



UNIVERSIDADE FEDERAL FLUMINENSE  
CENTRO TECNOLÓGICO  
ESCOLA DE ENGENHARIA INDUSTRIAL METALÚRGICA DE VOLTA REDONDA  
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA METALÚRGICA

**TESE  
DE  
DOUTORADO**

**SIMULAÇÃO  
TRIDIMENSIONAL  
DE  
MOVIMENTOS ORTODÔNTICOS  
EM ARCADAS DENTÁRIAS SUPERIORES  
PELO  
MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

***NORMAN DUQUE PENEDO***

ORIENTADORES

***Prof. D.C. JAYME PEREIRA DE GOUVÊA  
Prof. D.C. CARLOS NELSON ELIAS***

VOLTA REDONDA  
2007

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**NORMAN DUQUE PENEDO**

**“SIMULAÇÃO TRIDIMENSIONAL DE MOVIMENTOS ORTODÔNTICOS EM  
ARCADAS DENTÁRIAS SUPERIORES  
PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS”**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Metalúrgica da Universidade Federal Fluminense, como requisito complementar para obtenção do Grau de Doutor em Engenharia.

**Orientadores:**

**Prof. Dr. JAYME PEREIRA DE GOUVÊA**

**Prof. Dr. CARLOS NELSON ELIAS**

**Volta Redonda**

**2007**

**NORMAN DUQUE PENEDO**

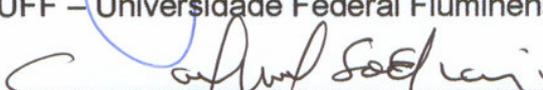
**“SIMULAÇÃO TRIDIMENSIONAL DE MOVIMENTOS ORTODÔNTICOS EM  
ARCADAS DENTÁRIAS SUPERIORES  
PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS”**

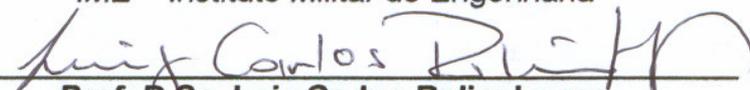
Tese apresentada ao Curso de Pós Graduação em Engenharia Metalúrgica da Universidade Federal Fluminense, como requisito complementar para obtenção do grau de Doutor em Engenharia. Área de concentração: Modelamento e Simulação de Processos e Fenômenos.

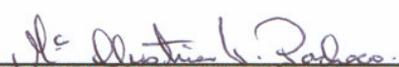
Aprovada em 29 de Junho de 2007.

**BANCA EXAMINADORA**

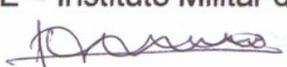
  
\_\_\_\_\_  
**Prof. D.C. Jayme Pereira de Gouvêa** - Orientador  
UFF – Universidade Federal Fluminense

  
\_\_\_\_\_  
**Prof. D.C. Carlos Nelson Elias** - Orientador  
IME – Instituto Militar de Engenharia

  
\_\_\_\_\_  
**Prof. D.Sc. Luiz Carlos Rolim Lopes**  
UFF – Universidade Federal Fluminense

  
\_\_\_\_\_  
**Prof. D.C. Maria Christina Thomé Pacheco**  
UFES – Universidade Federal do Espírito Santo

  
\_\_\_\_\_  
**Prof. Ph.D. Arnaldo Ferreira**  
IME – Instituto Militar de Engenharia

  
\_\_\_\_\_  
**Prof. D.C. Luciano Luporini Menegaldo**  
IME – Instituto Militar de Engenharia

  
\_\_\_\_\_  
**Prof. D. Sc. Luiz Henrique de Almeida**  
UFRJ – Universidade Federal do Rio de Janeiro

## DEDICATÓRIA

*Aos professores Jayme Pereira de Gouvêa e Carlos Nelson Elias pelo apoio e estímulo que foram essenciais para desenvolver e realizar este trabalho.*

## **AGRADECIMENTOS**

A DEUS.

Aos professores Jayme Pereira de Gouvêa e Carlos Nelson Elias pela orientação, incentivo, conhecimentos transmitidos, apoio a novas idéias e exemplo de dedicação ao trabalho.

Aos professores Alexandre José da Silva, Luiz Carlos Rolim Lopes e Tânia Maria Cavalcanti Nogueira pelas palavras de incentivo.

Aos demais professores do Programa de Pós-graduação em Engenharia Metalúrgica da EEIMVR/UFF.

Aos professores ortodontistas Marcus Geraldo Sobreira Peixoto, Dayse Pena Oliveira da Silveira , Pedro Augusto Peixoto Bittencourt e a todos da equipe da Associação Brasileira de Odontologia da regional de Barra Mansa (ABO-BM).

Aos ortodontistas Maria Elisa R. Coimbra, Giovana R. Casaccia, Luciana R. Sqeff, Janaína C. Gomes e Marcelo Avilez.

Aos colegas Adauto M. de Assis, Fábio de Souza, Gustavo B. Amorim, Neil de Medeiros e Roberto B. Lehmann.

À CAPES pelo apoio financeiro.

A meus pais por tudo.

## EPÍGRAFE

*“A imaginação é mais importante que o conhecimento “*

*Albert Einstien*



*Leonardo da Vinci*

# SUMÁRIO

## SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

RESUMO

ABSTRACT

### CAPÍTULO 1

<b>1 <u>INTRODUÇÃO</u></b>	32
1.1 EXPOSIÇÃO DO PROBLEMA E O MODELO SUGERIDO	32
1.2 OBJETIVO	35
1.3 METODOLOGIA EMPREGADA	36
1.4 MOTIVAÇÃO	37
1.5 CONTRIBUIÇÕES ESPERADAS	37
1.6 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	38

### CAPÍTULO 2

<b>2 <u>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</u></b>	41
2.1 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS (MEF)	43
2.2 ANATOMIA ODONTOLÓGICA BÁSICA	46
2.3 CARACTERÍSTICAS DO MOVIMENTO DENTÁRIO	47
2.3.1 <u>Importância do ligamento periodontal</u>	49
2.3.1.1 Comportamento do ligamento periodontal	50
2.3.1.2 Propriedades mecânicas do ligamento periodontal	52
2.3.1.2.1 <i>Trabalhos realizados e comentários</i>	53

<b>2.3.3 <u>Fatores que influenciam o movimento ortodôntico</u></b>	60
2.3.3.1 Magnitude da força aplicada	60
2.3.3.2 Anatomia do periodonto	62
2.3.3.3 Fatores metabólicos	63
<b>2.4 BIOMECÂNICA DO MOVIMENTO ORTODÔNTICO</b>	64
2.4.1 <u>Tipos de Movimentos Dentários</u>	66
<b>2.5 MÁ S OCLUSÕES</b>	68
<b>2.6 ETAPAS DO TRATAMENTO ORTODÔNTICO</b>	69
<b>2.7 ANCORAGEM</b>	73
2.7.1 <u>Ancoragem Passiva</u>	74
2.7.2 <u>Ancoragem Ativa</u>	75
<b>2.8 MINI-IMPLANTES ORTODÔNTICOS – MPO(s)</b>	76
 CAPÍTULO 3	
<b>3 <u>CONSTRUÇÃO DOS MODELOS</u></b>	80
3.1 ETAPAS DA CONSTRUÇÃO DOS MODELOS	80
3.2 CONSTATAÇÕES E CONSIDERAÇÕES	82
3.3 CONSTRUÇÃO DOS MODELOS GEOMÉTRICOS TRIDIMENSIONAIS DAS UNIDADES DENTÁRIAS	83
3.3.1 <u>Incisivo Central (IC-21)</u>	85
3.4 CALIBRAÇÃO DO MODELO	93
3.4.1 <u>Conversão do modelo geométrico</u>	95
3.4.2 <u>Transformação do modelo geométrico do Incisivo Central em um modelo em elementos finitos</u>	95
3.4.2.1 Propriedades dos materiais	95
3.4.2.2 Definição dos Elementos Finitos e dos Parâmetros Geométricos	97

3.4.2.3	<b>Características da etapa de Discretização</b>	99
3.4.2.4	<b>Modelo em elementos finitos da unidade dentária do Incisivo Central (IC-21)</b>	101
3.4.3	<b><u>Condições de contorno</u></b>	102
3.4.4	<b><u>Resultados e comentários</u></b>	104
3.4.5	<b><u>Comparação dos resultados e validação do modelo</u></b>	105
3.4.6	<b><u>Definição do módulo de elasticidade</u></b>	106
3.5	<b>VERIFICAÇÃO DO COMPORTAMENTO DO MODELO NUMÉRICO QUANDO SUBMETIDO A DIFERENTES SISTEMAS DE FORÇAS</b>	107
3.5.1	<b><u>Determinação das tensões axiais e verificação dos movimentos dentários</u></b>	111
3.6	<b>MODELOS DAS ARCADAS DENTÁRIAS</b>	125
3.6.1	<b><u>Construção dos modelos geométricos das arcadas dentárias</u></b>	126
3.6.1.1	<b>Modelo geométrico da arcada simétrica (MGA-1)</b>	129
3.6.1.2	<b>Modelo geométrico da arcada assimétrica – (MGA-2)</b>	130
3.6.1.3	<b>Modelo geométrico da arcada simétrica com extração dos primeiros pré-molares (MGA-3)</b>	132
3.6.1.4	<b>Modelo geométrico da arcada simétrica com extração dos primeiros pré-molares e com os caninos retraídos (MGA-4)</b>	134
3.6.2	<b><u>Transformação dos modelos geométricos das arcadas dentárias nos modelos em elementos finitos</u></b>	136
3.6.2.1	<b>Modelo em elementos finitos da arcada simétrica - (MEFA-1)</b>	138
3.6.2.2	<b>Modelo em elementos finitos da arcada assimétrica - (MEFA-2)</b>	139
3.6.2.3	<b>Modelo em elementos finitos da arcada simétrica com extração dos primeiros pré-molares – (MEFA-3)</b>	140
3.6.2.4	<b>Modelo em elementos finitos da arcada simétrica com extração dos primeiros pré-molares e com os caninos retraídos - (MEFA-4)</b>	141

<b>3.7 ACOPLAMENTO DOS APARELHOS E DISPOSITIVOS ORTODÔNTICOS</b>	142
<b>3.7.1 <u>Modelos Geométricos</u></b>	143
3.7.1.1 Modelos Geométricos dos aparelhos ortodônticos	143
3.7.1.2 Acoplamento dos modelos geométricos dos aparelhos e dispositivos ortodônticos	147
<b>3.7.2 <u>Transformação das entidades geométricas dos aparelhos ortodônticos em elementos finitos</u></b>	149
3.7.2.1 Propriedades dos materiais Ortodônticos	149
3.7.2.2 Definição dos Elementos e Discretização	151
3.7.2.3 Características Geométricas dos Elementos	151
3.7.2.3.1 <i>Características das etapas de discretização</i>	152
 CAPÍTULO 4	
<b>4 <u>ESTUDOS DOS CASOS HIPOTÉTICOS</u></b>	155
<b>4.1 RETRAÇÃO DOS DENTES ANTERIORES</b>	157
<b>4.1.1 <u>Retração dos Incisivos Centrais e Laterais</u></b>	158
4.1.1.1 Ancoragem sem a inclusão dos segundos-molares – Modelo (R4-1)	160
4.1.1.2 Ancoragem com a inclusão dos segundos-molares – Modelo (R4-2)	165
4.1.1.3 Ancoragem com uso dos amarrilhos – Modelo (R4-3)	168
<b>4.1.2 <u>Retração dos Caninos</u></b>	172
4.1.2.1 Retração Individual dos Caninos – consideração dos amarrilhos e dos segundos molares– Modelo (R2C)	173
<b>4.1.3 <u>Retração em grupo dos seis dentes anteriores</u></b>	178
4.1.3.1 Retração dos seis dentes anteriores – MPO posicionados entre os molares - Modelo (R6-MPO-1)	179

4.1.3.2 Retração dos seis dentes anteriores – MPO posicionados entre os molares - Modelo (R6-MPO-2)	186
<b>4.2 DISTALIZAÇÃO DOS MOLARES</b>	191
4.2.1 <u>Aparelhos Intra-Bucais - AIB(s)</u>	192
4.2.1.1 Aparelho Intra-Bucal / Jones-Jig – (Modelo AIB-1)	194
4.2.1.2 Aparelho Intra-Bucal / Mola de Aço –(Modelo AIB-2)	200
4.2.1.3 Aparelho Intra-Bucal / Distal-Jet Modificado - (Modelo AIB-3)	208
4.2.1.4 Aparelho Intra-Bucal / Pendulum - (Modelo AIB-4)	215
4.2.2 <u>Aparelhos Extra-Bucais – AEB(s)</u>	222
4.2.2.1 Aparelhos Extra-Bucais Simétricos	223
4.2.2.1.1 <i>Aparelho Extra-Bucal Simétrico - Força Cervical - (Modelo AEB-1)</i>	225
4.2.2.1.2 <i>Aparelho Extra-Bucal Simétrico - Forças Combinadas - (Modelo AEB-2)</i>	231
4.2.2.2 Aparelhos Extra-Bucais Assimétricos	235
4.2.2.2.1 <i>AEB com fio soldado unilateralmente – (Modelo AEB-3)</i>	236
4.2.2.2.2 <i>AEB em comprimentos assimétricos – (Modelo AEB-4)</i>	242
<b>4.3 VESTIBULARIZAÇÃO DOS MOLARES E PRÉ-MOLARES</b>	249
4.3.1 <u>Aparelhos Intra-Bucais - Expansores</u>	250
4.3.1.1 Aparelho Porter (W) - (Modelo AIB-V1)	251
4.3.1.2 Aparelho Quadrihélice - (Modelo AIB-V2)	254
4.3.1.2.1 <i>Aparelho Intra-Bucal / Quadrihélice - (Modelo AIB - V2.1)</i>	259
<b>4.4 COMENTÁRIOS SOBRE OS RESULTADOS DAS SIMULAÇÕES</b>	265
4.4.1 <u>Incisivo central</u>	265

<b>4.4.2 <u>Casos Hipotéticos</u></b>	266
<b>4.4.2.1 Perda de ancoragem</b>	266
<b>4.4.2.2 Distalização dos primeiros molares</b>	268
<b>4.4.2.1.1 <i>Intra-Bucais - AIB(s)</i></b>	268
<b>4.4.2.1.2 <i>Extra-Bucais - AEB(s)</i></b>	268
<b>4.4.2.3 Expansores e movimento de vestibularização</b>	269
CAPÍTULO 5	
<b>5 <u>CONCLUSÕES E SUGESTÕES</u></b>	270
<b>5.1 CONSTRUÇÃO DOS MODELOS</b>	270
<b>5.2 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS</b>	272
<b><u>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</u></b>	273
<b><u>APÊNDICE</u></b>	
<b>MODELOS GEOMÉTRICOS DAS UNIDADES DENTÁRIAS</b>	280
<b><u>ANEXOS</u></b>	
<b>ANEXO 1 – DISPOSITIVO TYPODONT</b>	293
<b>ANEXO 2 – MEDIÇÃO DAS DIMENSÕES DENTÁRIAS</b>	294
<b>ANEXO 3 – DIREÇÕES DAS FIBRAS PERIODONTAIS</b>	296
<b>ANEXO 4 – ELEMENTO (SHELL63)</b>	297
<b>ANEXO 5 – ELEMENTO (BEAM4)</b>	298
<b>ANEXO 6 – ELEMENTO (SOLID92)</b>	299
<b><u>GLOSSÁRIO</u></b>	300

# LISTAS

## LISTA DE FIGURAS

Fig. 1.1	- Ordenação dos Capítulos por assunto.	40
Fig. 2.1	- Seqüência dos itens destacados o Capítulo 2.	42
Fig. 2.2	- (a) Objeto original e discretizado em elementos finitos; (b) Um único elemento finito e seus nós.	43
Fig. 2.3	- Aplicação de condições de contorno em objeto discretizado.	44
Fig. 2.4	- Distribuição de deformações obtidas através do MEF: (a) Dente; (b) LPD; (c) Osso alveolar - (Figs. baseadas em Bourauel et al.,2000).	45
Fig. 2.5	- Anatomia interna de um dente molar inferior - (Fig. baseada em Netter, 1998).	46
Fig. 2.6	- Desenho esquemático das fibras do LPD (Fig. baseada em Ferreira, 1996).	47
Fig. 2.7	- Regiões de tração e compressão dos ligamentos periodontais - (Fig. baseada em Ferreira, 1996).	48
Fig. 2.8	- Regiões de aposição e reabsorção ósseas - (Fig. baseada em Ferreira, 1996).	49
Fig. 2.9	- Foto obtida por M.E.V. das Fibras do LPD de um bovino - (Fig. baseada em Pini et al., 2004).	50
Fig. 2.10	- Corte histológico e da distribuição das tensões ao longo do molar dente de um rato – (Figs. baseadas em Kawarizadeh et al., 2004).	52
Fig. 2.11	- Dente canino: (a) Morfologia real; (b) Representação geométrica simplificada - (Figs. baseadas em Vollmer et al.,1999).	54
Fig. 2.12	- Redução nas alturas das bases ósseas e tensões no LPD - (Figs. baseadas em Jeon et al., 2000).	55
Fig. 2.13	- (a) Esquema para medida do deslocamento da coroa; (b) Modelo tridimensional do incisivo central e (c) Movimento de inclinação obtido - (Figs. baseadas em Jones et al., 2001).	56
Fig. 2.14	- Modelo geométrico de um incisivo central - (Figs. baseadas em Geramy, 2002).	56

Fig. 2.15	- Simplificação da forma de um incisivo central e do braquete em elementos de viga – (Fig. baseada em Schneider et al., 2002).	57
Fig. 2.16	- (a) Disposição de um implante com barra transpalatina; Ilustração do Perfil de tensões para: (b) LPD; (c) Implante; (d) Osso – (Figs. baseadas em Chen et al.,2005).	59
Fig. 2.17	- Perfil de tensões no osso cortical sob carregamentos: (a) Direto; (b) Com extensor - (Figs. baseadas em Motoyoshi et al., 2005).	60
Fig. 2.18	- Caracterização da força ótima - (Fig. baseada em Ferreira,1996).	61
Fig. 2.19	- Redução da crista alveolar (perda óssea) - (Figs. baseadas em Jeon et al., 2001).	62
Fig. 2.20	- Espaço alveolar: (a) mais espesso; (b) menos espesso - (Figs. baseadas em: vide Ref. Bibliog. 56).	63
Fig. 2.21	- Localização do centro de resistência (Cres) – Desenho esquemático (Fig. baseada em Ferreira, 1996).	65
Fig. 2.22	- Localização de diferentes centros de rotação (Crot) - (Fig. baseada em Ferreira, 1996).	65
Fig. 2.23	- Tipos de movimentos dentários: (a) Inclinação não-controlada; (b) Inclinação controlada; (c) Translação; (d) Intrusão e Extrusão; (e) Rotação; (f) Correção radicular - (Figs. baseadas em Ferreira, 1996).	67
Fig. 2.24	- (a) Dentes da arcada dentária superior; (b) Localizações das faces de um dentes na arcada - (Figs. baseadas em Heidegger,1972).	68
Fig. 2.25	- Posicionamento relativo aos molares referentes às Classes: (a) I; (b) II; (c) III - (Figs. baseadas em Ferreira, 1996).	69
Fig. 2.26	- AEB(s): (a) Simétrico, (b) Assimétricos e (c) Tracionados cervicalmente - (Figs. baseadas em: (a) e (b) Ferreira 1996; (c) Casaccia et al., 2007).	70
Fig. 2.27	- AIB(s) - Desenhos esquemáticos: (a) Jones-Jig; (b) Mola de Aço; Fotos: (c) Pendulum; (d) Distal-Jet – (Figs. baseadas em : (a) vide Ref. Bibliog. 1; (b) Gomes et al. (2007); (c) vide Ref. Bibliog. 68; (d) vide Ref. Bibliog 42).	71

Fig. 2.28	- Modelos em gesso com aparelhos: (a) e (b) Quadrihélice; (c) Porter com grade anterior - (Fig. Figs. baseadas em: (a) e (b) vide Ref. Bibliog. 60 e (c) vide Ref. Bibliog. 49).	71
Fig. 2.29	- Vista lateral de uma oclusão normal com destaque para curva de Spee - (Fig. baseada em Heidegger,1972).	72
Fig. 2.30	- Dispositivos para fechamento de espaços: (a) Alça em gota; (b) MPO - (Figs. baseadas em: (a) ver Ref. Bibliog. 85; (b) Villela, 2006).	72
Fig. 2.31	- Alça em forma de gota: (a) Fotografia; (b) Ilustração de simulação computacional - (Figs. baseadas em Coimbra et al., 2007).	73
Fig. 2.32	- Ancoragens extra-bucais com trações: (a) Alta; (b)Cervical; (c) Combinada - (Figs. baseadas em: (a),(b)e(c) ver Ref. Bibliog. 49).	74
Fig. 2.33	- Áreas da superfície das raízes (mm <sup>2</sup> ) dos dentes superiores - (Fig. baseada em Heidegger,1972).	75
Fig. 2.34	- Dispositivos para reforço de ancoragem com: (a) Amarrilhos contínuos; (b) Elástico intra-arcos; (c) Botão de Nance; (d) Mini-implantes ortodôntico – (Figs. baseadas em: (a) Bennett,1994; (b) ver Ref. Bibliog. 49; (c) ver Ref. Bibliog. 60; (d) (Villela ,2006).	76
Fig. 2.35	- Mini-implante ortodôntico utilizado em ancoragem direta - (Fig. baseada em Villela ,2006).	77
Fig. 2.36	- Mini-implante ortodôntico utilizado em ancoragem indireta - (Fig. baseada em Villela ,2006).	77
Fig. 2.37	- Regiões de um mini-implante ortodôntico - (Fig. baseada em Villela ,2006).	78
Fig. 2.38	- MPO(s) com cabeças de para encaixe de: (a) Elásticos e molas; (b) Fios - (Figs. baseadas em Laboissière ,2006).	78
Fig. 2.39	- Mini-implantes ortodônticos: (a) Autorosqueáveis; (b) Autoperfurantes - (Figs. baseadas em Villela ,2006).	79
Fig. 3.1	- Seqüência das etapas relacionadas à construção dos modelos completos tridimensionais em elementos finitos.	81
Fig. 3.2	- Seqüência das etapas relacionadas à construção dos modelos geométricos tridimensionais das unidades dentárias.	84

Fig. 3.3	- Numeração usual dos dentes superiores da maxila (Vista superior/sagital).	85
Fig. 3.4	- Nomenclatura usual: (a) Faces; (b) e (c) Regiões da coroa e raiz.	86
Fig. 3.5	- Construção da geometria dentária com linhas de corte e linhas de contorno.	87
Fig. 3.6	- (a) Criação das áreas externas; (b) Vistas: frontal (1) e lateral (2) do modelo geométrico tridimensional do dente incisivo central.	87
Fig. 3.7	- Linhas de construção e áreas da região do alvéolo.	88
Fig. 3.8	- (a) Distância entre a superfície da raiz e a parede do alvéolo; (b) Construção das áreas que representam o alvéolo.	89
Fig. 3.9	- (a) Destaque (em cor laranja) para as linhas correspondentes aos feixes de fibras periodontais; (b) Sentido horizontal das fibras; (c) Pontos de interseção.	90
Fig. 3.10	- (a) Dimensões do braquete criado no modelo; (b) Desenho de um braquete comumente utilizado em tratamentos ortodônticos.	91
Fig. 3.11	- Construção das áreas que representam o braquete.	91
Fig. 3.12	- Modelo geométrico completo do Incisivo Central (IC-21).	92
Fig. 3.13	- Organização das etapas utilizadas na validação do modelo.	94
Fig. 3.14	- Componentes do modelo geométrico tridimensional do Incisivo Central.	95
Fig. 3.15	- Áreas do modelo geométrico e elementos do modelo numérico do incisivo central.	100
Fig. 3.16	- Linhas do modelo geométrico e elementos do modelo numérico do incisivo central.	101
Fig. 3.17	- (a) Modelo em Elementos Finitos; (b) Destaque para os elementos e nós.	102
Fig. 3.18	- Dispositivos utilizados nos experimentos de Jones et al. (2001) para: (1) Aplicação de força; (2) Leitura do deslocamento. (Fig. baseada em Jones, 2001).	103

