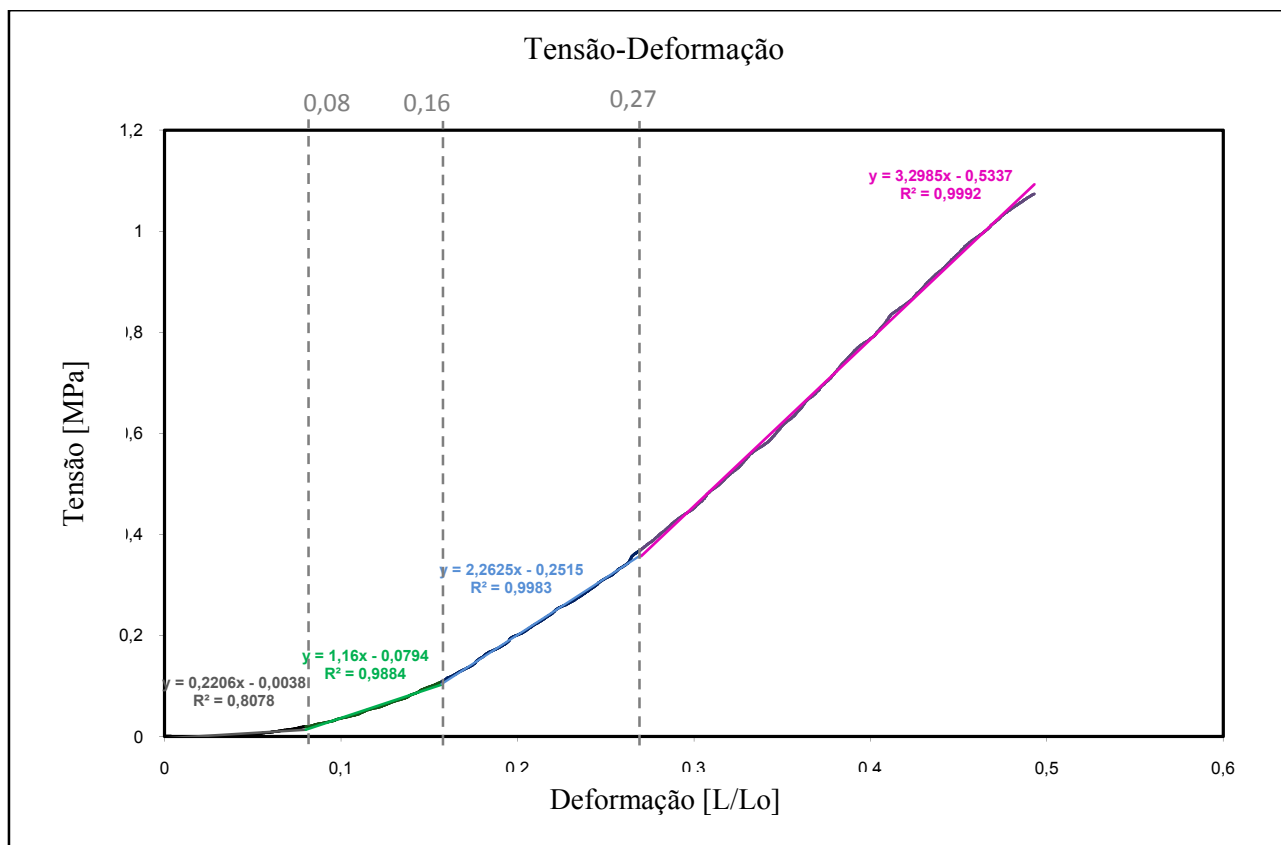


**Gráfico 5.13-** Curva Tensão x Deformação da amostra 03 de mucosa humana na região elástica comparada com regressão linear e com regressões polinomiais de 2ª e 3ª ordem.

**Tabela 5.8** – Equações de regressões da curva Tensão x Deformação da amostra 03 de mucosa humana.

Ordem (n)	Equação	R <sup>2</sup>
1	$y = 1,7799x$	0,8735
2	$y = 4,4574x^2 + 0,1337x$	0,9969
3	$y = -6,1619x^3 + 8,5063x^2 - 0,464x$	0,9997

Seguindo a metodologia anteriormente estabelecida, fez-se a aproximação das curvas reais da amostra 03 de mucosa humana como um conjunto de retas, o que é mostrado nos Gráfico 5.14, donde foram obtidos os valores de Módulo de Elasticidade por intervalos de tensão e de deformação L/Lo que são apresentados na Tabela 5.9.

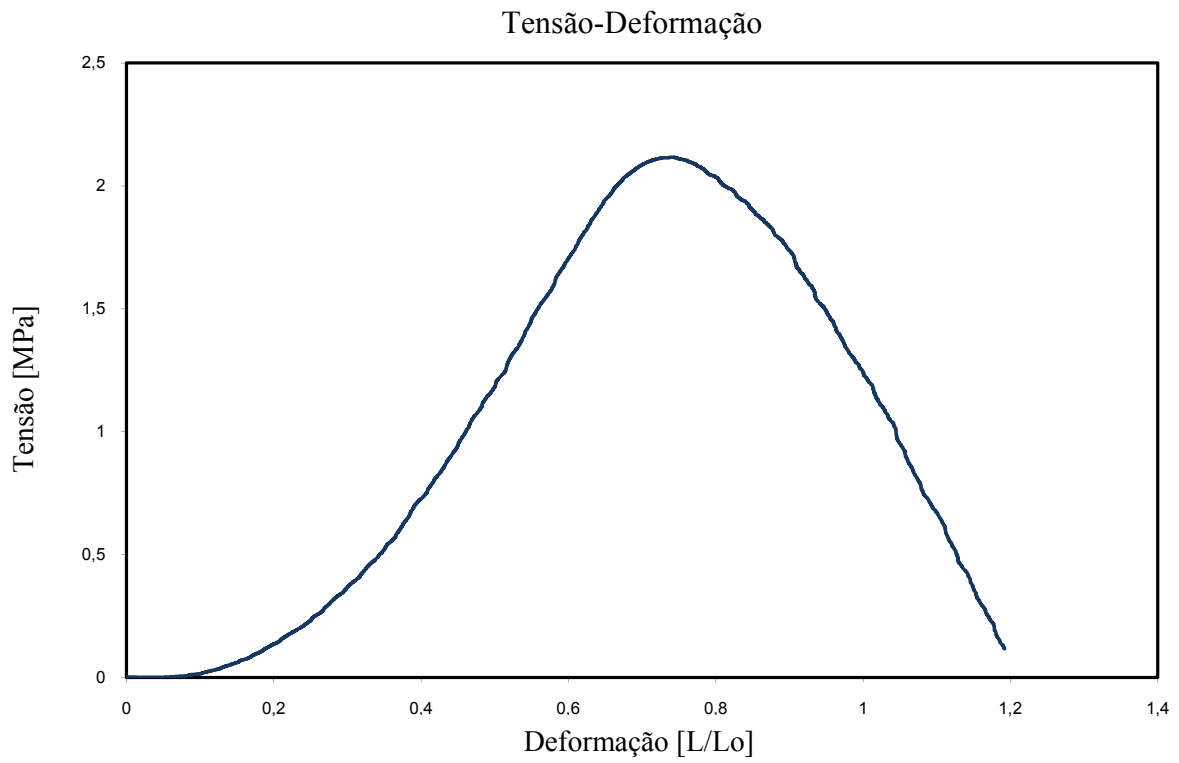


**Gráfico 5.14** - Aproximação linear por regiões da curva Tensão x Deformação da amostra 03 de mucosa humana na região elástica.

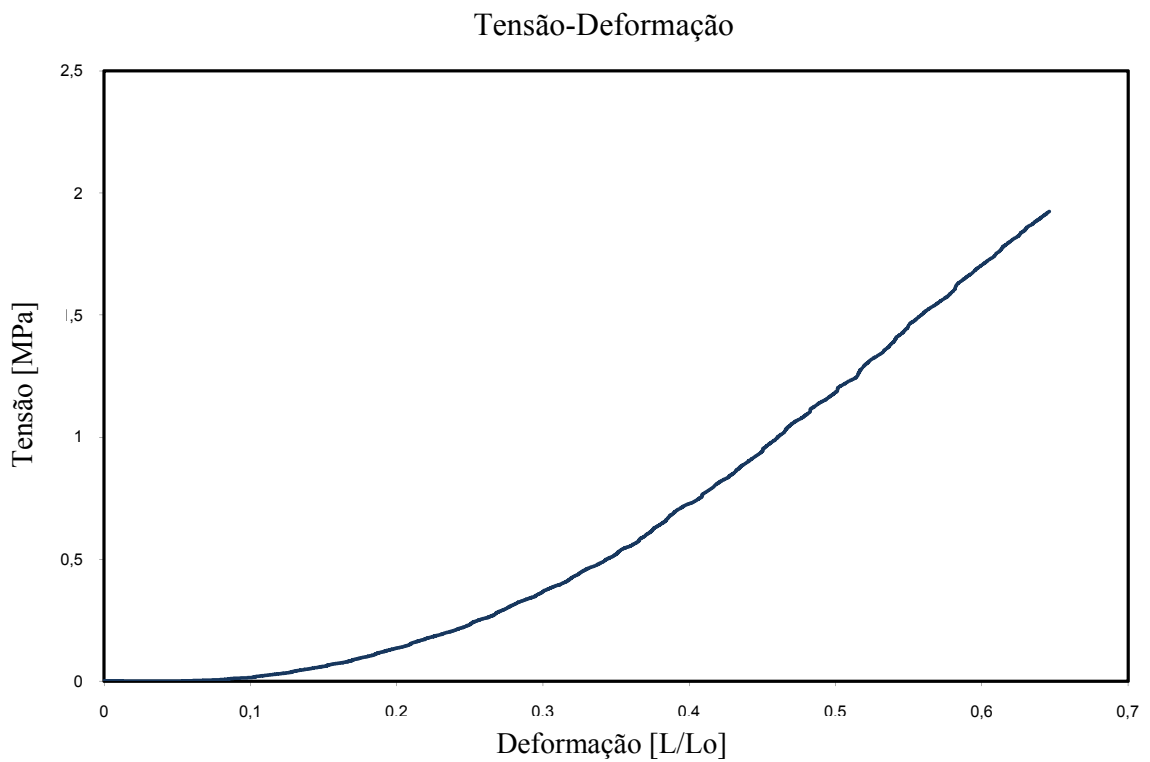
**Tabela 5.9** – Módulo de Elasticidade por intervalos de tensão - Amostra 03 de mucosa humana.

E (MPa)	Intervalo (Tensão MPa)	Intervalo (Deformação L/Lo)
0,22	0 – 0,02	0 – 0,08
1,18	0,02 – 0,12	0,08 – 0,16
2,28	0,12 – 0,37	0,16 – 0,27
3,29	0,37 – 1,07	0,27 – 0,49

Os resultados do ensaio da amostra 04 são dados pela curva Tensão x Deformação do Gráfico 5.15, com destaque da curva no regime elástico visto no Gráfico 5.16.

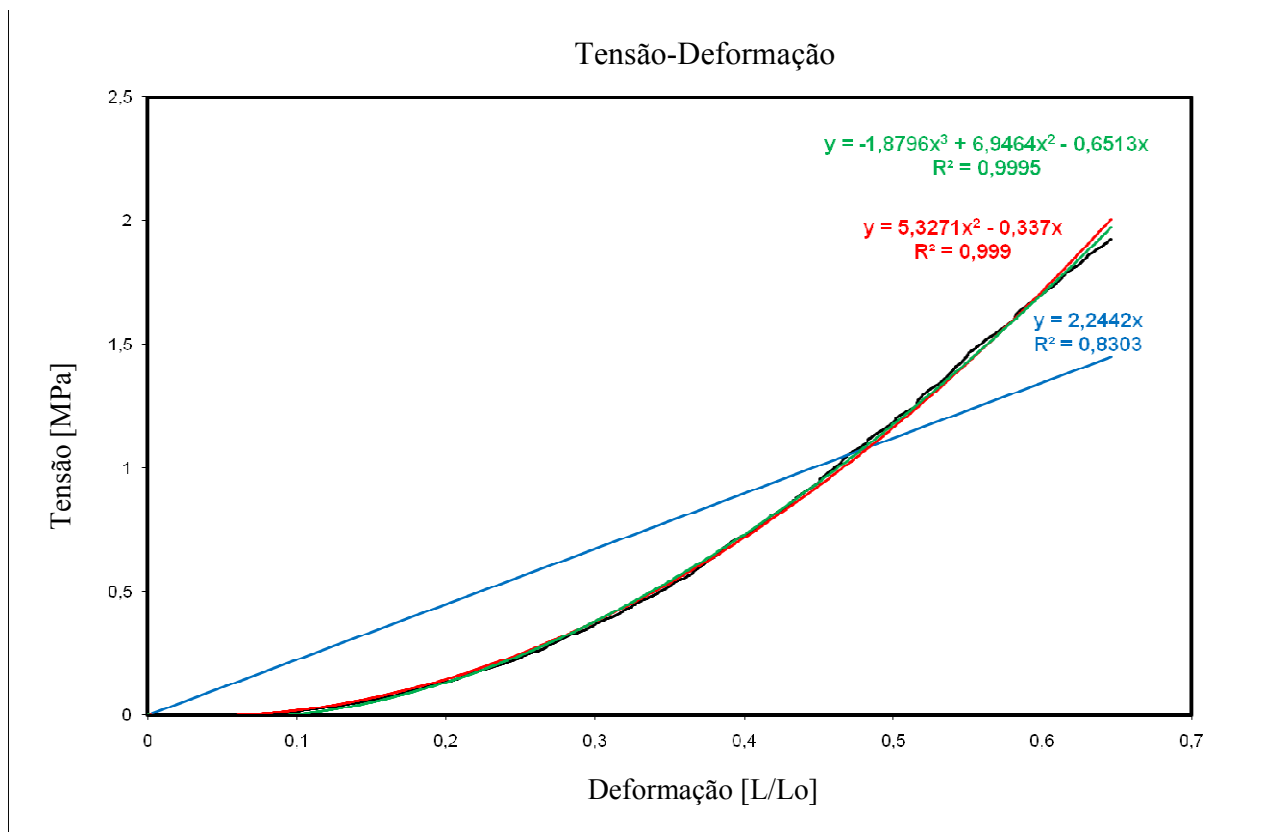


**Gráfico 5.15** - Curva Tensão x Deformação da amostra 04 de mucosa humana.



**Gráfico 5.16** - Curva Tensão x Deformação da amostra 04 de mucosa humana na região elástica.

O Gráfico 5.17 mostra regressões linear e polinomiais de segunda e terceira ordem na região elástica da Amostra 04 de mucosa humana. As correspondentes expressões das equações das regressões são apresentadas nas Tabelas 5.10.

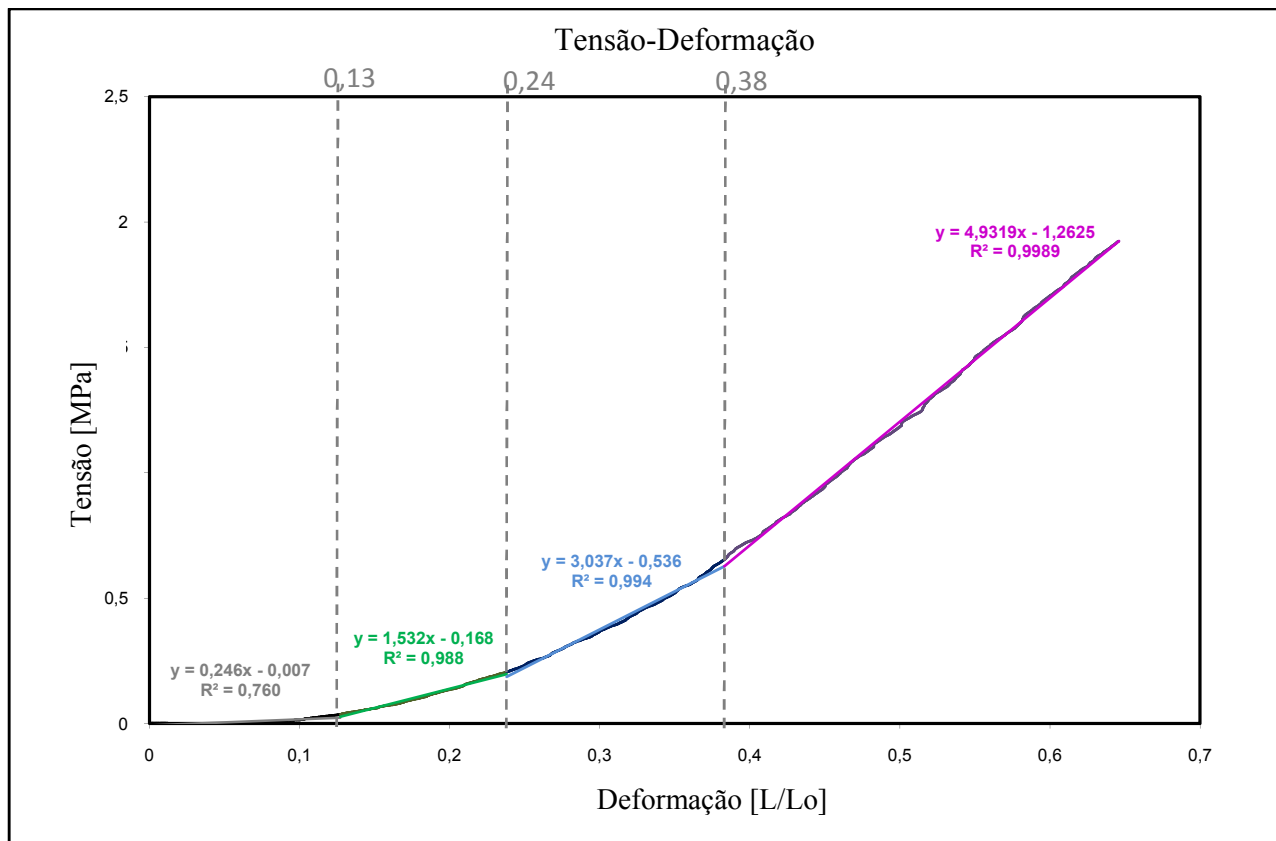


**Gráfico 5.17** - Curva Tensão x Deformação da amostra 04 de mucosa humana na região elástica comparada com regressão linear e com regressões polinomiais de 2ª e 3ª ordem.

**Tabela 5.10** – Equações de regressões da curva Tensão x Deformação da amostra 04 de mucosa humana.

Ordem (n)	Equação	R <sup>2</sup>
1	$y = 2,2442x$	0,8303
2	$y = 5,3271x^2 - 0,337x$	0,999
3	$y = -1,8796x^3 + 6,9464x^2 - 0,6513x$	0,9995

As curvas reais são aproximadas como um conjunto de retas mostradas nos Gráfico 5.18. Os valores obtidos de Módulo de Elasticidade por intervalos de tensão e de deformação L/Lo são listados na Tabela 5.11.



**Gráfico 5.18** - Aproximação linear por regiões da curva Tensão x Deformação da amostra 04 de mucosa humana na região elástica.

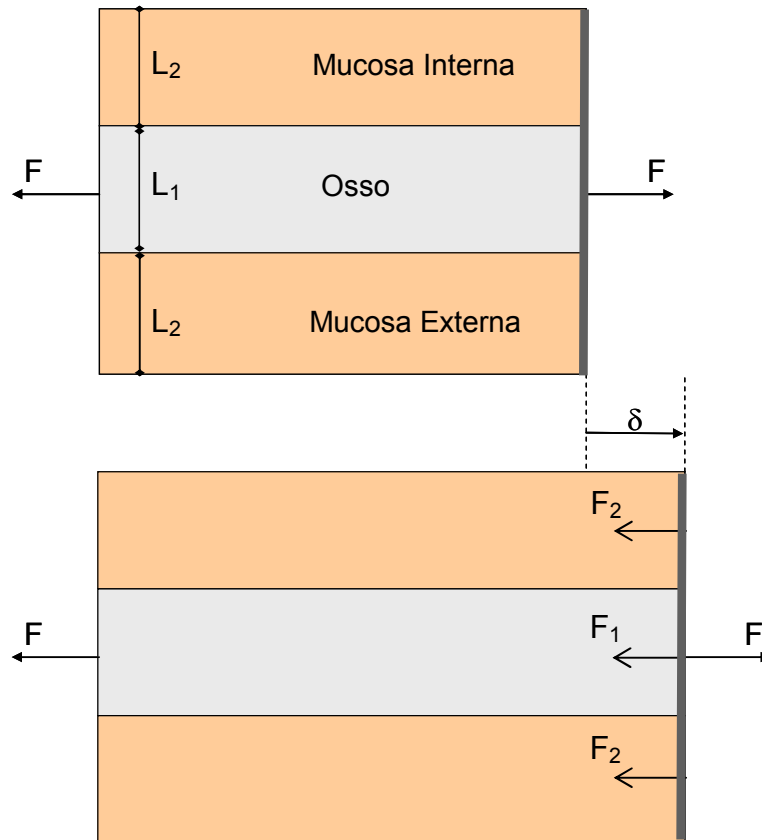
**Tabela 5.11** – Módulo de Elasticidade por intervalos de tensão - Amostra 04 de mucosa humana.

E (MPa)	Intervalo (Tensão MPa)	Intervalo (deformação)
0,30	0 – 0,04	0 – 0,13
1,54	0,04 – 0,21	0,13 – 0,24
3,14	0,21 – 0,65	0,24 – 0,38
4,70	0,65 – 1,92	0,38 – 0,65

A diferença de resultados entre as amostras 03 e 04 pode ser explicada pela não homogeneidade dos corpos de prova da mucosa humana seccionada, o que impediu que ambos os corpos de prova tivessem a mesma geometria.

### 5.5 Análise da contribuição da mucosa bucal na tração mandibular intraoral

Para avaliar a contribuição da mucosa bucal para a tração mandibular intraoral, considere o diagrama da Figura 5.8, onde aparece esquematicamente uma seção da mandíbula com a presença da parte óssea na região central envolvida por mucosas.



**Figura 5.8** –Mucosas e osso no deslocamento da mandíbula

Pelo diagrama de corpo livre, tem-se:

$$F = F_1 + 2F_2 \quad (6)$$

Por sua vez, pelas propriedades elásticas do osso e da mucosa bucal, tem-se:

$$F_1 = E_1 A_1 \delta \quad (7)$$



$$F_2 = E_2 A_2 \delta \quad (8)$$

onde:

$E_1$  denota o módulo de elasticidade do osso,

$E_2$  denota o módulo de elasticidade da gengiva

$A_1$  denota a área da seção transversal do osso sujeita ao esforço

$A_2$  denota a área da seção transversal da mucosa bucal sujeita ao esforço

$\delta$  denota o alongamento da mandíbula

Da divisão da equação (8) pela equação (7), obtém-se:

$$F_2 = \frac{E_2 A_2}{E_1 A_1} F_1 \quad (9)$$

Por sua vez, a substituição de (9) em (6) fornece:

$$F = \left( 1 + 2 \frac{E_2 A_2}{E_1 A_1} \right) F_1 \quad (10)$$

Finalmente, a consideração simultânea das equações (7) e (10) permite escrever:

$$\frac{F}{\delta} = \left( 1 + 2 \frac{E_2 A_2}{E_1 A_1} \right) E_1 A_1 \quad (11)$$

A equação (11) fornece a razão entre força e deslocamento considerando o sanduíche mucosa-osso-mucosa.

No caso de se desprezar a ação das mucosas, ou seja,  $E_2 A_2 \ll E_1 A_1$ , o termo entre parênteses será aproximando por 1, fornecendo:

$$\frac{F}{\delta} \cong E_1 A_1 \quad (12)$$

Considere apenas o osso trabecular,  $E_1 = 1370$  MPa (Geng et al., 2001), cujo módulo de elasticidade é bastante inferior ao osso cortical, e para a mucosa  $E_2 = 4,93$  MPa que corresponde ao maior valor obtido para  $E_2$  (Tabela 5.11) e a relação  $A_2/A_1 \approx 1/7$ , tem-se pela Equação (11):

$$1 + 2 \frac{E_2 A_2}{E_1 A_1} = 1 + 2 \frac{4,93}{1370} \frac{1}{7} = 1,00104 \quad (13)$$

Isso significa que a desconsideração da ação da gengiva na tração da mandíbula deve representar um erro da ordem de 0,1%. Pelas precisões e incertezas envolvidas no presente estudo, trata-se de um valor seguramente desprezível.

Portanto, é pertinente afirmar que, de fato, a mucosa tem efeito desprezível na tração da mandíbula com a abertura do parafuso expensor em aparelhos ortodônticos.

## 5.6 Comentários

1. A referência da literatura utiliza para mucosa humana uma faixa de tensões de trabalho de 0,0 a 0,833 MPa (Kawasaki et al., 2001). Por outro lado, os valores encontrados no presente trabalho (de 0 a 1,07 MPa para a amostra 03; de 0 a 1,92 MPa para a amostra 04) representam valores superiores à referência mencionada. Considerando-se a dispersão encontrada, pode-se dizer que o limite de Kawasaki et al., 2001, é compatível (mesma ordem de grandeza) com os do presente estudo.
2. Os resultados obtidos sugerem que as mucosas de porco são mais resistentes que a mucosa humana (1,07 a 1,92 MPa). Se forem considerados argumentos biológicos, este é um resultado esperado. De fato, os hábitos alimentares dos porcos exigem uma maior resistência de sua mucosa.
3. Em todos os corpos de prova ensaiados polinômios de segundo grau se mostraram mais adequados para representar o comportamento elástico de mucosas humanas e de porco. Enquanto as aproximações quadráticas são muito melhores que as regressões lineares, perdem muito pouco em relação às regressões cúbicas.
4. Para o caso da utilização das aproximações lineares por partes, deve-se levar em consideração a tensão/deformação total das faixas anteriores, ou seja, deve-se obedecer as seguintes equações:

$$\sigma = \left( \sum_{i=1}^n E_i \times \frac{L}{L_0} \right) + \sigma_{\max_{n-1}} \quad i = 1, 2, 3 \dots \quad (14)$$

ou,

$$\frac{L}{L_0} = \left( \sum_{i=1}^n \frac{\sigma}{E_i} \right) + \frac{L_{\max_{n-1}}}{L_0} \quad i = 1, 2, 3 \dots \quad (15)$$

## **CAPÍTULO 6. MEDIÇÃO *IN VIVO* DAS TENSÕES NA MANDÍBULA PROVOCADAS PELA ATIVAÇÃO DO PARAFUSO EXPANSOR**

Neste capítulo apresentam-se medições *in vivo* das tensões na mandíbula provocadas pela abertura do parafuso expensor no aparelho mandibular.

O procedimento foi dividido em duas etapas, sendo a primeira um experimento piloto e a segunda o experimento propriamente dito.

Ao final do capítulo apresentam-se os resultados obtidos com a realização da medição em paciente.

### **6.1 Materiais e métodos**

Desenvolveu-se na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto uma metodologia para medição das tensões *in vivo* provocadas pela ativação do aparelho expensor mandibular que possibilita a aquisição de informações reais relacionadas à quantificação dos níveis de tensões aplicadas em tratamentos ortodônticos/ortopédicos.

Foi concebida uma bancada para fazer medição das pressões aplicadas nas estruturas bucais pelo uso de aparelho com parafuso expensor na mandíbula *in vivo*, aplicando metodologia e instrumentos mais atualizados e de precisão. Os dados coletados foram tabulados e plotados com as respectivas curvas de força x deslocamento e força x tempo. Os resultados das medições foram comparados com os da literatura especializada.

Após o domínio do sistema de medição das cargas impostas quando da ativação do aparelho ortopédico, fez-se ensaios *in vivo* do caso clínico de um paciente em tratamento de maloclusão em uso de aparelho com parafuso expensor. Os dados experimentais obtidos são comparados com os resultados gerados do modelo biomecânico da remodelação óssea da mandíbula do mesmo caso, analisado pelo método de elementos finitos.

#### **6.1.1 Experimentos utilizando aparelho de parafuso expensor na mandíbula**

##### **6.1.1.1 Sistema de aquisição de dados**

Para o sistema de medição e instrumentação foi utilizada a tecnologia PPS (Pressure Profile Systems), concebida no Laboratório de Robótica da Universidade de Havard.

O sistema é projetado para atingir critérios rigorosos de sensibilidade e repetitividade e suportar trabalhos provendo a visualização dos resultados em tempo real, com rápida edição dos dados e plena capacidade de exportá-los.

Este sistema permite a aquisição de dados e mapeamento dos mesmos, no caso tensões de baixos níveis, da ordem de 10 kPa.

Nesse dispositivo, sensores são presos na superfície da cabeça e na face do paciente onde as tensões são medidas e analisadas.

A Figura 6.1 esquematiza medições sobre superfícies do crânio e face humanas empregando-se o sistema PPS e a Figura 6.2 relaciona os componentes do dispositivo de medição.



**Figura 6.1** - Aplicação do sistema PPS para medições de pressão na cabeça.



**Figura 6.2** - Sistema de medição de força e aquisição de dados.

No presente trabalho foram empregados sensores FlexiForce<sup>®</sup>, Tecksan Inc, USA, circuitos impressos ultra-finos e flexíveis que podem ser facilmente integrados à maioria das aplicações. Com a sua construção em espessura fina e alta flexibilidade, o sensor de força FlexiForce<sup>®</sup> pode medir a força entre duas superfícies de vários tipos e é durável o suficiente para a maioria dos ambientes.

Este sensor de força de película fina tem propriedades muito boas de sensoramento de forças, linearidade, histerese, posicionamento e sensibilidade à temperatura. A “área de sensoriamento ativo” tem um círculo de diâmetro de 0,375” (9,53 mm) no final do sensor. Os sensores são construídos com duas camadas de substrato. Este substrato é composto de filme de poliéster. Em cada camada, um material condutor (prata) é aplicado, seguido por uma camada de tinta sensível à pressão. Adesivo é então utilizado para laminar as duas camadas de substrato para formar o sensor. O círculo de prata em cima da tinta sensível à pressão define a "área ativa de detecção. A prata estende-se desde a área de detecção até os conectores na outra extremidade do sensor, formando os fios condutores. Os sensores são terminados com um conector de pinos machos quadrados soldados, o que permite que eles sejam incorporados a um circuito. Os dois pinos externos do conector são ativos e o pino central é inativo. Os sensores foram cortados com o comprimento predefinido e ligados a um novo conector ligado. Um resina epóxi condutora foi utilizada para colar os fios a cada condutor.

O sensor funciona como um resistor variável em um circuito elétrico. Quando o sensor não tem carga, a sua resistência elétrica é muito elevada (superior a 5 Mega Ohm); quando uma força é aplicada ao sensor, a resistência diminui. A mudança na resistência é lida pela conexão de um ohmímetro aos dois pinos externos do conector do sensor e aplicação de uma força na área de sensoriamento.

Os sensores FlexiForce<sup>®</sup> usam uma tecnologia baseada na resistividade: a aplicação de uma força para a área ativa de detecção do sensor resulta em uma mudança na resistência do elemento sensor em proporção inversa à força aplicada.

A Figura 6.3 mostra um sensor fino e flexível. A resistência não se altera ao ser flexionado, mas apenas quando a pressão é aplicada sobre a circular no final do sensor



**Figura 6.3** - Sensor de força fino e flexível utilizado nos experimentos.

### 6.1.2 Experimento piloto para desenvolvimento do sistema de medição

Para desenvolver uma metodologia de medição das forças aplicadas em um aparelho expansor mandibular, foi desenvolvido um experimento piloto de medições *in vivo* em um indivíduo cognominado Paciente A.

#### 6.1.2.1 Construção do aparelho de parafuso expansor

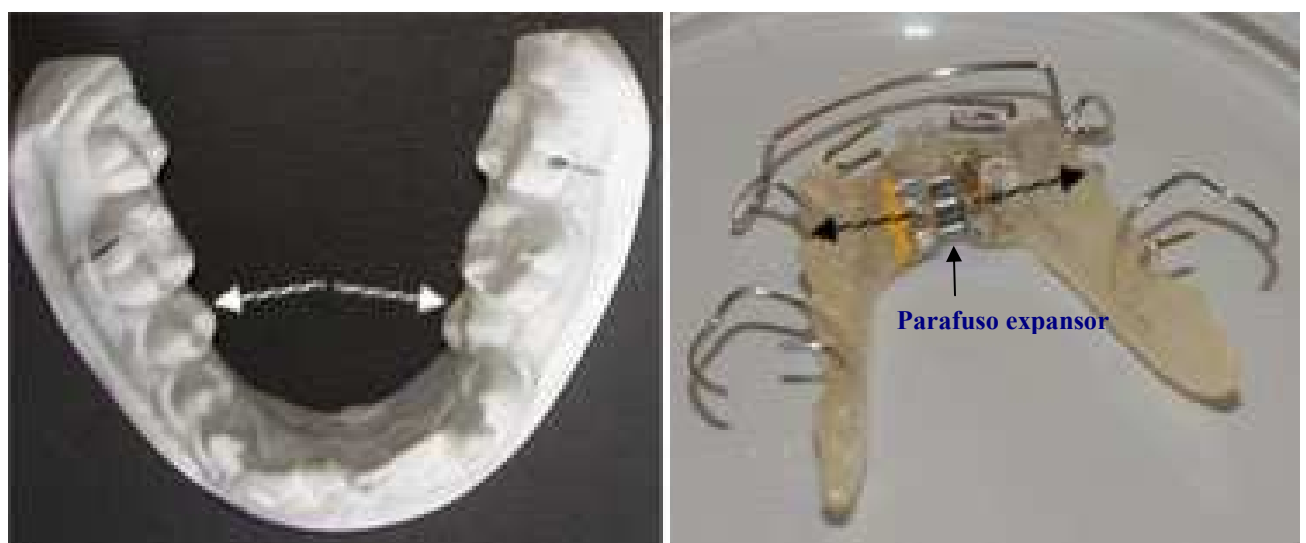
Nesse experimento para desenvolvimento da bancada de medição com o Paciente A foi utilizado um aparelho engastado nos dentes com parafuso expansor adaptado na linha média da mandíbula. Este tipo de expansão é utilizada para reposicionar coroas dentais dos incisivos laterais inferiores em paciente já tratado anteriormente com ortopedia e ortodontia fixa onde ocorreu recidiva de inclinação

e apinhamento dos incisivos laterais. A recidiva ocorreu devido ao episódio de estirão em paciente do sexo masculino na faixa etária entre 17 e 21 anos de idade.

Devido aos riscos de possível ocorrência de reabsorções radiculares ou outros efeitos deletérios de repetições consecutivas de movimentações em mesmo elementos estruturais em um período curto de tempo, opta-se pelo emprego de aparatologia removível para melhor controle dos aspectos clínicos das movimentações impostas.

Foram feitos modelo em gesso do conjunto mandíbula e maxila para projeto do aparelho e especificação dos sensores de forças.

A Figura 6.4 ilustra o modelo em gesso da mandíbula e detalhes da concepção do aparelho expansor mandibular, construído em placa acrílica utilizando parafuso de expansão e molas linguais nos dentes incisivos laterais, para obtenção dos deslocamentos desejados.



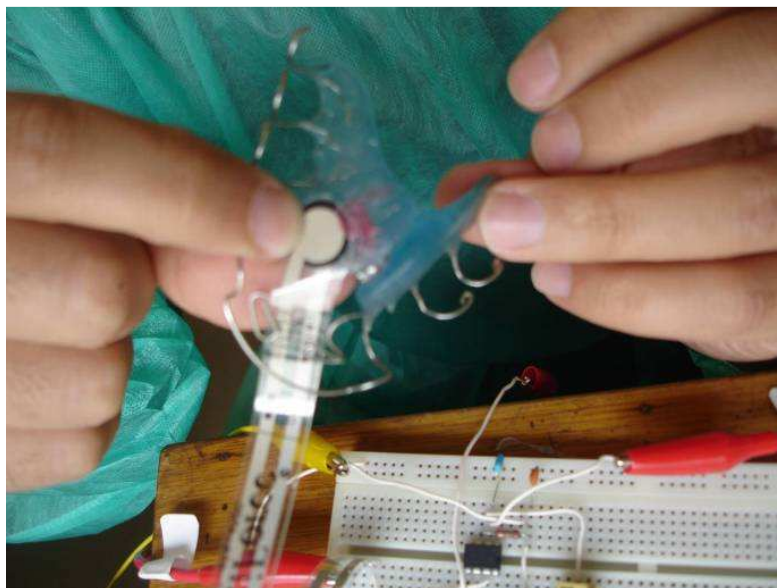
**Figura 6.4** – Sentido dos deslocamentos impostos pelo parafuso expansor: à esquerda no modelo em gesso da mandíbula e à direita no aparelho de parafuso expansor.

#### 6.1.2.2 Sistema de medição

Para medição dos esforços envolvidos na condição de utilização, foi posicionado um sensor de pressão em quatro posições, que foram previamente definidas devido à sua importância nos processos ortodônticos, entre a resina do aparelho e a mucosa do paciente, de tal modo que se medisse a pressão normal à superfície da mucosa transmitida pelo aparelho.



Para facilitar a adesão e evitar descolamentos relativos entre sensor, mucosa e aparelho, foi utilizada cera utilidade, de uso corriqueiro em consultórios odontológicos, para colar aparelho e sensor, conforme mostra a Figura 6.5.



**Figura 6.5** - Adaptação dos sensores aos pontos marcados no aparelho utilizando cera utilidade.

A fixação dos sensores ao aparelho pelo uso da cera utilidade foi devido ao fato desse material possuir boa aderência, não deixar resíduos após a remoção, ser de baixo custo e fácil desinfecção, não ocasionando danos ou perda de sensibilidade aos sensores.

Também foi realizado um acerto nos rebordos dos sensores com a finalidade de não machucar o paciente e permitir maior adaptação na boca. Para tal, foi utilizada uma tesoura comum de uso doméstico de ponta reta e fina.

Para efetuar as medições na bancada do experimento proposto, os sensores foram adaptados no aparelho entre a mucosa e a parte acrílica do Paciente A, conforme Figuras 6.6, 6.7 e 6.8.



**Figura 6.6** – Sensor flexível



**Figura 6.7** - Adaptação do sensor ao aparelho expansor.



**Figura 6.8** - Detalhe do posicionamento do sensor na arcada do Paciente A durante a medição.

O modelo de sensor utilizado foi o FlexiForce A201<sup>®</sup>. Este sensor é do tipo piezoelétrico, e os dados de desempenho típico do sensor estão listados na tabela 6.1.

O diâmetro da área circular de sensoreamento é de  $\frac{3}{8}$ " , ou 9,53mm. Quando submetida à algum esforço normal, a resistência elétrica aí inserida altera suas propriedades, mudando o seu valor resistivo.

Ao se calibrar o sensor, é possível definir uma relação direta entre tensão aplicada e condutância (inverso da resistência) do sensor.

**Tabela 6.1** – Dados de desempenho típico do sensor (manual Flexiforce®)

Linearidade	3%
Repetibilidade	2,5% do fundo de escala
Histerese	4,5% do fundo de escala
Tempo de resposta	5 $\mu$ s
Temperatura de trabalho	- 9°C a 60°C
Faixa de trabalho	0 - 1 lbf (0 - 4,45 N)

O sistema de medição utilizado pode ser representado pelo diagrama de blocos da Figura 6.9.



**Figura 6.9** – Diagrama esquemático do sistema de medição

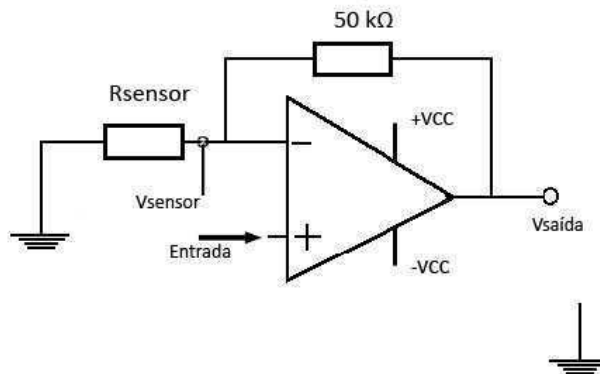
O instrumento de medida é composto pelo sensor apresentado previamente e pelo condicionador de sinal. O condicionador tem como finalidade ajustar o sinal, amplificando-o, proteger o sistema contra sobretensão e atenuar ruídos. As equações que regem o sistema de medição são as seguintes:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_{sensor}} \quad (15)$$

$$V_{saída} = GV_{sensor} \quad (16)$$

Onde,  $V_{sensor}$  é a queda de tensão mesurada na resistência variável do sensor,  $V_{saída}$  é a tensão medida na saída do amplificador,  $R_{sensor}$  é a resistência do sensor, cuja relação com a tensão aplicada é o

objetivo da calibração e  $G$  é o ganho do amplificador não reversível, cujo desenho esquemático pode ser visto na Figura 6.10.



**Figura 6.10** – Amplificador utilizado no condicionador de sinal do sistema de medição

O sinal passa, em seguida, pela placa de aquisição de dados tipo NI USB 6009, que transforma o sinal analógico em digital. Por fim, o sinal digital (V) é condicionado em um arquivo com extensão \*.xls e, posteriormente, transduzido em sinal de força [N].

#### 6.1.2.3 Calibração do sistema de medição

Foram realizados os testes com os sensores FlexiForce A201<sup>®</sup>, no laboratório de calibração da V&M do Brasil, com capacidade máxima de 1 lbf (4,45 N). Para realização da calibração foram utilizados padrões rastreados pela RBC (Rede Brasileira de Calibração), conforme consta no ANEXO 1.

#### 6.1.2.4 Resultados experimentais do experimento com Paciente A

As medidas foram obtidas diretamente do paciente após abertura de um quarto de volta do parafuso expensor durante os movimentos de mastigação de goma de mascar, deglutição e pressão da língua sobre as molas reposicionadoras, os incisivos laterais inferiores e, também, na região dos primeiros molares inferiores.

A abertura do parafuso foi realizada sem removê-lo da arcada, para registro real da expansão provocada. O resultado foi analisado e, após filtragem de ruído, os níveis de força medidos foram registrados.

Para garantir a confiabilidade do experimento alguns procedimentos foram observados. Primeiramente, o aparelho foi posicionado na mandíbula e engastado nos dentes. Apesar da fixação do mesmo restringir giros e alguns movimentos, provocava uma movimentação do aparelho no sentido da expansão, mesmo no instante imediatamente posterior ao aperto do parafuso.

Salienta-se que os deslocamentos ortopédicos e ortodônticos são da ordem de décimos de milímetros e qualquer deslocamento de corpo livre, por menor que seja, já é suficiente para diminuir significativamente o valor da força sentida.

As pressões foram medidas usando a aparatologia anteriormente descrita. Os sinais de saída foram analisados e, após a eliminação de ruídos, transformados nos níveis de forças alcançados. Para obtenção desses resultados, as diferenças de voltagens foram analisadas e foram construídas tabelas com as medições feitas com o paciente durante a abertura do parafuso de expansão em um quarto de volta e durante os movimentos de mastigação, deglutição e aperto de língua sobre as molas de reposicionamento dos incisivos, na região anterior e na região dos molares.

As tensões correspondem a reações nas regiões medidas em razão da abertura do parafuso expansor com um um quarto de volta.

Utilizando um programa editor de planilhas eletrônicas, os valores de força medidos foram transformados em níveis de pressão da seguinte forma:

- Diâmetro do sensor:  $\Phi_{3/8''} = 0,375'' = 9,53 \text{ mm}$  ou  $r_{3/8''} = 4,7625 \text{ mm}$
- Área do sensor onde a pressão é aplicada:  $A_{3/8''} = \pi \cdot (r_{3/8''})^2 = 71,22 \text{ mm}^2$
- Pressão:  $P \text{ [MPa]} = F_{\text{Medida}} \text{ [N]} / A_{3/8''} \text{ [mm}^2\text{]}$   
 $P \text{ [MPa]} = F_{\text{Medida}} \text{ [N]} / 71,22 \text{ mm}^2$

Como exemplo, na região lingual do primeiro molar inferior obteve-se uma força  $F_{\text{LMI}}$  de 0,227 N, sendo o valor da pressão na região assinalada  $P_{\text{LMI}}$  de 0,0032 MPa. A Tabela 6.2 apresenta os valores de força obtidos pela medição com sensores aplicados na região dos dentes molar esquerdo, molar direito, incisivo direito e incisivo esquerdo.

**Tabela 6.2** - Forças mínima e máxima obtidas após estabilização com um quarto de volta

Região	Força mínima (N)	Força máxima (N)
1º Molar inferior esquerdo	0,2211	0,2257
1º Molar inferior direito	0,2223	0,2266
Incisivo lateral inferior direito	0,2215	0,2244
Incisivo lateral inferior esquerdo	0,2216	0,2249

#### 6.1.2.5 Validação do experimento Paciente A

A Tabela 6.3 mostra valores de força necessários em tratamentos ortodônticos, disponibilizados por Ricketts em 1991, para movimentações de elementos dentais. Nas tabelas estão assinalados os níveis de força para movimento de inclinação, intrusão e extrusão. Segundo Ricketts, para calcular a força de movimentação ortodôntica, é importante considerar a superfície radicular enfrentada do dente (sujeita ao movimento). Os distintos movimentos em diferentes direções expõem superfícies de raízes de diversos tamanhos e, portanto, as forças devem ser diferentes baseando sempre na tensão aplicada à superfície radicular de oposição ao movimento. As áreas achureadas em preto representam cortes transversais da maior seção transversal das raízes dos dentes dos hemi-arcos superior e inferior.

**Tabela 6.3** - Escala de valores de força para intrusão e extrusão (vertical) de cada dente (Ricketts et al., 1991).

$\text{cm}^2$		0,70	0,80	0,30	0,30	0,45	0,30	0,40
Área radicular enfrentada								
Tensões	150 gf/cm <sup>2</sup>	105 gf	120 gf	45 gf	45 gf	65 gf	45 gf	60 gf
	100 gf/cm <sup>2</sup>	70 gf	80 gf	30 gf	30 gf	45 gf	30 gf	40 gf
	100 gf/cm <sup>2</sup>	75 gf	85 gf	30 gf	30 gf	35 gf	20 gf	20 gf
	150 gf/cm <sup>2</sup>	110 gf	130 gf	45 gf	45 gf	50 gf	30 gf	30 gf
Área radicular enfrentada								
$\text{cm}^2$		0,75	0,85	0,30	0,30	0,35	0,20	0,20

Na Tabela 6.3, as forças de intrusão, extrusão e inclinação em dente incisivo lateral inferior estão entre 20 a 45 gf, ou seja, entre 0,197 a 0,443 N.

Na Tabela 6.4, Proffit, 1995, que não menciona qual elemento dentário considerado, afirma que os valores de força para movimentos de inclinação, extrusão e intrusão situam-se entre 10 a 60 gf, ou 0,1 a 0,6 N.

**Tabela 6.4** - Valores de forças x Tipo de movimento (Proffit, 1995).

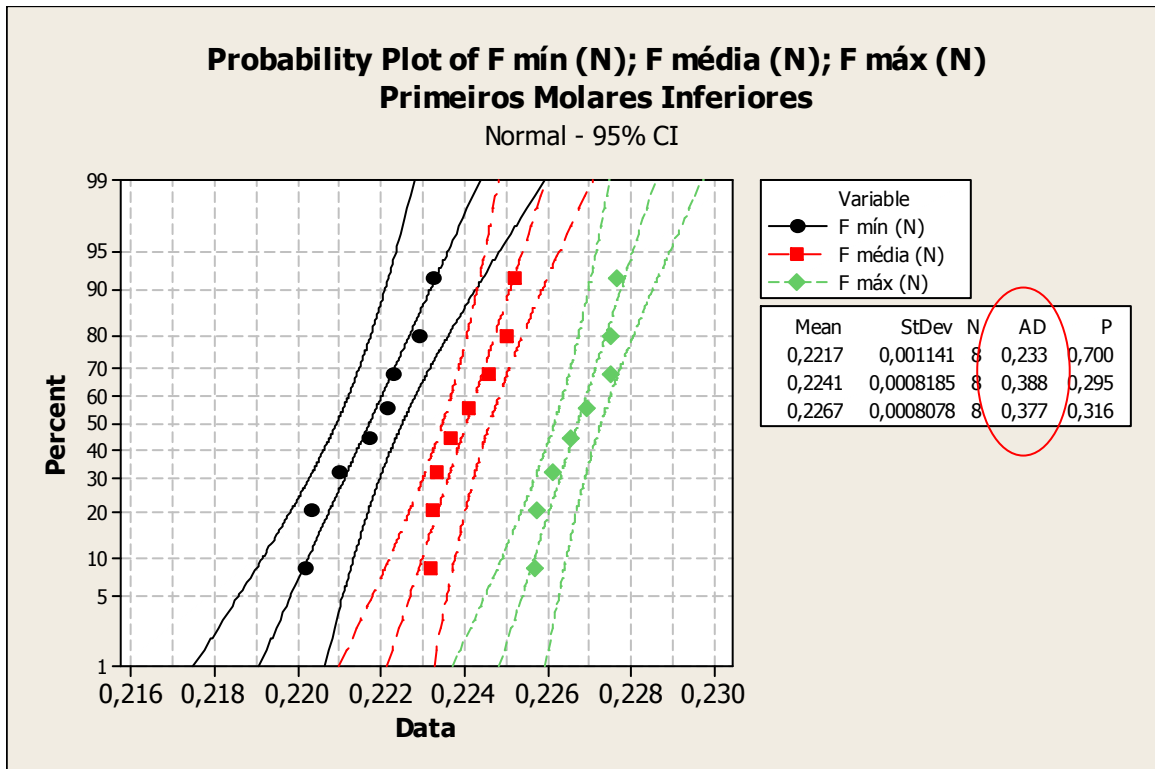
<b>Tipo de movimento</b>	<b>Força (gf)</b>
<b>Inclinação</b>	<b>35 – 60</b>
<b>Translação</b>	<b>70 - 120</b>
<b>Verticalização da raiz</b>	<b>50 - 100</b>
<b>Rotação</b>	<b>35 - 60</b>
<b>Extrusão</b>	<b>35 - 60</b>
<b>Intrusão</b>	<b>10 - 20</b>

Conforme mostra a Tabela 6.4, as forças aplicadas em incisivos inferiores ficaram entre 0,22 e 0,23N, o que mostra a validação da técnica experimental.

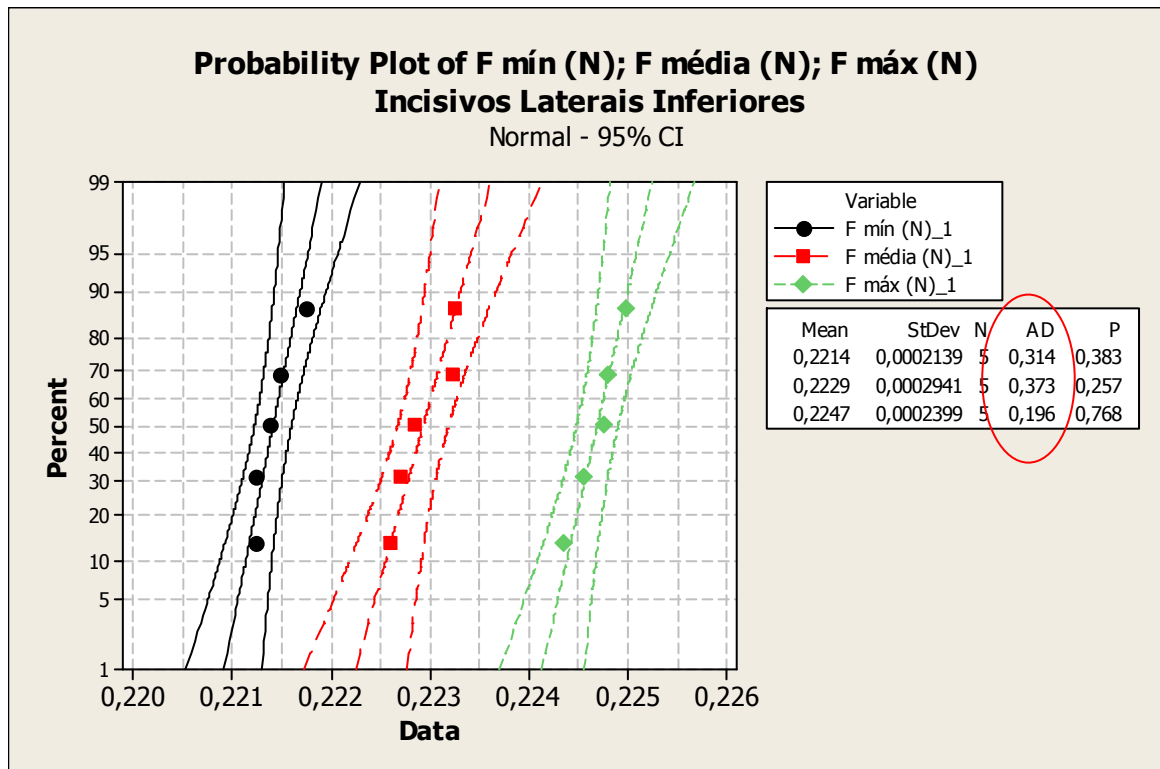
#### 6.1.2.6 Análise estatística

A análise estatística dos dados do experimento *in vivo* com o Paciente A foi realizada usando o programa Minitab® 15 (2006).