Fig. 3.19	- Representação das inclinações nos sentidos: (a) Mesio-distal; (b) Vestíbulo-palatina.	103
Fig. 3.20	- Aplicação das condições de contorno: (1) Força de 0,39N no braquete e (2) Restrições no alvéolo.	104
Fig. 3.21	- Deslocamento inicial resultante obtido da simulação - (Ilustração sem o alvéolo).	104
Fig. 3.22	- Movimento de inclinação produzido pelo: (a) Modelo do Incisivo Central (IC-21); (b) Modelo de Jones et al. (2001).	105
Fig. 3.23	- Organização das etapas relacionadas à verificação do comportamento do modelo numérico tridimensional do incisivo central.	108
Fig. 3.24	- Esquema relacionado à avaliação dos resultados obtidos por meio do modelo numérico trimensional do incisivo central.	108
Fig. 3.25	- Deslocamento total resultante - representação vetorial ( $F_x=0,39N$ ).	111
Fig. 3.26	- Deslocamento total resultante com destaque para o Crot ( $F_x=0,39N$ ).	112
Fig. 3.27	- Tensões axiais: (+) Fibras tracionadas e (-) Fibras comprimidas. Carregamento de 0,39N.	113
Fig. 3.28	- Tensões axiais obtidas com a aplicação da força de 0,39N.	114
Fig. 3.29	- Deslocamento total resultante - representação vetorial ( $F_x=0,70N$ ).	115
Fig. 3.30	- Deslocamento total resultante com destaque para o Crot ( $F_x=0,70N$ ).	115
Fig. 3.31	- Tensões axiais: (+) Fibras tracionadas e (-) Fibras comprimidas. Carregamento de 0,70N.	116
Fig. 3.32	- Tensões axiais obtidas com a aplicação da força de 0,70N.	117
Fig. 3.33	- Condições de contorno para o carregamento simultâneo de força ( $F_x=0,70N$ ) e momento ( $M_y=-7,5Nmm$ ).	118
Fig. 3.34	- Deslocamento total resultante - representação vetorial ( $F_x=0,70N$ e $M_y=-7,5Nmm$ ).	119

Fig. 3.35	- Deslocamento resultante do movimento de translação ( $F_x=0,70N$ e $M_y=-7,5Nmm$ ).	119
Fig. 3.36	- Tensões axiais: (+) Fibras tracionadas e (-) Fibras comprimidas. Carregamento simultâneo de $F_x=0,70N$ e $M_y=-7,5Nmm$ .	120
Fig. 3.37	- Tensões axiais obtidas para aplicação simultânea de força e momento ( $F_x=0,70N$ e $M_y=-7,5Nmm$ ).	120
Fig. 3.38	- Condições de contorno com aplicação da força no Cres.	122
Fig. 3.39	- Deslocamento total resultante - representação vetorial com aplicação de força no Cres.	122
Fig. 3.40	- Deslocamento resultante do movimento de translação com aplicação de força no Cres.	123
Fig. 3.41	- Tensões axiais: (+) Fibras tracionadas e (-) Fibras comprimidas. Carregamento sobre o Cres.	123
Fig. 3.42	- Tensões axiais obtidas para a aplicação de força no Cres.	124
Fig. 3.43	- Fluxograma esquemático relacionado à construção dos modelos em elementos finitos (3D) das arcadas dentárias.	125
Fig. 3.44	- Posicionamento das unidades dentárias no arco parabólico.	126
Fig. 3.45	- (a) Unidades dentárias posicionadas e inclinadas; (b) Inclinações dentárias médias (literatura) e obtidas do modelo geométrico (negrito).	127
Fig. 3.46	- Vista superior: (a) Hemi-arcada; (b) Arcada completa.	127
Fig. 3.47	- (a) Dimensões da arcada completa com 14 dentes; (b) Dimensões médias, segundo Figún e Garino et al. (1994), para 16 dentes.	128
Fig. 3.48	- Arcada simétrica (MGA-1) em vistas: (a) Frontal/vestibular; (b) Isométrica; (c) Vestibular/oclusal; (d) Vestibular/superior.	129
Fig. 3.49	- Arcada assimétrica (MGA-2) em vistas: (a) Superior; (b) Vestibular; (c) Vestibular/oclusal; (d) Vestibular/esquerda.	131
Fig. 3.50	- Hemi-arcada sem o pré-molar (1ºPM-24).	132
Fig. 3.51	- Arcada simétrica (MGA-3) em vistas: (a) Superior; (b) Isométrica; (c) Vestibular/oclusal; (d) Vestibular.	133

Fig. 3.52	- Hemi-Arcada sem o pré-molar (1°PM-24) e com canino (C-23) retraído.	134
Fig. 3.53	- Arcada simétrica (MGA-4) em vistas: (a) Superior; (b) Vestibular/oclusal; (c) Vestibular; (d) Vestibular/esquerda.	135
Fig. 3.54	Arcada simétrica (MEFA-1) em vistas: (a) Vestibular/superior; (b) Vestibular/oclusal; (c) Vestibular/esquerda; (d) Vestibular.	138
Fig. 3.55	Arcada assimétrica (MEFA-2) em vistas: (a) Superior; (b) Vestibular/esquerda; (c) Vestibular/oclusal; (d) Isométrica.	139
Fig. 3.56	Arcada simétrica (MEFA-3) em vistas: (a) Superior; (b) Vestibular/oclusal; (c) Vestibular/oblíqua; (d) Isométrica.	140
Fig. 3.57	Arcada simétrica (MEFA-4) em vistas: (a) Vestibular; (b) Vestibular/esquerda; (c) Vestibular/oclusal; (d) Isométrica.	141
Fig. 3.58	Fluxograma representativo das etapas relacionadas ao acoplamento dos dispositivos ortodônticos.	142
Fig. 3.59	- (a) Aparelho intra-bucal do tipo Pendulum e o modelo geométrico tridimensional equivalente: (b) Com arcada; (c) Sem arcada.	143
Fig. 3.60	- (a) Aparelho extra-bucal montado sobre gesso e o modelo tridimensional equivalente: (b) Com arcada e (c) Sem arcada.	144
Fig. 3.61	- (a) Modelo em acrílico do aparelho Distal-Jet e o modelo tridimensional equivalente: (b) Com arcada e (c) Sem arcada.	145
Fig. 3.62	- Regiões do MPO e estruturas adjacentes definidas pelas linhas de contorno.	145
Fig. 3.63	- (a) Etapas da construção os volumes que definiram a forma dos mini-implantes e das estruturas adjacentes; (b) Dimensões principais dos mini-implantes.	146
Fig. 3.64	- Regiões (sólidos) que representam o mini-implante e as estruturas adjacentes.	146
Fig. 3.65	- Mini-implante localizado sobre o espaço existente entre os alvéolos.	147
Fig. 3.66	- (a) Modelo em elementos finitos da arcada dentária simétrica; (b) Modelo geométrico do aparelho Quadrihélice; (c) Modelo obtido após o acoplamento.	148

Fig. 3.67	- Discretização das linhas em semi-círculos.	152
Fig. 3.68	- (a) Número de áreas; (b) Número de elementos.	153
Fig. 3.69	Modelo em elementos finitos do MPO e das estruturas adjacentes.	154
Fig. 3.70	- MPO e estruturas adjacentes: (a) Destaque para os nós coincidentes entre os elementos sólidos; (b) Elementos tetraédricos.	154
Fig. 4.1	- Organização das etapas relacionadas à simulações numéricas.	155
Fig. 4.2	Organização dos casos hipotéticos em grupos distintos.	156
Fig. 4.3	Considerações adotadas na avaliação das perdas de ancoragem.	158
Fig. 4.4	Modelo em elementos finitos da arcada dentária (MEFA-4), em vistas: (a) Vestibular/oclusal; (b) Isométrica.	159
Fig. 4.5	Considerações adotadas na avaliação das perdas de ancoragem na retração dos incisivos centrais e laterais.	160
Fig. 4.6	Modelo em elementos finitos (R4-1) em vistas: (a) Oclusal; (b) Vestibular.	161
Fig. 4.7	(a) Pontos de aplicação das componentes das forças; (b) Condições de contorno aplicadas.	162
Fig. 4.8	- Pontos centrais dos braquetes.	163
Fig. 4.9	- Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para o modelo (R4-1).	164
Fig. 4.10	- Modelo em elementos finitos (R4-2) em vistas: (a) Oclusal; (b) Vestibular.	165
Fig. 4.11	- Condições de contorno aplicadas ao modelo (R4-2).	166
Fig. 4.12	- Deslocamentos dentários iniciais relativos a direção (x) para o modelo (R4-2).	167
Fig. 4.13	- Modelo em elementos finitos (R4-3) em vistas: (a) Oclusal; (b) Vestibular.	168
Fig. 4.14	Condições de contorno aplicadas ao modelo (R4-3).	169

Fig. 4.15	Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para o modelo (R4-3).	170
Fig. 4.16	- Esquema comparativo da perda de ancoragem entre os modelos: R4-1, R4-2 e R4-3.	171
Fig. 4.17	- Modelo em elementos finitos da arcada dentária (MEFA-3), em vistas: (a) Vestibular/oclusal; (b) Isométrica.	172
Fig. 4.18	- Fluxograma que relaciona o modelo utilizado na avaliação da retração individual dos caninos.	173
Fig. 4.19	- Modelo em elementos finitos (R2C) em vistas : (a) Oclusal; (b) Vestibular.	174
Fig. 4.20	- Condições de contorno aplicadas ao modelo (R2C).	175
Fig. 4.21	- Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para o modelo (R2C).	176
Fig. 4.22	- Esquema comparativo da perda de ancoragem entre os modelos: R4-3 e R2C.	177
Fig. 4.23	- Considerações adotadas na avaliação das perdas de ancoragem na retração dos incisivos centrais, laterais e caninos.	179
Fig. 4.24	- (a) e (b) Modelo em elementos finitos (R6-MPO-1); (c) e (d) Destaque para o mini-implante ortodôntico e as estruturas adjacentes.	180
Fig. 4.25	- Condições de contorno aplicadas ao modelo (R6-MPO-1).	182
Fig. 4.26	- Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para o modelo (R6-MPO-1).	183
Fig. 4.27	- Tensões de von Mises destaca pelo gradiente de cores referente ao modelo (R6-MPO-1) para: (a) MPO, (b) osso cortical.	184
Fig. 4.28	- Esquema comparativo da perda de ancoragem entre os modelos: R4-3 e R2C.	185
Fig. 4.29	- (a) e (b) Modelo em elementos finitos (R6-MPO-2); (c) e (d) Destaque para o mini-implante ortodôntico e as estruturas adjacentes.	187

Fig. 4.30	- Deslocamentos dentários iniciais relativos a direção (x) para o modelo (R6-MPO-2).	188
Fig. 4.31	- Tensões de von Mises em gradiente de cores referente ao modelo (R6-MPO-2) para: (a) MPO, (b) osso cortical.	189
Fig. 4.32	- Esquema comparativo da perda de ancoragem entre os modelos: R4-3, R2C, R6-MPO-1 e R6-MPO-2.	190
Fig. 4.33	- Organização dos casos hipotéticos em função dos aparelhos utilizados na distalização dos primeiros molares.	192
Fig. 4.34	- Organização dos casos hipotéticos em grupos distintos referentes aos aparelhos intra-buciais.	193
Fig. 4.35	- Modelo em elementos finitos da arcada dentária (MEFA-1), em vistas: (a) Vestibular/oclusal; (b) Isométrica.	193
Fig. 4.36	- Modelo em gesso com aparelho Jones-Jig.	194
Fig. 4.37	- Modelo (AIB-1) em: (a) Vista oclusal; (b) Vista isométrica.	194
Fig. 4.38	- Modelo tridimensional do botão acrílico com fio embutido.	195
Fig. 4.39	- Condições de contorno aplicadas ao modelo (AIB-1).	197
Fig. 4.40	- Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para o modelo completo (AIB-1).	198
Fig. 4.41	- Deslocamentos dentários iniciais resultantes, obtidos do modelo (AIB-1) para os dentes 24 e 26.	198
Fig. 4.42	- Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para o modelo (AIB-1) para os dentes 24 e 26.	199
Fig. 4.43	- Modelo em gesso com aparelho "Mola de aço".	201
Fig. 4.44	- Modelo (AIB-2) em: (a) Vista oclusal; (b) Vista isométrica.	201
Fig. 4.45	- Modelo tridimensional do botão acrílico com fio embutido e fio de ligação.	202
Fig. 4.46	- Condições de contorno aplicadas ao modelo (AIB-2).	204
Fig. 4.47	- Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para o modelo (AIB-2) completo.	205

Fig. 4.48	- Deslocamentos dentários iniciais resultantes obtidos do modelo (AIB-2) para os dentes 21, 22, 23, 24 e 26.	205
Fig. 4.49	- Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para o modelo (AIB-2) para os dentes 21,22,23,24 e 26.	206
Fig. 4.50	- Redução da perda de ancoragem entre os aparelhos Jones-Jig e “Mola de aço”.	207
Fig. 4.51	- Modelo em gesso com aparelho Distal-Jet “Modificado”.	208
Fig. 4.52	- Modelo (AIB-3) em: (a) Vista oclusal; (b) Vista isométrica posterior.	209
Fig. 4.53	- (a) Modelo tridimensional do botão acrílico e fios que caracterizam o aparelho Distal-Jet modificado; (b) Pontos de fixação do fio.	210
Fig. 4.54	- (a) Condições de contorno aplicadas ao modelo (AIB-2); (b) direcionamento de aplicação das forças.	211
Fig. 4.55	- Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para a arcada do modelo (AIB-3).	212
Fig. 4.56	- Deslocamentos dentários iniciais resultantes obtidos do modelo (AIB-3) para os dentes 24 e 26.	213
Fig. 4.57	- Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para o modelo (AIB-3) para os dentes 24 e 26.	214
Fig. 4.58	- Redução da perda de ancoragem entre os aparelhos Jones-Jig, “Mola de aço” e Distal-Jet.	215
Fig. 4.59	- Modelo em gesso com aparelho Pendulum.	216
Fig. 4.60	- Modelo (AIB-4) em: (a) Vista oclusal;(b) Vista isométrica.	216
Fig. 4.61	- (a) e (b) Modelo tridimensional do botão acrílico e fios que caracterizam o aparelho Pendulum.	217
Fig. 4.62	- Condições de contorno aplicadas ao modelo (AIB-4).	218
Fig. 4.63	- Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para o modelo (AIB-4) completo.	219
Fig. 4.64	- Representação vetorial dos deslocamentos dentários iniciais resultantes obtidos do modelo (AIB-4) para os dentes 24, 25 e 26.	220

Fig. 4.65	- Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para o modelo (AIB-4) para os dentes 24, 25 e 26.	221
Fig. 4.66	- Perda de ancoragem entre os aparelhos Jones-Jig, “Mola de Aço”, Distal-Jet e Pendulum.	222
Fig. 4.67	- Organização dos casos hipotéticos em função dos aparelhos utilizados.	223
Fig. 4.68	- Organização dos casos hipotéticos referentes aos aparelhos intra-bucais simétricos.	224
Fig. 4.69	- Modelo em elementos finitos da arcada dentária (MEFA-1), em vistas: (a) Vestibular/oclusal; (b) Isométrica.	224
Fig. 4.70	- Modelo em gesso com aparelho extra-bucal simétrico.	225
Fig. 4.71	- Modelo (AEB-1) em: (a) Vista oclusal; (b) Vista isométrica.	225
Fig. 4.72	- (a) Arco extra-bucal simétrico; (b) Dimensões em milímetros.	226
Fig. 4.73	- Componentes da força aplicada na direção cervical (lado direito) ao modelo (AEB-1).	227
Fig. 4.74	- Condições de contorno aplicadas ao modelo (AEB-1).	228
Fig. 4.75	- Representação vetorial dos deslocamentos dentários iniciais resultantes obtidos do modelo (AEB-1) para o dente 26.	229
Fig. 4.76	- Deslocamentos dentários iniciais: (a) relativos à direção (x); (b) relativos à direção (z) obtidos do modelo (AEB-1).	230
Fig. 4.77	- Componentes das forças cervical e “vertical” (lado direito).	231
Fig. 4.78	- Condições de contorno aplicadas ao modelo (AEB-2).	232
Fig. 4.79	- Representação vetorial dos deslocamentos dentários iniciais resultantes obtidos do modelo (AEB-2) para o dente 26.	233
Fig. 4.80	- Deslocamentos dentários iniciais em relação à direção (x) obtidos do modelo (AEB-2).	234
Fig. 4.81	- Organização dos casos hipotéticos referentes aos aparelhos intra-bucais assimétricos.	235
Fig. 4.82	- Modelo em elementos finitos da arcada dentária assimétrica (MEFA-2) em vistas: (a) Apical; (b) Isométrica.	236

Fig. 4.83	- Modelo em gesso com aparelho extra-bucal assimétrico (modelo AEB-3).	237
Fig. 4.84	- Modelo (AEB-3) em: (a) Vista oclusal (a); (b) Vista isométrica.	237
Fig. 4.85	- (a) e (b) Arco extra-bucal assimétrico modelo (AEB-3) e suas dimensões em milímetros.	238
Fig. 4.86	- Componentes da força aplicada na direção cervical (lado direito) ao modelo (AEB-3).	239
Fig. 4.87	- Condições de contorno aplicadas ao modelo (AEB-3).	240
Fig. 4.88	- Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) (vista vestibular): (a) Para o dente 16; (b) Para o dente 26, obtidos do modelo (AEB-3).	241
Fig. 4.89	- Comparação entre os deslocamentos obtidos do modelo (AEB-3): (a) 1ºM-16; (b) 1ºM-26.	242
Fig. 4.90	- Modelo em gesso com aparelho extra-bucal assimétrico modelo (AEB-4).	243
Fig. 4.91	- Modelo (AEB-4) em: (a) Vista oclusal;(b) Vista isométrica.	243
Fig. 4.92	- (a) e (b) Arco extra-bucal assimétrico modelo (AEB-4) e suas dimensões em milímetros.	244
Fig. 4.93	- Componentes da força aplicada na direção cervical (lado direito) ao modelo (AEB-4).	245
Fig. 4.94	- Condições de contorno aplicadas ao modelo (AEB-4).	246
Fig. 4.95	- Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x): (a) Para o dente 16; (b) Para o dente 26, obtidos do modelo (AEO-4).	247
Fig. 4.96	- Comparação entre os deslocamentos obtidos do modelo (AIB-4): (a) Para o 1ºM-16; (a) Para o 1ºM-26.	248
Fig. 4.97	- Modelo em elementos finitos da arcada dentária (MEFA-1), em vistas: (a) Vestibular/oclusal; (b) Isométrica.	249
Fig. 4.98	- Organização dos casos hipotéticos em função dos aparelhos intra-orais Porter(W) e Quadrihélice.	250

Fig. 4.99	- (a) Imagem fotográfica do aparelho Porter (W); (b), (c) e (d) modelo em elementos finitos que representam este aparelho diferentes vistas.	251
Fig. 4.100	- Dimensões principais do aparelho Porter (W) consideradas neste trabalho.	252
Fig. 4.101	- Condições de contorno aplicadas ao modelo do aparelho Porter (W).	252
Fig. 4.102	- Deformações elásticas sofridas com; (a) 5 mm; (b) 8mm; (c) 10mm e (d)12mm de ativação. Aparelho Porter (W).	253
Fig. 4.103	(a) Imagem fotográfica do aparelho Quadrihélice; (b), (c) e (d) modelo em elementos finitos que representam este aparelho em diferentes vistas.	255
Fig. 4.104	- Dimensões principais do aparelho Quadrihélice consideradas neste trabalho.	255
Fig. 4.105	- Condições de contorno aplicadas ao modelo do aparelho Quadrihélice.	256
Fig. 4.106	- Deformações elásticas sofridas com; (a) 5 mm; (b) 8mm; (c) 10mm e (d)12mm de ativação. Aparelho Quadrihélice.	257
Fig. 4.107	- Modelo em gesso com aparelho Quadrihélice.	260
Fig. 4.108	- Modelo (AIB-V2.1) em: (a) Vista oclusal; (b) Vista isométrica.	260
Fig. 4.109	- Condições de contorno aplicadas ao modelo (AIB-V2.1).	262
Fig. 4.110	- Representação vetorial dos deslocamentos dentários iniciais resultantes obtidos do modelo (AIB-V2.1): (a) Arcada completa; (b) Dentes 24, 25 e 26.	263
Fig. 4.111	- Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (y) para o modelo (AIB-V2.1): (a) Vista oclusal; (b) Vista isométrica.	264
Fig. 4.112	- Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (y) para o modelo (AIB-V2.1) com destaque para os dentes 24, 25 e 26:(a) Vista oclusal; (b) Vista isométrica.	264

## LISTA DE TABELAS

Tab. 3.1	- Dimensões do dente incisivo central.	88
Tab. 3.2	- Área da raiz do dente incisivo central e fibras inseridas.	90
Tab. 3.3	- Número de áreas e linhas (Modelo geométrico IC-21).	92
Tab. 3.4	- Número de elementos do modelo do incisivo central.	101
Tab. 3.5	- Propriedades dos materiais relacionados aos modelos em elementos finitos.	107
Tab. 3.6	- Unidades dentárias relacionadas à arcada simétrica (MGA-1).	129
Tab. 3.7	- Entidades geométricas relacionadas à arcada simétrica (MGA-1).	130
Tab. 3.8	- Unidades dentárias relacionadas à arcada assimétrica (MGA-2).	130
Tab. 3.9	- Entidades geométricas relacionadas à arcada assimétrica (MGA-2).	131
Tab. 3.10	- Unidades dentárias relacionadas à arcada simétrica (MGA-3).	132
Tab. 3.11	- Entidades geométricas relacionadas à arcada assimétrica (MGA-3).	133
Tab. 3.12	- Unidades dentárias relacionadas à arcada simétrica (MGA-4).	134
Tab. 3.13	- Entidades geométricas relacionadas à arcada assimétrica (MGA-4).	135
Tab. 3.14	- Propriedades dos materiais relacionados aos modelos em elementos finitos das arcadas dentárias.	136
Tab. 3.15	- Número de elementos e nós relacionados à arcada (MEFA-1).	138
Tab. 3.16	- Número de elementos e nós relacionados à arcada (MEFA-2).	139
Tab. 3.17	- Número de elementos e nós relacionados à arcada (MEFA-3).	140

Tab. 3.18	- Número de elementos e nós relacionados à arcada (MEFA-4).	141
Tab. 3.19	- Propriedades dos materiais ortodônticos e das estruturas anatômicas.	150
Tab. 4.1	- Identificação numérica dos dentes da maxila.	157
Tab. 4.2	- Número de elementos do modelo (R4-1).	161
Tab. 4.3	- Componentes das forças aplicadas ao modelo (R4-1).	162
Tab. 4.4	- Perda de ancoragem referente ao modelo (R4-1).	164
Tab. 4.5	- Número de elementos do modelo (R4-2).	166
Tab. 4.6	- Perda de ancoragem referente ao modelo (R4-2).	167
Tab. 4.7	- Número de elementos do modelo (R4-3).	169
Tab. 4.8	- Perda de ancoragem referente ao modelo (R4-3).	170
Tab. 4.9	- Número de elementos do modelo (R2C).	174
Tab. 4.10	- Componentes das forças aplicadas ao modelo (R2C).	175
Tab. 4.11	- Perda de ancoragem referente ao modelo (R2C).	176
Tab. 4.12	- Número de elementos do modelo (R6-MPO-1).	181
Tab. 4.13	- Componentes das forças aplicadas ao modelo (R6-MPO-1).	181
Tab. 4.14	- Perda de ancoragem referente ao modelo (R6-MPO-1).	183
Tab. 4.15	- Número de elementos do modelo (R6-MPO-2).	187
Tab. 4.16	- Perda de ancoragem referente ao modelo (R6-MPO-2).	189
Tab. 4.17	- Número de elementos do modelo (AIB-1).	195
Tab. 4.18	- Dimensões dos componentes do aparelho Jones-Jig.	196
Tab. 4.19	- Componentes das forças aplicadas ao modelo (AIB-1).	196
Tab. 4.20	- Perda de ancoragem referente ao modelo (AIB-1).	200
Tab. 4.21	- Número de elementos do modelo (AIB-2).	202

Tab. 4.22	-	Dimensões dos componentes do aparelho “Mola de aço”.	203
Tab. 4.23	-	Componentes das forças aplicadas ao modelo (AIB-2).	203
Tab. 4.24	-	Perda de ancoragem referente ao modelo (AIB-2).	207
Tab. 4.25	-	Número de elementos do modelo (AIB-3).	209
Tab. 4.26	-	Dimensões dos componentes do aparelho “Distal-jet modificado”.	210
Tab. 4.27		Componentes das forças aplicadas ao modelo (AIB-3).	211
Tab. 4.28	-	Perda de ancoragem referente ao modelo (AIB-3).	214
Tab. 4.29	-	Número de elementos do modelo (AIB-4).	217
Tab. 4.30	-	Dimensões dos componentes do aparelho Pendulum.	217
Tab. 4.31	-	Componentes das forças aplicadas ao modelo (AIB-4).	218
Tab. 4.32	-	Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para o modelo (AIB-4) para os dentes 24, 25 e 26.	221
Tab. 4.33	-	Número de elementos do modelo (AEO-1).	226
Tab. 4.34	-	Dimensões dos componentes do aparelho extra-oral simétrico (AEB-1).	226
Tab. 4.35	-	Componentes das forças aplicadas ao modelo (AEB-1).	228
Tab. 4.36	-	Componentes das forças aplicadas ao modelo (AEB-2).	232
Tab. 4.37	-	Número de elementos do modelo (AEB-3).	238
Tab. 4.38	-	Dimensões dos componentes do aparelho extra-oral simétrico (AEB-3).	238
Tab. 4.39	-	Componentes das forças aplicadas ao modelo (AEB-3).	240
Tab. 4.40	-	Número de elementos do modelo (AEB-3).	244
Tab. 4.41	-	Dimensões dos componentes do aparelho extra-oral simétrico (AEB-4).	245
Tab. 4.42	-	Componentes das forças aplicadas ao modelo (AEB-4).	246
Tab. 4.43	-	Relação obtida para o aparelho Porter (W) considerando força, ativação e diâmetro do fio.	254

Tab. 4.44	- Relação obtida para o aparelho Quadrihélice considerando força, ativação e diâmetro do fio.	257
Tab. 4.45	- Resultados experimentais e numéricos das forças liberadas pelo aparelho Quadrihélice com diâmetro de 0,8128mm.	258
Tab. 4.46	- Resultados experimentais e numéricos das forças liberadas pelo aparelho Quadrihélice com diâmetro de 0,9144mm.	258
Tab. 4.47	- Número de elementos do modelo (AIB-V2.1).	261
Tab. 4.48	- Componentes das forças aplicadas ao modelo (AIB-V2.1).	261
Tab. 4.49	- Comparação entre os valores obtidos para as perdas de ancoragem relacionadas aos aparelhos intra-orais.	268

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

AJODO		American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics
Fig.		Figura
Figs.		Figuras
LPD		Ligamento Periodontal
MEF		Método dos elementos finitos
MPO		Mini-implantes ortodônticos
TRAP		Tartrate-resistant acid phosphatase
OB		Células osteoblásticas
OC		Células osteoclásticas
pol.	-	Polegadas
	-	Células osteoblásticas
	-	Células osteoclásticas
∅	-	Diâmetro
∞	-	Infinito
®	-	Marca Registrada
-	-	Tensões axiais compressivas
+	-	Tensões axiais trativas

## **RESUMO / ABSTRACT**

## RESUMO

As simulações pelo método dos elementos finitos têm expandido seu campo de aplicação e se mostrado eficaz nas áreas das engenharias e no campo da biomecânica. Neste trabalho, foram criados modelos tridimensionais, baseando-se em dimensões médias das unidades dentárias obtidas da literatura. Foram avaliados diferentes movimentos dentários iniciais induzidos pela aplicação de forças ortodônticas por meio dos modelos tridimensionais em elementos finitos. Os movimentos produzidos foram condizentes com os relatos da literatura. Paralelamente à quantificação dos movimentos dentários iniciais foi possível avaliar as tensões axiais ao longo das fibras periodontais que permitiram enfatizar quais áreas da parede do alvéolo dental serão passíveis de promover o remodelamento ósseo. A determinação dos movimentos dentários iniciais, de forma quantitativa, permitiu ainda verificar a influência do uso dos amarrilhos, a inclusão dos segundos molares e o local mais propício à instalação dos mini-implantes ortodônticos. Com a consideração de diferentes aparelhos intra e extra-orais foram determinados os movimentos causados na distalização dos molares e dos dentes adjacentes, permitindo uma avaliação da eficiência do aparato ortodôntico utilizado. Desta forma, pode-se concluir que a utilização e a construção adequada de modelos tridimensionais em elementos finitos permitem a realização de estudos ortodônticos de forma a confirmar quantitativamente os dados da literatura, além de permitir avaliar o comportamento de novos aparelhos e técnicas ortodônticas, auxiliando as pesquisas e estudos neste cenário da odontologia.

**Palavras-Chave:** Modelos tridimensionais, Elementos finitos, Ortodontia, Aparelhos ortodônticos, Mini-implantes ortodônticos, Ligamento periodontal, Análise de tensões.

## **ABSTRACT**

The simulations by the finite elements method have expanded their field of application and proved to be efficient in areas of engineering and in the field of biomechanics. In this work, three-dimensional models were created based on the average dimensions of dental units, as found in specialized literature. Different initial dental movements, induced by the application of orthodontic force by means of three-dimensional finite elements models, were evaluated. The produced movements were found to be correspondent to literature. At the same time as dental movements were quantified, it was possible to evaluate the axial stress along periodontal fibers, which made it possible to emphasize which of the tooth dental socket wall areas will be able to promote bone remodelling. Determining quantitatively the initial dental movements made it also possible to verify the influence of the use of stainless steel wire ligatures, the inclusion of the second molars and the most adequate local to installing orthodontic mini-implants. Since different intra and extra-oral appliances were considered, the movements caused in the distalization of the molars and adjacent teeth were as determined, allowing to evaluate the efficiency of the utilized orthodontic appliances. Thus, it can be concluded that the utilization and adequate construction of three-dimensional finite elements models make possible the realization of orthodontic studies that quantitatively confirm the data found in the literature, in addition to permitting the evaluation of the behavior of new kinds of appliances and orthodontic techniques, fostering research and studies in the field of Dentistry.

**Key words:** Tree-dimensional models, Finite elements, Orthodontics, Orthodontic appliances , Orthodontic mini-implants, Periodontal ligament, Stress analysis.

# **CAPÍTULO 1**

## **1 INTRODUÇÃO**

### 1.1 EXPOSIÇÃO DO PROBLEMA E O MODELO SUGERIDO

O crescente interesse no conhecimento da influência das variáveis envolvidas em um tratamento ortodôntico, especificamente no estudo da mobilidade dentária na arcada, estimula o uso de diferentes métodos experimentais e numéricos. Em ortodontia os estudos dos movimentos dentários são realizados experimentalmente por meio da utilização de um dispositivo mecânico chamado “*typodont*” (Anexo 1). Este sistema, caracterizado por uma base em cera sob a qual as unidades dentárias artificiais se deslocam, é utilizado como um modelo para estudos relacionados à movimentação dentária, proporcionadas pela aplicação de aparelhos e técnicas utilizadas em tratamentos ortodônticos. Os movimentos obtidos com este dispositivo podem ser avaliados instantaneamente, porém, os dados obtidos, além de empíricos, permitem uma avaliação apenas qualitativa e não possibilita a visualização dos movimentos ocorridos com as raízes dentárias.

Entre outras técnicas experimentais utilizadas na quantificação dos movimentos dentários destacam-se os instrumentos de medidas a raios laser, os extensômetros, além de engenhosos dispositivos. Entretanto esses instrumentos, devido às suas dimensões físicas, são aplicados a uma ou duas unidades dentárias, permitindo quantificar apenas os deslocamentos na região da coroa e não os sofridos pela raiz. Além disso, a precisão das medidas obtidas por meio desses instrumentos dependem de diversos fatores, como a precisão do equipamento e da montagem dos dispositivos.

Na prática clínica, durante o tratamento ortodôntico, os movimentos dentários podem ser quantificados indiretamente através do uso dos aparelhos de raios X.

Estes aparelhos, embora possibilitem a visualização das raízes dentárias, produzem imagens bidimensionais e são passíveis de causar malefícios a saúde do paciente, quando usado acima de determinada periodicidade. Entre as técnicas obtidas por imagens, enquadra-se também a tomografia computadorizada (TC). Apesar da TC permitir a obtenção de imagens tridimensionais, seu alto custo e algumas características técnicas de pós-processamento, a tornam pouco práticas. Além disso, pode-se destacar que os dispositivos e técnicas experimentais, inviabilizam os estudos através de análises de sensibilidade, devido às questões de reprodutibilidade.

Ainda com intuito da verificação e quantificação da movimentação dentária, alguns trabalhos foram realizados utilizando métodos numéricos computacionais, principalmente o método dos elementos finitos (MEF). Por meio desse método, Schneider *et al.* (2002) utilizaram modelagem com elementos sólidos e geometria simplificada, para a determinação do centro de resistência e do movimento ortodôntico de um canino maxilar. Clement *et al.* (2004) verificaram o movimento inicial de um canino por meio de modelagem com elementos sólidos e Dorow *et al.* (2003) de um incisivo lateral superior. Paralelamente a ensaios experimentais, relacionados ao deslocamento dentário inicial, Jones *et al.* (2001), validaram um modelo em elementos sólidos para um incisivo central superior.

Outros estudos relacionados aos movimentos dentários objetivaram a determinação das tensões, através do MEF, utilizando modelos com elementos sólidos: Rudolph *et al.* (2001) utilizaram um modelo de um incisivo central inferior para determinar as tensões na região apical da raiz. Geramy (2002) e Jeon *et al.* (2001) utilizaram geometrias simplificadas, respectivamente, de um incisivo central inferior e um primeiro molar superior para a comparação das tensões obtidas na membrana periodontal, considerando reduções na altura do osso alveolar. Kawarizadeh *et al.* (2004) modelaram o primeiro molar superior de um roedor, em elementos sólidos, e correlacionaram o perfil de tensões obtidas ao longo do ligamento periodontal (LPD) às células remodeladoras de tecido ósseo. Chen *et al.* (2005) utilizaram geometria simplificada para avaliar o sistema de ancoragem por meio de um implante interligado ao osso palatino e aos dentes pré-molares.

Em referência aos trabalhos descritos na literatura, não foram encontrados modelos das arcadas superiores completas que possam ser utilizadas em estudos

ortodônticos e que permitam o acoplamento de diferentes tipos de aparelhos dentários, além dos mini-implantes ortodônticos - MPO(s). Além disso, não foram observados modelos numéricos em elementos finitos que considerem a utilização de elementos de casca e de viga para caracterizar, respectivamente, dentes e alvéolos e as fibras periodontais.

Desta forma, observando as lacunas não preenchidas em outros estudos e para justificar a realização deste trabalho, foram criados modelos tridimensionais de arcadas dentárias superiores em elementos finitos (EF). Neles foram consideradas as unidades dentárias, as corticais alveolares e as fibras do ligamento periodontal (LPD). Os modelos criados permitiram o acoplamento de diferentes aparelhos e dispositivos ortodônticos, possibilitando a realização de estudos comparativos relacionados à mobilidade dentária inicial<sup>1</sup>. Eles possibilitam ainda, quantificar e visualizar os deslocamentos de pontos ao longo de toda extensão dos dentes (da coroa à raiz), além dos movimentos relativos entre as unidades dentárias. A consideração das fibras dos ligamentos periodontais permitiu quantificar as tensões axiais, que segundo o critério comparativo estabelecido neste trabalho, podem prenunciar as áreas em que ocorrerão o remodelamento ósseo.

Assim, através desses modelos, os pesquisadores e ortodontistas poderão avaliar, através do movimento dentário inicial, o desempenho dos aparelhos ortodônticos, os efeitos favoráveis ou não por eles causados e ainda sugerir alterações ou novos tipos de dispositivos que auxiliem na obtenção de determinado tipo de movimento dentário. Com isso pode-se reduzir o tempo de tratamento, trazendo benefícios ao profissional e aos seus pacientes.

---

<sup>1</sup>Os movimentos dentários iniciais ocorrem logo após a aplicação da força ortodôntica, nestes casos os dentes se deslocam em função das deformações sofridas pelas fibras periodontais.

## 1.2 OBJETIVO

### *Objetivo principal*

O objetivo principal do trabalho foi criar modelos tridimensionais de arcadas dentárias superiores para serem utilizadas como ferramentas de estudos da biomecânica ortodôntica. Esses modelos permitiram avaliar a movimentação dos diferentes elementos dentários e determinar as tensões induzidas no organismo em função da utilização de aparelhos e dispositivos ortodônticos. Os estudos envolveram a determinação dos deslocamentos dentários iniciais, de forma quantitativa, obtidos em função das cargas aplicadas aos dentes, por meio dos aparelhos ou dispositivos utilizados em ortodontia.

### *Objetivo secundário*

A partir de diferentes modelos de arcadas dentárias, foram apresentados estudos, mais específicos. Nestes, priorizaram-se a quantificação da movimentação dentária gerada por meio de modelos ou casos hipotéticos, criados através do acoplamento de diferentes aparelhos ortodônticos às arcadas dentárias. Além da quantificação dos deslocamentos dentários iniciais objetivou-se, a determinação das tensões sobre os mini-implantes ortodônticos - MPO(s) - e as estruturas adjacentes que o envolvem. Além disso, foram determinadas as tensões axiais ao longo das fibras do ligamento periodontal, por meio do modelo do dente incisivo central que permitiram estabelecer uma relação com as áreas propensas ao remodelamento ósseo.

Resumidamente, os objetivos secundários foram:

- Determinar os tipos de movimentos dentários iniciais produzidos pela aplicação de forças ortodônticas para o modelo do incisivo central.
- Determinar, também para o modelo do incisivo central, as tensões axiais ao longo das fibras periodontais associando-as ao processo de remodelamento ósseo.

- Determinar os deslocamentos dentários iniciais com a aplicação de forças induzidas por aparelhos ortodônticos acoplados aos modelos das arcadas tridimensionais.
- Determinar as tensões nos mini-implantes ortodônticos e nas estruturas anatômicas adjacentes (osso cortical, alveolar) quando associados aos movimentos de retração.
- Comparar e avaliar a eficiência dos referidos aparelhos e dispositivos em função dos deslocamentos dentários iniciais e das tensões obtidas.

Após a determinação, de forma quantitativa, dos deslocamentos dentários iniciais e das tensões, foram comparados os dados obtidos em cada grupo de casos considerados. Entretanto, as avaliações detalhadas relativas à eficiência dos aparelhos ortodônticos e a qualificação dos tipos de movimentos dentários gerados, cabem aos profissionais especializados em ortodontia realizá-los de forma mais específica.

### 1.3 METODOLOGIA EMPREGADA

Com a definição da proposta de trabalho, foi realizada a revisão bibliográfica onde foram coletadas informações necessárias à realização deste trabalho. Esta etapa envolveu o estudo do método dos elementos finitos, das características da anatomia dentária e dos conceitos envolvidos em processos fisiológicos e mecânicos que envolvem o movimento dentário durante o tratamento ortodôntico. Além desses, foram considerados os trabalhos publicados em artigos e revistas relacionados aos movimentos ortodônticos, tanto de ordem experimental quanto de ordem numérica. Paralelamente, foi realizado um curso de especialização em ortodontia na Associação Brasileira de Odontologia – regional de Barra Mansa (ABO-BM).

Após a etapa anterior, foi iniciada a construção dos modelos. Inicialmente foram realizadas as construções tridimensionais da geometria das unidades dentárias com seus respectivos alvéolos e fibras periodontais que, posteriormente,

formaram as arcadas dentárias (citadas anteriormente). Em seguida, por meio de programação de forma estruturada, as formas geométricas das arcadas foram transformadas em componentes que deram origem aos modelos em elementos finitos. A partir daí, foram criados os modelos que representam os casos hipotéticos, através do acoplamento dos modelos dos aparelhos ortodônticos aos modelos das arcadas. E por fim foram aplicadas as condições de contorno que possibilitaram a obtenção dos resultados.

#### 1.4 MOTIVAÇÃO

O desenvolvimento deste trabalho foi motivado por questões envolvidas com a construção dos modelos numéricos das arcadas dentárias. Dentre as questões motivadoras destacam-se:

1) A necessidade em quantificar alguns parâmetros ortodônticos visto que não foram encontrados na literatura, trabalhos que possibilitassem obter, de forma quantitativa, as variáveis pertinentes a um tratamento ortodôntico ao longo da arcada dentária.

2) A oportunidade do aprendizado de novos conceitos multidisciplinares. Esses conceitos envolveram diferentes áreas de interesse, desde a ortodontia com compreensão dos mecanismos celulares envolvidos na movimentação dentária, até a engenharia com o desenvolvimento de um modelo tridimensional em elementos finitos, que reuniram conceitos obtidos em diferentes etapas.

#### 1.5 CONTRIBUIÇÕES ESPERADAS

As contribuições a serem obtidas com as informações e técnicas utilizadas na realização deste trabalho são:

1) Divulgação dos resultados - Os modelos hipotéticos e os respectivos resultados apresentados nesta tese estão sendo utilizados por diferentes

pesquisadores da área da ortodontia, e estão em fase de preparação de publicações internacionais.

2) Visão quantitativa - A reunião das informações obtidas das simulações envolvidas nestes modelos numéricos permitirá ao ortodontista, obter uma visão quantitativa das variáveis envolvidas em um tratamento ortodôntico.

3) Realização de novos estudos - As técnicas utilizadas na construção deste modelo permitem o reposicionamento das unidades dentárias, isso contribui para a realização de novos estudos que envolvam diferentes casos ortodônticos.

4) Análises de sensibilidade - As características destes modelos possibilitam realizar análises de sensibilidade, através de variações nas propriedades dos materiais, nas condições de contorno além de modificações ou acoplamento de novos dispositivos ortodônticos.

5) Regiões de remodelamento ósseo - O critério estabelecido para a análise de tensões ao longo das fibras periodontais, permite prever de uma forma generalizada às regiões do alvéolo dental que são passíveis de sofrerem o remodelamento ósseo, apenas através do conhecimento do movimento dentário inicial.

6) Substituição de ensaios experimentais – Os estudos relacionados à biomecânica ortodôntica por meio dos modelos numéricos de arcadas dentárias, podem substituir alguns estudos experimentais que não tenham a necessidade de envolver variáveis fisiológicas (metabólicas) ou aspectos histológicos.

## 1.6 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Com intuito de apresentar uma visão geral deste trabalho, são apresentados os resumos dos cinco Capítulos que o compõem:

No Capítulo 1, foram apresentados os antecedentes do problema abordado e o modelo sugerido, os objetivos propostos, os métodos utilizados para o

desenvolvimento do trabalho, a motivação, as contribuições e a organização do trabalho.

No Capítulo 2, é apresentada uma síntese da revisão bibliográfica realizada onde foi abordada a aplicação do método dos elementos finitos relacionados a estudos ortodônticos, os principais tópicos relacionados ao movimento dentário, as etapas do tratamento ortodôntico, as propriedades dos materiais envolvidos e artigos relacionados ao tema proposto.

No Capítulo 3, estão descritos os métodos utilizados na construção dos modelos geométricos tridimensionais de arcadas dentárias superiores, a validação de um modelo em elementos finitos de um incisivo central a partir de dados experimentais e a descrição dos materiais e elementos utilizados a na caracterização dos modelos das arcadas em elementos finitos. Além desses foram apresentados um item referente ao acoplamento dos modelos dos aparelhos ortodônticos aos modelos das arcadas dentárias.

No Capítulo 4 são apresentados os modelos completos em elementos finitos, que caracterizam os casos hipotéticos, e que são representados pela união de diferentes aparelhos ortodônticos aos modelos de arcadas. Os modelos de casos hipotéticos foram separados em grupos, em função do tipo de movimentação dentária a que cada dispositivo (aparelho) se propõem a realizar. Em cada caso hipotético foram descritas: as propriedades dos materiais e os tipos de elementos utilizados para caracterizar os aparelhos ortodônticos. Além disso, foram apresentados: as condições de contorno, os resultados obtidos das simulações e os comentários finais sobre os resultados obtidos.

No Capítulo 5, são apresentadas as conclusões relativas ao modelo numérico tridimensional da arcada superior em elementos finitos, construído para a realização de estudos ortodônticos e as sugestões para trabalhos futuros.

A Figura 1.1 apresenta de forma esquemática a seqüência utilizada na apresentação deste trabalho:

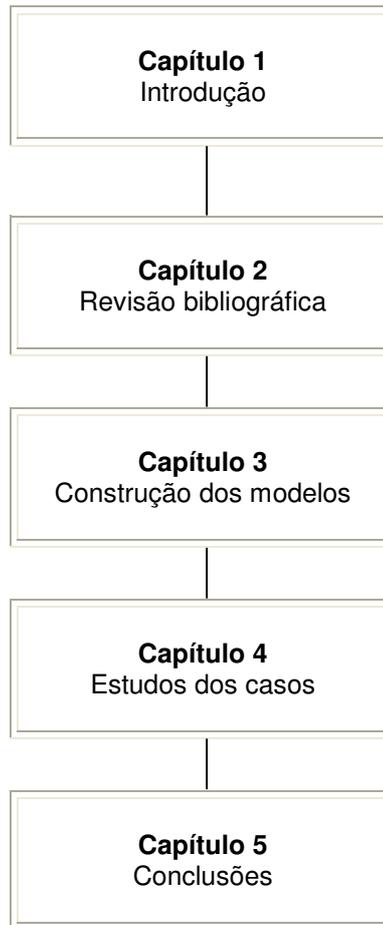


Figura 1.1 - Ordenação dos Capítulos por assunto.

## **CAPÍTULO 2**

## **2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA**

O método dos elementos finitos tem sido utilizado em avaliações e pesquisas na área odontológica (Schneider *et al.*,2002; Dorow *et al.*,2003). Essas pesquisas relacionam-se principalmente aos estudos das tensões ao longo dos dentes, dos ossos cortical e alveolar, além de próteses e implantes dentários (Lehmann,2005; Rudolph *et al.*,2001). Nestes estudos, modelos bidimensionais e tridimensionais têm sido utilizados para permitir a quantificação desses parâmetros de interesse. Esses modelos tridimensionais têm-se caracterizado pelas simplificações geométricas e a utilização de elementos sólidos.

Especificamente em relação à ortodontia, poucos estudos envolvendo diretamente o deslocamento dentário, por meio de modelos numéricos, têm sido relatados. Neste sentido, alguns trabalhos (Vollmer *et al.*,1999; Schneider *et al.*,2002; Kawarizadeh *et al.*,2004) relacionaram a movimentação dentária à determinação do centro de rotação<sup>1</sup>, à relação força/momento e às tensões na região do ligamento periodontal. Estes estudos também envolveram a utilização de modelos bidimensionais e tridimensionais, alguns deles com geometria complexa, outros simplificada, entretanto, relacionaram-se apenas a uma unidade dentária. Neste sentido, são apresentadas neste Capítulo, as principais informações necessárias à construção dos modelos numéricos tridimensionais de arcadas dentárias superiores. Dentre essas informações foram destacados o uso do MEF em estudos relacionados à ortodontia, juntamente com as características anatômicas, fisiológicas e biomecânicas envolvidas no cenário ortodôntico, que por sua vez, envolvem a importância e o comportamento do ligamento periodontal.