Foram realizados testes de normalidade para as forças aplicadas na mandíbula, durante a abertura do parafuso expensor. Dos Gráficos 6.1 e 6.2 obtém-se os valores mínimo, médio e máximo de forças no primeiro molar inferior e no incisivo lateral inferior, obtidos a partir de ciclos de ativação de um quarto de volta do parafuso expensor.



**Gráfico 6.1** - Normalidade de distribuição para as forças mínimas, médias e máximas nos ciclos de medições *in vivo* para os primeiros molares inferiores. Experimento Paciente A.



**Gráfico 6.2** - Normalidade de distribuição para as forças mínimas, médias e máximas nos ciclos de medições *in vivo* para os incisivos laterais inferiores. Experimento Paciente A.



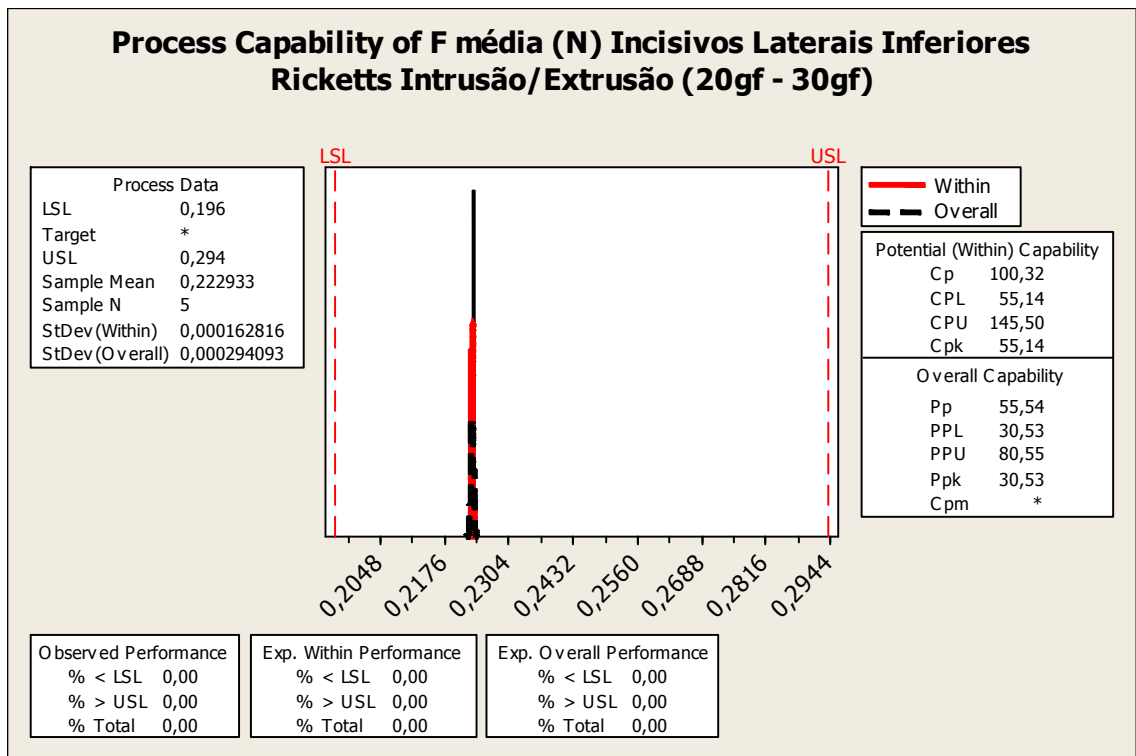
Vê-se que, na regiões medidas, seguiu-se o modelo de distribuição normal ( $P > 0,05$ ). Todos os valores de força ficaram na faixa de distribuição normal, tanto para a região dos primeiros molares inferiores (0,700; 0,295 e 0,316), quanto para a região dos incisivos laterais inferiores (0,383; 0,257 e 0,768).

Os valores médios de força para cada condição (durante mastigação de goma de mascar, deglutindo água e fala; em cada lado, direito e esquerdo) foram comparados às diferentes tabelas de força encontradas na literatura (Ricketts e Proffit), para todos os diferentes tipos de força nelas descritos (Intrusão, extrusão e inclinação), utilizando-se uma análise estatística de capacidade “*Process Capability*” (Cpk) a fim de verificar se os valores apresentados na tabela correspondiam aos testados *in vivo*.

Para tal, analisou-se o índice Cpk para cada teste, sendo o maior índice para a faixa de valores na qual os dados melhor se encaixam. Cpk maior ou igual a 1 significa que a faixa tabelada é capaz de definir os dados experimentais, Cpk maior ou igual a 1,3 significa que a faixa tabelada é eficaz na definição dos dados experimentais.

A análise de capacidade das faixas de valores sugeridos na literatura para medições experimentais de força também pode ser realizada através da comparação das porcentagens de valores fora dos limites determinados (abaixo do limite inferior de força:  $\% < LSL$ ,  $\% > USL$ ), assim, quanto maiores as porcentagens fora da faixa, menos capaz de conter os valores experimentais ela será.

Os resultados da análise de capacidade apresentados no Gráfico 6.3, confirmam que os valores de força indicados por Ricketts para incisivos laterais inferiores quando submetidos a intrusão e extrusão condizem com os obtidos experimentalmente.



**Gráfico 6.3** – Capacidade para as forças médias nos testes *in vivo* para os incisivos laterais inferiores. Experimento Paciente A.

### 6.1.3 Experimento para o modelo biomecânico

Depois do domínio da técnica de medição *in vivo* das tensões atuantes pelo uso do aparelho expansor mandibular obtida no experimento com o Paciente A, esta foi empregada em um segundo experimento com o Paciente B, caso real em que foi baseado o desenvolvimento do modelo biomecânico de remodelamento ósseo e movimentação dental da mandíbula pela utilização de aparelho com parafuso expansor. A maloclusão do paciente B é caracterizada por mordida cruzada ântero-posterior unilateral esquerda (do dente canino ao segundo molar).

Foi realizado um experimento com o Paciente B para medir as tensões provocadas pela ativação do aparelho expansor mandibular no mesmo caso clínico do modelo matemático foi desenvolvido, com objetivo de colher resultados para comparação dos valores obtidos teoricamente e, conseqüentemente, a validação do modelo.

Procurava-se medir as forças de compressão que o aparelho de parafuso expansor exercia na mandíbula do Paciente B, em função de dados individualizados da geometria de sua mandíbula e das propriedades dos elementos biomecânicos envolvidos.

Na Figura 6.11 é possível ver a adaptação do aparelho no modelo em gesso da mandíbula do Paciente B, mostrando o parafuso expansor (seta) que forçaria a abertura do aparelho e o conseqüente deslocamento da mandíbula.

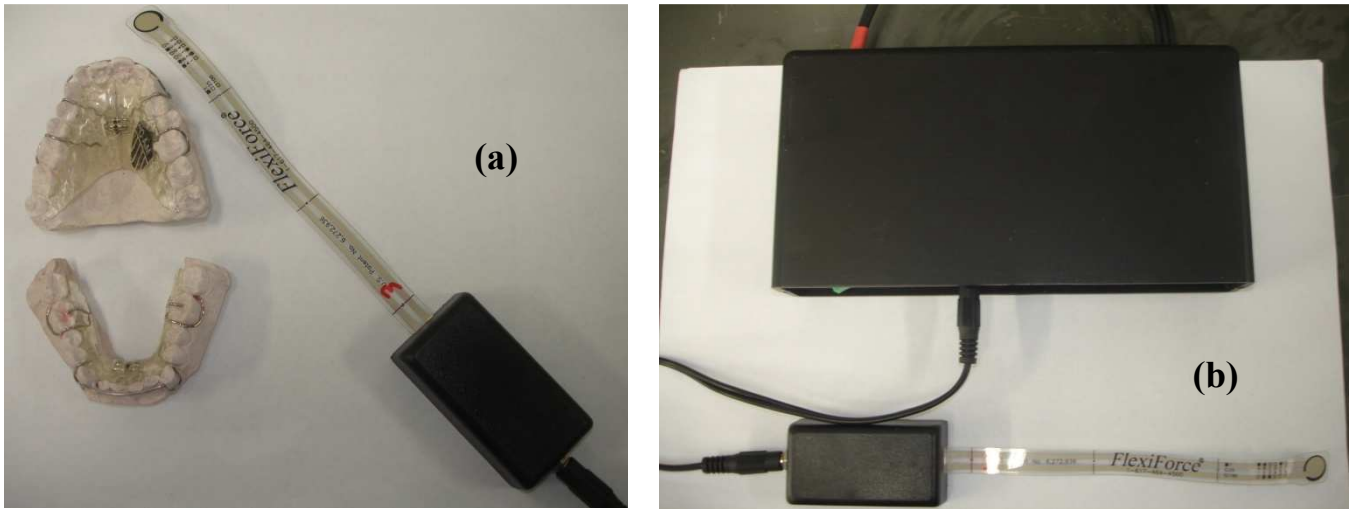


**Figura 6.11** - Aparelho de parafuso expansor (seta) adaptado no modelo de gesso da mandíbula do Paciente B.

Foi empregado o sistema Flex Force<sup>®</sup> descrito anteriormente, com as devidas calibrações, conforme já apresentado, com medição *in vivo* das tensões transmitidas aos tecidos vivos nos pontos de compressão e tração provocadas pelos acessórios dos aparelhos. As tensões foram obtidas durante a abertura do parafuso de expansão em um quarto de volta.

Esse experimento foi realizado no Laboratório de Bioengenharia (Labbio) do Departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais e aprovado pelo Comitê de Ética de Pesquisa em Seres Humanos da UFMG (COEP-UFMG n ° 0474.0.203.0000-09), conforme mostrado no Apêndice 2.

O sistema especialmente desenvolvido para esse segundo experimento pode ser visualizado em detalhes na Figura 6.12, onde foram criteriosamente colocados e checados a posição e funcionamento dos mesmos, anteriormente ao início das tomadas de medições e adaptação do aparelho na boca do Paciente B, conforme mostra a Figura 6.13.



**Figura 6.12** – (a) Aparelhos adaptados em modelos em gesso das arcadas superior e inferior e sensor.  
 (b) Sensor acoplado ao sistema condicionador de sinal.



**Figura 6.13** - Medições de forças utilizando aparelho expansor mandibular.

### 6.1.3.1 Resultados experimentais do experimento com Paciente B

Foram adaptados sensores de pressão entre a parte acrílica do aparelho expansor mandibular e a mucosa em quatro regiões, conforme ilustrado na Figura 6.14, a saber:

- Região 1: À esquerda da linha mediana da mandíbula, entre o incisivo central e o canino;
- Região 2: À direita da linha mediana da mandíbula, entre o incisivo central e o canino;
- Região 3: Lingual do primeiro molar esquerdo, próximo ao grampo de apoio;
- Região 4: Lingual do primeiro molar direito, próximo ao grampo de apoio.



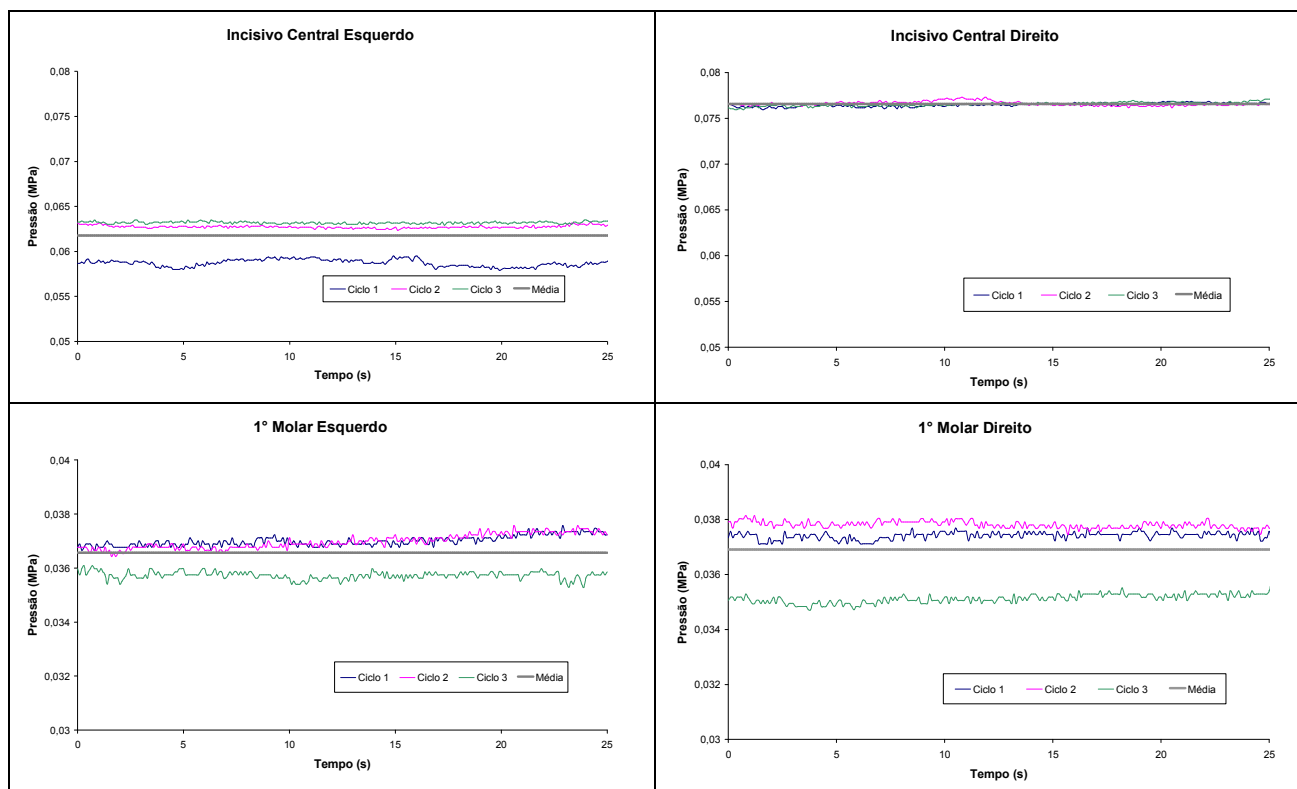
**Figura 6.14** - Aparelho expansor e componentes mostrando posicionamento dos sensores de medições - Paciente B.

Para cada posição do sensor, foram realizados 3 ciclos de ativação do parafuso expansor. Após a ativação (abertura) do parafuso expansor em um um quarto de volta, manteve-se o parafuso esticado por pelo menos 25 segundos. Como os dados eram obtidos a cada 0,1 s, obteve-se um total de 250 valores neste intervalo de tempo. Após a aquisição dos dados com o parafuso esticado, voltou-se o parafuso à condição inicial (posição sem esticamento), aguardando-se pelo menos sessenta segundos antes de realizar-se novo esticamento.

O Gráfico 6.4 apresenta os resultados das medições realizadas no Paciente B.

Calculou-se a média de cada ativação correspondente ao mesmo intervalo de medição (25 segundos) e a média aritmética das médias, conforme indicado na Tabela 6.5.

Note que, para cada região, a média das médias está representada por uma linha horizontal no Gráfico 6.4.



**Gráfico 6.4** - Resultados de ciclos de medição experimental de pressões de contato pela abertura em um quarto de volta do parafuso expansor - Paciente B.

**Tabela 6.5** – Medições de pressão de contato na mandíbula do Paciente B com o aparelho ajustado na mucosa bucal após ativação do parafuso expansor.

Região do sensor		Pressão de contato (MPa)	Desvio Padrão
Incisivo lateral inferior esquerdo Região 1	Médias dos ciclos	0,0589	0,85
		0,0629	0,41
		0,0631	0,38
	Média	<b>0,0616</b>	<b>3,85</b>
Incisivo lateral inferior direito Região 2	Médias dos ciclos	0,0765	0,30
		0,0766	0,30
		0,0776	0,75
	Média	<b>0,0769</b>	<b>0,77</b>
1º Molar inferior esquerdo Região 3	Médias dos ciclos	0,0369	0,33
		0,0370	0,70
		0,0357	0,45
	Média	<b>0,0366</b>	<b>1,91</b>
1º Molar inferior Direito Região 4	Médias dos ciclos	0,0374	0,43
		0,0378	0,37
		0,0353	0,62
	Média	<b>0,0368</b>	<b>0,11</b>

Os valores da Tabela 6.5 apresentam boa coerência e uniformidade muito satisfatória, o que é ratificado pelos desvios padrões nela mencionados.

Nota-se uma nítida diferença entre as medidas do lado esquerdo e do lado direito, o que pode ser justificado pela assimetria da arcada dentária. Especificamente, trata-se da mandíbula de um paciente portador de maloclusão caracterizada por mordida cruzada ântero-posterior unilateral esquerda (do dente canino ao segundo molar).

É visível, também, que nas regiões 3 e 4 (linguais posteriores) as pressões de contato são menores do que nas regiões 1 e 2 (linguais anteriores). De fato, são esperadas menores pressões nas regiões posteriores, uma vez que elas estão mais afastadas do parafuso expensor.

No próximo capítulo, descritivo da análise numérica, os valores obtidos na Tabela 6.5 serão confrontados com aqueles obtidos via modelagem pelo método dos elementos finitos.

## **CAPÍTULO 7. PREVISÃO DOS DESLOCAMENTOS E PRESSÕES DE CONTATO NA MANDÍBULA ATRAVÉS DE MODELO BASEADO NO METÓDO DE ELEMENTOS FINITOS**

Neste capítulo o Método de Elementos finitos é aplicado para simular numericamente os deslocamentos e pressões de contato na mandíbula decorrentes da ativação do parafuso do aparelho expensor.

Inicialmente, desenvolveu-se o aparelho expensor. Em seguida, definiu-se o modelo geométrico refinado da mandíbula obtido através de tomografia computadorizada.

Os modelos geométricos da mandíbula, da mucosa e do aparelho expensor são, então, superpostos, permitindo a geração de uma malha tridimensional de elementos finitos.

Em seqüência, o método de elementos finitos é aplicado, considerando-se condições de contorno próprias para se estimar os deslocamentos e pressões sobre o modelo tridimensional.

Finalmente, resultados obtidos para o Paciente B são apresentados ao final do capítulo.

### **7.1 Modelo do aparelho expensor**

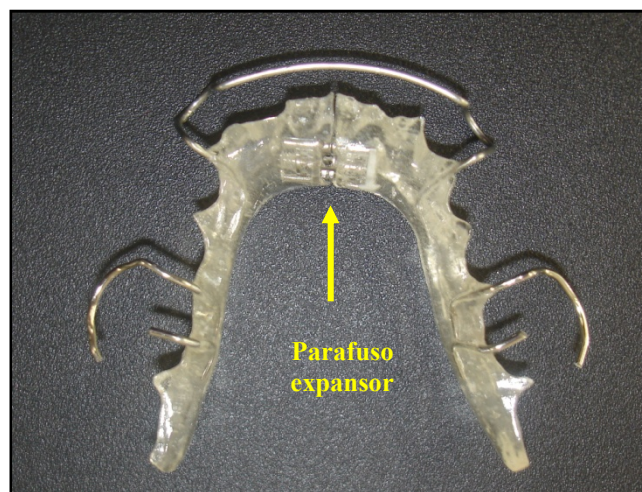
Para construção do aparelho expensor, realizou-se moldagem em alginato das arcadas do Paciente B. A partir da moldagem produziu-se o modelo em gesso da mandíbula do Paciente B, mostrado na Figura 7.1.





**Figura 7.1** – Modelos em gesso das arcadas do Paciente B.

Utilizando esse modelo, foi confeccionado o aparelho mandibular com parafuso expansor colocado na região mediana, conforme indicado na Figura 7.2.

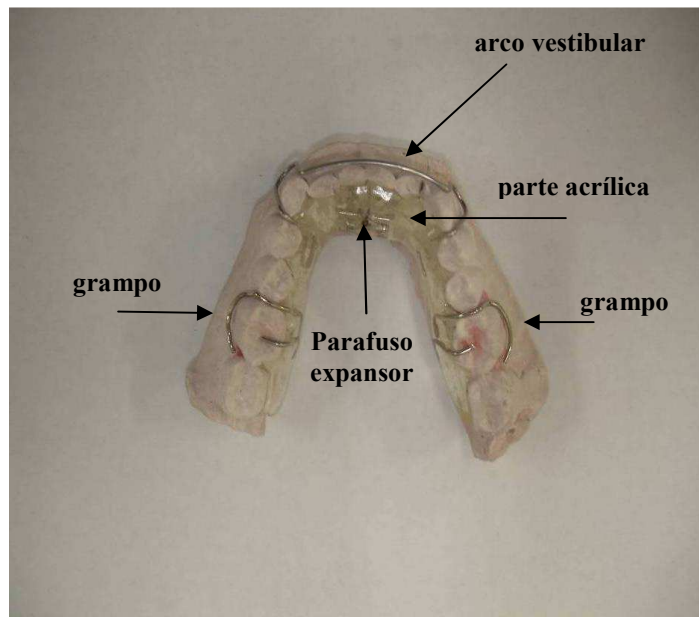


**Figura 7.2** – Aparelho com parafuso expansor – Paciente B

O material utilizado na confecção do aparelho é conhecido como resina acrílica polimerizável ou polimetilmetacrilato de metila. Trata-se de uma resina transparente, dura, com módulo de elasticidade de 4040 MPa (Bindo et al., 2009) e coeficiente de Poisson 0,35 (Phillips, 1982).

A resina acrílica foi aplicada com espessura de 4 mm. Na confecção do aparelho, empregou-se arame de aço inoxidável Cr-Ni austenítico, diâmetro 0,9 mm, com módulo de elasticidade de 190000 MPa e coeficiente de Possion 0,30 (Oréfice et al., 2005).

A Figura 7.3 mostra o aparelho adaptado ao modelo da mandíbula, com os necessários ajustes.



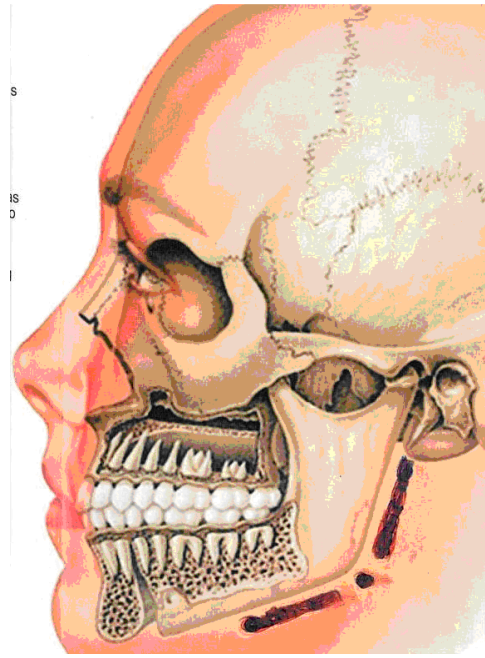
**Figura 7.3** – Aparelho expansor adaptado no modelo em gesso - Paciente B.

Conforme anteriormente mencionado, na medida em que o parafuso expansor é ativado pela abertura de um quarto de volta, impõe-se pressões e deslocamentos no interior da mandíbula, os quais produzem estímulos biológicos que induzem como resposta de longo prazo no organismo uma remodelação óssea por reabsorções e neoformações de camadas ósseas e conseqüente rearranjo de elementos estruturais da boca.

## **7.2 Tomografia computadorizada da mandíbula**

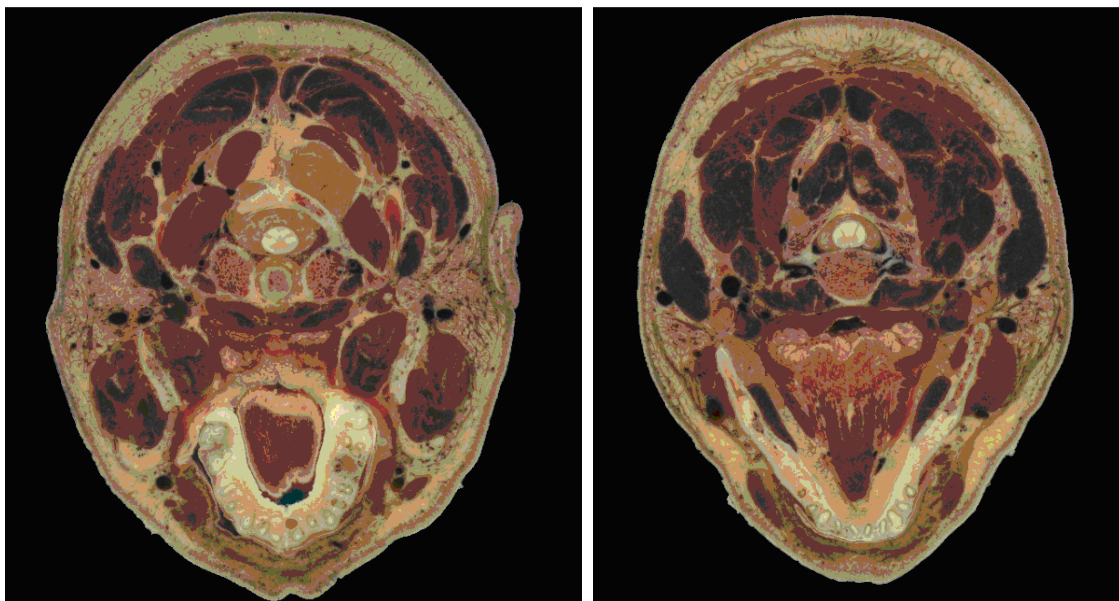
### **7.2.1 Obtenção do modelo geométrico**

A localização das estruturas anatômicas internas, esquematicamente mostradas na Figura 7.4, podem ser obtidas por tomografia computadorizada.



**Figura 7.4** - Superposição das estruturas anatómicas da cabeça.

As imagens mostradas na Figura 7.5 representam fatias reais da cabeça humana, onde se destacam as estruturas da mandíbula.