---

<sup>1</sup>A definição do centro de rotação é abordada no item 2.4.

Além desses, foram apresentados alguns aspectos relacionados aos tratamentos ortodônticos que envolveram, desde os fatores que influenciam o movimento dentário, até o uso de mini-implantes ortodônticos, passando pelas más oclusões e as etapas do tratamento ortodôntico. A Figura 2.1 mostra o fluxograma que representa os itens destacados neste Capítulo, alguns subitens são apresentados implicitamente.

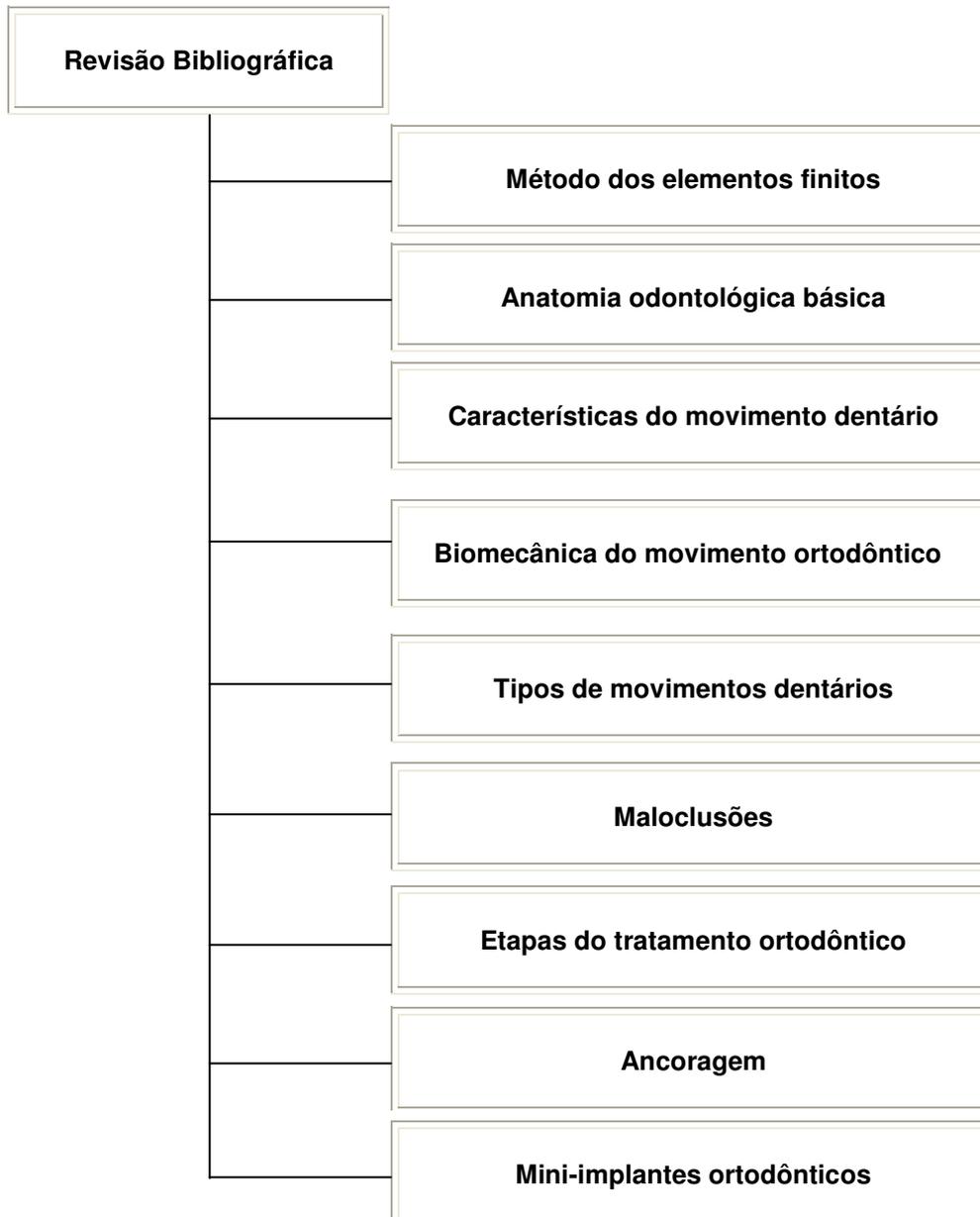


Figura 2.1 – Seqüência dos itens destacados no Capítulo 2.

## 2.1 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS (MEF)

Os avanços e aprimoramentos dos programas baseados em métodos numéricos têm permitido a solução de problemas complexos, por meio de simulações computacionais, em substituição aos métodos analíticos. Dentre esses métodos, destaca-se o método dos elementos finitos (MEF). O MEF é uma técnica utilizada para a obtenção da solução numérica de problemas onde uma dada geometria é discretizada em pequenas regiões, através de elementos finitos previamente selecionados, Figura 2.2(a). Essa discretização é a subdivisão de uma estrutura que mantém a sua integridade original. Como é de pleno conhecimento, este método numérico é baseado na construção de funções de interpolação definidas em sub-regiões do modelo. Esta construção divide-se em etapas, onde o domínio é discretizado em subdomínios através do uso adequado dessas funções. Este domínio é subdividido em várias regiões finitas ou elementos que são interconectados por um número finito de pontos, ou nós, Figura 2.2(b). Assim, o domínio (geometria) passa a ser representado pela união de todos estes elementos que podem ter diferentes formas. Já, o campo de variáveis primárias do problema é aproximado por suas funções de interpolação definidas diferentemente em cada um dos tipos de elementos (Gouvêa, 2003).



Figura 2.2 – (a) Objeto original e discretizado em elementos finitos; (b) Um único elemento e seus nós.

No MEF, os tipos de elementos são definidos em função do material, da geometria e do seu comportamento estrutural no caso estudado. A partir da aplicação das condições de contorno sobre o objeto devidamente discretizado, Figura 2.3, pode-se obter entre outras informações, as tensões, deformações e os deslocamentos em cada elemento ou nó.

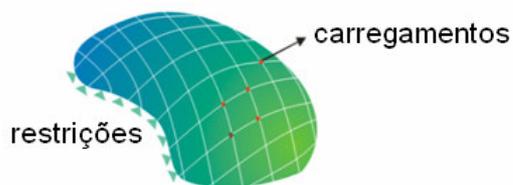


Figura 2.3 - Aplicação de condições de contorno em objeto discretizado.

Segundo Rubo e Souza<sup>1</sup> (2001) apud (Lehmann, 2005) a criação de um modelo numérico é uma etapa complexa, pois deve representar todos os detalhes da estrutura real a ser simulada. Entretanto, em função do tipo de análise a ser realizada, a construção de um modelo numérico através do método dos elementos finitos, freqüentemente requer algumas simplificações relacionadas à geometria e as propriedades dos materiais envolvidos. Estas simplificações, realizadas por meio de modelos coerentemente desenvolvidos, têm por finalidade possibilitar a solução do problema, além de agilizar o processamento computacional (Gouvêa, 2003).

Originalmente esta técnica de modelagem numérica era utilizada em análises estruturais e atualmente têm revolucionado as pesquisas biomecânicas e odontológicas. Segundo Shaw et al. (2004) o método dos elementos finitos tem sido aplicado em soluções de problemas biomecânicos com surpreendente veracidade clínica e utilizados com sucesso, também na área médica. Além disso, a utilização desses métodos tem permitido aos pesquisadores, a substituição de alguns ensaios experimentais *in vivo* ou *in vitro*, por simulações numéricas computacionais (Elias et al. 2001).

Alguns autores destacaram o uso do método dos elementos finitos em diferentes situações nas áreas biomédica, biomecânica e odontológica: Toms e Eberhardt (2003) observaram que o MEF têm sido utilizado em análises de tensões envolvendo implantes dentários, dentes e ossos. E ainda frisaram que este método fornece um meio de se determinar as tensões e deformações, em quaisquer regiões adjacentes aos dentes, para uma vasta faixa de carregamentos pertinentes ao cenário ortodôntico, Figura 2.4.

---

<sup>1</sup>Rubo, J.H.; Souza, E.A.C. "Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes." Revista da Faculdade de Odontologia de Bauru. Vol.9, p.97-103, 2001.

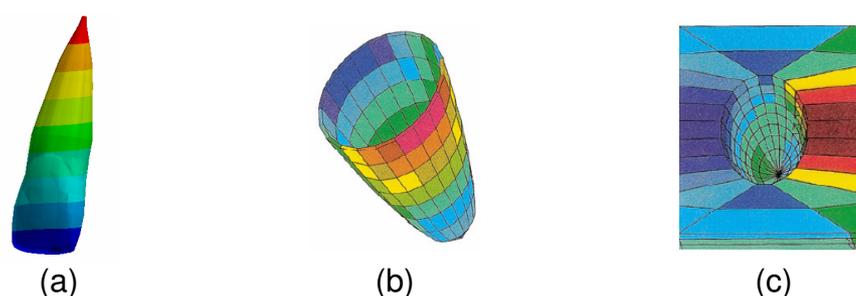


Figura 2.4 - Distribuição de deformações obtidas através do MEF: (a) Dente; (b) LPD; (c) Osso alveolar - (Figs. baseadas em Bourauel et al., 2000).

Kawarizadeh et al. (2004) utilizaram o método dos elementos finitos para associar mudanças no ambiente tissular às cargas ortodônticas aplicadas na coroa dentária e Menicucci et al. (2002) destacaram que este método tem sido bastante utilizado na área ortopédica para avaliar as tensões em ossos e implantes. Já Jones et al. (2001) validaram um modelo em elementos finitos de um incisivo central, através da comparação dos movimentos dentários iniciais com os dados experimentais obtidos *in vivo*. Neste modelo foram utilizados elementos sólidos para representar o dente e suas regiões adjacentes.

Destacando que para a representação e a caracterização de um determinado problema, por meio do MEF, é inicialmente necessário a compreensão dos aspectos físicos e dos mecanismos que o envolvem, torna-se de indispensável importância, a reunião das informações úteis à construção dos modelos numéricos.

Desta forma, no sentido de alcançar o objetivo desta tese, que é obter os deslocamentos dentários iniciais, de forma quantitativa, por meio dos modelos tridimensionais em elementos finitos das arcadas dentárias, faz-se necessário o conhecimento das características anatômicas, fisiológicas e biomecânicas observadas no meio ortodôntico.

## 2.2 ANATOMIA ODONTOLÓGICA BÁSICA

Segundo Ferreira (1996), os dentes podem ser definidos como órgãos formados por tecidos mineralizados compostos pela dentina, que é revestida na região da coroa pelo esmalte e na região da raiz pelo cimento, Figura 2.5.

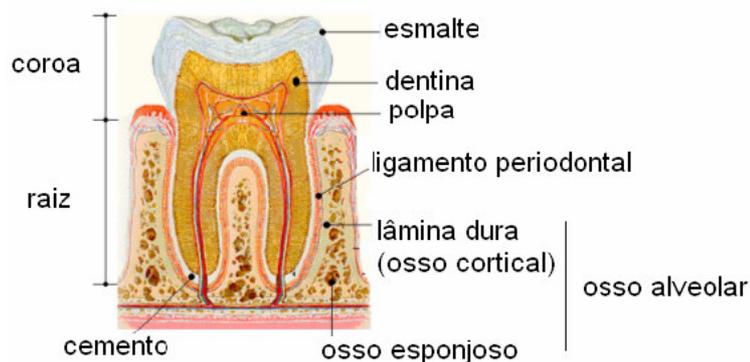


Figura 2.5 - Anatomia interna de um dente molar inferior – (Fig. baseada em Netter, 1998).

O cimento radicular juntamente com o ligamento periodontal (LPD) e o alvéolo, formam as principais estruturas articuladas de sustentação de cada unidade dentária. Essas estruturas articulares são representadas pela lâmina dura da região alveolar e pelo cimento das raízes dentárias, interligados pelos ligamentos periodontais. Os alvéolos são os espaços destinados a conter a maior parte da raízes dentárias, eles remodelam-se em torno dessas e reproduzem a sua forma. Assim com a movimentação de um dente ocorrerá o remodelamento da região alveolar, como ocorrem nos movimentos dentários ortodômicos (Ferreira, 1996).

Os espaços existentes entre as raízes e a lâmina dura dos alvéolos (osso cortical) são ocupados por um tecido conjuntivo fibroso, o ligamento periodontal (Figura 2.6), cuja função é manter o dente em seu alvéolo, garantindo a sua fixação e também mobilidade em função das forças funcionais e ortodômicas.

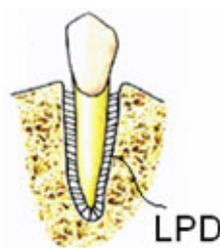


Figura 2.6 – Desenho esquemático das fibras do LPD -  
(Fig. baseada em Ferreira, 1996)

O espaço alvéolo-dental preenchido pelo LPD possui espessura que varia de 0,25mm (Rees e Jacobsen ,1997) a 0,50mm segundo Ferreira (1996). O ligamento periodontal é constituído principalmente por tecidos fibrosos, formados pelas fibras colágenas que, além de mais numerosas, agrupam-se em feixes que ligam o cimento da raiz dentária à lâmina dura do osso alveolar (Natali et al., 2004). Os feixes de fibras periodontais (fibras colágenas) ocupam em torno de 50 a 75% do espaço periodontal sendo o restante preenchido por vasos sangüíneos e matriz intersticial (Ferreira, 1996; Dorow et al., 2003). Juntamente ao tecido conjuntivo fibroso, que forma o ligamento periodontal, encontram-se outras estruturas que dão origem às fibras colágenas que são os fibroblastos. Além destes, encontram-se também os osteoblastos e os osteoclastos que são células remodeladoras do tecido ósseo-alveolar, e os cementoblastos que “protegem” cimento radicular e evitam o remodelamento da raiz dentária (Ferreira, 1996). Essas estruturas biológicas possuem mecanismos próprios, que permitem a ocorrência dos movimentos dentários através da aplicação de forças externas. Neste sentido, devido à importância desses mecanismos relacionados à movimentação dentária eles devem ser destacados.

### **2.3 CARACTERÍSTICAS DO MOVIMENTO DENTÁRIO**

Para a compreensão dos mecanismos envolvidos em um tratamento ortodôntico, torna-se necessário o conhecimento dos fenômenos que envolvem o movimento dentário. O movimento dentário é regido por atividades biológicas, que

ocorrem em função de esforços fisiológicos funcionais ou através das respostas obtidas pela aplicação de forças ortodônticas. Ferreira (1996) afirmou que a ocorrência da movimentação ortodôntica depende de alterações histológicas nos tecidos que envolvem a unidade dentária.

O movimento dentário ortodôntico pode ser dividido em duas fases. Na fase inicial (movimento dentário inicial), após a aplicação de forças ortodônticas, ocorre a compressão e a tração das fibras do ligamento periodontal, Figura 2.7.

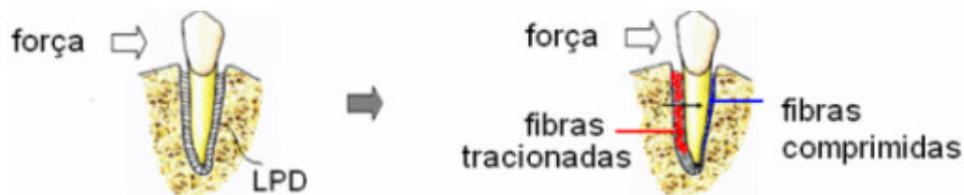


Figura 2.7 - Regiões de tração e compressão dos ligamentos periodontais - (Fig. baseada em Ferreira, 1996)

Segundo Poppe et al. (2001) o movimento inicial significa um deslocamento do dente dentro do seu alvéolo, sem que haja remodelamento ósseo das estruturas adjacentes.

Moyers (1991), destacou que durante um tratamento ortodôntico, zonas de tração e compressão (LPD) são desenvolvidas em lados opostos do dente em função de uma força aplicada sob a sua coroa. Ferreira (1996) evidenciou que as alterações locais estimulam a saída de monócitos do interior dos vasos sanguíneos. Esses monócitos se fundem e formam células multinucleadas chamadas osteoclastos que são responsáveis pela reabsorção da fina parede cortical do osso alveolar no lado em que o ligamento periodontal foi comprimido. No lado oposto onde às fibras periodontais foram distendidas, "...o estímulo ocorre no sentido em que as células mesenquiais indiferenciadas se transformam em osteoblastos, formadoras do tecido ósseo..." (Ferreira, 1996). Neste período inicial, de formação das células osteoblásticas e osteoclásticas, ainda não existe movimentação dentária. Porém, continuando com a aplicação da força, por volta de alguns dias, as transformações locais permitem que os osteoblastos e osteoclastos iniciem os processos de remodelamento ósseo (Ferreira,1996), Figura 2.8. Esta etapa de

remodelamento ósseo que corresponde à segunda fase do movimento dentário ortodôntico, tem sua velocidade limitada por fatores fisiológicos individuais (Ferreira,1996).

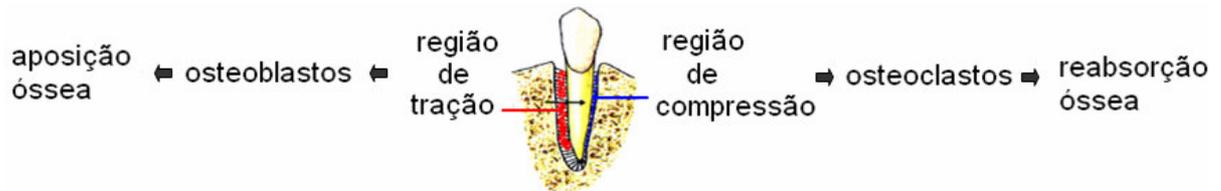


Figura 2.8 - Regiões de aposição e reabsorção ósseas – (Fig. baseada em Ferreira, 1996).

Nesse processo de remodelamento, no lado de compressão das fibras periodontais ocorrerá reabsorção óssea da parede alveolar e no lado oposto, onde o ligamento encontra-se distendido, ocorrerá aposição do tecido ósseo. Desta forma, lentamente o alvéolo e o dente se deslocam em função da aplicação de uma força ortodôntica.

Ferreira (1996) destacou que os mecanismos de aposição e reabsorção são mediados pelo ligamento periodontal, isto mostra a importância deste tecido no processo inicial de remodelamento ósseo. Assim, as características do ligamento periodontal e os trabalhos a ele relacionados devem ser apresentados.

### **2.3.1 Importância do ligamento periodontal**

Como descrito anteriormente, o ligamento periodontal é constituído principalmente por fibras colágenas, que caracterizam os tecidos fibrosos (Moyers,1991; Ferreira,1996; Dorow et al.,2003). No ligamento, as fibras colágenas dispõem-se em feixes, Figura 2.9, que ligam o cemento da raiz dentária à parede cortical do osso alveolar (Natali et al., 2004; Dorow et al., 2003).

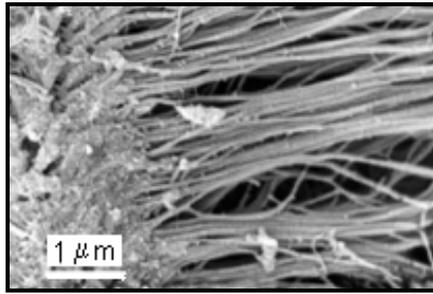


Figura 2.9 – Imagem obtida por M.E.V. das Fibras do LPD de um bovino - (Fig. baseada em Pini et al., 2004).

Na região periodontal, além dos vasos sangüíneos e das fibras colágenas, encontram-se outras estruturas, que são os osteoblastos e osteoclastos que possuem funções de remodelamento do tecido ósseo alveolar. (Ferreira, 1996; Moyers,1991). Ferreira (1996) destacou que o ligamento periodontal é de crucial importância, pois é a estrutura que determina predominantemente as características e a extensão do movimento dentário inicial, devido a sua alta elasticidade e deformabilidade.

### **2.3.1.1 Comportamento do ligamento periodontal**

Os mecanismos que caracterizam o comportamento e as reações celulares, em resposta às forças ortodônticas, permitiram a Yoshida et al. (2001) destacarem que o processo de absorção e reabsorção óssea ocorrem por meio do ligamento periodontal. Este autor destacou, além disso, que o mediador do movimento dentário não é a força em si, mas sim as pressões observadas na região periodontal. No mesmo sentido, Dorow et al. (2003) destacaram que as tensões e deformações induzidas sobre o LPD produzem o remodelamento ósseo que é a base do tratamento ortodôntico. Bourauel et al. (2000) preconizaram, que o remodelamento ósseo é controlado por deformações no ligamento, e não através do osso alveolar.

Outros autores também destacaram que, devido à aplicação de forças ortodônticas, as deformações e as tensões sofridas pelo LPD, originadas pela mobilidade inicial dos dentes, promovem o recrutamento das células osteoblásticas

e osteoclásticas (Vollmer et al. (1999); Bourauel et al. (2000); Jeon (2001); Yoshida et al. (2001); Kawarizadeh et al. (2004)). Este recrutamento proporcionará o remodelamento ósseo dos alvéolos e, conseqüentemente, o movimento dentário.

Poppe et al. (2002) destacaram, em revisão de literatura, que o movimento dentário inicial significa um deslocamento do dente dentro do seu alvéolo, resultante da aplicação de um sistema de forças sem que haja o remodelamento das estruturas ósseas adjacentes. Este deslocamento é relacionado às deformações dos tecidos moles devido à aplicação de forças ortodônticas. Destacaram ainda que o remodelamento ósseo que ocorre durante o movimento ortodôntico é baseado em teorias que divulgam que as deformações no LPD fornecem o impulso inicial para que as atividades dos osteoclastos e osteoblastos se iniciem.

Kawarizadeh et al. (2004) realizaram um estudo que correlaciona os perfis de tensão e deformação, obtidos por meio de um modelo tridimensional discretizado com elementos sólidos, à distribuição das células osteoclásticas induzidas por carregamentos ortodônticos em um molar de um rato, Figura 2.10. Neste estudo foram quantificadas o número de células osteoclásticas através do *tartrate-resistant acid phosphatase* - TRAP, que são produzidos pelos osteoclastos e são frequentemente associados à atividade osteoclástica. Comparando estudos histológicos e as simulações realizadas pelo MEF, verificou-se que as tensões e deformações normais são compressivas na região onde o número de osteoclastos é maior, contrariamente, observaram um baixo número de osteoclastos na região onde as tensões e as deformações normais foram positivas. Os resultados indicam uma correlação direta, entre a tensão e a deformação no ligamento periodontal, e a distribuição dos osteoclastos no osso alveolar e no ligamento periodontal. Os autores concluíram que o fator mecânico dominante para o início do remodelamento ósseo, devido à aplicação de forças ortodônticas, ficam a cargo das tensões e deformações observadas somente no ligamento periodontal. E que as cargas mecânicas no osso alveolar não são importantes no processo do remodelamento ósseo. Embora não tenham sido observados quais níveis de força (tensões) que iniciariam processo de recrutamento das células osteoclásticas, os resultados indicam uma relação entre a tensão no LPD e a distribuição dos osteoclastos no osso alveolar e na própria região periodontal. Este fato é de primordial importância, pois podem provar cientificamente que por meio do direcionamento das forças

aplicadas, pode-se também direcionar o movimento dentário. Ou ainda que determinados níveis de pressões exercidas sob diferentes regiões da raiz dentária promoverão ou não a absorção óssea da parede alveolar.