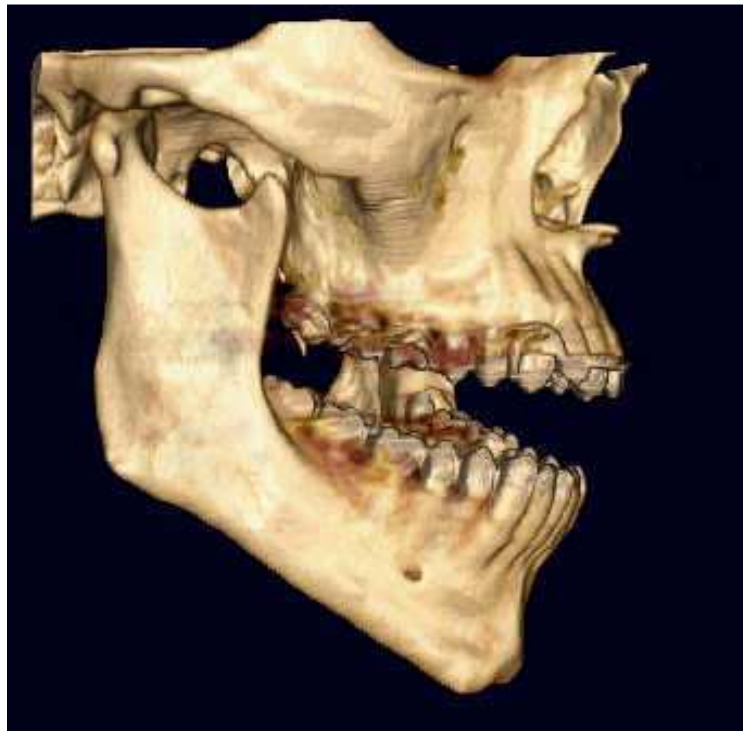


**Figura 7.5** - Imagem crioseccional original de uma seção da cabeça humana, identificando as estruturas anatómicas (Visible Human Project®).

Para obtenção do modelo geométrico da mandíbula do Paciente B foi realizada uma tomografia computadorizada no Hospital São João da Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, Portugal. O modelo tridimensional gerado pelo software do tomógrafo pode ser visto nas Figuras 7.6 e 7.7 que mostram vistas frontal e lateral do exame tomográfico.



**Figura 7.6** - Tomografia computadorizada (Vista frontal) - Paciente B.

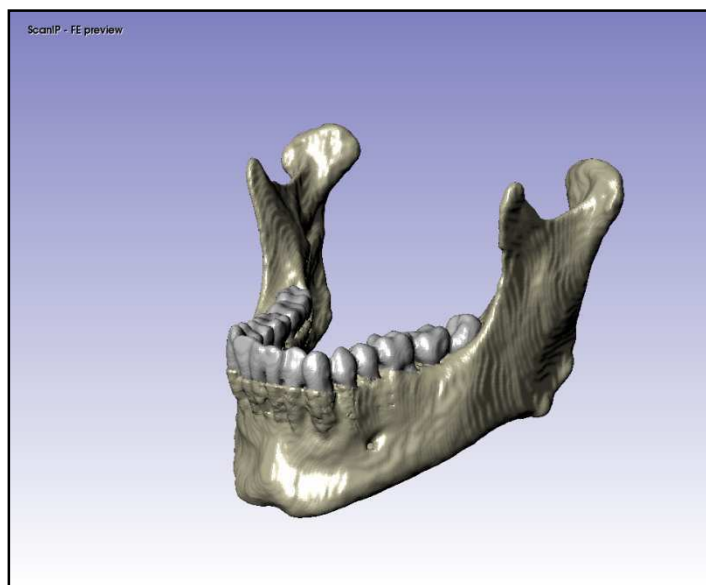


**Figura 7.7** - Tomografia computadorizada (Vista lateral) - Paciente B.

A obtenção de imagens foi feita a cada 0,1mm, cobrindo toda a cabeça do paciente.

Para transformar as estruturas anatômicas complexas das imagens em um sólido, foi utilizado o software comercial ScanIP<sup>®</sup>, Simpleware, UK, com importação automática de formatos de imagens padrão, por meio de algoritmos robustos.

Os dados da digitalização das imagens tridimensionais em fatias de 0,1 mm foram empregados para gerar o sólido da mandíbula do Paciente B, conforme vê-se na Figura 7.8.



**Figura 7.8** - Modelo geométrico da mandíbula – Paciente B (ScanIP<sup>®</sup>).

No ato da realização do exame tomográfico, o paciente não usava o aparelho de parafuso expensor no arco dentário inferior, sendo necessária a construção posterior da sua geometria através de *softwares* de desenho assistido por computador, cujos resultados aparecem nas Figuras 7.9 e 7.10.

Em seguida à construção do sólido tridimensional digital baseado na estrutura anatômica do paciente, o modelo geométrico digital foi importado pelo *software* SolidWorks<sup>®</sup>, Dassault Systèmes SolidWorks Corp, USA, para construir o modelo geométrico completo 3D do conjunto mandíbula-mucosa-aparelho, gerado pela interpolação entre as superfícies das imagens. A geometria do aparelho (acrílico e partes metálicas) foi introduzida no modelo utilizando ferramentas do SolidWorks<sup>®</sup> de acordo com suas dimensões reais. Por sua vez, a adaptação do aparelho expensor à mandíbula exigiu a inserção da mucosa entre o osso e o aparelho como uma camada de espessura constante (2 mm), a qual corresponde à espessura média da mucosa na área sublingual do paciente.



Figure 7.9 - Modelo sólido da mandíbula com a parte acrílica do aparelho – Paciente B (SolidWorks®).

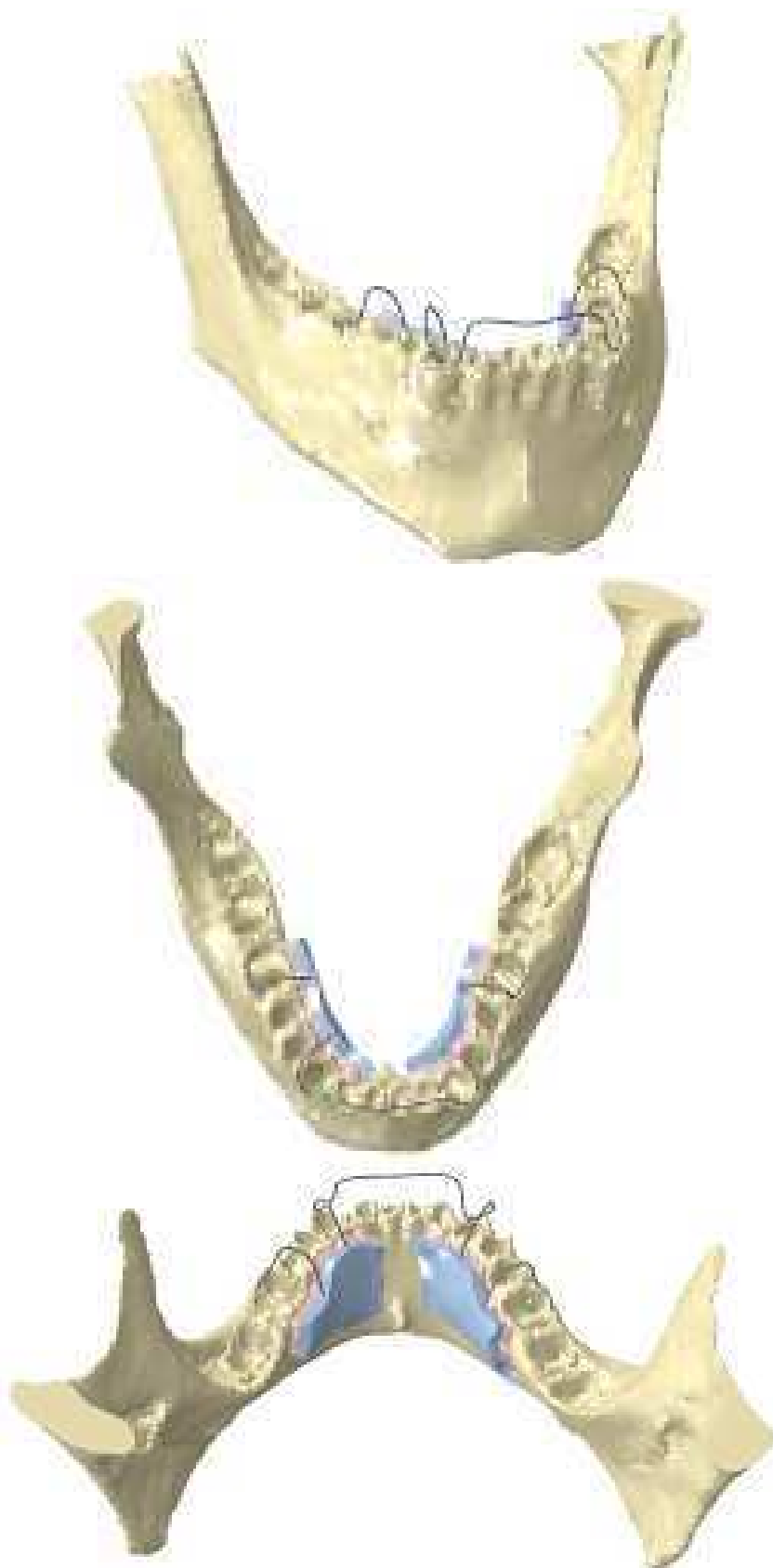


Figure 7.10 - Vistas da mandíbula incluindo aparelho (acrílico e fio metálico) e mucosa - Paciente B (SolidWorks®).



### 7.3 Discretização do sistema mandíbula-aparelho expansor

O modelo geométrico 3D mandíbula-mucosa-aparelho foi importado pelo software Abaqus®, Simulia, USA, para construir o modelo em elementos finitos.

Para gerar a malha de discretização, a estrutura da mandíbula foi subdividida em duas regiões segundo os ossos cortical e trabecular. Para constituição da malha, os elementos foram escolhidos de acordo com a Tabela 7.1.

**Tabela 7.1** – Elementos constitutivos da malha

<b>Tipo de elemento</b>	<b>Características</b>	<b>Partes</b>
C3D4	Tetraédrico de 4 nós de primeira ordem: tensão constante dentro do elemento	Mucosa e aparelho Ossos cortical e trabecular
C3D8	Poliedro na forma de paralelepípedo de 8 nós de primeira ordem: tensão constante dentro do elemento	Ossos cortical e trabecular

A utilização de elementos do tipo C3D8 foi adotada somente para regiões de geometria regular (com curvaturas pouco acentuadas).

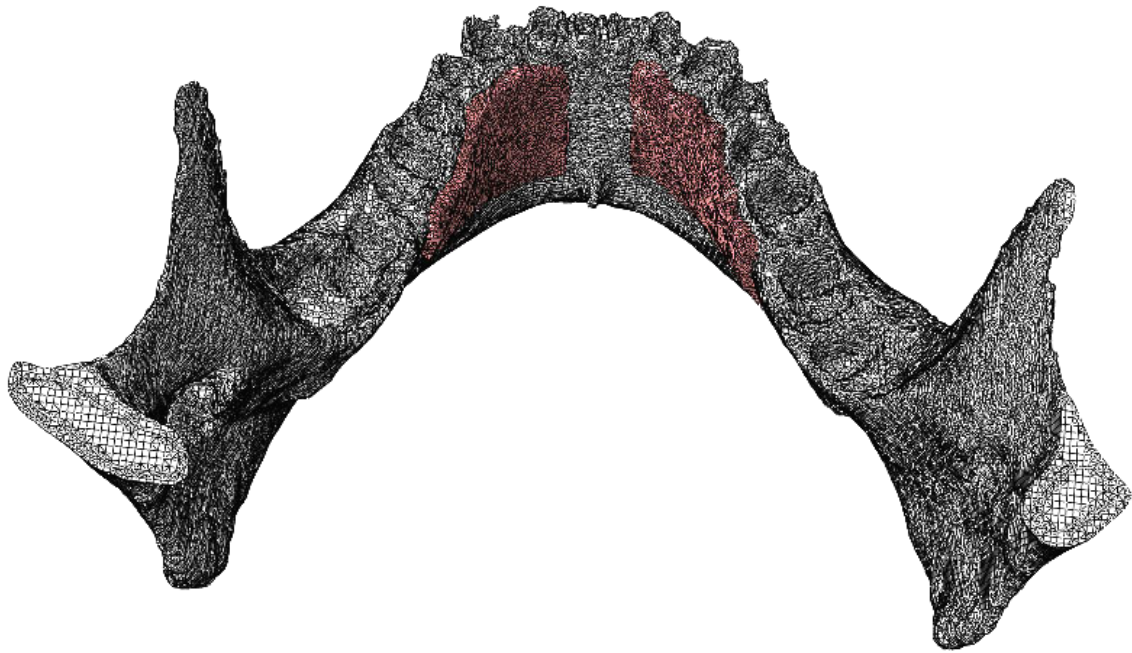
A malha de discretização adotou os seguintes parâmetros para todos componentes:

- Dimensão global aproximada = 1 mm
- Controle de curvatura = (Fator de desvio máximo) = 0,1
- Fator mínimo dimensional = 0,1 mm

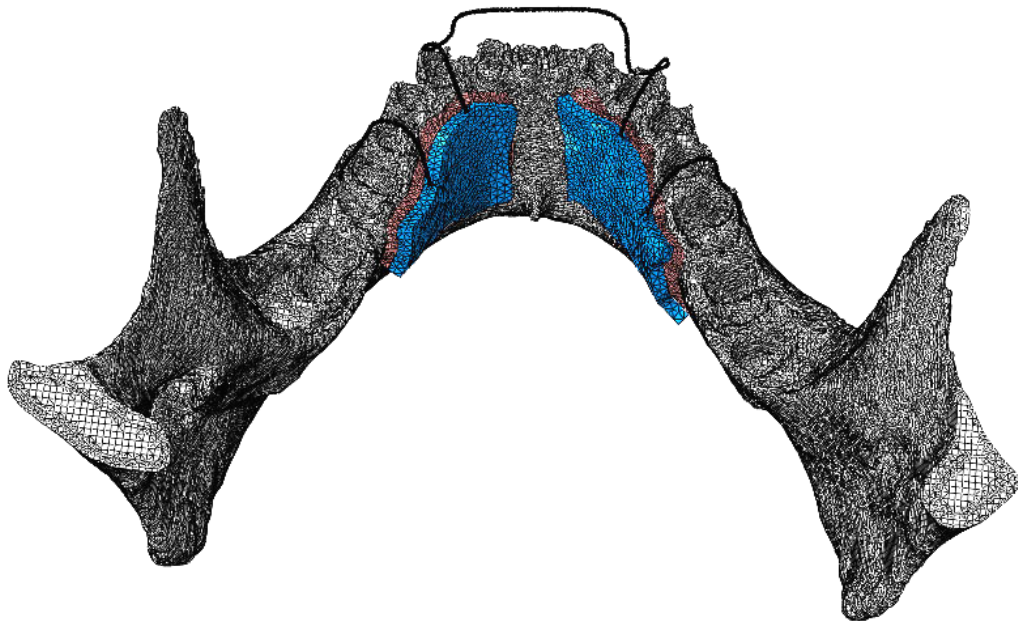
A discretização usou um total de 923.653 elementos e 292.713 nós. A simulação foi realizada usando Abaqus®, considerando não linearidades geométricas e materiais elásticos lineares.

Os modelos discretos tridimensionais são mostrados nas Figura 7.11 a 7.12.



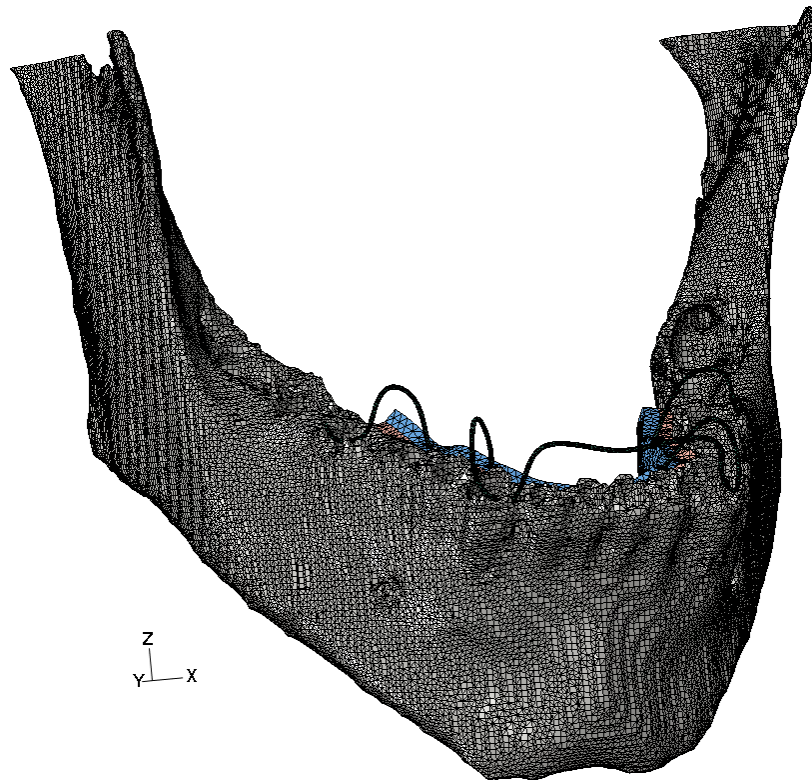


**Figura 7.11** – Malha do osso cortical (em preto) e da mucosa (em vermelho).

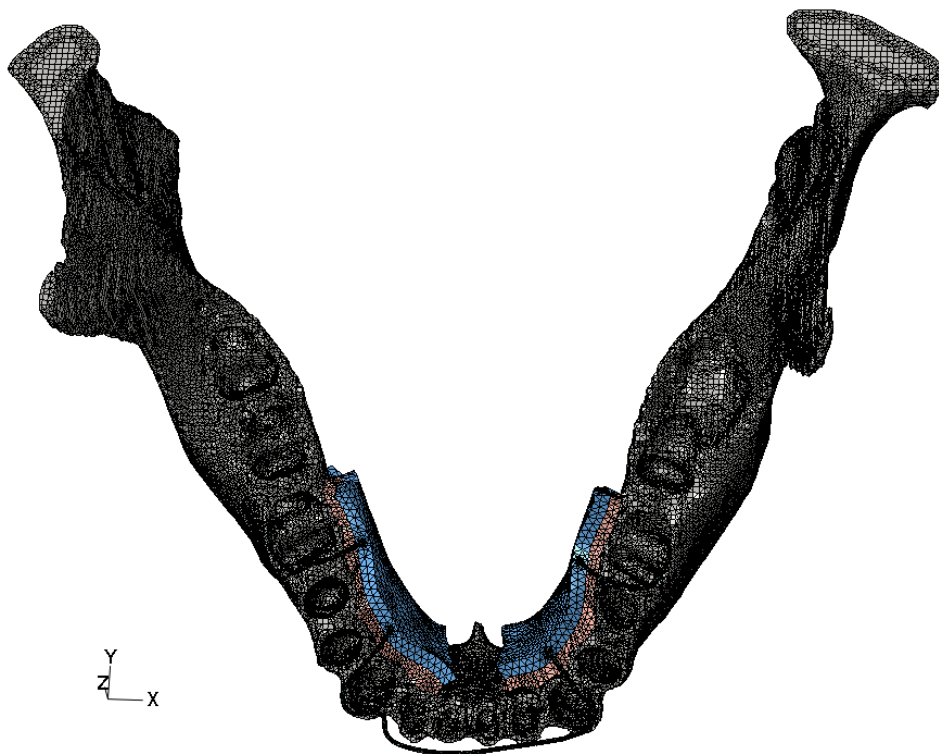


**Figura 7.12** – Malha com o aparelho, mostrando a resina (em azul) e arame.

As Figuras 7.13 e 7.14 mostram outras vistas das malhas da mandíbula com o aparelho.



**Figura 7.13** – Vista de frente da malha obtida da mandibula com o aparelho.



**Figura 7.14** – Vista de cima da malha obtida da mandibula com o aparelho.

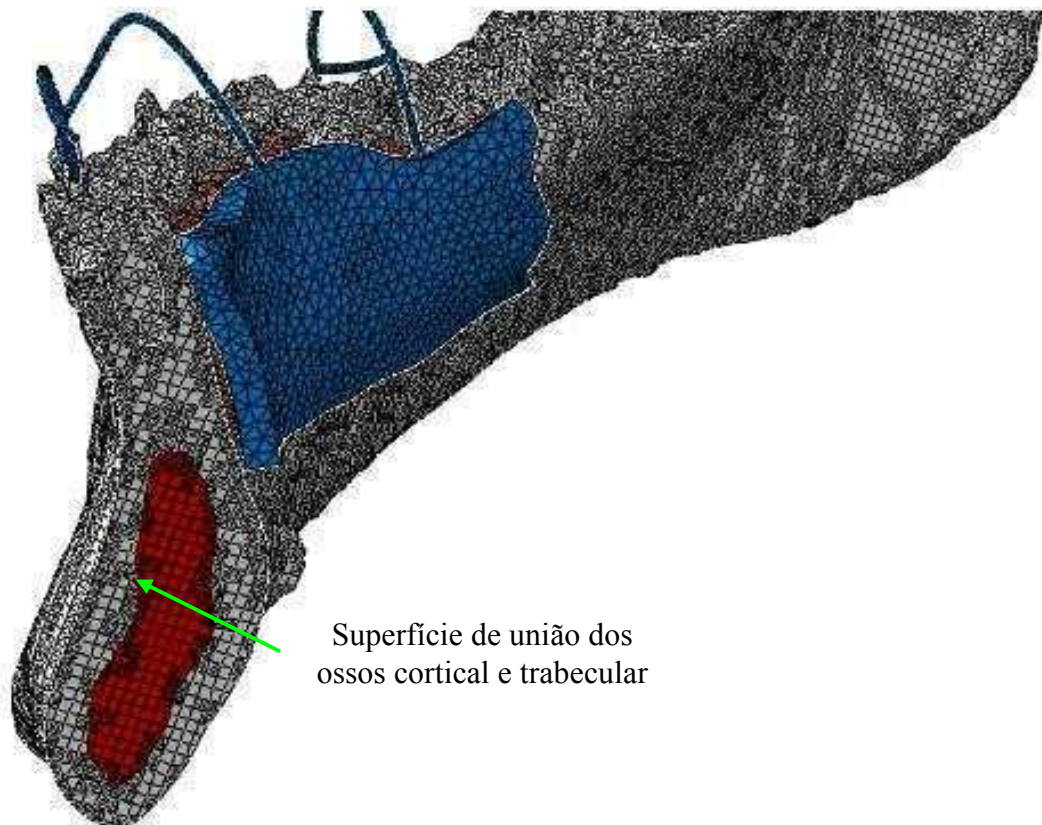
## 7.4 Simulação numérica através do método de elementos finitos

### 7.4.1 Condições de contorno

As condições de contorno impostas ao modelo são as seguintes:

#### Condição 1:

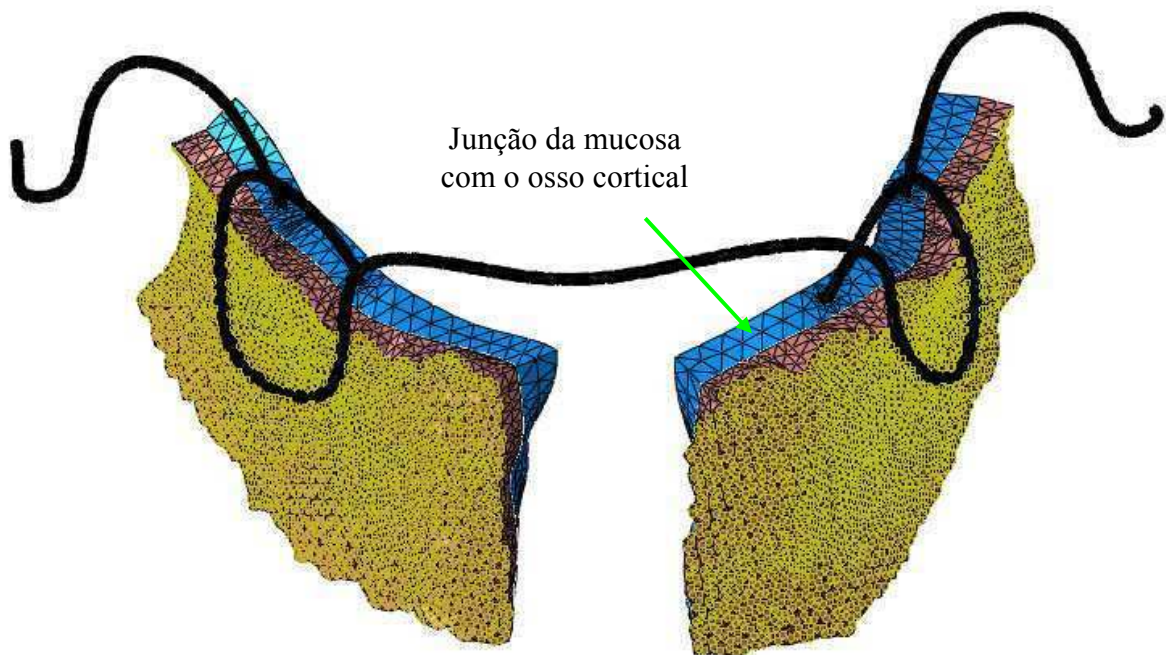
Travamento dos nós da superfície que une externamente o osso trabecular aos nós da superfície interna do osso cortical, de tal modo que não haja deslocamento relativo entre eles (Figura 7.15).



**Figura 7.15** – Travamento dos nós na junção dos ossos trabecular e cortical

### Condição 2:

Travamento dos nós da superfície externa do osso cortical aos nós da superfície interna da mucosa, de tal modo que não haja deslocamento relativo entre eles (Figura 7.16).

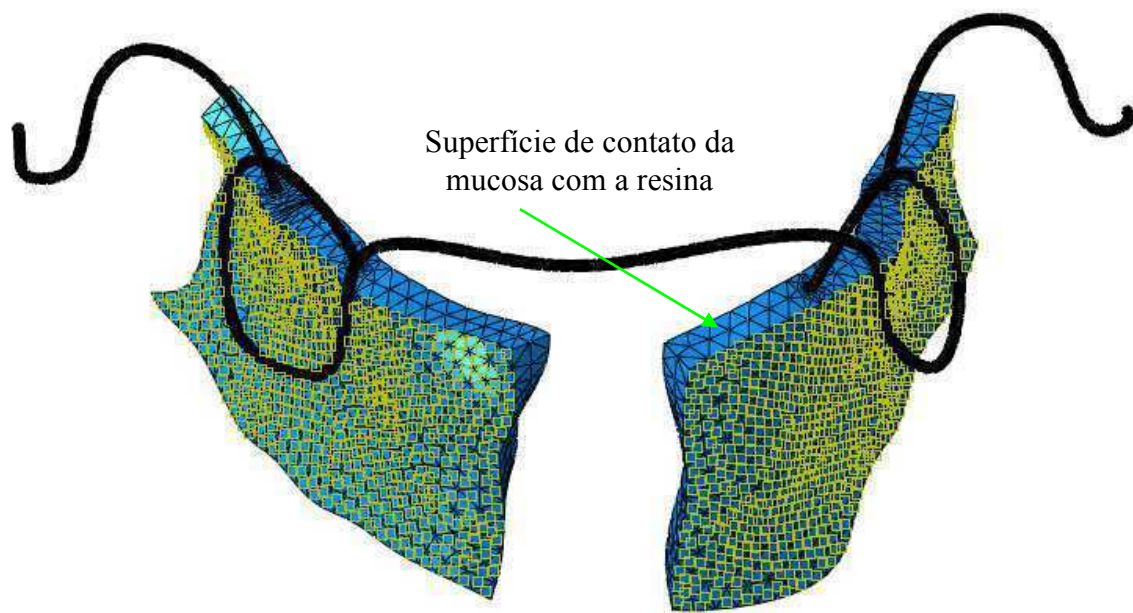


**Figura 7.16** – Travamento dos nós da mucosa ao osso cortical

### Condição 3:

Deslizamento sem atrito dos nós da superfície interna da resina do aparelho sobre os nós da superfície externa da mucosa, tornando possível o deslocamento relativo entre eles (Figura 7.17). Esta condição, embora mais complexa do que as condições 1 e 2 anteriores, faz parte das possibilidades aceitas automaticamente pelo software Abaqus<sup>®</sup>, Simulia, USA.



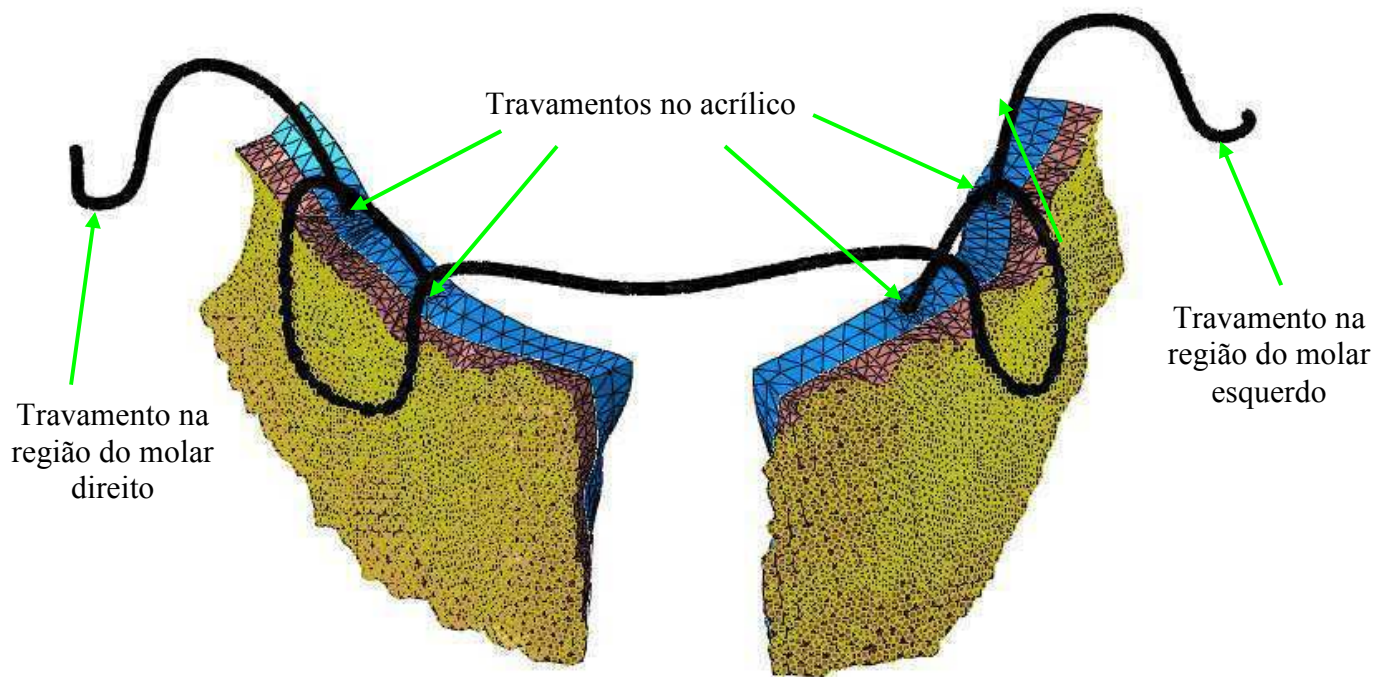


**Figura 7.17** – Travamento dos nós na superfície de contato entre a mucosa e a resina.

#### Condição 4:

Travamento dos nós de fixação do arame no acrílico e nos molares.

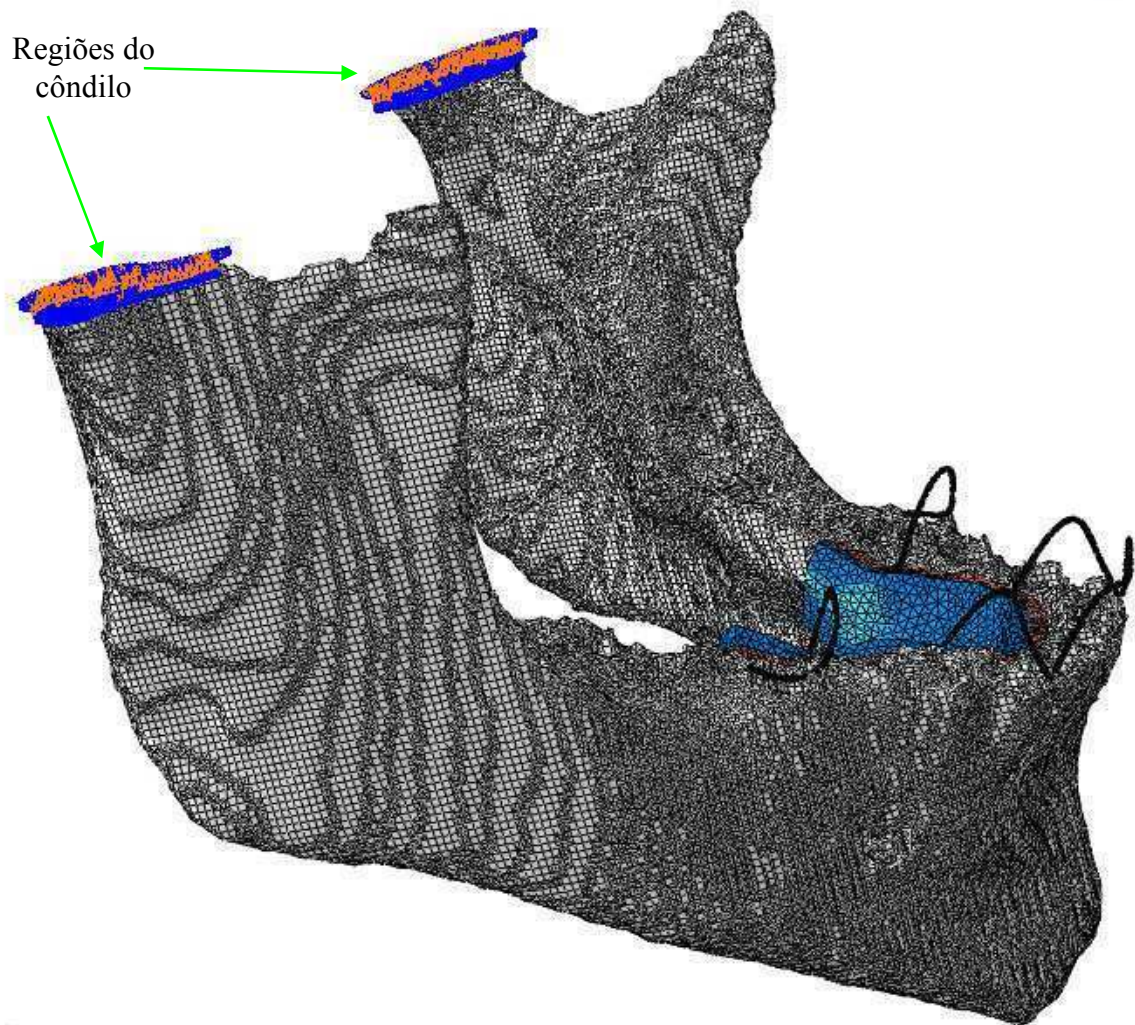
A Figura 7.18 indica os pontos de fixação do arame conforme estabelece esta condição. No caso da fixação nos molares, trava-se especialmente as regiões de contato do arame com os molares.



**Figura 7.18** – Travamento dos pontos de fixação do arame no acrílico e nos molares.

Condição 5:

Engastamento dos nós da região do côndilo da mandíbula, conectado à ATM. Essa simplificação foi feita a fim de garantir que não haverá movimento relativo nesta ligação (Figura 7.19).

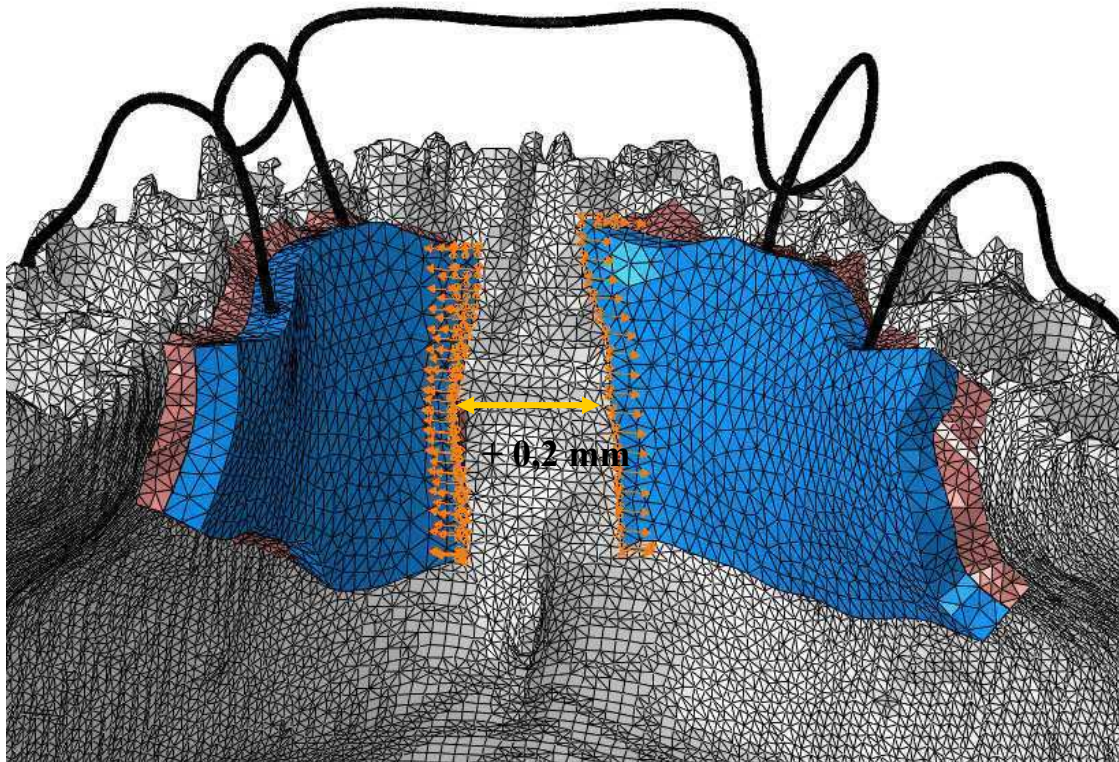


**Figura 7.19** – Engastamento dos nós do côndilo.

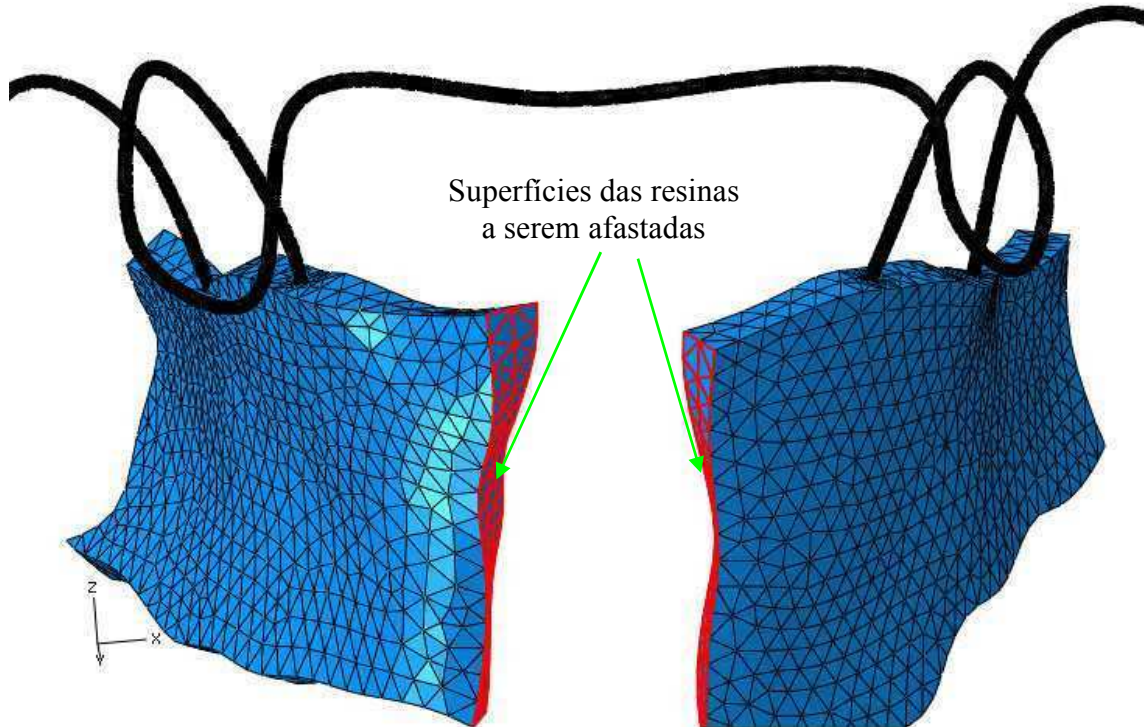
Condição 6:

Esticamento do parafuso expansor. Especificamente, o comprimento do parafuso é aumentado em 0,2 mm, correspondente a um quarto de volta do parafuso expansor. Esse esticamento, por sua vez, impõe deslocamentos das partes acrílicas do aparelho, (Figuras 7.20a e 7.20b).





**Figura 7.20a** – Sentido dos deslocamentos de 0,1mm impostos a cada uma das resinas



**Figura 7.20b** – Regiões das resinas às quais serão impostos os deslocamentos de 0,1mm

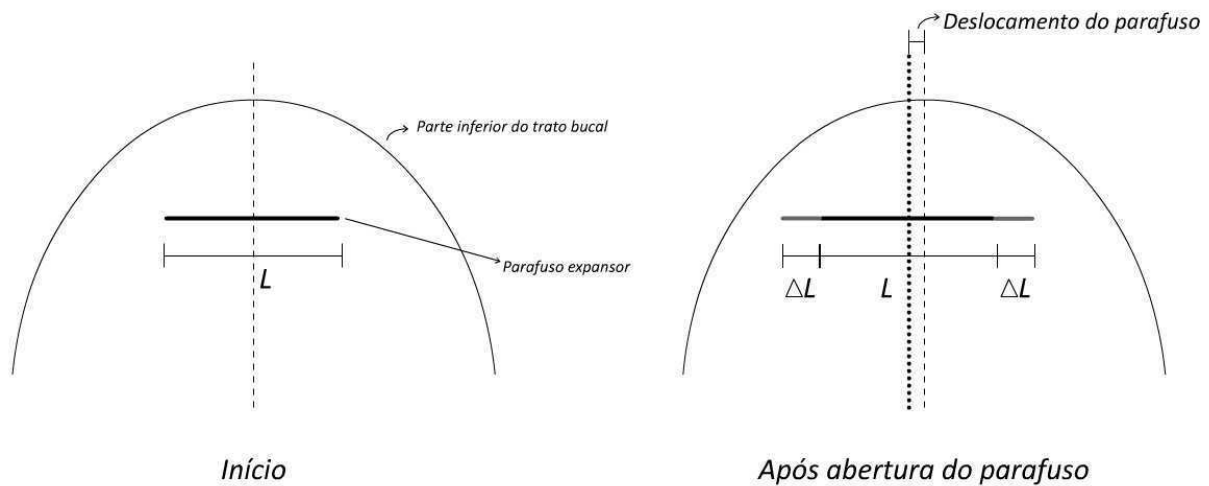
Esta condição acarreta dificuldades de implementação, conforme será descrito a seguir.



#### 7.4.2 Tratamento da condição de contorno 6

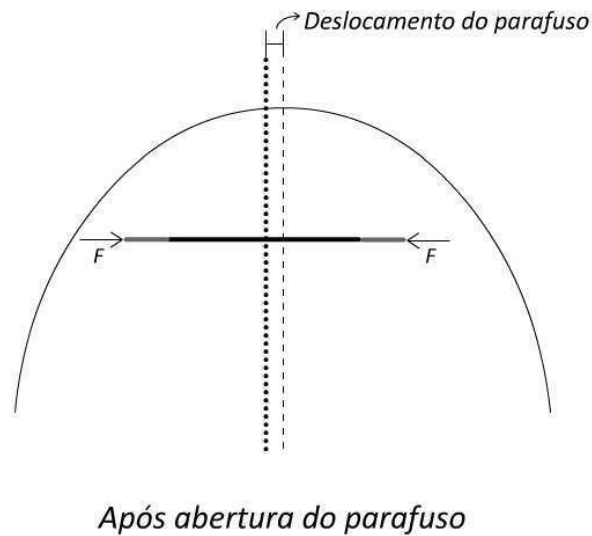
Devido à não simetria da mandíbula de indivíduos, agravada em pacientes portadores de maloclusão, especialmente em pacientes com mordida cruzada, o deslocamento do parafuso expensor não é igual em suas extremidades. Ou seja, para um esticamento do parafuso de 0,2 mm, não é esperado um deslocamento de cada extremidade de 0,1 mm. Estes deslocamentos devem ser diferentes, de acordo com o nível de assimetria da mandíbula.

Em outras palavras, a condição de contorno 6 deve impor deslocamentos diferentes para as extremidades do parafuso expensor, resguardado que a soma desses deslocamentos, em módulo, seja igual ao esticamento imposto (Figura 7.21).



**Figura 7.21** – Esquema de expansão assimétrica do parafuso

Por outro lado, as forças resultantes nas duas extremidades do parafuso extensor devem ter módulo igual e sentidos opostos (Figura 7.22).



**Figura 7.22** – Esquema de forças resistivas ao parafuso expansor

### 7.4.3 Algoritmo para encontrar a força de esticamento do parafuso

Não é possível impor diretamente a condição de contorno 6, uma vez que a força correspondente ao esticamento desejada não é conhecida *a priori*.

Para se obter uma simulação com a força correta, ou seja, atendendo a condição de contorno 6, é necessário um processo iterativo para o qual se sugere o algoritmo a seguir, baseado no método da bissecção.

#### ALGORITMO:

##### Passo 0

Execute a simulação pelo Método de Elementos Finitos, considerando-se o deslocamento simétrico, ou seja, deslocamentos iguais para cada lado da linha média da mandíbula. Como resultado da simulação, em razão da assimetria, as forças em cada extremidade serão diferentes.

Sejam  $f$  definida como a menor força e  $F$  como a maior força. Seja  $\bar{\delta}$  o esticamento desejado.

### Passo 1

- Faça: (i) uma simulação, aplicando-se a força  $f$  nas duas extremidades do parafuso, obtendo-se um esticamento  $\delta$ .
- Faça: (ii) uma simulação, aplicando-se a força  $F$  nas duas extremidades do parafuso, obtendo-se um esticamento  $\Delta$ .

### Passo 2

- *Teste de convergência:*

- Se  $|F - f| \leq \varepsilon$ , pare, pois a condição de contorno foi atendida (dentro da tolerância  $\varepsilon$ ).
- Caso contrário, repita a simulação, aplicando a força e  $\bar{F} = \frac{f + F}{2}$  nas duas extremidades do parafuso, obtendo-se um esticamento  $\bar{\Delta}$ .
- Se  $\bar{\Delta} < \bar{\delta}$  mm, faça  $f = \bar{F}$  e  $\delta = \bar{\Delta}$ . Senão, faça  $F = \bar{F}$  e  $\Delta = \bar{\Delta}$ . Volte ao início do *Passo 2*.

#### 7.4.4 Parâmetros utilizados na simulação

Na Tabela 7.2 a seguir, são listados os valores dos parâmetros necessários para a simulação numérica.

**Tabela 7.2** – Parâmetros de simulação

	Coeficiente de Poisson	Módulo de elasticidade
Resina acrílica (aparelho)	0,35	4.040 MPa (Bindo et al., 2009; Phillips, 1982)
Arame de aço inoxidável	0,30	190.000 MPa (Oréfice et al., 2005)
Osso cortical	0,30	13.700 MPa (Geng et al., 2001)
Osso trabecular	0,30	1.370 MPa (Geng et al., 2001)
Mucosa bucal*	0,30	0,98 MPa (Kawasaki et al.2001; Compagnoni et al., 2003)

\* Valor de literatura

## 7.5 Avaliação da contribuição das partes metálicas externas do aparelho

Com objetivo de analisar preliminarmente a contribuição das partes metálicas externas do aparelho, a saber, arco vestibular e grampos de fixação, na distribuição de cargas na mandíbula provocadas pelo esticamento do parafuso de expansão, foram realizadas as três simulações a seguir:

### Simulação 1: Aparelho com grampos de apoio posteriores e arco vestibular

É considerado o modelo completo com geometria dos arcos em arame inoxidável, parte acrílica, mucosa, osso cortical e osso trabecular. Os nós foram fixados nos incisivos e molares.

### Simulação 2: Aparelho com grampos posteriores, sem arco vestibular

Neste caso, o arco vestibular é removido e o aparelho é mantido apenas com os grampos posteriores fixados aos molares direito e esquerdo.

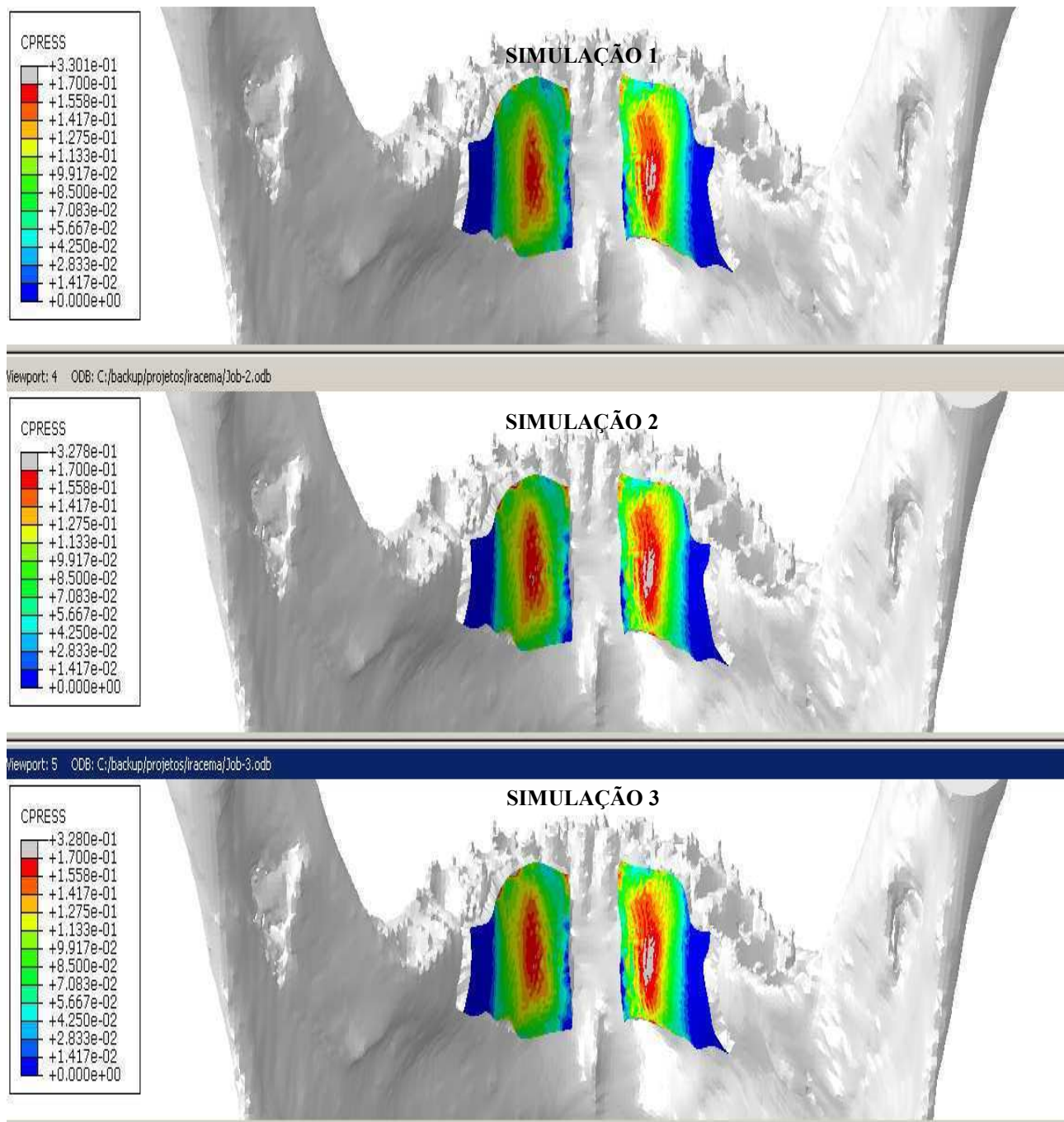
### Simulação 3: Aparelho sem grampos e sem arco vestibular

Considera-se apenas a estrutura em acrílico do aparelho, sem a presença dos grampos de fixação e do arco vestibular.