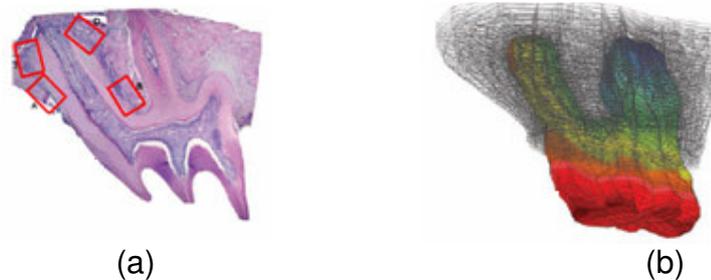


Figura 2.10 - Corte histológico e da distribuição das tensões ao longo do dente molar de um rato – (Figs. baseadas em Kawarizadeh et al., 2004)

### 2.3.1.2 Propriedades mecânicas do ligamento periodontal

Observando a importância do ligamento periodontal em torno de um cenário caracterizado por aspectos biomecânicos, como ocorrem nos tratamentos ortodônticos, torna-se necessário a determinação das propriedades dos materiais envolvidos, a fim de possibilitar o modelamento numérico através do MEF.

Alguns tecidos orgânicos e materiais utilizados em ortodontia possuem suas propriedades definidas dentro de uma estreita faixa de valores, embora variações individuais sejam esperadas. Dentre estes tecidos e materiais estão compreendidos os ossos (cortical e alveolar), os dentes (cimento e esmalte), o aço inoxidável e as ligas de titânio (Jeon et al., 2001; Jones et al., 2001; Vasquez et al., 2001; Shaw et al., 2004; Chen et al., 2005; Vollmer et al., 1999; Bourauel et al., 2000; Poppe et al., 2001; Jeon et al., 2001). Entretanto, em um caso especial encontra-se o ligamento periodontal.

Vários autores propuseram a determinação das propriedades do ligamento periodontal onde diferentes métodos foram utilizados. Ensaio experimentais *in vivo* e *in vitro* foram realizados utilizando animais e humanos (Jones et al., 2001; Poppe et al., 2001; Dorow et al., 2002). Entretanto, por tratar-se de um tecido orgânico vivo, os resultados apresentaram variações em função das características fisiológicas e

morfológicas individuais. Desta forma, a utilização de um valor pré-determinado, que caracterize o módulo de elasticidade do ligamento periodontal de uma forma “generalizada”, pode representar de modo incorreto uma determinada situação específica. Embora o comportamento do LPD, revelado por ensaios experimentais, apresente características não-lineares e visco-elásticas em função da existência de fluidos e fibras (Dorow et al.,2002), vide ítem 2.3.1, em simulações computacionais realizadas por meio do método dos elementos finitos, foram consideradas características lineares, homogêneas e isotrópicas atribuídas ao ligamento periodontal, para descrever o seu comportamento (Jones et al., 2001; Jeon et al., 2001; Schneider et al., 2002; Geramy, 2002; Clement et al., 2004; Chen et al., 2005).

Rees e Jacobsen (1997) destacaram em revisão da literatura que a faixa de valores mais utilizados, para caracterizar o módulo de elasticidade do ligamento periodontal, estão compreendidos entre 0,07 à 171,6 MPa. Em função dessa variação, a determinação desta propriedade deve ser tratada de forma cautelosa. Neste sentido, foram selecionados alguns trabalhos numéricos e experimentais, uns relacionados à obtenção e outros ao uso de valores estabelecidos para o módulo de elasticidade do ligamento periodontal. Por meio destes artigos, foram obtidos alguns conceitos e parâmetros importantes na criação dos modelos numéricos construídos neste presente trabalho.

#### **2.3.1.2.1 *Trabalhos realizados e comentários***

Rees e Jacobsen (1997) realizaram um estudo, através do MEF, utilizando um modelo bidimensional no qual atribuíram variações para o módulo de elasticidade do ligamento periodontal. Através da comparação de resultados experimentais obtidos para o deslocamento dentário e de simulações computacionais, foi observado que o valor de 50 MPa possui boa correlação entre os resultados. Com relação ao coeficiente de Poisson observou-se que valores entre 0,40 e 0,49 têm sido utilizados para caracterizar o ligamento periodontal. Embora tenham alcançado uma boa correlação entre os resultados, a simplificação adotada para o modelo, por meio de uma geometria plana (bidimensional), pode interferir nos resultados quando comparados aos obtidos por um modelo tridimensional, este fato também destacado por Lehmann (2005).

Vollmer et al. (1999) através de um modelo discretizado em elementos sólidos, realizaram simulações computacionais, por meio do MEF para a determinação do centro de rotação (CRot) de um canino. Comparam dois modelos numéricos tridimensionais, um com morfologia aproximada de um dente real e outro idealizado por uma forma geométrica simplificada por meio de parabolóides elípticos, Figura 2.11. Esta idealização objetivou estabelecer uma forma geométrica básica em virtude da grande variação morfológica observada entre os indivíduos. Um valor de 0,05 MPa foi atribuído ao módulo de elasticidade do ligamento periodontal e 0,30 ao coeficiente de Poisson. Os autores assinalaram que a forma geométrica utilizada na idealização parece ser a mais apropriada, já que reduz o número de elementos sem prejudicar a estabilidade dos resultados. Entretanto esta redução do número de elementos, foi de certa forma relativa, pois não propuseram a utilização de um tipo de elemento com menor número de nós.



Figura 2.11 - Dente canino: (a) Morfologia real; (b) Representação geométrica simplificada - (Figs. baseadas em Vollmer et al., 1999).

Jeon et al. (2001) utilizaram um modelo tridimensional de um primeiro molar com elementos sólidos, para verificação das tensões ocorridas no ligamento periodontal, Figura 2.12. Foi utilizado para o módulo de elasticidade do ligamento periodontal um valor de 0,680 MPa e de 0,49 para o coeficiente de Poisson. Uma espessura uniforme de 0,30mm foi adotada para o ligamento periodontal. Neste estudo, baseado na aplicação de forças ortodônticas, foi verificada a influência da redução da altura da crista alveolar e foi concluído que variações morfológicas podem afetar os resultados. Neste sentido, os níveis de tensões se apresentaram maiores na região cervical e se intensificaram com a perda óssea. Embora as tensões tenham sido quantificadas, não foram relacionadas a quaisquer processos

de remodelamento ósseo, e objetivaram apenas um importante estudo comparativo relacionado às perdas ósseas.

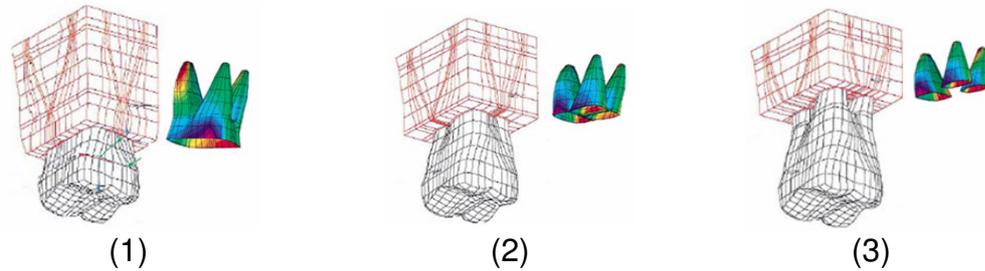


Figura 2.12 – Redução nas alturas das bases ósseas e tensões no LPD- (Figs. baseadas em Jeon et al., 2000).

Jones et al. (2001) realizaram um estudo para a validação de um modelo numérico, de um incisivo central, discretizado em 15000 elementos sólidos, através do MEF. Neste estudo, por meio da comparação entre os deslocamentos dentários iniciais obtidos de ensaios experimentais e das simulações computacionais, o modelo foi validado com variações atribuídas ao valor do módulo de elasticidade do LPD. Nos ensaios experimentais os deslocamentos iniciais foram obtidos *in vivo*, entre 10 voluntários, utilizando um sistema de medidas a raios laser, Figura 2.13. No modelo numérico os valores atribuídos para o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson do LPD, que produziram valores mais aceitáveis em relação aos deslocamentos iniciais obtidos foram, respectivamente, 1MPa e 0,45. Neste trabalho, realizado por Jones et al. (2001), cabe ressaltar que, o método de obtenção dos dados experimentais, relativos ao número de voluntários e a precisão do dispositivo de medidas (laser), foi realizado de forma coerente. Neste sentido a média dos resultados obtidos para os deslocamentos dentários iniciais (0,0877mm) podem ser consideradas como referência. Além disso, a simulação computacional produziu um movimento de inclinação esperado, em função do tipo de força aplicada.

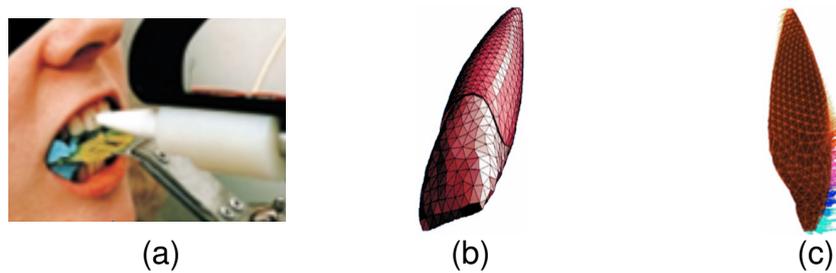


Figura 2.13 – (a) Esquema para medida do deslocamento da coroa; (b) Modelo tridimensional do incisivo central e (c) Movimento de inclinação obtido – (Figs. baseadas em Jones et al., 2001).

Yoshida et al. (2001) enfatizaram, através de revisão da literatura, que experimentos *in vitro* foram realizados para a obtenção das propriedades do ligamento periodontal utilizando-se espécies de tecidos de cadáveres humanos e animais. Estes estudos mostraram que o ligamento periodontal apresentou um comportamento biomecânico diferente daqueles observados *in vivo*, com isso foi concluído que, por esta razão, existem grandes variações nas propriedades mecânicas obtidas para o ligamento periodontal.

Geramy (2002) construiu um modelo tridimensional de um incisivo central em elementos sólidos, Figura 2.14, objetivando a verificação dos efeitos da redução da altura do osso alveolar por meio das tensões ocorridas no ligamento periodontal. As simulações mostraram que os níveis de tensões se apresentaram maiores na região cervical e se intensificaram com a perda óssea. Neste modelo foi atribuído ao ligamento periodontal, o valor de 0,667 MPa ao módulo de elasticidade e 0,49 ao coeficiente de Poisson. A exemplo do objetivado por Jeon (2001), os níveis de tensões obtidos tiveram apenas um enfoque comparativo no confronto entre as diferentes alturas ósseas e não foram relacionados a nenhum processo de remodelamento.

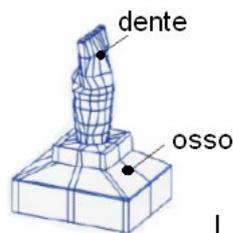


Figura 2.14 - Modelo geométrico de um incisivo central - (Fig. baseada em Geramy, 2002).

Schneider et al. (2002) construíram um modelo numérico tridimensional de um incisivo central, através do MEF, para a verificação do movimento ortodôntico. Neste trabalho foram atribuídas propriedades lineares ao ligamento periodontal, com módulo de elasticidade igual a 1 MPa. O valor de 0,45 foi atribuído ao coeficiente de Poisson, refletindo as características de materiais incompressíveis. Os resultados mostraram que diferentes relações entre a força e o momento aplicados simultaneamente à coroa dentária produzem diferentes níveis de inclinações. Geometricamente o modelo da unidade dentária foi desenvolvido na forma de um parabolóide elíptico, semelhante ao trabalho desenvolvido por Vollmer et al. (1999). O modelo da unidade dentária foi discretizado em elementos sólidos e os braquetes em elementos de viga (Figura 2.15). O autor, em revisão bibliográfica, destacou que o processo que ocorre durante o movimento dentário é biológico, sendo que as reações celulares são iniciadas em função da aplicação das cargas mecânicas. Foi enfatizado que algumas investigações *in vitro* mostram que as células ósseas respondem à diferentes cargas mecânicas com o aumento da divisão ou atividade celular. Neste sentido, foi destacado que a implementação completa desses processos biológicos e biomecânicos em um modelo numérico é quase impossível.

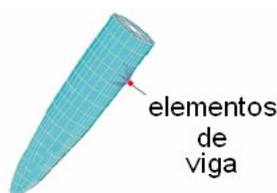


Figura 2.15 - Simplificação da forma de um incisivo central e do braquete em elementos de viga – (Fig. baseada em Schneider et al., 2002).

Toms et al. (2002) em suas revisões literárias, afirmaram que experimentos clínicos com objetivo de investigar os tipos de movimento dentários não têm sido relatados. Isto deve-se a dificuldade no isolamento de uma determinada unidade dentária, visto que as forças aplicadas pelo arco ortodôntico são liberadas por toda a arcada. Assim as simulações computacionais aplicadas ao cenário ortodôntico ajudariam a identificar separadamente os movimentos de cada unidade dentária e quantificar os perfis de tensão no ligamento periodontal. Essas constatações

ênfatazaram a necessidade da criação de um modelo numérico completo de uma arcada dentária.

Dorow et al. (2003) realizaram um trabalho semelhante ao realizado por Jones (2001) e verificaram a mobilidade dentária inicial de um incisivo lateral por meio de um experimento *in vivo*, utilizando apenas um voluntário, e através de um modelo numérico com 15000 elementos sólidos (MEF). Uma boa correlação entre os movimentos obtidos experimentalmente e por meio do modelo numérico foi alcançada com um valor de 0,085 MPa atribuído ao módulo de elasticidade. Entretanto, com relação aos resultados obtidos dos ensaios experimentais, embora tenham sido realizados *in vivo*, a utilização da amostragem com apenas um voluntário foi pouco representativa.

Shaw et al. (2004) por meio de um modelo em elementos finitos, determinaram as tensões geradas por forças ortodônticas na região apical da raiz de um dente unirradicular, geometricamente idealizado. O modelo foi discretizado em elementos sólidos e para descrever o comportamento linear do ligamento periodontal foi atribuído um valor de 0,5 MPa ao seu módulo de elasticidade. Neste trabalho foram obtidos os perfis de tensões em diferentes regiões anatômicas do dente como: polpa, dentina, cimento, ligamento periodontal e osso alveolar. Neste sentido, como o objetivo foi determinar a distribuição das tensões em diferentes regiões internas do dente, a utilização de elementos sólidos foi bem colocada como também realizado por Lehmann (2005).

Chen et al. (2005) utilizaram um modelo numérico tridimensional em elementos finitos, para avaliar os efeitos da ancoragem em três tipos de implantes transpalatinos ósseo-integrados, Figura 2.16. Os componentes do modelo foram discretizados com 15000 elementos sólidos. Foram consideradas propriedades lineares para caracterizar o comportamento do ligamento periodontal. O valor atribuído ao módulo de elasticidade foi de 0,05 MPa, e a espessura do ligamento foi considerada uniforme e igual a 0,25mm. Os autores concluíram que os modelos de implantes ortodônticos fixados na região do palato reduzem as tensões nos ligamentos periodontais dos dentes interligados pelo arco transpalatino, e que a adição de *superperiostal step\** (*aba do parafuso*) reduz significativamente as tensões no implante e no osso palatino, e melhoram a estabilidade do implante. Adição dessa área (*aba*) extra de contato na região próxima a “cabeça” do implante reforça

a estabilidade do implante, pois reduzem os eventuais movimentos de inclinação. Isto ocorre em função da maior área de contato entre na região palatina adjacente ao local de instalação do implante. Este fato sugere a adoção desta configuração na escolha de modelos dos implantes ou mini-implantes ortodônticos. Enfatizaram ainda, que os implantes, como meio de aumentar a ancoragem tem ganhado importância no tratamento ortodôntico, pois existem divergências quanto a aceitação do uso de dispositivos convencionais como os Aparelhos Extra-Orais (AEO), que utilizam ancoragem extra-oral.

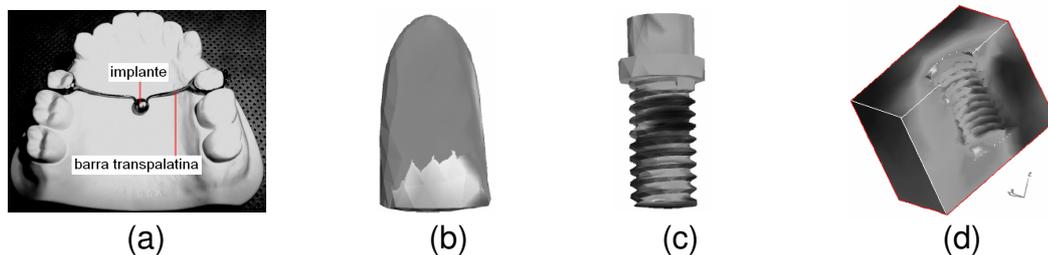


Figura 2.16 - (a) Disposição de um implante com barra transpalatina; Ilustração do Perfil de tensões para: (b) LPD; (c) Implante; (d) Osso – (Figs. baseadas em Chen et al.,2005).

Motoyoshi et al. (2005) verificaram a estabilidade inicial de um mini-implante ortodôntico (MPO), utilizado para ancoragem, por meio de um modelo discretizado em 10000 em elementos sólidos. Neste estudo compararam dois diferentes sistemas de aplicação de força e concluíram que as tensões máximas e as micro-deformações reduziam-se com a utilização de um braço extensor ligado à cabeça do mini-implante, Figura 2.17. Destacaram que a estabilidade do MPO é clinicamente relacionada à espessura, à densidade do osso cortical e a área de contato entre o osso cortical e o corpo do mini-implante e estão relacionadas diretamente ao local de instalação do MPO. Com relação às forças aplicadas, deve-se ressaltar que, a mudança de direção do sistema de forças, ou no formato do braço podem, produzir um efeito contrário ao desejado.



Figura 2.17 - Perfil de tensões no osso cortical sob carregamentos: (a) Direto; (b) Com extensor - (Figs. baseadas em Motoyoshi et al., 2005).

Além das informações descritas por esses trabalhos, outros fatores também devem ser destacados, pois forneceram dados importantes que foram considerados na construção dos modelos numéricos, desenvolvidos nesta tese.

### **2.3.3 Fatores que influenciam o movimento ortodôntico**

Segundo Ferreira (1996) o envolvimento de diferentes tecidos como o osso alveolar, o osso cortical, o ligamento periodontal e o dente, tornam o movimento dentário um processo bastante complexo sendo influenciado por diversos fatores:

#### **2.3.3.1 Magnitude da força aplicada**

As reações histológicas descritas anteriormente, no item (2.3), são fortemente influenciadas pela magnitude da força aplicada que por sua vez são classificadas, (Ferreira, 1996), em:

##### a) Forças inócuas

São forças de pequena magnitude que não são capazes de deflagrar os efeitos que estimulam a movimentação dentária.

##### b) Forças leves

São forças capazes de promover o início do remodelamento ósseo por meio do recrutamento das células osteoblásticas e osteoclásticas, promovendo o início do movimento dentário. A partir daí, o aumento da intensidade da força aplicada

promove a elevação da taxa de movimento dentário até uma determinada força ótima, onde se observa a máxima velocidade de deslocamento dentário (Figura 20).



Figura 2.18 - Caracterização da força ótima - (Fig. baseada em Ferreira,1996).

Esta força ótima pode ser definida como aquela que produz um movimento dentário mais eficiente. Storey e Smith<sup>1</sup> (1952) *apud* (Langlade, 1995) define a força ótima, aquela que proporciona uma movimentação rápida, sem desconforto para o paciente e sem danos aos tecidos envolvidos. Neste caso a pressão exercida sobre o ligamento periodontal, proporciona uma resposta celular que promove aposições e reabsorções frontais. Um fato relevante foi observado por Schwarz<sup>2</sup> *apud* (Ferreira 1996) que concluiu após estudos histológicos, que as forças ortodônticas deveriam produzir pressões maiores que a pressão capilar, o que deflagraria eficientemente o recrutamento das células remodeladoras do tecido ósseo. O aumento da magnitude da força acima da força ótima, promove o aumento da pressão sob algumas áreas do ligamento periodontal. Nestas regiões no lado onde às fibras periodontais são comprimidas, com maior intensidade, a circulação sanguínea se tornará lenta ou quase nula provocando uma necrose estéril do ligamento periodontal. Este fenômeno é chamado de hialinização. Essas áreas hialinizadas atrasam a movimentação dental, já que um tecido saudável é indispensável ao remodelamento ósseo (Ferreira,1996).

### c) Forças pesadas

As forças pesadas são as que produzem grande quantidade de áreas hialinizadas. Pode-se afirmar sob um ponto de vista clínico que as forças pesadas são mais patológicas que as forças suaves (Coimbra, 2004).

<sup>1</sup>Storey, E.; Smith,R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. Australian Journal of Dentistry. p.13, Feb-1952.

<sup>2</sup>Schwarz, S.M. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. International Journal of Orthodontics. nº18, p.331-352, 1932.

### 2.3.3.2 Anatomia do periodonto

De acordo com Ferreira (1996) além das forças o movimento dentário também é influenciado por parâmetros anatômicos, como destacados a seguir:

#### a) Volume radicular

A força aplicada para se obter um movimento ortodôntico eficiente é proporcional à área da superfície externa da raiz dentária que é envolvida pelo ligamento periodontal. Segundo Schwarz<sup>1</sup> (1932) *apud* (Ferreira,1996) um movimento ortodôntico eficiente ocorre quando se aplica uma pressão sob o ligamento periodontal, maior que a pressão capilar, ou seja, maior que 0,0026 MPa.

#### b) Implantação óssea

A perda óssea da crista alveolar reduz o volume de raiz implantada, Figura 2.19, logo a força a ser aplicada a este dente deve ser reduzida para se obter um movimento ideal.

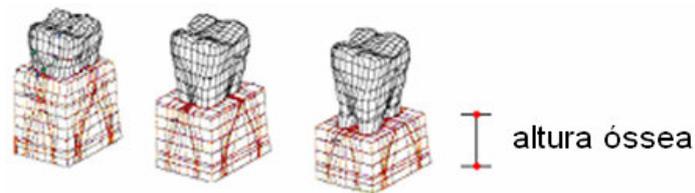


Figura 2.19 - Redução da crista alveolar (perda óssea) - (Figs. baseadas em Jeon et al., 2001).

#### c) Idade do paciente

Em indivíduos mais jovens o ligamento periodontal apresenta maior quantidade de elementos celulares, com feixes mais delgados e flexíveis, além de apresentarem resposta tecidual mais rápida.

#### d) Densidade óssea

Indivíduos com corticais mais espessas ou densas, apresentam espaços medulares/alveolares reduzidos (Figura 2.20) promovendo maior dificuldade de movimentação dentária.

<sup>1</sup>Schwarz, S.M. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. International Journal of Orthodontics. nº18, p.331-352, 1932.

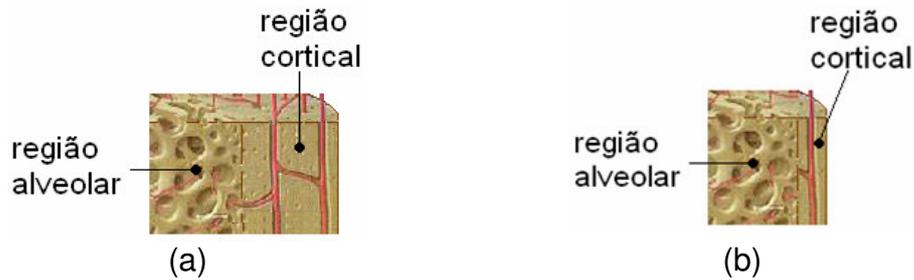


Figura 2.20 – Espaço alveolar: (a) mais espesso; (b) menos espesso - (Figs. baseadas em vide Ref. Bibliog. 56).

### 2.3.3.3 Fatores metabólicos

O tempo para ocorrência de um movimento dentário também é influenciado por fatores metabólicos, como os hormonais, os nutricionais e os vitamínicos (Ferreira, 1996):

#### a) Aspectos hormonais

O número de osteoclastos, por exemplo, é maior em indivíduos que apresentam hipertireoidismo, este fato estimula a reabsorção óssea que influencia a mobilidade dentária. Além desses, os níveis de hormônios sexuais também são fatores a serem considerados.

#### b) Aspectos nutricionais

A carência de proteínas reduz a síntese de colágeno e a deficiência de cálcio que provocam a descalcificação e retardam a movimento dentário.

#### c) Aspectos vitamínicos

A distribuição e a atividade dos osteoclastos e osteoblastos, está relacionada aos níveis de vitamina A de forma que afeta o equilíbrio entre deposição e reabsorção óssea. A carência de vitamina C reduz a síntese de colágeno e em última análise inibe a deposição óssea. Já a falta de vitamina D diminui a absorção de Cálcio inibindo a atividade dos osteoclastos, retardando o movimento dentário.

Em função dos inúmeros aspectos individuais fisiológicos e morfológicos que afetam o tempo de resposta às forças ortodônticas, deve-se ressaltar que a implementação de um modelo numérico relacionado ao movimento dentário ao longo do tempo, fica dependente de variáveis não-quantificáveis e até mesmo de fatores imprevisíveis. Entretanto, a criação de um modelo numérico para a quantificação dos movimentos dentários iniciais, permite determinar quais os movimentos dentários ocorridos sem relacioná-los ao tempo necessário ao remodelamento ósseo. O movimento dentário inicial é caracterizado pelo movimento do dente em seu alvéolo, através da deformação das fibras periodontais, sem que haja o remodelamento da estruturas ósseas adjacentes. Além disso, com a quantificação das tensões ao longo das fibras periodontais pode-se, por teoria, prever quais regiões, na parede alveolar são passíveis de sofrer o remodelamento ósseo, baseando-se na pressão capilar (Schwarz<sup>1</sup>, 1932 apud Ferreira, 1996).

Embora alguns fatores fisiológicos determinem as características temporais do movimento dentário, os fatores mecânicos permitem o controle dos movimentos de forma mais previsível. Com isso no intuito de controlar os movimentos dentários dentro de seus respectivos alvéolos, por meio dos aparelhos ortodônticos, várias técnicas são utilizadas para produzir diferentes tipos de movimentos. Estes tipos de movimentos estão relacionados à biomecânica do tratamento ortodôntico.

## **2.4 BIOMECÂNICA DO MOVIMENTO ORTODÔNTICO**

Idealmente, o movimento ortodôntico pode ser controlado através da aplicação simultânea de forças e momentos sob a coroa dentária, que são realizadas por meio de aparelhos ortodônticos. Segundo Moyers (1991) um aparelho ortodôntico é um sistema que armazena e libera forças contra os dentes, e cria uma reação dentro do ligamento periodontal, que provoca os movimentos dos dentes.

Entretanto, a quantificação da força aplicada e a resposta individual sofrida por cada elemento dentário como: a magnitude da força, a direção e o sentido dos deslocamentos e os níveis das tensões induzidas são “controlados” clinicamente apenas sob um aspecto qualitativo. Segundo Coimbra et al. (2004) o tratamento

---

<sup>1</sup>Schwarz, S.M. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. International Journal of Orthodontics. nº18, p331-352, 1932.

ortodôntico é influenciado pela capacidade do profissional em prever e controlar a movimentação dentária obtida pela aplicação de um sistema de forças.

O tipo de movimento dentário é determinado pelo equilíbrio das forças e momentos que são produzidos durante a ativação aparelho ortodôntico. Este equilíbrio está relacionado ao centro de resistência que é um ponto característico de cada unidade dentária e depende da morfologia das raízes. O centro de resistência, Figura 2.21, é definido pelo ponto na raiz dentária por onde aplicação de uma força produz um movimento de translação Burstone<sup>1</sup> (1962) *apud* (Langlade, 1996).

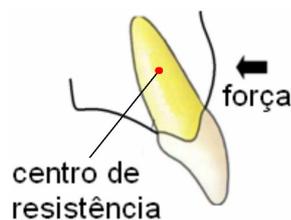


Figura 2.21 – Localização do centro de resistência (Cres) – Desenho esquemático (Fig. baseada em Ferreira, 1996).

Desta forma se a linha de ação de uma força passar distante do centro de resistência existirá uma tendência de inclinação do corpo. A magnitude dessa inclinação gerada é diretamente proporcional à intensidade da força aplicada e a sua distância do centro de resistência (Ferreira, 1996). No caso particular do movimento de translação, por questões anatômicas óbvias, não é possível a aplicação de uma força sob o centro de resistência do dente a ser movido, assim torna-se necessário uma combinação de forças e momentos (“torques”) aplicados à coroa dentária através dos braquetes. Outra definição importante é o ponto que também define o tipo de movimento dentário, o centro de rotação, Figura 2.22, (Moyers, 1991).



Figura 2.22 - Localização de diferentes centros de rotação (Crot) - (Fig. baseada em Ferreira, 1996).

<sup>1</sup>Burstone, C.J. The biomechanics of tooth movement, in Kraus B.S., Riedel R.A. (eds). *Vistas in Orthodontics*. Philadelphia, Lea & Febiger, 1962.

O centro de rotação é um ponto variável, ao longo do eixo maior do dente, que pode ser controlado por meio da aplicação combinada de forças e momentos (“torques”) aplicados à coroa dentária através dos braquetes. Diferentes combinações nas intensidades dessas grandezas deslocam o centro de rotação ao longo do eixo maior do dente. Desta forma, com o controle da localização do centro de rotação pode-se produzir, a partir da correta utilização das forças e momentos, o tipo de movimento dentário desejado.

#### **2.4.1 Tipos de Movimentos Dentários**

Embora o controle da localização do centro de rotação seja obtido de forma empírica na ortodontia clínica, ele é alcançado através de técnicas e aparelhos, que em última análise, definem os tipos de movimentos dentários. Esses movimentos dentários são destacados a seguir (Ferreira, 1996; Marcotte, 2003; Moyers, 1991):

##### a) Inclinação não-controlada

Este movimento origina-se de uma força simples aplicada a uma certa distância do centro de resistência, por exemplo, na coroa dental, Figura 2.23(a).

##### b) Inclinação controlada

Neste movimento o ápice radicular é mantido imóvel enquanto o resto do dente permanece livre, assim o centro de rotação localiza-se no ápice da raiz, Figura 2.23(b).

##### c) Translação

No movimento de translação o deslocamento do dente não altera a direção do eixo maior do dente, neste movimento o centro de rotação encontra-se no infinito, Figura 2.23(c).

##### d) Correção radicular

Este movimento promove o deslocamento da raiz enquanto a borda incisal da coroa dental se mantém fixa, Figura 2.23(d).

### e) Rotação

Este movimento ocorre quando o dente gira em torno de seu centro de resistência, Figura 2.23(e). A coroa e a raiz movem-se no mesmo sentido.

### f) Intrusão e Extrusão

Como na translação, esses movimentos de intrusão e extrusão, são obtidos com a aplicação de forças que promovem deslocamentos colineares em relação ao eixo maior do dente, Figura 2.23(f).

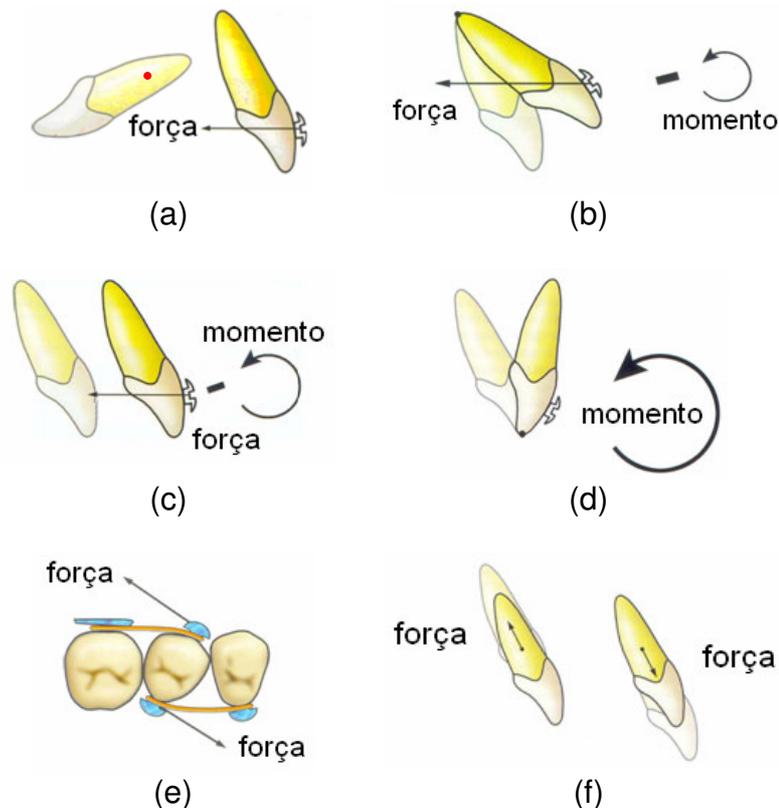


Figura 2.23 – Tipos de movimentos dentários: (a) Inclinação não-controlada; (b) Inclinação controlada; (c) Translação; (d) Correção radicular; (e) Rotação; (f) Intrusão e Extrusão - (Figs. baseadas em Ferreira, 1996).

Desta forma considerando a possibilidade do controle do centro de rotação, ou seja, dos movimentos dentários, pode-se obter a correção das más oclusões ou maloclusões, que é o objetivo de um tratamento ortodôntico.

## 2.5 MÁ S OCLUSÕES

As más oclusões podem ser corrigidas através do controle dos movimentos dentários ao longo de suas arcadas dentárias, superior e inferior, por meio de técnicas e aparelhagens ortodônticas, Figura 2.24.

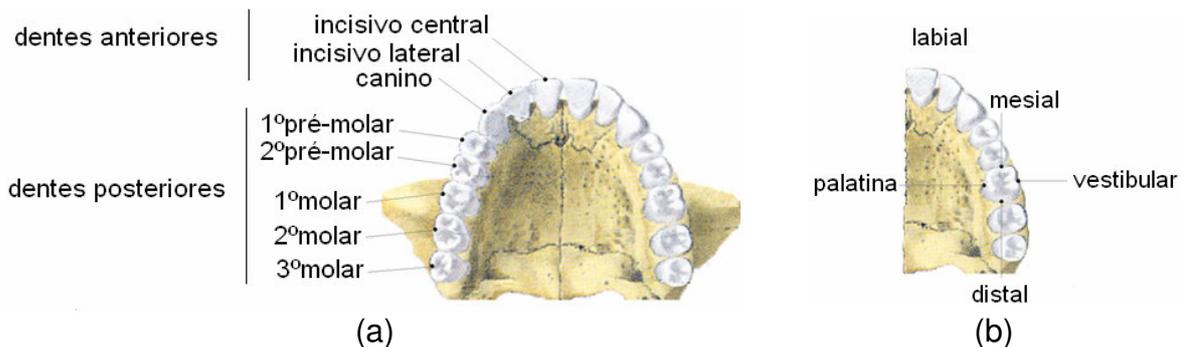


Figura 2.24 – (a) Dentes da arcada dentária superior; (b) Localizações das faces de um dentes na arcada - (Figs. baseadas em Heidegger,1972).

A correção das más oclusões é o principal objetivo de um tratamento ortodôntico, onde se deseja obter uma oclusão normal. Este termo (normal) refere-se ao posicionamento dos dentes da maxila em relação aos dentes da mandíbula, quando em contato do mútuo dos dentes antagonistas. Segundo Ferreira (1996) “... para que a oclusão se estabeleça é necessário haver contato dental, em um ou vários pontos, com imobilidade mandibular”. Angle<sup>1</sup> (1970) apud (Ferreira, 1996) estabeleceu que: “...numa oclusão normal correta, a cúspide méso-vestibular do primeiro molar superior permanente deve ocluir com o sulco vestibular do primeiro molar inferior”. Esta relação entre os molares superior e inferior é conhecida como chave de oclusão. Angle<sup>1</sup> (1970) apud (Ferreira, 1996), classificou as anomalias, baseando-se nesta “chave de oclusão dental”, em três Classes (Figura 2.25):

- a - Nas más oclusões de Classe I, as relações entre os primeiros molares são normais, porém, podem existir torções, apinhamentos de dentes anteriores, etc...
- b - Nas más oclusões de Classe II, o sulco méso-vestibular do primeiro molar inferior permanente, encontra-se distalizado em relação à cúspide méso-vestibular do primeiro molar superior. Este grupo pode ser subdividido nas Classes II-1 e II-2.

<sup>1</sup>Angle, E.H. Malocclusion of the teeth. 7ªed, Philadelphia, S.S. White, 1970. Tradução de Paulo Afonso de Freitas e Marilene M. Vieira: Ortodontia, SP, 3(1):41-53, Jan/ Abr-1970.

c – Nas más oclusões de Classe III, o primeiro molar inferior permanente está mesialmente colocado em relação ao primeiro molar superior.

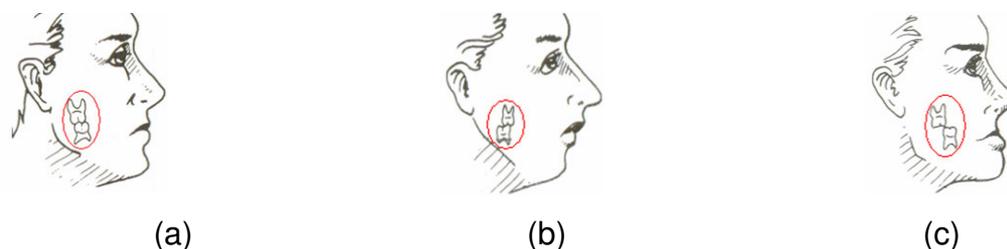


Figura 2.25 – Posicionamento relativo aos molares referentes às Classes: (a) I; (b) II; (c) III - (Figs. baseadas em Ferreira, 1996).

Além dessas más oclusões outros tipos de desvios do posicionamento dentário também foram classificados. Lisher<sup>1</sup>(1911) apud (Ferreira, 1996) classificou as “versões” dentárias que se baseam nas alterações das posições normais dos dentes e Simon<sup>2</sup> (1926) apud (Ferreira, 1996) relacionou as anomalias dentárias aos planos anatômicos.

A correção das más-oclusões dentárias, sejam elas pertinentes a quaisquer uma das classificações sugeridas, são realizadas ao longo dos tratamentos ortodônticos que seguem procedimentos que podem ser divididos em etapas.

## 2.6 ETAPAS DO TRATAMENTO ORTODÔNTICO

Apesar da mecanoterapia ortodôntica ser variável em função de cada tipo de má oclusão, algumas etapas são constantes durante os tratamentos e com objetivo de corrigí-las, de um modo seqüenciado, elas foram enumeradas em: primeira etapa – recuperação da classe molar; segunda etapa – com o nivelamento e alinhamento; terceira etapa – fechamento de espaços; quarta etapa – acabamento; quinta etapa – remoção; sexta etapa – contenção (Cabrera, 1997; Ferreira, 1996; Viazis, 1996; Moyers, 1991). Cada uma dessas etapas possui características relacionadas ao tipo de maloclusão e aos aparelhos comumente utilizados na clínica ortodôntica para sua correção. Neste sentido destacam-se 3 primeiras as etapas:

<sup>1</sup>Lisher, B.E. The diagnosis of malocclusion. Dental Cosmos. nº53: p.412-422, 1911.

<sup>2</sup>Simon, P. Fundamental Principles of a Systematic Diagnosis of Anomalies. Translated by B.E. Lisher, Boston Stratford Co., 1926.

### Primeira etapa – Recuperação da classe molar

Objetiva a correção das posições relativas entre os molares maxilares e mandibulares, como exemplo, a correção de uma má-oclusão dentária de Classe II. Neste caso é realizado o deslocamento do(s) dente(s) molar(es) superiores, a fim de, posicioná-los em Classe I, por meio um movimento de distalização. Para a realização deste movimento, diferentes tipos de aparelhos são utilizados tanto os extra-bucais quanto os intra-bucais. A escolha do tipo de aparelho a ser utilizado, depende de características como: a idade do paciente, o tipo desvio de dentário, o posicionamento dos dentes adjacentes, a cooperação do paciente, etc.. (Casaccia et al.,2007; Rougemont et al., 2007; Coimbra et al., 2004; Fortini et al., 2004).

Os aparelhos extra-bucais AEB(s), utilizados nestes, casos podem ter seus arcos internos ou externos confeccionados em formato simétrico ou assimétrico, além de outras características geométricas relacionadas ao tipo de movimento dentário que se deseja produzir, Figura 2.26, (Casaccia et al. 2007; Rougemont et al.,2007). Eles são confeccionados em aço inoxidável, e os fios dos arcos internos e externos podem possuir diâmetros diferentes. Os aparelhos AEB(s) caracterizam-se pelo sistema de ancoragem extra-bucal e o(s) sentido(s) do(s) deslocamento(s) dentário(s) obtido(s) dependem da forma dos arcos e da direção da aplicação da linha de forças (Jacobson,1979; Baldini,1980).

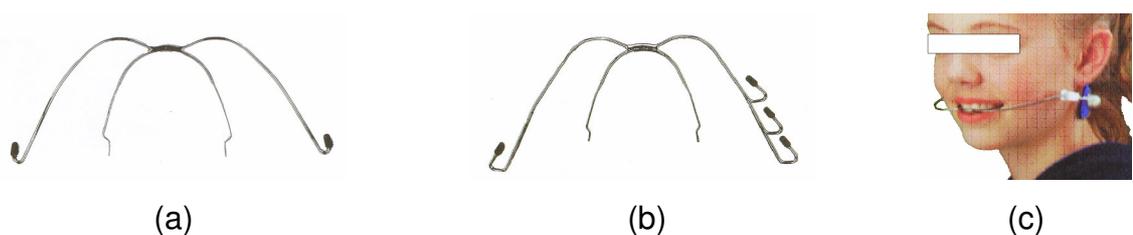


Figura 2.26 – AEB(s): (a) Simétrico, (b) Assimétricos e (c) Tractionados cervicalmente - (Figs. baseadas em: (a) e (b) Ferreira 1996; (c) Casaccia et al. ,2007).

Já os aparelhos intra-bucais AIB(s) são confeccionados com fios de aço inoxidável ou NiTi, embutidos em acrílico odontológico e podem também ser utilizados como distalizadores dos dentes molares (Oliveira e Eto,2004; Carano e Testa, 1997). Dentre esses aparelhos destacam-se, na Figura 2.27: (a) Jones-Jig<sup>®</sup>,

(b) Mola de Aço, (c) Pendulum<sup>®</sup>, (d) Distal-Jet<sup>®</sup> (Gomes et al.,2007). A ancoragem palatina é a característica principal desses tipos de aparelhos intra-buciais. Os mecanismos de ativação podem ser realizados por meio de molas helicoidais, elásticos e dobras de ativação.

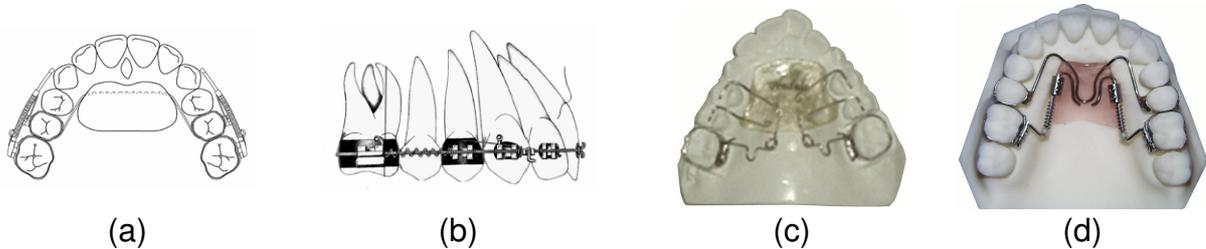


Figura 2.27 – AIB(s) - Desenhos esquemáticos: (a) Jones-Jig; (b) Mola de Aço; Fotos: (c) Pendulum; (d) Distal-Jet – (Figs. baseadas em: (a) vide Ref. Bibliog 1; (b) Gomes et al. (2007); (c) vide Ref. Bibliog. 68; (d) vide Ref. Bibliog 42)

### *Segunda etapa – Alinhamento e Nivelamento*

No início das etapas de alinhamento e nivelamento, os dentes encontram-se dispostos irregularmente nos arcos alveolares, desalinhados e desnivelados (Cabrera, 1997). Segundo Viazis (1996) na etapa de alinhamento, os aparelhos trazem os dentes para suas corretas posições, aonde mordidas cruzadas e rotações são corrigidas. A escolha do tipo de aparelho a ser utilizado, a exemplo da etapa anterior, depende de características como: a idade do paciente, o tipo desvio de dentário e a posicionamento dos dentes adjacentes. Na expansão vestibular para a correção das mordidas cruzadas em pacientes jovens, os aparelhos intra-orais como Porter e Quadrihélice (Avilez et al., 2007) podem ser utilizados, Figura 2.28. Estes aparelhos são confeccionados em fios de aço inoxidável com diferentes diâmetros e tamanhos (Matta et al.,2002; Bench,1998; Duarte,2006; Couto et al. 2005).

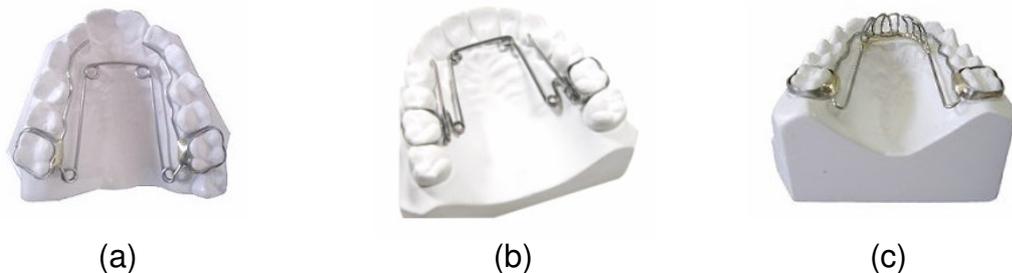


Figura 2.28 - Modelos em gesso com aparelhos: (a) e (b) Quadrihélice; (c) Porter com grade anterior - (Figs. baseadas em: (a) e (b) ver Ref. Bibliog. 60 e (c) ver Ref. Bibliog. 49).

No nivelamento a curva de Spee (Figura 2.29) é nivelada, todos os dentes são trazidos para as suas posições verticais normais dentro dos seus alvéolos e equilibrados aos dentes adjacentes. Nesta etapa o tratamento pode ser iniciado com fios redondos de forma gradual: 0,014”(0,3556mm); 0,016”(0,4064mm); 0,018”(0,4572mm) até 0,020”(0,5080mm). Segundo Burstone<sup>1</sup>(1962) *apud* (Ferreira, 1996) o ideal seria utilizar fios flexíveis nas fases iniciais nesta etapa e fios mais rígidos nas fases finais.

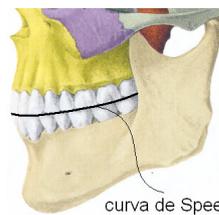


Figura 2.29 - Vista lateral de uma oclusão normal com destaque para curva de Spee - (Fig. baseada em Heidegger, 1972).

### *Terceira etapa – Fechamento de espaços*

O fechamento de espaços ou retração é uma fase do tratamento aonde os espaços remanescentes são fechados. São preferíveis os arcos confeccionados com fios retangulares, pois possibilita a aplicação de momentos com maior controle dos movimentos. Paralelamente aos arcos, elásticos e molas também podem ser utilizados para retração dos dentes em conjunto (Viazis, 1996). Recentemente os mini-implantes ortodônticos - MPO(s) - também vêm sendo utilizados quando, a pretensão é manter o controle da ancoragem dos dentes posteriores, Figura 2.30, (Bezerra, 2006; Villeda, 2006).



(a)



(b)

Figura 2.30 – Dispositivo para fechamento de espaços: (a) Alça em gota; (b) MPO - (Figs. baseadas em (a) ver Ref. Bibliog. 85; (b) Villeda, 2006).

<sup>1</sup>Burstone, C.J. The biomechanics of tooth movement, in Kraus B.S., Riedel R.A. (eds). *Vistas in Orthodontics*. Philadelphia, Lea & Febiger, 1962.