Como se trata apenas de uma análise preliminar, não houve preocupação com a satisfação precisa da condição de contorno 6, impondo-se, como primeira aproximação, deslocamentos iguais das extremidades do parafuso expansor.

Em todas as simulações, foram aplicados sucessivos passos de ativação de um quarto de volta de abertura do parafuso expansor para cada lado, até atingir um deslocamento total de 4 mm. Admitiu-se o deslocamento simétrico e um quarto de volta corresponde a um deslocamento de 0,1 mm para cada lado e, assim, o valor de 4 mm é equivalente a 5 voltas. Os resultados das simulações, para um esticamento de 4 mm do parafuso expansor, são apresentados na Figura 7.23.

Para melhor visualização das pressões de contato, as pressões acima de 0,17 MPa não são extratificadas em isocurvas e, nesses casos, estão dispersas dentro da região cinza das imagens.



**Figura 7.23** – Pressões de contato (MPa) resultantes das simulações 1, 2 e 3.

Nas três diferentes situações, as distribuições resultaram bastante semelhantes.

Os resultados revelam uma contribuição muito pequena do arco vestibular. Já era esperada uma contribuição elástica residual, uma vez que o esticamento do parafuso provoca um mínimo deslocamento transversal do arco vestibular. De fato, o arco vestibular tem a função de estabilizar os incisivos e caninos (bateria anterior) durante os movimentos da fala e mastigação.

Por sua vez, os grampos de apoio exercem influência quase nula nos resultados. Na verdade, eles têm a função de posicionamento do aparelho na boca através da fixação nos molares. Como nas simulações, as pressões na região dos molares são baixas e os deslocamentos desprezíveis. Essa função, na simulação pelo método de elementos finitos, torna-se praticamente redundante.

Concluiu-se pelas simulações que o lado direito pressões mais elevadas que o lado esquerdo, compatível com a maloclusão do paciente em questão, que tem mordida cruzada unilateral esquerda de canino a molar.

Vê-se, também, que as pressões nas regiões próximas aos molares são muito baixas, o que faz sentido, uma vez que o parafuso expensor foi fixado na região anterior próximo aos incisivos centrais inferiores.

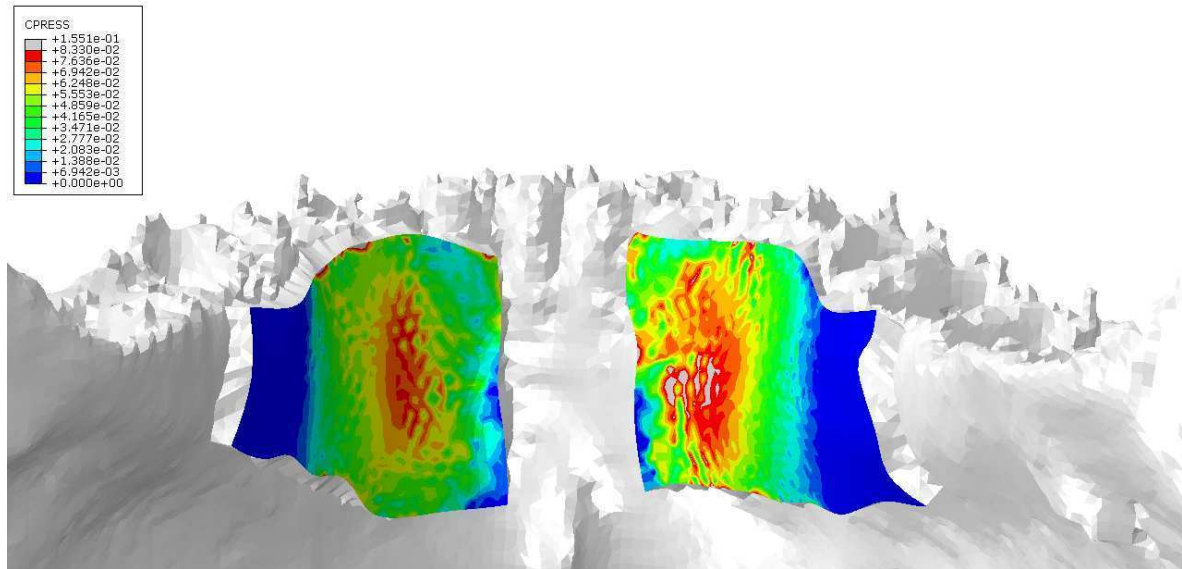
Nas simulações a seguir, optou-se por considerar a presença do arco vestibular sem os grampos.

## **7.6 Simulação da distribuição de pressões provocadas pelo esticamento do parafuso expensor**

Neste item apresentam-se resultados obtidos observando-se a condição de contorno 6, através da aplicação do algoritmo descrito anteriormente.

Inicialmente, executou-se o *Passo 0* do algoritmo iterativo descrito anteriormente, ou seja, uma simulação pelo Método de Elementos Finitos, considerando-se o deslocamento simétrico, correspondente a deslocamentos iguais para cada lado da linha média da mandíbula. Como resultado da simulação, em razão da assimetria, obteve-se forças diferentes em cada extremidade, ou seja, uma menor força  $f = 9,24$  N correspondente à extremidade esquerda e uma maior força  $F = 9,54$  N para a extremidade direita.

A Figura 7.24 mostra os resultados obtidos aplicando-se deslocamentos iguais das duas extremidades do parafuso extensor (0,1 mm para cada extremidade).



**Figura 7.24** – Distribuição de pressões de contato impondo-se deslocamentos iguais (0,1 mm para cada extremidade)

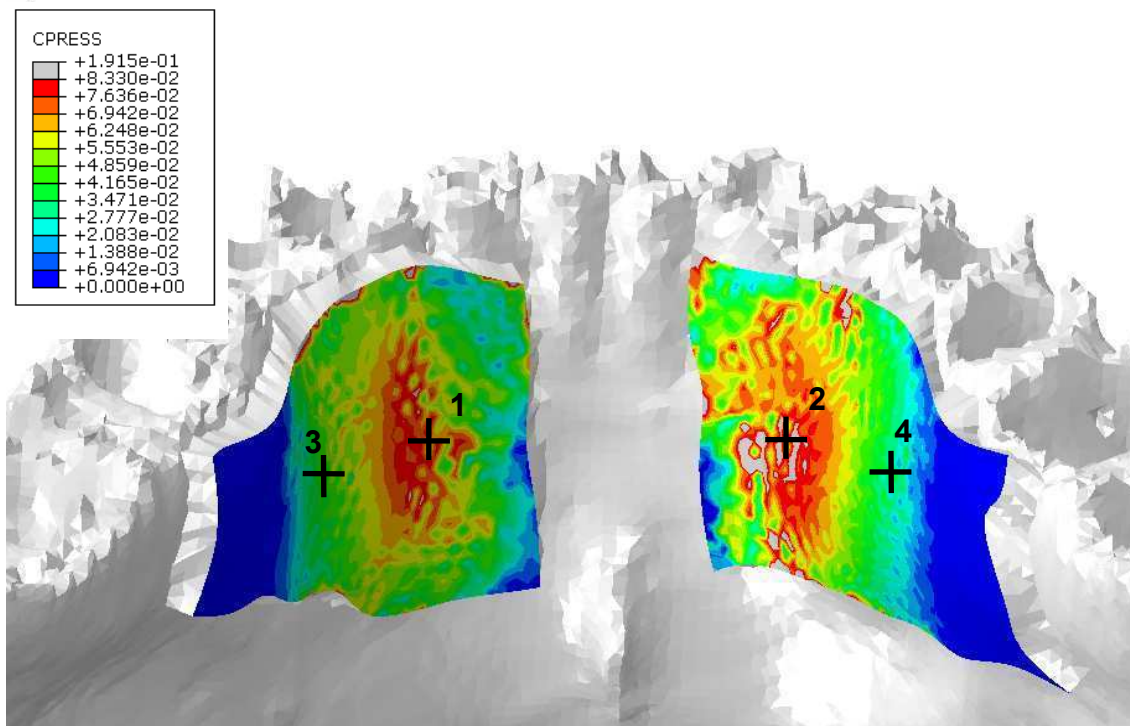
A seguir, executou-se iterativamente os *Passos 1 e 2* do algoritmo até obter-se a força convergida  $\bar{F}$ .

A Tabela 7.3 resume os valores dos deslocamentos correspondentes às forças  $f$ ,  $F$  e  $\bar{F} = 9,36 N$ .

**Tabela 7.3** – Convergência da condição de contorno 6

Força Aplicada	Deslocamento Lado esquerdo	Deslocamento Lado direito	Esticamento
$f = 9,24 N$	0,0967 mm	0,1006 mm	0,1973 mm
$F = 9,54 N$	0,1002 mm	0,1043 mm	0,2045 mm
$\bar{F} = 9,36 N$	0,0980 mm	0,1020 mm	0,2000 mm

A Figura 7.25 mostra os resultados obtidos após a convergência do algoritmo ( $\bar{F} = 9,36 N$ ). As indicações em cruz representam os posicionamentos do sensor piezoelétrico para comparação com resultados *in vivo*.



**Figura 7.25** – Distribuição de pressões de contato aplicando-se força de 9,36 N em cada extremidade e localização de posicionamentos do sensor piezoelétrico.

A distribuição mostra uma região de pressão de contato mais acentuada localizada próximo às raízes dos dentes anteriores. Por sua vez, as pressões do lado direito são, em média, maiores do que do lado esquerdo. Observa-se que a região de alta pressão é um pouco mais ampla na região cervical no lado direito e na região apical no lado esquerdo. Este tipo de assimetria é consistente com o diagnóstico de mordida cruzada ântero-posterior unilateral esquerda.

Assim, pelas Figuras 7.24 e 7.25 e pela Tabela 7.3, constata-se uma assimetria da mandíbula.

### 7.7 Análise da linearidade do modelo

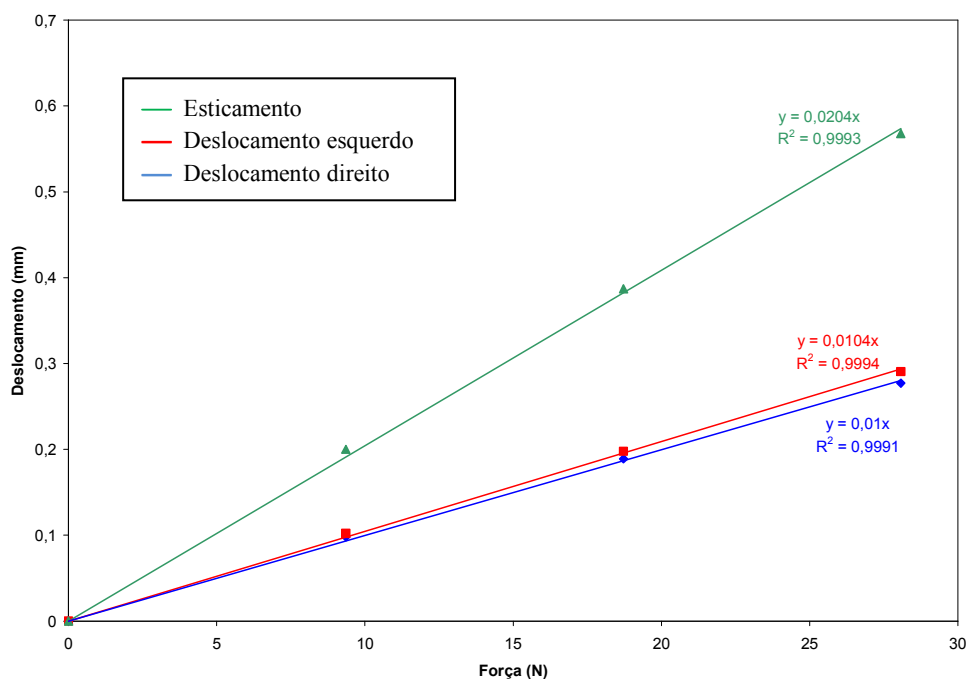
Visando verificar até que ponto o modelo de elementos finitos traduz a influência das forças aplicadas nos deslocamentos do parafuso expensor, simulou-se a aplicação de forças duplicadas ( $2\bar{F}$ ) e triplicadas ( $3\bar{F}$ ), cujos valores são mostrados na Tabela 7.4.



Para avaliar a linearidade do comportamento dos deslocamentos, regressões lineares foram realizadas (incluindo-se a origem), cujos resultados com respectivos  $R^2$  também são apresentados na Tabela 7.4 e no Gráfico 7.1. Os valores de  $R^2$ , muito próximos a 1, indicam uma forte linearidade do comportamento.

**Tabela 7.4** – Análise da linearidade do comportamento

Força Aplicada (N)	$\bar{F}$	$\bar{F}$ 9,36	$2\bar{F}$ 18,72	$3\bar{F}$ 28,08	Regressão linear	$R^2$
Deslocamento esquerdo	$\delta_L$ (mm)	0,102	0	0,291	$\delta_L = 0,0104\bar{F}$	0,999
Deslocamento direito	$\delta_R$ (mm)	0,098	0,189	0,277	$\delta_R = 0,0100\bar{F}$	0,999
Esticamento	$\Delta$ (mm)	0,200	0,387	0,568	$\Delta = 0,0204\bar{F}$	0,999

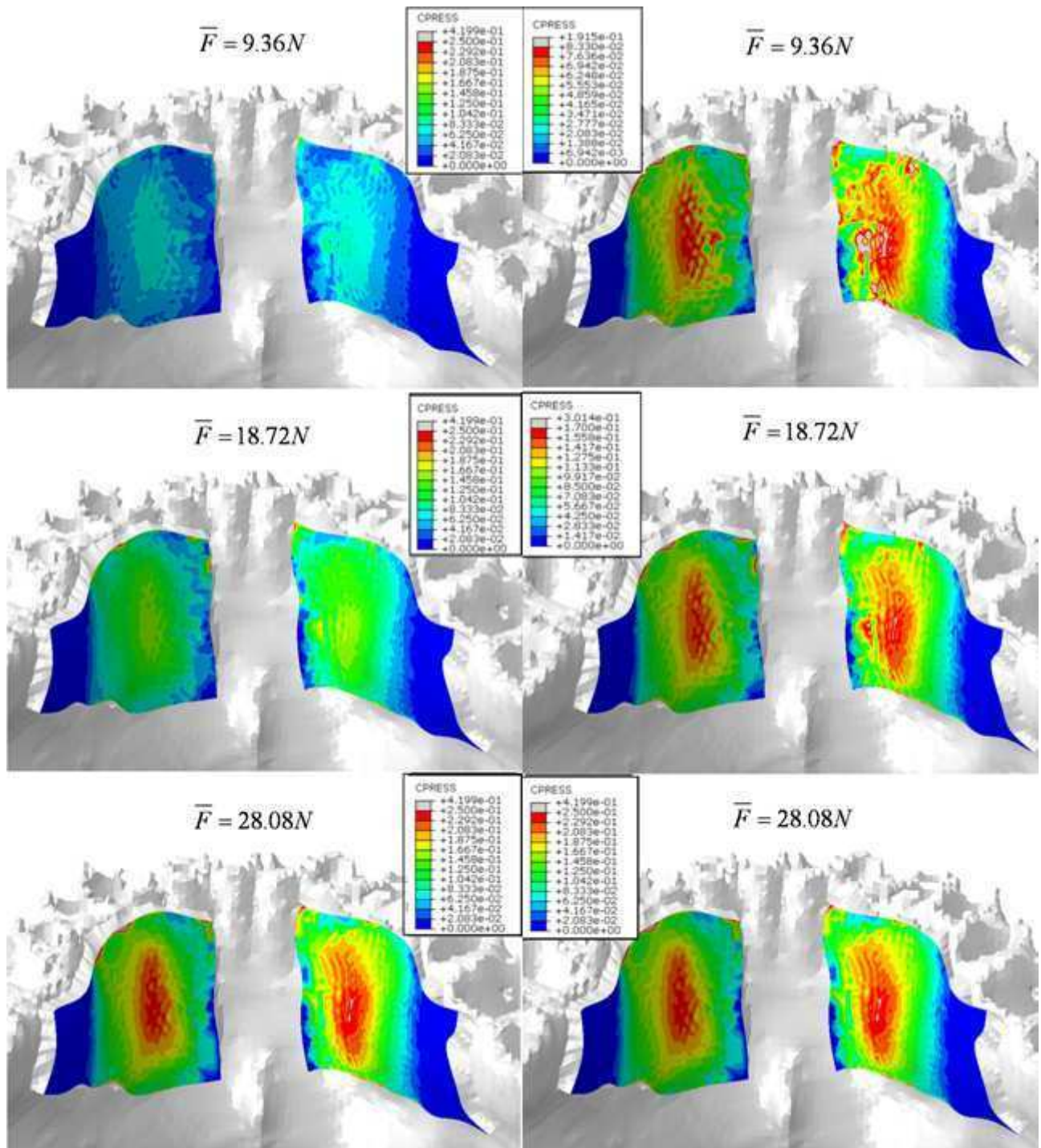


**Gráfico 7.1** - Regressões lineares para os deslocamentos

A Figura 7.26 apresenta, no lado esquerdo, as distribuições de pressões de contato correspondentes aos três valores de força aplicados.

O aumento de pressões é evidente na proporção do aumento de forças. Note que foi adotada a mesma escala de cores para as três imagens.

Para avaliar a linearidade do comportamento das pressões como um todo, as imagens do lado esquerdo da Figura 7.26 foram refeitas ajustando-se em cada uma as escalas na proporção inversa:  $1/3$  para o caso de aplicação de força de 9,36 N,  $2/3$  para força de 18,72 N e  $3/3$  para força de 28,08 N, conforme apresentado no lado direito da figura.



**Figura 7.26** – Distribuição de pressões de contato: Lado esquerdo = mesma escala  
Lado direito = escalas ajustadas

## 7.8 Comparação de resultados numéricos e experimentais

Os valores médios das pressões de contatos nas regiões dos sensores, obtidos por experimentos *in vivo* aparecem na Tabela 7.5, comparados com os correspondentes valores obtidos *in silico* (pressão de contato média em cada região do sensor).

**Tabela 7.5** – Comparação de resultados numéricos e experimentais

Posição	Pressão de contato média MEF ( $p_{FEM}$ )	Pressão de contato média <i>IN VIVO</i> ( $p_{VIVO}$ )	$\frac{p_{FEM} - p_{VIVO}}{p_{VIVO}} \times 100$
Incisivo lateral inferior esquerdo Região 1	$6,50 \times 10^{-2}$ MPa	$6,16 \times 10^{-2}$ MPa	+ 5,2%
Incisivo lateral inferior direito Região 2	$7,41 \times 10^{-2}$ MPa	$7,69 \times 10^{-2}$ MPa	- 3,6%
Primeiro molar inferior esquerdo Região 3	$3,82 \times 10^{-2}$ MPa	$3,66 \times 10^{-2}$ MPa	+ 4,4%
Primeiro molar inferior direito Região 4	$3,89 \times 10^{-2}$ MPa	$3,68 \times 10^{-2}$ MPa	+ 5,7%

Houve uma boa concordância entre resultados *in silico* e *in vivo*, ambos indicando uma pressão de contato média mais pronunciada no lado direito que no lado esquerdo, mostrando diferenças entre eles inferiores a 6%. A diferença entre o lado esquerdo e o direito confirma a assimetria da arcada dental.

## CAPÍTULO 8. CONCLUSÃO

### 8.1 Discussão dos resultados

#### 8.1.1 Propriedades elásticas da mucosa bucal

Relacionadas à metodologia para a determinação experimental das propriedades elásticas da mucosa obtidos no Capítulo 5:

- i) Tanto a mucosa de porco quanto a mucosa humana apresentam comportamento não linear hiperelástico. Apesar do número reduzido de amostras, pela coerência dos resultados obtidos, pode-se afirmar que polinômios de segundo grau aproximam muito bem as deformações tanto da mucosa de porco quanto da mucosa humana.
- ii) Não obstante a forte coerência das aproximações de polinomiais de segundo grau, não se pode afirmar valores definitivos para estas propriedades. Em primeiro lugar, porque o número de amostras não foi suficiente para isso e, em segundo lugar, porque a dispersão se mostrou acentuada de amostra para amostra.
- iii) Pela não regularidade apresentada nos resultados obtidos, sugere-se que uma determinação segura da elasticidade da mucosa de porco utilize um elevado número de amostras (acima de 10). Por razões de ordem ética, no caso de mucosa humana, a determinação é bastante difícil segundo a metodologia usada, já que para isto se necessita colher amostras de pacientes.

#### 8.1.2 Avaliação experimental das pressões *in vivo*

Relacionada à avaliação experimental das pressões *in vivo* apresentada no Capítulo 6:

- i) É bastante difícil a medição *in vivo* das pressões provocadas pelo esticamento do parafuso expensor. Em primeiro lugar, pelo posicionamento dos sensores na boca do indivíduo. Em segundo lugar, porque a movimentação involuntária da língua e de outros músculos introduz perturbações das medidas.

- ii) Apesar das dificuldades, os testes *in vivo* permitem confirmar algumas características morfológicas da mandíbula. Por exemplo, as medições *in vivo* indicam assimetria da mandíbula do “Paciente B”, compatível com os resultados *in silico*. Ambos apresentaram pressões de contato maiores no lado direito. Estes resultados estão de acordo com a avaliação clínica, que diagnosticou mordida cruzada ântero-posterior unilateral esquerda.

### 8.1.3 Resultados dos deslocamentos e pressões de contato *in silico*

Com relação aos resultados *in silico* do Capítulo 7, vale a pena ressaltar:

- i) Pelos resultados obtidos já é possível afirmar com segurança que a metodologia proposta para a previsão de deslocamentos e pressões decorrentes do esticamento do parafuso expensor poderá impactar a prática de correção ortodôntica de maloclusões, inclusive as que necessitem de correções cirúrgicas. No próximo item serão discorridos comentários adicionais sobre isto.
- ii) Um aspecto bastante relevante é a possibilidade de se avaliar com segurança o nível de assimetria facial. Nas simulações realizadas, em particular, o paciente possui um nível de discrepância com assimetria relativamente pequena. As imagens a cores (isocurvas) fornecidas pelos resultados *in silico* permitem avaliar isto.

### 8.1.4 Linearidade das relações força-deslocamentos

Apesar da hipótese linear elástica empregada no modelamento pelo MEF, a linearidade entre a força aplicada no parafuso do aparelho e os deslocamentos de cada extremidade não pode ser tacitamente assumida. Na verdade, a geometria da mandíbula e, como consequência, do aparelho, em forma de arco, é suficiente para introduzir não-linearidades nas relações entre forças e deslocamentos. No entanto, apesar destas não-linearidades, na faixa de pequenos deslocamentos um comportamento aproximadamente linear é esperado. Esse foi o caso dos resultados apresentados neste trabalho, que envolvem deslocamentos de menos de 0,6 milímetros das extremidades do parafuso expensor, que é um valor muito pequeno em comparação com as dimensões do sistema mandíbula-aparelho. Em outras palavras, na faixa de pequenos deslocamentos espera-se que a linearização seja suficiente para aproximar bem o comportamento não-linear do sistema. Isto ocorreu de forma evidente nos resultados

deste trabalho. Com o aumento dos deslocamentos, o comportamento não-linear deve aparecer progressivamente.

#### **8.1.5 Comportamento linear das distribuições de pressão de contato**

Como mostrado pela análise das distribuições de pressão de contato em escalas de cores ajustada, na faixa de pequenos esticamentos do parafuso expansor foi obtido um comportamento bastante linear. Embora a análise não tenha sido quantificada, as evidências obtidas são convincentes. Diferentemente dos deslocamentos das extremidades do parafuso, que são apenas dois parâmetros concentrados, a pressão de contato denota um parâmetro distribuído, o qual tem um comportamento diferente nas diversas regiões da mucosa da mandíbula. Esta é a relevância da análise colorida ajustada que permite uma visão global.

#### **8.1.6 Estimando forças e pressões de contato relacionadas a um esticamento desejado**

Usando o procedimento apresentado, é possível estimar as forças e deslocamentos para situações que ainda não foram simuladas na prática. Com base no comportamento linear da relação força-deslocamento apresentados na Tabela 7.4, se uma força de 12 N é aplicada, é possível prever um esticamento de 0,253 milímetros. Melhor ainda, é possível prever a força relacionada a um deslocamento desejado.

Por exemplo, para o indivíduo em estudo, uma força de 14,37 N é necessária para obter 0,300 milímetros de esticamento. Isto será útil no tratamento clínico real. Usando uma tomografia anterior de um paciente, será possível prever as forças relacionadas a alguns esticamentos desejados das extremidades do parafuso através de simulações MEF.

Ao mesmo tempo, baseado em simulações numéricas, será possível estimar com antecedência as pressões de contato envolvidas, em especial, a mais alta, como consequência de um esticamento desejado. Se necessário, o esticamento aplicado deve ser reduzido para evitar pressões que possam causar efeitos deletérios. Uma escala de cores pode ser adotada para verificar se uma cor proibida aparece nos resultados. Se este for o caso, um menor esticamento deve ser testado para verificar novamente até que uma situação favorável seja obtida.

### **8.1.7 Analisando assimetrias pela distribuição das pressões de contato**

Como a Figura 7.25 sugere, através da análise das distribuições de pressão de contato pode-se avaliar algumas características e níveis de assimetrias da mandíbula. Para isso, obviamente, estudos quantitativos adicionais precisam ser executados.

### **8.1.8 Principais desdobramentos baseados nos resultados obtidos**

Baseados nos resultados obtidos e à luz dos comentários anteriores, propõe-se incorporar ao tratamento de pacientes com indicação de maloclusão relacionada com assimetrias faciais o uso de tomografia computadorizada da cabeça (crânio e face), acompanhada de análise baseada no método de elementos finitos.

No planejamento dos tratamentos atualmente preconizados, são utilizados exames radiológicos cefalométricos do perfil da face e crânio. Esse tipo de exame sobrepõe estruturas de tecidos duros e são bidimensionais ou tridimensionais, como por exemplo TC Cone-Beam 3D. As alterações são diagnosticadas pela demarcação manual de pontos anatômicos considerados determinantes, envolvendo ângulos de inclinação. Os desvios nomeados de simetria unilaterais (lado direito e esquerdo) se colocam de maneira sobreposta.