Na fase de fechamento de espaços algumas escolas ortodônticas priorizam a utilização de alças incorporadas aos arcos para produzir o movimento de retração dos dentes anteriores da maxila (Coimbra et al., 2007). Vários tipos de alças são recomendadas em função do tipo de movimento requerido e do nível de forças a ser empregado, entre elas figura-se a alça em forma de gota, Figura 2.31 (Coimbra et al., 2007). Esta alça é confeccionada ao longo do arco, interligando os dentes anteriores aos dentes posteriores. O material geralmente utilizado é o aço inoxidável de seção transversal retangular em várias dimensões (vide Ref. Bibliog. 49). A magnitude da forças liberadas através da ativação dessas alças ortodônticas, variam em função da geometria das alças, das dimensões das alças, da distância interbráquetes e das propriedades mecânicas do fio utilizado (Coimbra et al., 2007).



Figura 2.31 - Alça em forma de gota: (a) Fotografia; (b) Ilustração de simulação computacional - (Figs. baseadas em Coimbra et al., 2007).

Em quase todas essas etapas, que ocorrem ao longo de um tratamento ortodôntico, os movimentos dentários podem ser alcançados por meio da utilização de pontos de apoio em regiões adjacentes, sejam elas unidades ou grupos dentários, regiões intra-orais e/ou regiões extra-orais. Esses pontos de apoio são denominados na técnica ortodôntica de regiões de ancoragem.

## 2.7 ANCORAGEM

Ancoragem é uma palavra utilizada em ortodontia para significar a resistência ao deslocamento (Moyers, 1996). Segundo Ferreira (1996) a ancoragem é a resistência ao movimento de um ou mais dentes dentro do tecido ósseo. A possibilidade da ocorrência de um movimento ortodôntico, requer a existência de dois elementos principais: um ativo e outro de resistência. O elemento ativo

relaciona-se aos dentes a serem movidos e os pontos de fixação ao elemento de resistência. Segundo Moyers (1996) os tipos de ancoragem podem ser extrabucais ou intrabucais. Nas ancoragens extra-bucais (Figura 2.32) os pontos de ancoragem podem situar-se nas regiões: cervical, occipital, craniana e facial.

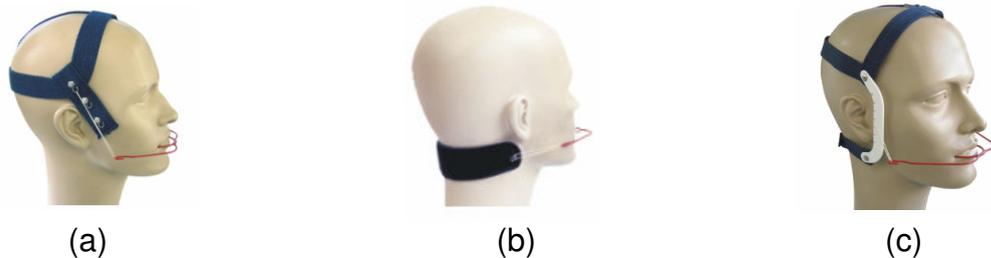


Figura 2.32 - Ancoragens extra-bucais com trações: (a) Alta; (b)Cervical; (c) Combinada - (Figs. baseadas em (a),(b)e(c) ver Ref. Bibliog. 49).

Já nas ancoragens intrabucais são utilizados como pontos ancoradouros os próprios dentes, a mucosa palatina e os mini-implantes ortodônticos (Villela,2006 e Bezerra,2006). Além dessas classificações pode-se ainda enquadrar as ancoragens em passiva e ativa.

### **2.7.1 Ancoragem Passiva**

Na ancoragem passiva a resistência ao movimento é definido pelo número e dimensões das raízes dos elementos de resistência, assim ela é definida pela área projetada da raiz (Langlade, 1995). Desta forma o deslocamento do dente é controlado pela pressão que atua na região do ligamento periodontal, sendo relacionado diretamente à superfície da raiz dentária (Vollmer et al., 1999; Bourauel et al., 2000; Jeon et al., 2001; Yoshida et al., 2001; Kawarizadeh et al., 2004). Neste sentido, como a superfície da raiz dentária é envolvida pelo ligamento periodontal, o número de fibras periodontais é proporcional à área da superfície radicular (Dorow, 2003). Neste sentido, Freeman<sup>1</sup>(1965) *apud* (Langlade, 1995), estabeleceu quantitativamente as áreas médias das superfícies radiculares e pôde verificar que quanto maior a área radicular maior será a resistência ao movimento, Figura 2.33.

<sup>1</sup>Freeman, D.C. Root surface area related to anchorage in the Begg technique. Master's Thesis – University of Tennessee, Memphis, 1965.



Figura 2.33 – Áreas da superfície das raízes (mm<sup>2</sup>) dos dentes superiores - (Figs. baseadas em Heidegger,1972).

Hixon et al.<sup>1</sup>(1970) *apud* (Langlade, 1995) verificaram uma variação significativa entre as dimensões dentárias individuais, e concluíram que diferentes pressões podem existir, nos respectivos ligamentos periodontais quando se aplica uma força de mesma intensidade. Storey e Smith<sup>2</sup>(1952) *apud* (Langlade, 1995) através de experimentos concluíram que para todos os dentes existe uma “...pressão ótima da membrana periodontal, que produzirá um movimento dos dentes...” . Langlade (1995) concluiu que os tecidos periodontais podem suportar uma certa pressão antes que ocorra a reabsorção óssea, pelo fato dos dentes não se deslocarem de modo significativo quando são aplicadas forças de pequena magnitude. Fortin<sup>3</sup> (1971) e Hixon<sup>4</sup> (1965) *apud* (Langlade, 1995) afirmaram que a perda da ancoragem, de uma unidade dentária, aumenta com a intensidade da força aplicada.

### 2.7.2 Ancoragem Ativa

A ancoragem ativa é produzida por dispositivos ortodônticos utilizados para evitar o deslocamento dos dentes de apoio, Figura 2.34. São comumente utilizados para esta finalidade os amarrilhos contínuos, os elásticos intra-arcos, os botões e arcos palatinos, os arcos extra-orais AEO(s) e recentemente os mini-implantes ortodônticos (Langlade, 1995).

<sup>1</sup>Hixon,E.H. et al. On force and tooth movement. AJODO. v57, nº5, p.476-489, 1970.

<sup>2</sup>Storey, E. ; Smith,R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. Australian Journal of Dentistry, p.13, Feb-1952.

<sup>3</sup>Fortin, J.M. Translation of premolars in the dogs by controlling the moment to force ratio on the crown. AJODO, v59, nº6, p.541-551, June-1971.

<sup>4</sup>Hixon,E.H. et al. Optimal force, differential force and anchorage. AJODO. v55, nº 5, p.473-457, Mai-1969.

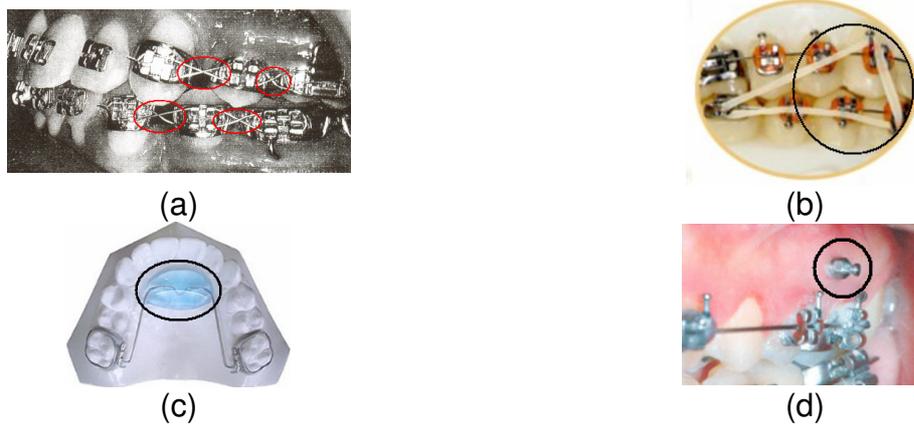


Figura 2.34 – Dispositivos para reforço de ancoragem com: (a) Amarrilhos contínuos; (b) Elástico intra-arcos; (c) Botão de Nance; (d) Mini-implantes ortodôntico- (Figs. baseadas em: (a) Bennett,1994; (b) ver Ref. Bibliog. 49; (c) ver Ref. Bibliog. 60; (d) Villela,2006).

## 2.8 MINI-IMPLANTES ORTODÔNTICOS – MPO(s)

Devido a sua importância no cenário ortodôntico atual, os aspectos relacionados aos tipos de ancoragens produzidas pelos mini-implantes ortodônticos foram abordados. Neste sentido a utilização de mini-implantes ortodônticos torna-se importante no processo de ancoragem, uma vez que, quando fixados ao osso cortical/alveolar, não ativarão os mecanismos de remodelamento ósseo, como ocorrem nos movimentos dentários, em função da ausência do ligamento periodontal.

Considerando os tipos de ancoragem, destaca-se a ancoragem esquelética ou (intra-óssea), que pode ser obtida pelo uso dos mini-implantes ortodônticos (Bezerra,2006). A ancoragem esquelética revolucionou os conceitos dos tratamentos ortodônticos, proporcionando movimentações dentárias e minimizando os efeitos indesejáveis, produzidos sobre as unidades dentárias, anteriormente utilizadas como pontos de ancoragem. Essa ancoragem esquelética pode ser classificada em direta e indireta.

Na ancoragem direta a carga é aplicada diretamente no mini-implante ortodôntico, através de elásticos ou molas (Figura 2.35). Este procedimento ou técnica é aplicada quando se deseja uma ancoragem absoluta, ou seja, nenhum

comprometimento de outras unidades dentárias adjacentes àquelas que se deseja movimentar.



Figura 2.35 – Mini-implante ortodôntico utilizado em ancoragem direta - (Fig. baseada em Villela,2006).

Na ancoragem indireta ou controlada o mini-implante ortodôntico é utilizado como ponto de ancoragem adicional, atuando com ponto de resistência e auxiliando um dente ou grupo de dentes sobre os quais as cargas (esforços) são aplicadas, Figura 2.36 (Villela,2006).

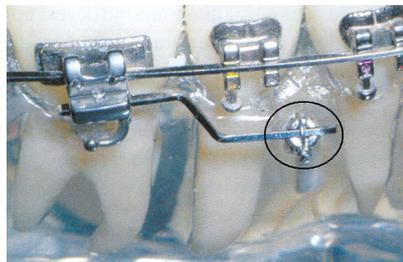


Figura 2.36 - Mini-implante ortodôntico utilizado em ancoragem indireta - (Fig. baseada em Villela,2006).

Como os mini-implantes são submetidos a (carregamentos) esforços, a determinação da sua eficiência é dada pela sua estabilidade no local em que foi inserido. Esta estabilidade está relacionada à densidade óssea e pelos possíveis níveis de aposição óssea local (Villela,2006), além da resistência do próprio mini-implante. Segundo Laboissiere (2006) e Villela (2006) a qualidade dos tecidos como os ossos cortical e alveolar, influenciam diretamente na estabilidade dos MPO(s).

Um ponto importante relacionado à estabilidade é que ela também depende de fatores fisiológicos, biomecânicos e do local de instalação. Para suprir estas necessidades, os MPO(s) foram confeccionados com determinadas características.

De uma forma generalizada os MPO(s) podem ser divididos em três partes: cabeça, perfil transmucoso e corpo, Figura 2.37.

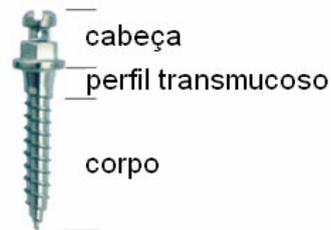


Figura 2.37 – Regiões de um mini-implante ortodôntico - (Fig. baseada em Villela,2006).

Na escolha do tipo de cabeça do mini-implante deve ser considerada o tipo de ancoragem que se deseja estabelecer. No caso de ancoragem direta deve-se escolher as cabeças com encaixe para molas e elásticos (Villela,2006). Já para estabelecer uma ancoragem indireta deve ser escolhida uma cabeça com *slot* para encaixe de fios ortodônticos, Figura 2.38.

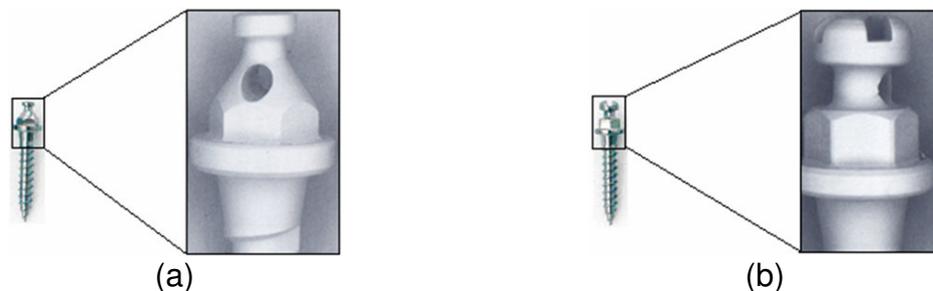


Figura 2.38 – MPO(s) com cabeças de para encaixe de: (a) Elásticos e molas; (b) Fios - (Figs. baseadas em Laboissière,2006).

A seleção do perfil transmucoso está relacionada diretamente ao local de instalação do MPO, ou seja, à espessura da região da mucosa vestibular com cerca de 1mm e da mucosa palatina com cerca de 2 a 3mm (Laboissière,2006). A escolha do comprimento e do diâmetro do corpo dependem da espessura da cortical óssea local e do espaço existente para a instalação. Comercialmente o comprimento varia de 6 a 10mm, e o diâmetro de 1,2 a 1,8mm, sendo que o local de instalação definirão as dimensões mais adequadas, Figura 2.39.

Os tipos de roscas podem ser auto-rosqueáveis ou auto-perfurantes. No primeiro tipo é necessário um furo-guia inicial e no segundo o mini-parafuso é instalado diretamente.

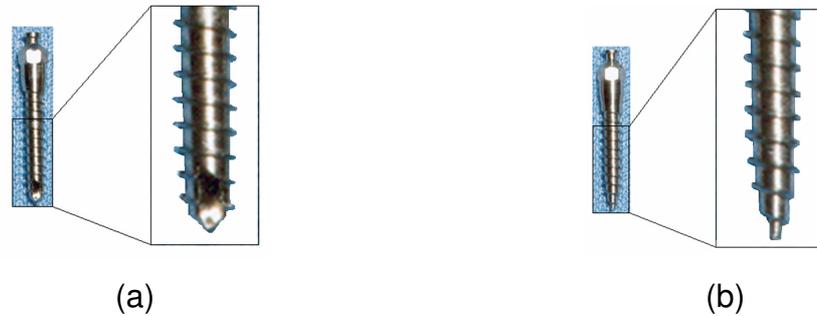


Figura 2.39 – Mini-implantes ortodônticos: (a) Autorosqueáveis; (b) Autoperfurantes - (Figs. baseadas em Villela,2006).

Alguns trabalhos experimentais destacaram a estabilidade dos mini-implantes, frente a aplicação de cargas de ativação. Araújo(2006), afirmou que cargas de 2,5N podem ser aplicadas imediatamente após a colocação do MPO e Villela (2006) afirmou que, gradualmente, ela pode chegar a 3,5N, mas destaca que forças maiores podem ser aplicadas dependendo das características ósseas locais. Garfinke (2005) concluiu com os resultados obtidos por meio de um trabalho experimental que, os mini-implantes testados, não apresentaram falhas com forças de 4,5N e afirmou que as forças podem ser aplicadas imediatamente após sua colocação.

## **CAPÍTULO 3**

### **3 CONSTRUÇÃO DOS MODELOS**

Com base em informações da literatura, a construção dos modelos geométricos foi planejada para possibilitar a atribuição de características específicas aos modelos em elementos finitos das arcadas dentárias. Esta construção foi realizada em etapas e são apresentadas ao longo deste Capítulo.

#### **3.1 ETAPAS DA CONSTRUÇÃO DOS MODELOS**

Em função da extensão deste terceiro Capítulo é mostrado na Figura 3.1 o fluxograma que representa uma visão generalizada das etapas utilizadas na construção dos modelos em elementos finitos das arcadas dentárias, que contemplam os aparelhos ortodônticos. Essa seqüência inclui desde as dimensões individuais dos dentes até os modelos completos em elementos finitos das arcadas dentárias, com os aparelhos acoplados.

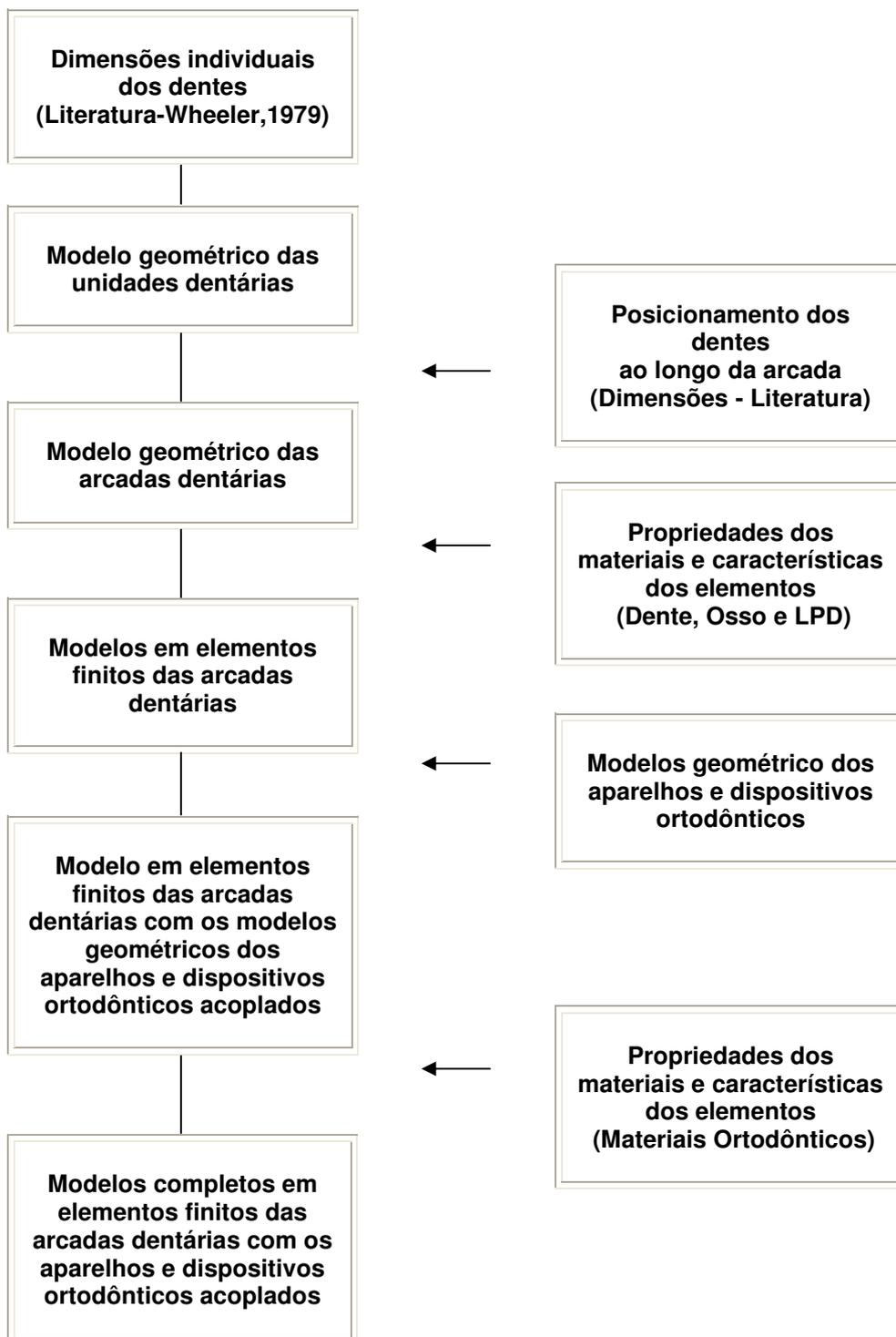


Figura 3.1 – Seqüência das etapas relacionadas à construção dos modelos completos tridimensionais em elementos finitos.

Antes de abordar a modelagem geométrica propriamente dita, são apresentadas as principais constatações e considerações a respeito da estrutura e do comportamento dos componentes relacionados ao movimento dentário inicial.

### 3.2 CONSTATAÇÕES E CONSIDERAÇÕES

**(1) Modelo Geométrico** - Os modelos geométricos foram construídos em formato tridimensional baseado nas direções em que ocorrem os deslocamentos dentários, ao longo da arcada, durante um tratamento ortodôntico.

**(2) Ligamento Periodontal** – Nesses modelos geométricos foram consideradas as fibras do ligamento periodontal (fibras colágenas), pois são os componentes que dão sustentação e mobilidade às unidades dentárias (Bourauel et al.,2000; Jeon et al.,2001; Poppe et al.,2001). Com isso, nos modelos em elementos finitos, o comportamento estrutural dessas fibras periodontais foi representado por elementos de viga. Esses elementos são definidos por apenas dois nós e permitiram simular o comportamento das fibras periodontais, por meio de modelos tridimensionais com um número reduzido de elementos. Além disso, segundo Dorow et al. (2003) cerca de 50 a 75% do espaço periodontal é preenchido pelas fibras periodontais e o restante por fluidos intersticiais e vasos sanguíneos. Neste sentido, segundo Ferreira (1996), quando o dente é submetido a uma força ortodôntica, leve e estática, o fluido intersticial é drenado através dos poros da cortical alveolar eliminando o efeito de amortecimento hidráulico. Desta forma foi considerado que o movimento dentário ortodôntico inicial é dependente apenas do comportamento elástico das fibras periodontais.

**(3) Dentes e Alvéolos** – Reescrevendo, o que foi destacado por Rees et al. (1997), a faixa de valores mais freqüente utilizada para o módulo de elasticidade do ligamento periodontal situa-se entre 0,05 e 68,9 MPa, sendo 90,47% dos valores desta faixa encontram-se entre 0,05 a 6,9 MPa. Neste sentido foi constatado que a elasticidade do ligamento periodontal é de no mínimo 2000 vezes maior que a dos dentes e da lâmina dura do osso alveolar, considerando que o módulo de

elasticidade desses últimos encontram-se em torno de 13800 a 20000 MPa (Bourauel et al.,2000; Jeon et al.,2001; Poppe et al.,2001; Schneider et al.,2002). Dorow et al. (2003) destacou que o módulo de elasticidade do ligamento periodontal é pelo menos 1000 a 30000 vezes menor do que o do dente e do osso alveolar. Estas constatações são condizentes com as informações destacadas dos trabalhos de Bourauel et al. (2000), Jones et al.(2001) e Poppe et al. (2001) onde afirmaram que o comportamento das fibras periodontais, são responsáveis pela características dos movimentos dentários iniciais, devido a sua maior “elasticidade e deformabilidade”.

Neste caso, considerando os dentes e alvéolos como materiais indeformáveis devido a sua maior rigidez frente às fibras periodontais, e pelo fato de suas estruturas internas não influenciarem no movimento dentário inicial, a suas formas geométricas foram representadas por uma camada externa. Essas constatações permitiram a utilização dos elementos de casca, que são definidos por apenas quatro nós. Esses elementos também foram importantes na redução do número de elementos e de nós, nos modelos tridimensionais das arcadas dentárias.

Em relação à geometria utilizada para representar os braquetes, além de simplificadas, foram adotadas as mesmas considerações utilizadas para os dentes e alvéolos, ou seja, também foram representados por cascas.

A partir dessas constatações e considerações foram construídos os modelos tridimensionais que representam as regiões dos dentes, alvéolos, braquetes e as fibras do ligamento periodontal.