No caso do presente estudo, foi utilizada tomografia computadorizada médica de última geração, que utiliza um feixe colimado de radiação, em forma de leque, que são captados pelos sensores. A cada giro de 360° ao redor do paciente, fatias são capturadas e transferidas para o computador que identificam as variações de atenuação dos tecidos e utiliza complexos cálculos matemáticos para a formação da imagem. Este aparelho de TC possui movimentação sincronizada da mesa e do tubo de raios X, o que possibilita o fluxo do feixe de raios X de forma helicoidal (ou espiral) e melhora a qualidade da imagem, escaneando com detalhes todos os tecidos duros e moles com precisão de 0,1 mm entre as fatias. O emprego desta tecnologia aumenta consideravelmente a precisão em relação à metodologia atualmente empregada de traçados cefalométricos com pontos e linhas demarcados manualmente.

Como as propriedades mecânicas dos materiais biológicos variam de paciente para paciente, os resultados deste trabalho não podem ser utilizados genericamente, ou seja, é necessário considerar as características individuais, a fim de determinar corretamente as forças e pressões de contato para cada



paciente. Por outro lado, a mesma seqüência de ações, rotinas e algoritmos propostos neste estudo permanecem independentemente da geometria específica da mandíbula, das assimetrias e dos parâmetros individuais, como a espessura média da mucosa.

Os resultados fornecem a distribuição de pressões contato e deslocamentos como um primeiro passo para desenvolver uma correlação entre a teoria da movimentação dentária e remodelação óssea e um adequado controle de forças e pressões sobre as estruturas vivas, resultando na otimização dos tratamentos, evitando a aplicação de forças que poderiam resultar em processos dolorosos, lesões, necroses ósseas, reabsorções radiculares e perdas de dentes.

## **8.2 Conclusões**

1. É possível prever a distribuição de pressões de contato e de pequenos deslocamentos provocados pela ativação de parafuso expensor na mandíbula através do modelo biomecânico utilizando o MEF e tomografia computadorizada.
2. Pela comparação dos deslocamentos obtidos para a esquerda e para a direita a partir da aplicação de uma força igual nas duas extremidades pode-se avaliar a assimetria mandibular.
3. Na faixa dos deslocamentos estudados o modelo biomecânico do sistema aparelho-mucosa-mandíbula pode ser tratado como linear.
4. De uma forma inovadora, a adoção de escalas ajustadas de cores mostrou-se uma ferramenta simples e eficaz para a análise da evolução de grandezas distribuídas de uma forma global. No caso do presente estudo esta ferramenta evidenciou com clareza e obviedade a linearidade das distribuições de pressão de contato versus o esticamento do parafuso expensor.
5. Pelos resultados obtidos na presente Tese, a mucosa bucal possui comportamento hiperelástico com curva Tensão x Deformação quadrática.
6. A utilização do módulo de elasticidade da mucosa com valor fixo só faz sentido para faixas estreitas de deslocamento.

### **8.3 Sugestões**

Com relação à continuidade do presente estudo, sugere-se:

1. Aplicar o procedimento descrito no Capítulo 7 em indivíduos com diferentes níveis de maloclusão, desde um nível suave até um nível mais severo, verificando a determinação das pressões de contato e deslocamentos provocados pela ativação do parafuso expensor.
2. Estudar a aplicação da metodologia em expansões maxilares.
3. Estudar a aplicação da metodologia em outras técnicas ortodônticas/ortopédicas.
4. Modelar a remodelação óssea e o tratamento ortopédico.
5. Fazer simulações do comportamento utilizando novos materiais em substituição aos atuais.
6. Estender a metodologia para outros ossos do corpo humano.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Al-Sukhun J, Kelleway J, 2007, “Biomechanics of the mandible: Part II. Development of a 3-dimensional finite element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants”. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 22(3):455-66.
2. Amaya AP, 2004, “Modelos do comportamento para el cartílago articular: Aplicación a la simulación de la Articulación Temporomandibular”, Tesis Doctoral, Centro Politécnico Superior de la Universidad de Zaragoza, España.
3. Angell EH, “Treatment of irregularity of the permanent or adult teeth. Part 1”, *Dent Cosmos* 1(10):540-544.
4. Angell EH, “Treatment of irregularity of the permanent or adult teeth. Part 2”, *Dent Cosmos* 1(10):599-600.
5. Angle EH, 1899, “Classification of malocclusion”, *Dental Cosmos* 41:248-264.
6. Baldrige JP.1950. “Further studies of the relation of the maxillary first permanent molars to the face in class I and class II malocclusions”. *Angle Orthod* 20: 3-10.
7. Bindo MJF, Nakamae AEM, Santos LB, Ishikawa KH, Guarnieri TC, Tamaki R, 2009, “Study of the surface hardness and modulus of elasticity of conventional and microwave-cured acrylic resins”, *Braz Oral Res* 23(1).
8. Borchers L, Reichart P, 1983, “Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development”, *J Dent Res* 62:155-9.
9. Borba VZC, Kulak CAM, Lazaretti-Castro M, 2003, “Controle neuroendócrino da massa óssea: mito ou verdade?”, *Arq Bras Endocrinol Metab* 47 (4).
10. Boryor AN, Geiger M, Hohmann A, Wunderlich A, Sander C, Sander MF, Sander GF, 2008, “Stress distribution and displacement analysis during an intermaxillary disjunction - A three-dimensional FEM study of a human skull”, *J Biomech* 41:376-382.
11. Boryor AN, Hohmanna A, Wunderlich A, Geiger M, Kilic F, Sander M, Sander C, Böckers T, Günter FS, 2010, “In-vitro results of rapid maxillary expansion on adults compared with finite element simulations”, *J Biomech* 43:1237-1242.
12. Brader AC, 1972, “Dental Arch related with intra-oral forces: PR=C”, *Am J Orthod* 61(6):541-561.
13. Braga IMU, Rocha DN, Filgueiras P, Las Casas EB, Andrade RM, Jorge RN, Martins PALS. 2009. “Biomechanical study of changes in buccal bone structure induced by expansion screw”. In: *Biodental Engineering*, CRC Press/Balkema, Leiden, p 17-21.
14. Brodie AG. 1941. “On the growth of the human head from the third month to the eighth year of life”. *Amer J Anat* 68: 209-262.

15. Burdi, AR, 1968, "Morphogenesis of mandibular dental arch shape in a human embryos", *J Dent Res* 47(1):50-58.
16. Burst, EW, McNamara, JJR, 1995, "Arch Dimensional Changes Concurrent with Expansion in Mixed Dentition Patient", *Orthodontic treatment: Outcome and Effectiveness. Craniofacial Growth Series, Vol. 30, Center for Human Growth and Development, University of Michigan, Ann Harbor, EUA.*
17. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B, 2005, "The Finite Element Method: a tool to study orthodontic tooth movement", *J Dent Res* 84(5):428-433.
18. Chaffin, DB, Anderson, GBJ; Martin, BJ, 2001, "Biomecânica ocupacional". Belo Horizonte: Ergo Editora, Minas Gerais, 597 p.
19. Compagnoni, MA, Souza, RF, Leles, C.R, 2003, "Estudo cinesiográfico da movimentação da prótese total resultante da deformação da fibromucosa em desdentados totais", *Pesq Odontol Bras* 17(4):356-361.
20. Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ, 1982, "A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant", *J Dent Res* 61:25-9.
21. Cowin, SC, Hegedus, DM, 1976, "Bone Remodeling I: theory of adaptive elasticity". *Journal of Elasticity* 6(3):313-326.
22. Coxon, JP, Oades, GM, Colston, KW, Kirby, RS. 2004, "Advances in the use of bisphosphonates in the prostate cancer setting", *Prostate Cancer and Prostatic Diseases Journal* 7:99-104.
23. Cozza P, Baccetti T, Franchi L, Toffol L, MacNamara JA, 2006. "Mandibular changes produced by functional appliances in Classe II malocclusions: a systematic review", *Am J Orthod & Dentofacial Orthop* 129(5):599.e1-599.e12.
24. Dahlström L, Carlsson GE, 2010. "Temporomandibular disorders and oral health-related quality of life. A systematic review", *Acta Odontol Scand* 68(2):80-5.
25. Doblaré, M, García, JM, Gomez, MJ, 2004, "Modelling bone tissue fracture and healing: a review", *Engineering Fracture Mechanics* 71:1809-1840.
26. Ekstrom C, Enrikson CO, Jensen R, 1977, "Mineralization in the midpalatal suture after orthodontic expansion", *Am J Orthod* 71(4):449-455.
27. Emrich RE, Brodie AG, Blayney JR, 1965, "Prevalence of Class I, Class II, and Class III Malocclusions (Angle) in a Urban Population. An Epidemiological Study", *J Dent Res* 44(5):947-953.
28. FlexForce Datasheet of A201 Standard Force & Load Sensors; <http://www.activerobots.com/products/sensors/sparkfun/datasheets/forceflex/DatasheetA201.pdf>.
29. Gautam P, Valiathan A, Adhikan R, 2007, "Stress and displacement patterns in the craniofacial skeleton with rapid maxillary expansion: A finite element method study", *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 132(1):5.e1-11.

30. Geng JP, Tan KB, Liu GR, 2001, "Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of literature", *J Prosthet Dent* 85(6):585-98.
31. Hamula W, 1993, "Modified mandibular Schwarz appliance", *J Clin Orthod* 27:89-93.
32. Hart RT, Hennebel, VV, Thongpreda, N, Buskirk, WC, Anderson RC, 2006, "Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study", *J Biomech* 25:261-286.
33. Haas AJ, 1961, "Rapid expansion of the maxillary dental arch and nasal cavity by opening the midpalatal suture", *Angle Orthod* 31(2):73-90.
34. Haas AJ, 1970, "Palatal expansion: just the beginning of the dentofacial orthopedics", *Am J Orthod* 57(3): 219-255.
35. Haas AJ, 2001, "Entrevista", *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 6(1):1-10.
36. Hill, PA, 1988, "Bone remodeling", *British Journal of Orthodontics* 25:101-107.
37. Housley JA, Nanda RS, Currier GF, McCune DE, 2003, "Stability of transverse expansion in the mandibular arch", *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 124: 184-188
38. Huijskes R, Chao E.Y.S., 1983, "The first decade of Finite Element Analysis in Orthopediac Biomechanics", *J Biomech* 16:385-409.
39. Jafari A, Shetty KS, Kumar M, 2003, "Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces: a three-dimensional FEM study", *Angle Orthod* 73(1):12-20.
40. Jee WSS, 2001, "Integrated Bone Tissue Physiology: Anatomy and Physiology – (Chap 1)", In: *Bone Mechanics Handbook*, Cowin, SC (Ed), Boca Raton, FL: CRC Press, 1.1-1.68.
41. Jena AK, Singh SP, Utreja AK, 2010, "Sagittal mandibular development effects on the dimensions of the awake pharyngeal airway passage", *Angle Orthod* 80(6):1061-1067.
42. Joondeph DR, Riedel, RA, "Retention", In: Graber, T. M.; Swain, B. F. 1985, "Orthodontics: current principles and techniques", Ed St Louis: C. V. Mosby, p 857-898.
43. Katada A, Yasushige I, 2005, "Changes in orthodontic cephalometric reference points on application of orthopedic force to jaw: three-dimensional finite element analysis", *Bull Tokyo Dent Coll* 46(3):59-65.
44. Katz JL, 2000, "Mechanics of Hard Tissue – (Chap 18)", In: *The Biomedical Engineering Handbook*, 2<sup>nd</sup> ed, Joseph D Bronzino (Ed), Boca Raton: CRC Press LLC.
45. Kawasaki K, Takayama T, Yamada EK, Notami E, 2001, "Relationship between the stress distribution and the shape of the alveolar residual ridge- three-dimensional behavior of a lower complete denture", *J Rehabilitation* 28:950-957.

46. Kingsley NW, 1888, "A treatise on oral deformities as a branch of mechanical surgery", D. Appleton and Company, New York, 541 p.
47. Kravitz ND, Kusnoto, B, Tsay TP, Holth, WF, 2007, "Intrusion of over erupted upper first molar using two orthodontic miniscrews", *Angle Orthod* 77(1):915-922.
48. Kuroi J, 2005, "Entrevista Jüri Kuroi", *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 10(4):19-24.
49. Las Casas EB, Cimini Jr CA, Gouvêa PH, Cornacchia TPM, Buono VTL, 2000, "Modelagem Computacional dos Tecidos e Cargas em Dentes", *Anais do Simpósio Mineiro de Mecânica Computacional*, Uberlândia, Minas Gerais, p 425-433.
50. Liao SH, Tong RF, Dong JX, 2007, "Anisotropic finite element modeling for patient-specific mandible", *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 88(3):197-209.
51. Machado Junior AJ, 2004, "Estudo Cefalométrico em Telerradiografia Frontal de Alterações Induzidas por Expansão da Maxila em Adultos", *Dissertação de Mestrado*, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, Brasil, p 107.
52. McNamara JAJr, 1984, "A Method of cephalometric evaluation", *Am J Orthod* 86(5):449-469.
53. McNamara JAJr, Brudon WL, 1993. "Orthodontic and orthopedic treatment in mixed dentition", *Needham Press*, Ann Arbor, p 171-178.
54. Markel, MD, 1992, "Fracture Biology and Mechanics - (Chap 75)", In: *Auer, JA Surgery*, Philadelphia, WB Saunders, p 798-807.
55. Martins PAL, Jorge RMN, Ferreira, AJM, 2006, "A comparison study of several material models for prediction of hyperelastic properties: Application to Silicone-Rubber and Soft Tissue", *Rev Strain* 42:135-147.
56. Middleton J, Jones M, Wilson A, 1996. "The role of the periodontal ligament in bone modeling the initial development of a time-dependent finite element model. *Am J Orthod & Dentofacial Orthop* 109:155-162.
57. Miguel Neto, AB, Nishio C, Mucha JN, 2010, "Agreement evaluation of a newly proposed system for malocclusion classification. *Int J Odontostomat* 4(1):33-41.
58. Moyers RE, 1991, "Ortodontia", Ed Guanabara Koogan, 4<sup>a</sup> ed, Rio de Janeiro, p. 483.
59. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Shimazaki T, 2002, "An experimental study on mandibular expansion: increases in arch width and perimeter", *Eur J Orthod* 24(2):125-130.
60. Motoyoshi M, Shirai S, Yano S, Nakanishi S, 2005, "Permissible limits for mandibular expansion", *Eur J Orthod* 27(2):115-120.
61. Mutsaers, SE, 1997, "Mechanisms of tissue repair: from wound healing to fibrosis", *Int J Biochem Cell Biol* 29(5):17-19.
62. Netter, FH, 2000, *Atlas de Anatomia Humana*, 2ed., Editora Artmed, Porto Alegre.

63. Najjar T, Kahn, D, 1977. "Comparative study of healing and remodeling in various bones. J Oral Surg 35(5):375-379.
64. Nordin, M; Frankel, VH, 1989, "Biomechanics of Bone – (Chap 1)", In: Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System", Nordin, M. & Frankel, VH (Eds), Philadelphia: Lea & Febiger, 2<sup>nd</sup> ed, 323 p.
65. Ogihara K, Nakahara R, Koyanagi S, Suda M. 1998. "Treatment of a Brodie bite by lower lateral expansion: a case report and fourth year follow-up. J Clin Pediatric Dentistry 23: 17-21.
66. O'Grady PW, McNamara Jr JA, Baccetti T, Franchi L, 2006, "A long-term evaluation of the mandibular Schwarz appliance and the acrylic splint expander in early mixed dentition patients", Am J Orthod Dentofacial Orthop 130(2):202-13.
67. Oréface RL, Pereira MM, Mansur HS, 2005, "Biomateriais: Fundamentos e Aplicações", Ed Cultura Médica, Rio de Janeiro, 538 p.
68. Özkaya, N; Nordin, M, 1999, "Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation. Springer Verlag", 2<sup>nd</sup> ed, 393 p.
69. Peck C, Langebach GEG, Hannan AG, 2000, "Dynamic simulation of muscle and articular properties during human wide jaw opening".Archives of Oral Biology, Pergamon, 45: 963-982.
70. Peck, C, Murray G., Johanson C, Klineberg I, 1999, "Trajectories of Condylar points during nonworking and protusive movements of the mandible", J Prosthetic Dentistry, 82: 322-331.
71. Perillo L, Canavale R, Ferro F, Masucci, Chiodinni P, Baccetti T. 2010, "Meta analisys of skeletal mandibular changes during Frankell appliance treatment", Eur J Orthod 2:115-120.
72. Phillips, RW, 1982, "Materiais Dentários de Skinner", 8<sup>a</sup> Edição, Ed. Interamericana, Rio de Janeiro, Brasil, p. 123.
73. Ponce A, 2001, "Ortodontia Princípios Importantes", 1<sup>a</sup> ed, Ed Macrograf, Rio de Janeiro, Brasil, p 69-70.
74. Proffit, WR, 1995, "Ortodontia Contemporânea", 2<sup>a</sup> Edição, Ed. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, Brasil, p 413-420.
75. Provatidis CG , Georgiopoulos P, Kotinas A McDonald JP, 2008, "Evaluation of craniofacial effects during rapid maxillary expansion through combined in vivo / in vitro and finite element studies", Eur J Orthod 30:437–448.
76. Rabie AB, Xing H, Haag U, 2004, "Foward mandibular positioning enhances condylar adaptation in adult rats", Eur J Orthod 26(4):353-358.
77. Reitan K, 1955, "The initial tissue reaction incident to orthodontic tooth movement as related to the influence of funtional", Acta Odontol Scand Stockholm, suppl 6.

78. Reitan K, 1960, "Tissue behavior during orthodontic tooth movement", *Am J Orthod*, 46: 881-900.
79. Ricketts, RM, Bench RW, Gugino C, Hilgers JJ, Shculhof RJ, 1991, *Técnica bioprogressiva de Ricketts*, 4ª ed, Ed Médica Panamericana SA, Buenos Aires, Argentina, 96 p.
80. Rho JY, 1991, "Mechanical properties of human cortical and cancelous bone", PhD dissertation, University of Texas Southwestern Medical Center at Dallas, Dallas, TX.
81. Rodrigues LB, 2008, "Análise pré-clínica computacional e ex-vivo de uma técnica de redução de fraturas para ossos longos de grandes animais", Tese de Doutorado - DEMEC-UFMG, 132 p.
82. Roodman GD, 1993, "Advances in bone biology: the osteoclast", *Endocr Rev* 17(4):308-32.
83. Sandy JR., Fardale RW, Meikle MC, 1996, "Recent Advances in Understanding Mechanically Induced Bone Remodelling and Their Relevance to Orthodontic Theory and Practice", *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 103(3):212-222.
84. Schwarz WG, 1932, "Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement", *Int J Orthod, Lakewood* 18:331-352.
85. Shapiro E, 1979, "Orthodontic movement using pulsating force induced by piezoelectricity". *Am J Orthod* 76:59-66.
86. Sharda J, Sharma G, Shetty P, Sharda A, 2011, "Mandibular Arch Expansion - A New Treatment Approach by Transverse Transforce: A Case Report", *Int J Dental Clin* 3(1):98-99.
87. Silva Filho, OGS, Ozawa TO, Okada CH, Okada HY, Dahmen L, 2007, "Anquiose intencional dos caninos decíduos como reforço de ancoragem para a tração reversa da maxila. Estudo cefalométrico prospectivo", *Rev Dent Press Ortod Ortop. Facial* 11(6):63-72.
88. Silva Filho, OG, Lara, TS, Silva HC, Bertoz, FA, 2007, "Comportamento da Sutura Palatina em Crianças Submetidas à Expansão Rápida da Maxila: Avaliação Medição da Imagem de Tomografia Computadorizada", *Rev. Dental Press Ortod Ortop Facial* 12(3):94-103.
89. Spielman AI, 2007, "The Birth of the Most Important 18th Century Dental Text: Pierre Fauchard's *Le Chirurgien Dentist*", *J Dental Research* 86(10):922-926.
90. Szentpetery A, 1993, "Clinical utility of mandibular movement ranges", *J Orofacial Pain* 7:163-167.
91. Tanaka E, Eijden T, 2003, "Biomechanical behavior of temporomandibular joint disc", *Crit Rev Oral Biol Med* 14(2):139-150.
92. Tanne K, Matsubara S, 1994, "Association between the direction of orthopedic headgear force and sutural responses in the nasomaxillary complex", *Angle Orthod* 66(2):125-130.
93. Tausche E, Luck O, Harzer W, 2004, "Prevalence of malocclusions in the early mixed dentition and orthodontic treatment need", *Euro J Orthod* 26(3):237-244.



94. Trivino T, Vilella OV, 2005, "Formas e dimensões do arco dentário inferior" Revista SBO, Rio de Janeiro, 5(1):19-28.
95. Turner CH, Robling GA, 2004, "Mechanical loading and bone formation", Bonekey-Osteovision 1(9):15-23.
96. Watabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y, 2008. "Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications", J Dentistry 36(7):463-471.
97. Xiao-na L, Yun-kai shi, Zhen-Chun L, Chao-ying S, Xiao-dong C, Zhen-qun G, Hong G, Xiao-tao C, 2008. "Three-dimensional finite element analysis of a maxillary central incisor restored with different post-cone materials", Int Chin J Dent 8:21-27.
98. Sites visitados: [www.infoescola.com/anatomia-](http://www.infoescola.com/anatomia-)  
[www.webciencia.com/11\\_11glandulas.gif](http://www.webciencia.com/11_11glandulas.gif)

## APÊNDICE 1

### CALIBRAÇÃO DOS SENSORES FLEXIFORCE

Na realização das calibrações foi utilizado o multímetro para monitoramento dos valores encontrados entre 0 a 10 volts DC de acordo com dados do fabricante. Foi usada uma balança analítica padrão para comprovação dos valores apresentados. Para excitação do FlexiForce A201<sup>®</sup>, foi utilizado um jogo padrão com massas entre 0 a 400 g. Foi fabricado uma base para apoio das massas padrão para centralizar o peso no FlexiForce A201<sup>®</sup>. Os dados da calibração são fornecidos na Tabela A1.1.

**Tabela A1.1** – Dados da calibração do sistema de medição de forças

Multímetro Digital – Padrão 4 <sup>1/2</sup> dígitos	EC 1128
Fabricante:	Fluke
Modelo	189. n° de série: 83520059
Calibrado em 27/03/2009	Vencimento em 27/03/2011
Certificado de calibração	41346
Jogo de massas padrão	EC 1182
Fabricante	Sartobrás
Classe	E2
Calibrado em 03/06/2009	Calibrado em 03/06/2009
Certificado de calibração	M-28362/09
Balança Padrão Sartórios	EC 4431
Modelo	F32000S – n° de série: 50901604
Calibrado em 29/06/2009	Vencimento em 29/12/2009
Certificado de calibração	0487/09

Os dados de calibração da medição de forças pelos sensores 1, 2 e 3 são apresentados em sequência.

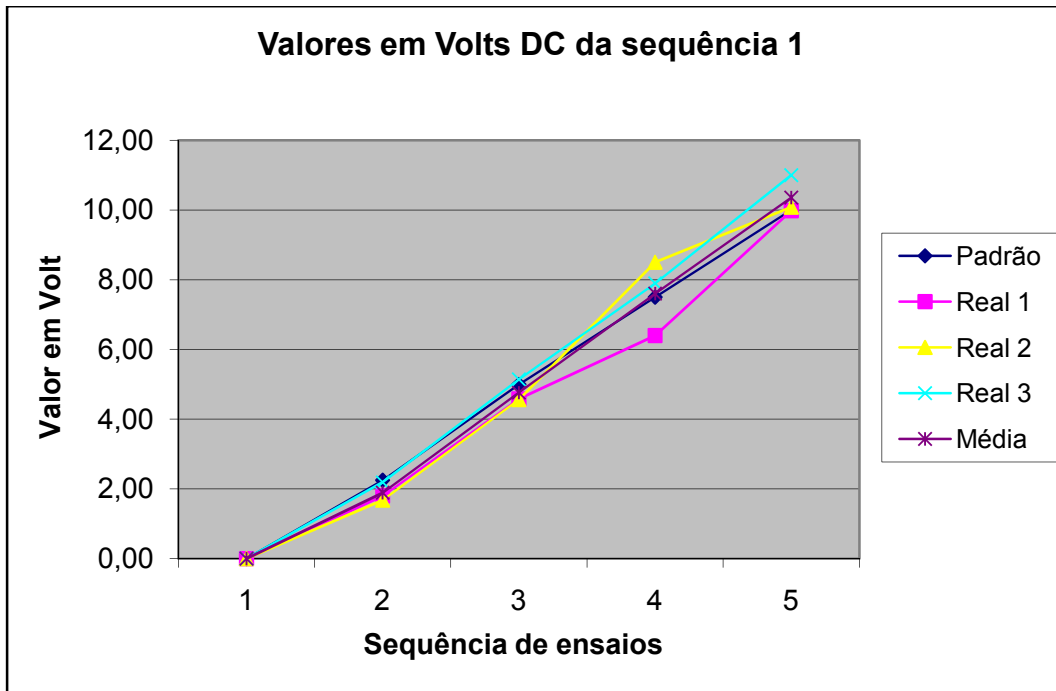
Nas calibrações foi utilizado o multímetro para monitoramento dos valores encontrados entre 0 a 10 volts DC.

Foi utilizada para apoio das massas no FlexiForce A201<sup>®</sup> uma base para centralização da força aplicada (a força aplicada foi por somatória de massa sobre o prato de uma balança analítica). Foram feitas 3 (três) medições em 5 (cinco) pontos na faixa de 0 a 400g, em cada sensor e os valores encontram-se na Tabela A1.2.

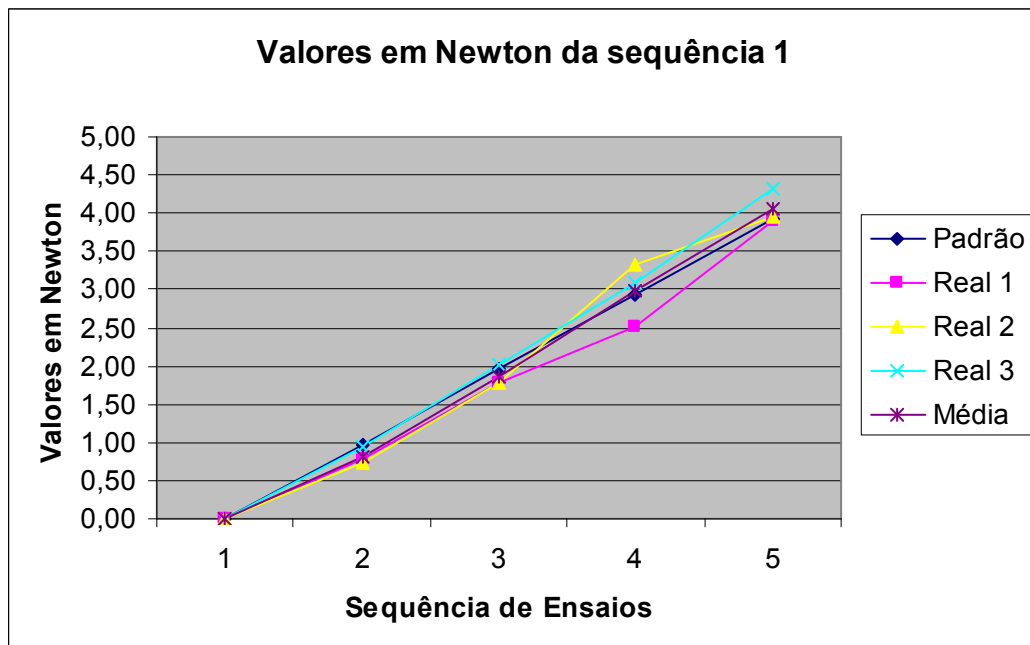
**Tabela A1.2** – Dados dos sensores de força e responsáveis pela calibração

Sensor de força															
	Canal 1			Canal 1			Canal 1			Canal 1			Canal 1		
	Padrão			Real 1			Real 2			Real 3			Média		
Seqüência	g	Volts	N	g	Volts	N	g	Volts	N	g	Volts	N	g	Volts	N
	EC 1182	EC 1128	CONVERTIDO	EC 1182	EC 1128	CONVERTIDO	EC 1182	EC 1128	CONVERTIDO	EC 1182	EC 1128	CONVERTIDO	EC 1182	EC 1128	CONVERTIDO
1ª	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
2ª	100,00	2,25	0,98	100,00	1,80	0,78	100,00	1,68	0,73	100,00	2,19	0,95	100,00	1,89	0,82
3ª	200,00	5,00	1,96	200,00	4,58	1,79	200,00	4,56	1,78	200,00	5,14	2,01	200,00	4,76	1,86
4ª	300,00	7,50	2,94	300,00	6,40	2,51	300,00	8,50	3,33	300,00	7,90	3,09	300,00	7,60	2,98
5ª	400,00	10,00	3,92	400,00	9,98	3,91	400,00	10,08	3,95	400,00	11,00	4,31	400,00	10,35	4,06
EC - Código de controle <b>V&amp;M</b>						Certificado de calibração 0487/09									
Executante da calibração:						Responsável pelo laboratório:									
Jeferson Moreira Marcelino						Helio Ribeiro do Prado									

Foram calibrados três sensores individualmente. A seqüência é mostrada pelos Gráficos A1.1, A1.2 referentes ao sensor 1; os Gráficos A1.3 e A1.4 referentes ao sensor 2 e as Gráficos A1.5 e A1.6 referentes ao sensor 3.



**Gráfico A1.1** - Curva de calibração do Sensor 1 (Volts)



**Gráfico A1.2** - Curva de calibração do Sensor 1 (Força).

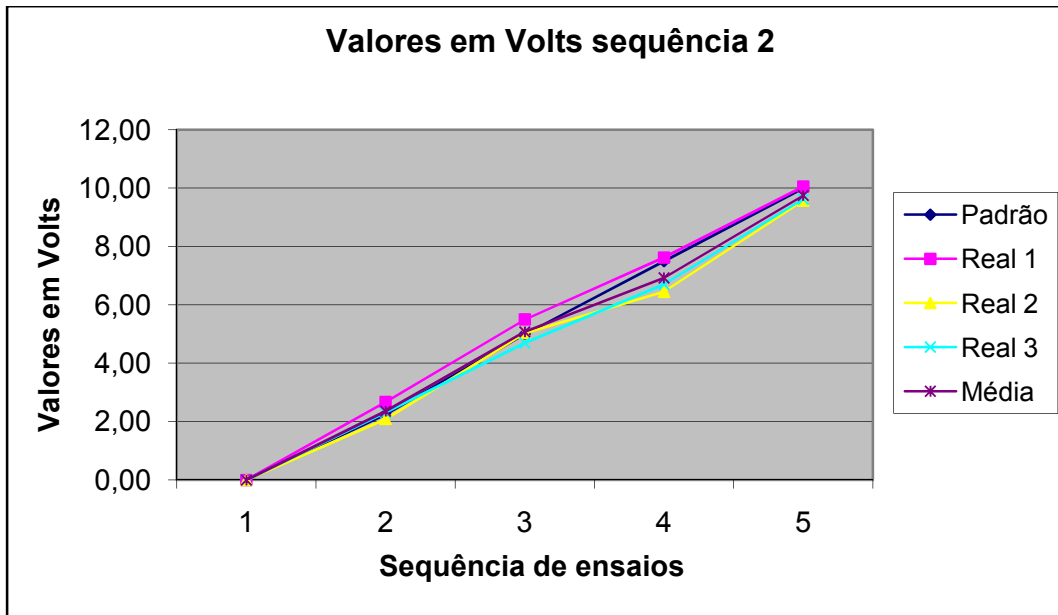


Gráfico A1.3 - Curva de calibração do Sensor 2 (Volts.).

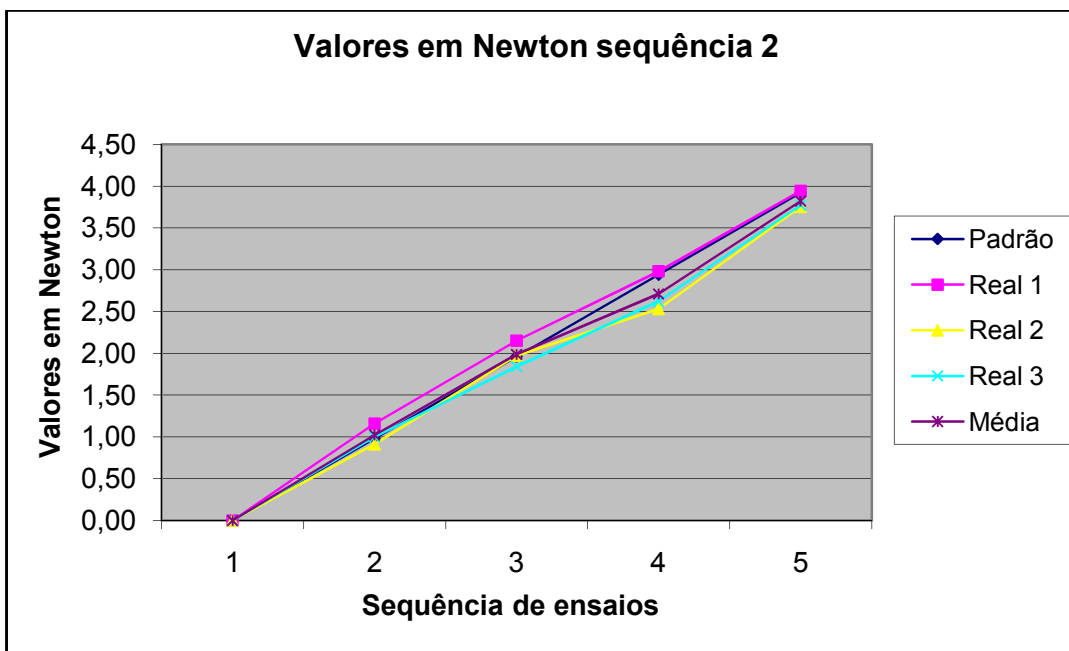


Gráfico A1.4- Curva de calibração do Sensor 2 (Força.)

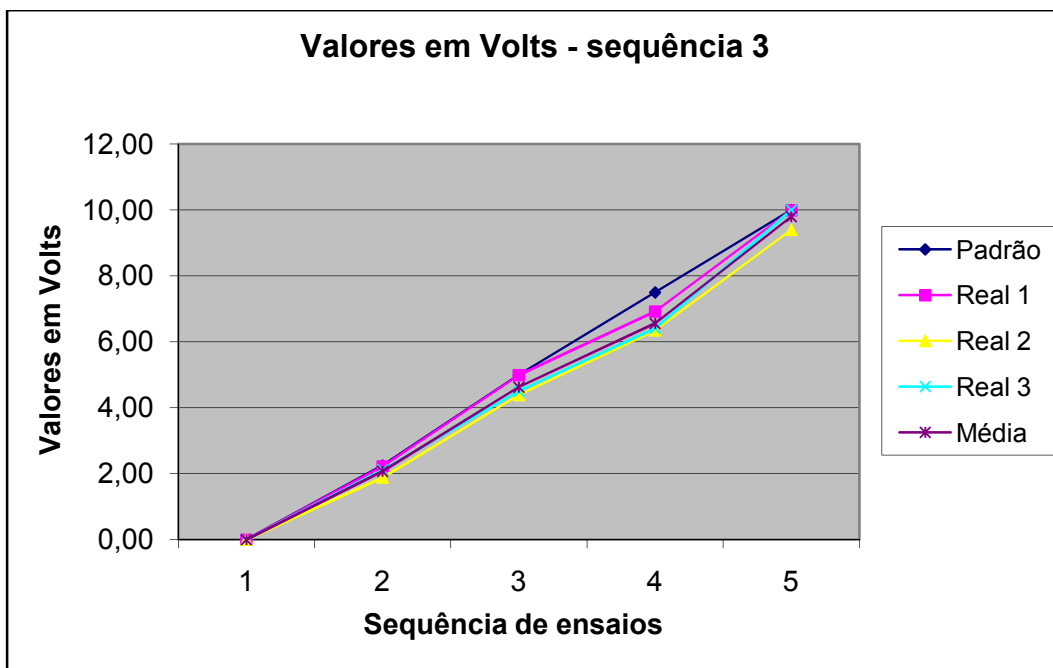


Gráfico A1.5 - Curva de calibração do Sensor 3 (Volts).

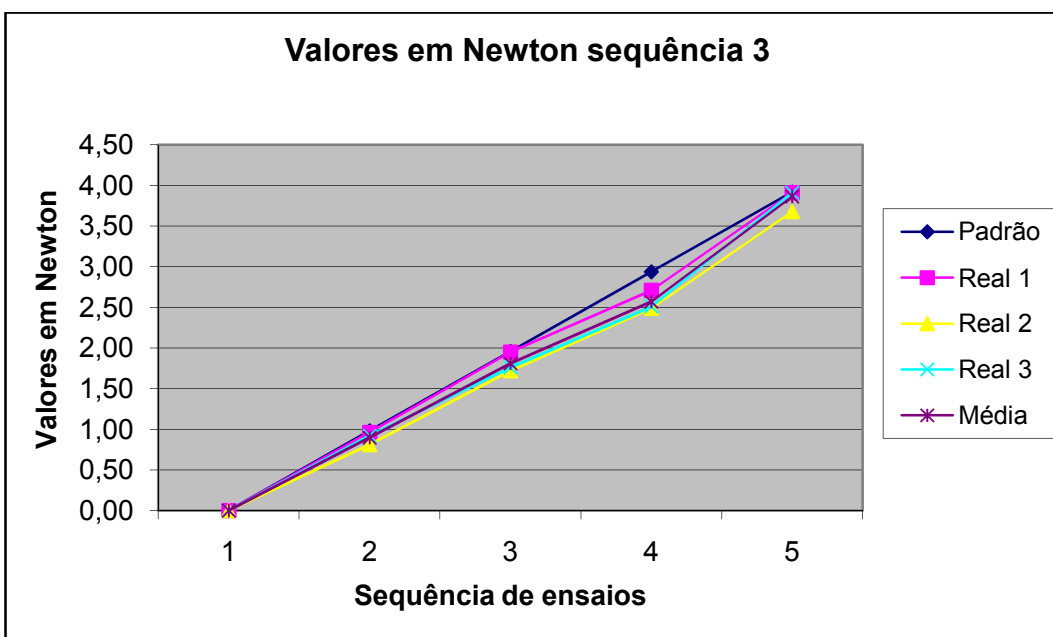


Gráfico A1.6 - Curva de calibração do Sensor 3 (Força.).

## **Relatório de execução de serviço**

Foram realizados os testes com os sensores FlexiForce com capacidade máxima de 1lbf (4,45 N). Para realização da calibração foram utilizados padrões rastreados pela RBC (Rede Brasileira de Calibração). Foi fabricada uma base para apoio das massas padrão para centralizar o peso no FlexiForce.

### **Características do FlexiForce**

Linearity :  $\pm 3\%$   
Repeatability:  $\pm 2,5\%$  of full scale.  
Hysteresis:  $< 4,5\%$  of full scale.  
Drift:  $< 5\%$  per logarithmic time scale.  
Response Time: 5 micro sec.

### **Padrões Utilizados**

Multímetro Digital – Padrão 4 <sup>1/2</sup> dígitos.  
Fabricante: Fluke  
Modelo: 189. n° de série: 83520059  
Calibrado em 15/04/2008 com vencimento em 15/04/2010.  
Certificado de calibração: 31610.

Jogo de massas padrão.  
Fabricante: Sartobrás.  
Classe: E2  
Calibrado em 03/06/2009 com vencimento em 03/06/2011.  
Certificado de calibração M-28362/09.

Balança Padrão Sartórios.  
Modelo: F32000S – n° de série: 50901604.  
Calibrado em 29/06/2009 com vencimento em 29/12/2009.  
Certificado de calibração 0487/09.

Na realização das calibrações foi utilizado o multímetro para monitoramento dos valores encontrados entre 0 a 10 volts DC. Foi usada uma balança analítica padrão para comprovação dos valores apresentados, para excitação do FlexiForce foi utilizado um jogo padrão com massas entre 0 a 400g.

Utilizamos para apoio das massas no FlexiForce uma base para centralização da força aplicada (a força aplicada foi por somatória de massa sobre o prato de uma balança analítica), foram feitas 3 (três) medições em 5 (Cinco) pontos na faixa de 0 a 400g, em cada sensor, e os valores encontram-se na tabela A e estão representadas nos gráficos 1 a 6.

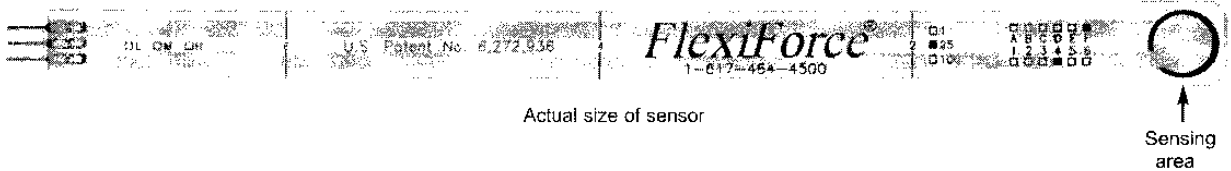
Executante da calibração  
Jeferson Moreira Marcelino

Responsável pelo laboratório  
Helio Ribeiro do Prado



# FlexiForce®

## A201 Standard Force & Load Sensors



### Physical Properties

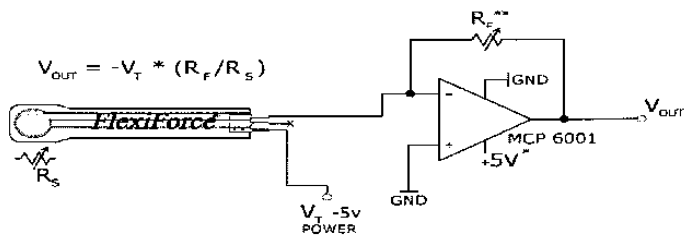
Thickness	0.008" (0.208 mm)
Length	7.75" (197 mm), <i>optional trimmed lengths: 6" (152 mm), 4" (102 mm), or 2" (51mm)</i>
Width	0.55" (14 mm)
Sensing Area	0.375" diameter (9.53 mm)
Connector	3-pin Male Square Pin (center pin is inactive)
Substrate	Polyester (ex: Mylar)

### Standard Force Ranges (as tested with circuit shown below)

- 0 - 1 lb. (4.4 N)
- 0 - 25 lb. (110 N)
- 0 - 100 lb. (440 N)\*

In order to measure forces above 100 lb (up to 1000 lb), apply a lower drive voltage and reduce the resistance of the feedback resistor (1kΩ min.)

### Recommended Circuit



- \* Supply Voltages should be constant
- \*\* Reference Resistance  $R_f$  is 1kΩ to 100kΩ
- Sensor Resistance  $R_s$  at no load is >5MΩ
- Max recommended current is 2.5mA

### Typical Performance

Linearity (Error)	±3%
Repeatability	±2.5% of full scale
Hysteresis	< 4.5 % of full scale
Drift	< 5% per logarithmic time scale
Response Time	< 5 μsec

Operating Temperature	15°F - 140°F (-9°C - 60°C)*
Output Change/Degree F	±0.2%/°F (0.36%/°C)

\*For loads less than 10 lbs, the operating temperature can be increased to 165°F (74°C)

### Evaluation Conditions

- Line drawn from 0 to 50% load
- Conditioned sensor, 80% of full force applied
- Conditioned sensor, 80% of full force applied
- Constant load of 25 lb (111 N)
- Impact load, output recorded on oscilloscope
- Time required for the sensor to respond to an input force*

Tekscan, Inc. 307 West First Street South Boston, MA 02127-1309 USA tel: 617.464.4500/800.248.3669 fax: 617.464.4266  
e-mail: marketing@tekscan.com URL: www.tekscan.com

Rev H\_040809





**Certificado de Calibração N.º M-28362/09**

SOLICITANTE V & M DO BRASIL S.A.  
 ENDEREÇO AV. OLINTO MEIRELLES, 65 BELO HORIZONTE MG  
 CONTRATANTE O mesmo  
 ENDEREÇO O mesmo

OBJETO DE CALIBRAÇÃO Pesos-padrão:  
1 mg a 1 kg  
 FABRICANTE SARTORIUS  
 N.º DE FABRICAÇÃO 20803650  
 IDENTIFICAÇÃO EC-1182  
 CLASSE Não constatada  
 PROCESSO KN WAAGEN SCM N.º 724/09  
 DATA DE CALIBRAÇÃO 13.05.2009  
 DATA DE EMISSÃO DO CERTIFICADO 15.05.2009

**RASTREABILIDADE**

**Coleção de pesos-padrão:**

Peso-padrão PR06, classe E1, certificado n.º M-27125/08 do Laboratório de Massas da KN Waagen, válido até 15.12.2009  
 Peso-padrão PR07, classe E1, certificado n.º M-27126/08 do Laboratório de Massas da KN Waagen, válido até 15.12.2009

Balança S4, Sartorius, certificado n.º 58053 do Laboratório de Assistência Técnica KN Waagen, válido até 09.10.2009  
 Balança RC 210 P, Sartorius, certificado n.º 58054 do Laboratório de Assistência Técnica KN Waagen, válido até 09.10.2009  
 Balança C 2 000, Sartorius, certificado n.º 58055 do Laboratório de Assistência Técnica KN Waagen, válido até 09.10.2009  
 Balança CC 20, Sartorius, certificado n.º 58057 do Laboratório de Assistência Técnica KN Waagen, válido até 09.10.2009

**CONDIÇÕES AMBIENTAIS**

As condições ambientais do laboratório, estão de acordo com as condições padrão de medição, segundo as recomendações R 111 e D 28 da OIML, e em conformidade com a portaria 233 do INMETRO

Temperatura: 20,5 °C ± 0,5 °C  
 Umidade Relativa do Ar: 59,7 % ± 5,0 %  
 Pressão Atmosférica: 925 mbar ± 3 mbar

ATENDE ÀS  
CARACTERÍSTICAS  
METROLÓGICAS  
03 / 06 / 2009  
ASS: *[Assinatura]*

*[Assinatura]*  
**Eduardo Staff**  
Chefe do Laboratório

*[Assinatura]*  
**Sandreli Freire da Costa**  
Responsável pela Calibração

Este certificado atende aos requisitos de acreditação pela Cgcre/Inmetro que avaliou a competência do laboratório e comprovou sua rastreabilidade a padrões nacionais de medida.



## Cont. do Certificado de Calibração N.º M-28362/09

### RESULTADOS DA CALIBRAÇÃO

Marcação	Massa Nominal (g)	Valor Encontrado (g)	Incerteza da Calibração (mg)	Material	Formato	Massa Específica (kg/m³)
Não consta	0,001	0,001002	± 0,002	Alumínio	Lâmina	2,650
Não consta	0,002	0,001999	± 0,002	Alumínio	Lâmina	2,650
Ponto	0,002	0,001998	± 0,002	Alumínio	Lâmina	2,650
Não consta	0,005	0,005006	± 0,002	Alumínio	Lâmina	2,650
Não consta	0,010	0,010001	± 0,002	Níquel	Lâmina	8,900
Não consta	0,020	0,019996	± 0,003	Níquel	Lâmina	8,900
Ponto	0,020	0,019969	± 0,003	Níquel	Lâmina	8,900
Não consta	0,050	0,049996	± 0,004	Níquel	Lâmina	8,900
Não consta	0,100	0,100009	± 0,005	Níquel	Lâmina	8,900
Não consta	0,200	0,199988	± 0,006	Níquel	Lâmina	8,900
Ponto	0,200	0,199997	± 0,006	Níquel	Lâmina	8,900
Não consta	0,500	0,499982	± 0,008	Níquel	Lâmina	8,900
Não consta	1	1,000004	± 0,010	Aço inoxidável	Botão	7,900
Não consta	2	1,999978	± 0,012	Aço inoxidável	Botão	7,900
Ponto	2	1,999983	± 0,012	Aço inoxidável	Botão	7,900
Não consta	5	5,000021	± 0,015	Aço inoxidável	Botão	7,900
Não consta	10	9,999997	± 0,020	Aço inoxidável	Botão	7,900
Não consta	20	19,999954	± 0,025	Aço inoxidável	Botão	7,900
Ponto	20	20,000013	± 0,025	Aço inoxidável	Botão	7,900
Não consta	50	49,99992	± 0,03	Aço inoxidável	Botão	7,900
Não consta	100	100,00001	± 0,05	Aço inoxidável	Botão	7,900
Não consta	200	200,00012	± 0,10	Aço inoxidável	Botão	7,900
Ponto	200	199,99992	± 0,10	Aço inoxidável	Botão	7,900
Não consta	500	500,0002	± 0,2	Aço inoxidável	Botão	7,900
Não consta	1.000	1.000,0004	± 0,5	Aço inoxidável	Botão	7,900

### PROCEDIMENTO DE CALIBRAÇÃO

As calibrações dos pesos-padrão foram realizadas através do método de comparação direta, utilizando-se pesos-padrão do Laboratório de Massa da KN Waagen, classificados segundo a OIML, conforme Instrução Técnica IT-21 do Manual da Qualidade da KN Waagen.

### NOTAS

A incerteza expandida relatada é baseada em uma incerteza padrão combinada, multiplicada por um fator de abrangência  $k = 2$ , para uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95 %.

O presente certificado de calibração atende aos requisitos da NBR ISO/IEC 17025:2005 e é válido apenas para o instrumento de medição/padrão acima caracterizado, não sendo extensivo a quaisquer outros instrumentos de medição, ainda que similares.

Este certificado de calibração somente pode ser reproduzido em sua forma integral. A utilização dos mesmos para fins promocionais depende da previa autorização formal da KN Waagen.

O Inmetro é signatário do acordo bilateral de reconhecimento mútuo com a EA - European Co-operation for Accreditation.

Uma cópia deste certificado é arquivada durante 2 anos.



Sensor de força														
Canal 1			Canal 1			Canal 1			Canal 1			Canal 1		
Padrão			Real 1			Real 2			Real 3			Média		
Volts	g	N	Volts	g	N	Volts	g	N	Volts	g	N	Volts	g	N
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
2,25	100,00	0,98	1,80	80,00	0,78	1,68	74,66	0,73	2,19	97,33	0,95	1,89	84,00	0,82
5,00	200,00	1,96	4,58	183,20	1,79	4,56	182,40	1,78	5,14	205,60	2,01	4,76	190,40	1,86
7,50	300,00	2,94	6,40	256,00	2,51	8,50	340,00	3,33	7,90	316,00	3,09	7,60	304,00	2,98
10,00	400,00	3,92	9,98	399,20	3,91	10,08	403,20	3,95	11,00	440,00	4,31	10,35	414,13	4,06
Canal 2			Canal 2			Canal 2			Canal 2			Canal 2		
Padrão			Real 1			Real 2			Real 3			Média		
Volts	g	N	Volts	g	N	Volts	g	N	Volts	g	N	Volts	g	N
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
2,25	100,00	0,98	2,67	118,66	1,16	2,09	92,88	0,91	2,31	102,66	1,00	2,36	104,73	1,02
5,00	200,00	1,96	5,50	220,00	2,15	5,03	201,20	1,97	4,70	188,00	1,84	5,08	203,07	1,99
7,50	300,00	2,94	7,62	304,80	2,98	6,45	258,00	2,53	6,70	268,00	2,62	6,92	276,93	2,71
10,00	400,00	3,92	10,05	402,00	3,94	9,57	382,80	3,75	9,62	384,80	3,77	9,75	389,87	3,82
Canal 3			Canal 3			Canal 3			Canal 3			Canal 3		
Padrão			Real 1			Real 2			Real 3			Média		
Volts	g	N	Volts	g	N	Volts	g	N	Volts	g	N	Volts	g	N
0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
2,25	100,00	0,98	2,22	98,66	0,96	1,88	83,55	0,81	2,12	94,22	0,92	2,07	92,14	0,90
5,00	200,00	1,96	4,99	199,60	1,95	4,39	175,60	1,72	4,50	180,00	1,76	4,63	185,07	1,81
7,50	300,00	2,94	6,92	276,80	2,71	6,35	254,00	2,49	6,41	256,40	2,51	6,56	262,40	2,57
10,00	400,00	3,92	9,99	399,60	3,91	9,40	376,00	3,68	10,00	400,00	10,00	9,80	391,87	5,86

## APÊNDICE 2

### APROVAÇÃO PELO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UFMG - COEP



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP


Parecer nº. ETIC 0474.0.203.000-09

Interessado(a): Prof. Roberto Márcio de Andrade  
Departamento de Engenharia Mecânica  
Escola de Engenharia - UFMG

#### DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 19 de novembro de 2009, após atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado "**Movimento dental em mandíbula humana provocado por parafuso expansor: modelo biomecânico utilizando Método Elementos Finitos**" bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto

  
Prof. Maria Teresa Marques Amaral  
Coordenadora do COEP-UFMG