### **3.3 CONSTRUÇÃO DOS MODELOS GEOMÉTRICOS TRIDIMENSIONAIS DAS UNIDADES DENTÁRIAS**

As etapas relacionadas a este item 3.3, são apresentadas em forma de fluxograma na Figura 3.2:

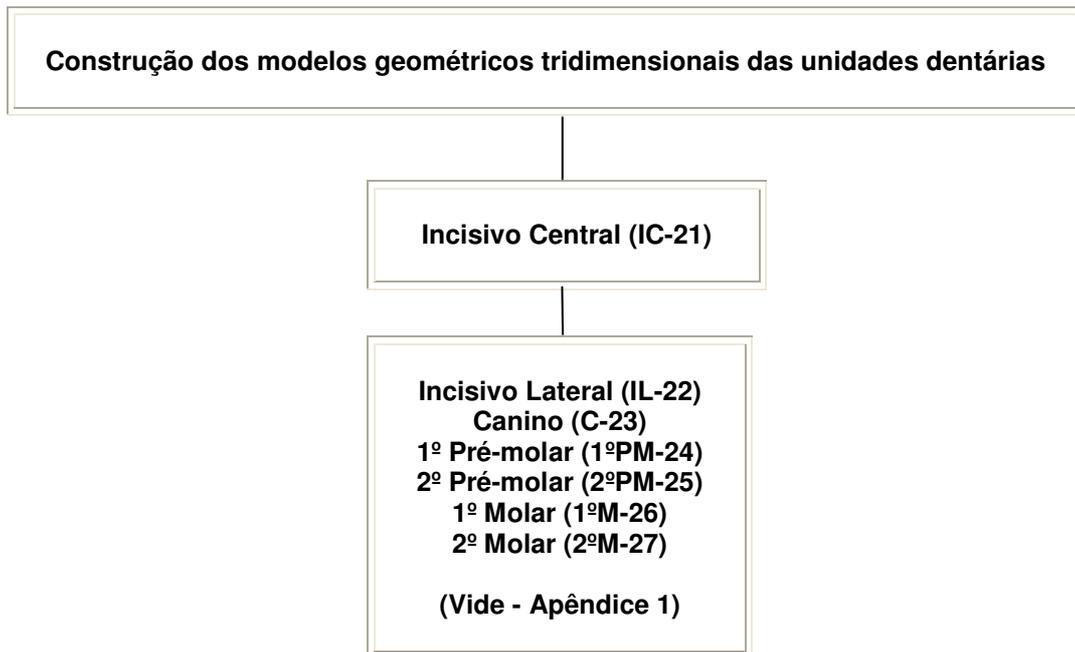


Figura 3.2 – Seqüência das etapas relacionadas à construção dos modelos geométricos tridimensionais das unidades dentárias.

Inicialmente foram construídos os modelos geométricos de sete unidades dentárias do maxilar superior do lado esquerdo. Essas unidades foram numeradas de 21 a 27, Figura 3.3, conforme representação utilizada em odontologia (Vanrell e Campos, 2006; Facholli et al. 2005).

Para facilitar a redação do texto, quando se fizer referência a uma determinada unidade dentária, por exemplo, "...Incisivo Central (IC-21)...", deve-se considerar o conjunto composto pelo próprio dente com seus respectivos: alvéolo, fibras do ligamento periodontal e braquete. E quando for necessário se referir ao próprio dente foi escrito "...dente incisivo central...".

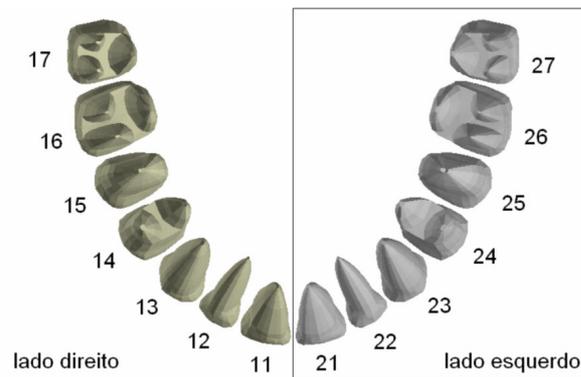


Figura 3.3 - Numeração usual dos dentes superiores da maxila (Vista superior/sagital).

O primeiro modelo foi criado para representar o Incisivo Central (IC-21), com seu alvéolo, braquete e fibras do ligamento periodontal. Os conceitos e técnicas aplicados na construção do Incisivo Central, foram aplicados da mesma forma na criação das demais unidades dentárias. As diferenças morfológicas e dimensionais, além da proporção entre a área das raízes e o número de fibras inseridas também foram consideradas.

No Apêndice 1, são apresentados, de forma menos detalhada, os modelos completos que representam as unidades dentárias: Incisivo Lateral (IL-22), Canino (C-23), Primeiro Pré-Molar (1ºPM-24), Segundo Pré-Molar (2ºPM-25), Primeiro Molar (1ºM-26) e Segundo Molar (2ºM-27).

O primeiro modelo apresentado refere-se à unidade dentária do Incisivo Central (IC-21).

### **3.3.1 Incisivo Central (IC-21)**

#### ***Modelo Geométrico do Dente***

As dimensões dentárias foram obtidas da literatura e através delas foram marcados alguns pontos iniciais (Wheeler,1979). Essas dimensões sofreram alguns ajustes durante a construção do modelo geométrico do dente, que foram necessários para que o modelo apresentasse uma morfologia coerente, uma vez

que, algumas simplificações foram utilizadas na sua construção. Em revisão da literatura foi observado que algumas modificações dimensionais são permitidas, já que, a morfologia dentária apresenta variações entre os indivíduos e até assimetria entre os dois lados de uma mesma arcada (Wheeler, 1979).

No Anexo 2 é mostrado, como exemplo, a forma para determinação das dimensões dos dentes. Essas dimensões envolvem: os comprimentos da raiz e da coroa; as larguras mesio-distais da coroa e do colo, os diâmetros vestibulo-linguais da coroa e do colo e as curvaturas dos lados mesial e distal da região cervical. A Figura 3.4 mostra a nomenclatura usual utilizada em odontologia para descrever as regiões e as posições dentárias no maxilar superior.

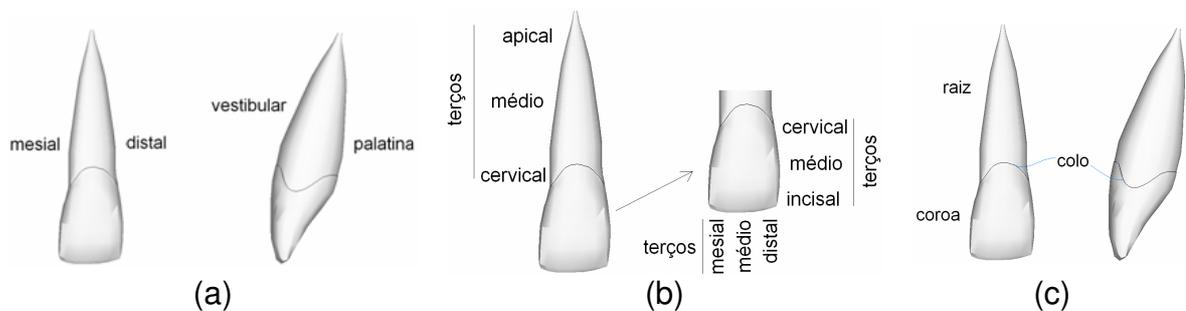


Figura 3.4 - Nomenclatura usual: (a) Faces; (b) e (c) Regiões da coroa e raiz.

### *Características da Construção do dente*

Inicialmente foram traçados os pontos principais nos quais foram baseados a construção do modelo geométrico do dente. A partir daí foram criados novos pontos, linhas e figuras geométricas auxiliares, para a construção da regiões da coroa e da raiz. Essas figuras auxiliares, especificamente as baseadas em elipses modificadas, foram posicionadas para representar seções ou cortes com aproximadamente 2mm ao longo do eixo vertical de dente. Esta forma de construção permitiu que, por meio da interseção das linhas de corte com as linhas de contorno longitudinais, fosse definida a estrutura do dente, Figura 3.5.

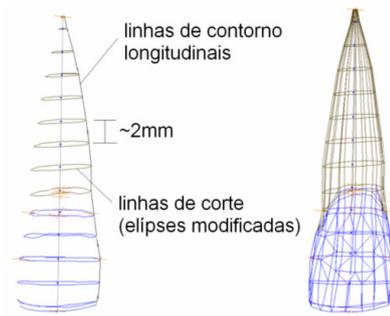


Figura 3.5 - Construção da geometria dentária com linhas de corte e linhas de contorno.

Em seguida, por meio dessas linhas, foram criadas as áreas que definiram a morfologia tridimensional do dente incisivo central, Figura 3.6.

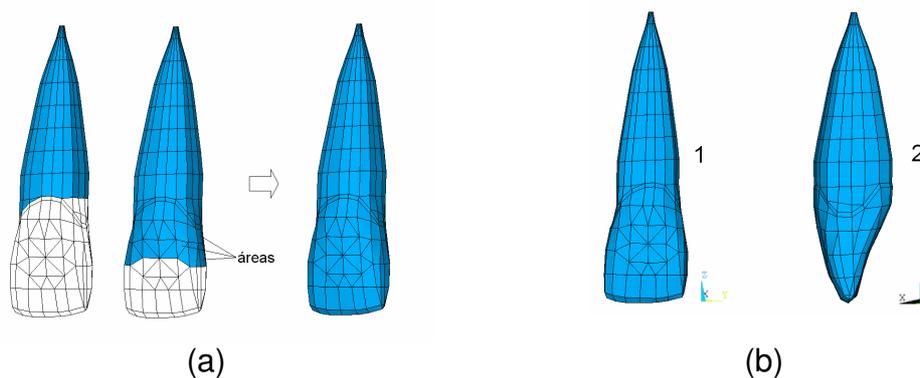


Figura 3.6 - (a) Criação das áreas externas; (b) Vistas: frontal (1) e lateral (2) do modelo geométrico tridimensional do dente incisivo central.

A Tabela 3.1 mostra as dimensões médias obtidas da literatura (1) (Wheeler,1979) e as obtidas após as adaptações (2) necessárias para a construção do modelo geométrico do dente incisivo central.

Tabela 3.1 – Dimensões do dente incisivo central.

Dimensões (mm)								
Incisivo central	Comprimento		Largura mesio-distal		Diâmetros vestibulo-lingual		Curvaturas	
	Coroa	Raiz	Coroa	Colo	Coroa	Colo	Mesial	Distal
 (1) Literatura	10,5	13,0	8,5	7,0	7,0	6,0	3,5	2,5
 (2) Modelo 3D	10,5	15,3	7,0	5,7	6,7	6,5	3,3	2,7

### **Modelo Geométrico do Alvéolo**

Como o alvéolo reproduz a forma da raiz (Ferreira,1996), eles foram construídos com base na reprodução ampliada e modificada das linhas que definiram as seções de corte ao longo da região da raiz, Figura 3.7.

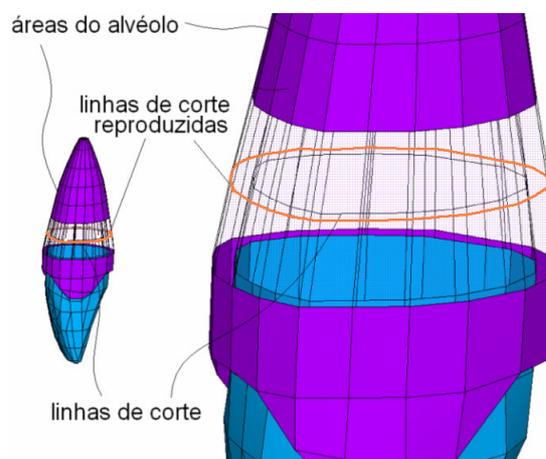


Figura 3.7 - Linhas de construção e áreas da região do alvéolo

A distância atribuída entre as linhas que definem a morfologia da raiz e o do

alvéolo foi de 0,50 mm, Figura 3.8(a), que corresponde ao espaço periodontal segundo (Ferreira, 1996; Moyers,1991). Autores como Rees et al. (1997), Jeon et al. (2001) e Vollmer et al. (1999) destacaram que a espessura da região periodontal varia entre  $0,25\text{mm} \pm 50\%$ . A Figura 3.8(b) ilustra as etapas da construção das áreas do alvéolo.

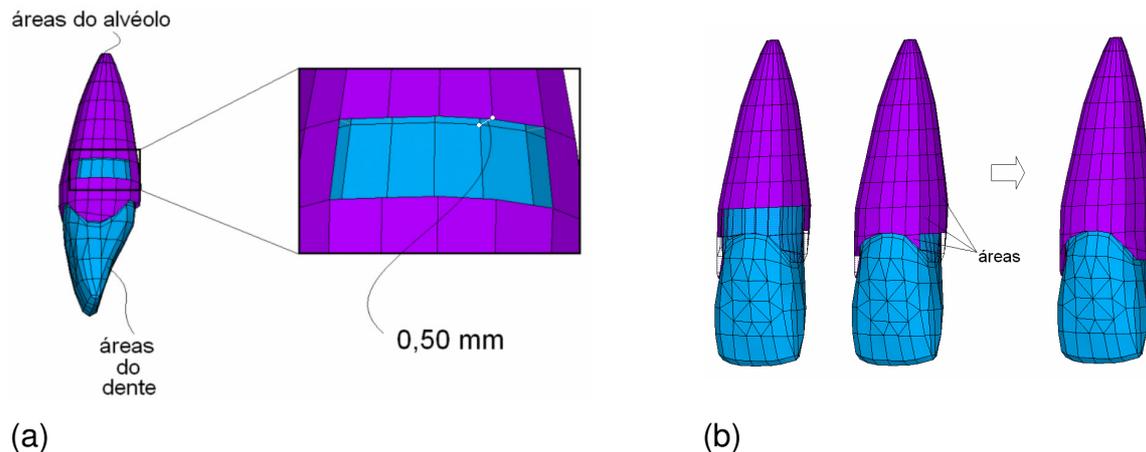


Figura 3.8 – (a) Distância entre a superfície da raiz e a parede do alvéolo; (b) Construção das áreas que representam o alvéolo.

### **Modelo Geométrico das Fibras do Ligamento Periodontal**

Após definidas as áreas dos dentes e alvéolos, foram introduzidas as linhas que representam as fibras periodontais, Figura 3.9(a). Em função dos pontos de interseção entre das áreas que compõem a superfície do dente e do alvéolo, as fibras foram criadas em posição praticamente horizontal, em relação ao eixo maior da raiz, Figura 3.9(b). Esta foi uma simplificação adotada neste modelo, uma vez que, a disposição anatômica, segundo o desenho esquemático, obtido da literatura (Wheeler,1974) revele sentidos principalmente oblíquos (Anexo3).

Wheeler (1974) e Freeman<sup>1</sup> (1965) apud (Langlade,1995) destacaram que o ligamento periodontal envolve a superfície radicular, e neste sentido, o número de fibras periodontais é proporcional à área da superfície externa de cada raiz dentária. Deste modo, para que fosse estabelecida uma proporção entre o número de linhas inseridas e às áreas das superfícies externas das raízes, foi utilizado um fator de 0,66. Este fator foi definido em função da área total da raiz e do número de pontos de intersecção originados na construção que definiram a morfologia do dente(raiz),

<sup>1</sup>Freeman, D.C. Root surface area related to anchorage in the Begg technique. Master's Thesis. University of Tennessee, Memphis. 1965.

Figura 3.9(c). Esta proporção também foi utilizada para a inserção das fibras em todos os modelos que representam as outras unidades dentárias.

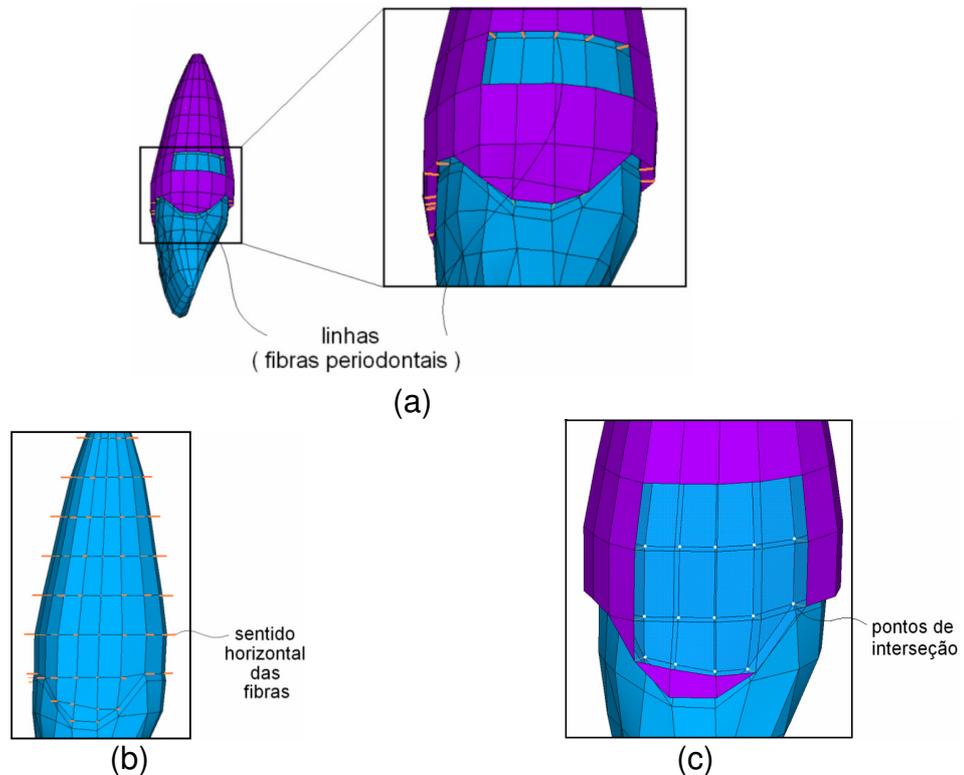


Figura 3.9 - (a) Destaque (em cor laranja) para as linhas correspondentes aos feixes de fibras periodontais; (b) Sentido horizontal das fibras; (c) Pontos de interseção.

A Tabela 3.2 mostra a área da superfície externa da raiz do dente incisivo central obtida da literatura (Freeman<sup>1</sup>,1965 apud Langlade,1995), a área obtida do modelo tridimensional e o número de fibras inseridas.

Tabela 3.2 – Área da raiz do dente incisivo central e fibras inseridas.

Dente incisivo central			
Área as raízes			
Literatura	Modelo 3D		
		Diferença entre áreas (%)	Número de fibras inseridas
230 mm <sup>2</sup>	215,39 mm <sup>2</sup>		

<sup>1</sup>Freeman, D.C. Root surface area related to anchorage in the Begg technique. Master's Thesis. University of Tennessee, Memphis. 1965.

### **Modelo Geométrico do Braquete**

As áreas que representam os braquetes foram construídas em torno de linhas e pontos auxiliares. Suas dimensões externas sofreram pequenas adaptações para se adequar às formas das áreas da coroa, construídas anteriormente. A altura média utilizada na construção da geometria dos braquetes foi de 1,40mm que é correspondente a distância da base à calaneta do braquete, Figura 3.10.

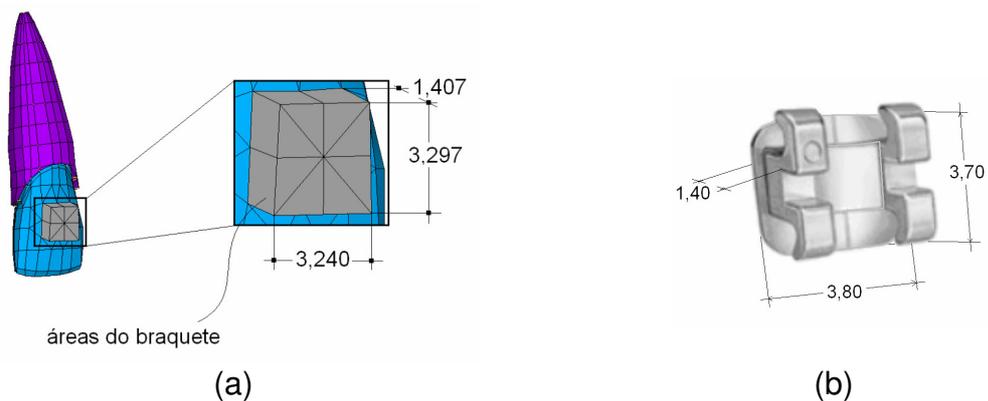


Figura 3.10 - (a) Dimensões do braquete criado no modelo; (b) Desenho de um braquete comumente utilizado em tratamentos ortodônticos.

A Figura 3.11 ilustra as etapas utilizadas da construção das áreas dos bráquetes.

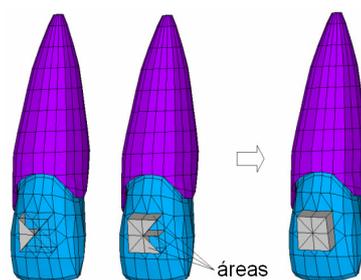


Figura 3.11 – Construção das áreas que representam o braquete.

Assim, por meio da utilização de linhas, pontos e figuras geométricas auxiliares, foi construído o modelo geométrico completo do Incisivo Central (IC-21), Figura 3.12.

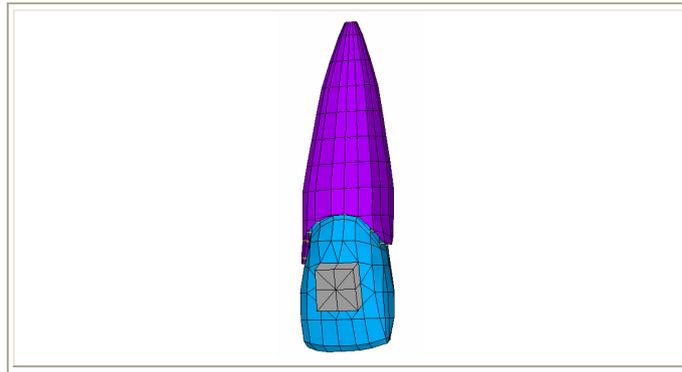


Figura 3.12 - Modelo geométrico completo do Incisivo Central (IC-21).

O modelo completo é composto pelas áreas que deram forma ao dente, ao alvéolo e ao braquete, além das linhas correspondentes às fibras do ligamento periodontal.

A Tabela 3.3 mostra o número de áreas e linhas construídas para definir a morfologia da unidade dentária do Incisivo Central (IC-21).

Tabela 3.3 – Número de áreas e linhas (Modelo geométrico IC-21).

Incisivo central (IC-21)			
Entidades			
Nº áreas			Nº linhas
Dente	Alvéolo	Braquete	Fibras
			
<b>308</b>	<b>164</b>	<b>20</b>	<b>142</b>

Após a construção do modelo geométrico da unidade dentária (IC-21) foi necessário a “transformação” desse modelo geométrico em um modelo em elementos finitos, para permitir alcançar o objetivo deste trabalho que é a determinação dos deslocamentos dentários iniciais de forma quantitativa. Neste

sentido, foi necessário a atribuição dos parâmetros utilizados para caracterizar o modelo em elementos finitos. Desta forma, por meio da calibração do modelo em elementos finitos, foi definido um valor para o módulo de elasticidade para os elementos que representam as fibras do ligamento periodontal. Este valor representa, de forma equivalente, o comportamento associado à rigidez do LPD, que permitiu a validação do modelo numérico, por meio dos deslocamentos dentários iniciais, quando comparados aos resultados experimentais obtidos por Jones et al. (2001). O item seguinte descreve as etapas utilizadas na calibração do modelo:

### **3.4 CALIBRAÇÃO DO MODELO**

Como o movimento dentário inicial é caracterizado por aspectos biomecânicos, a determinação das propriedades dos materiais envolvidos possibilita o modelamento e a simulação por meio do método dos elementos finitos. Uma vez que as propriedades do ligamento periodontal, em especial o módulo de elasticidade, não possui um valor definido, como ressaltado no Capítulo 2, foi necessário a sua determinação para permitir a caracterização completa dos modelos em elementos finitos. Neste sentido, o modelo foi calibrado por meio de variações (ajustes) atribuídas ao valor do módulo de elasticidade dos elementos que representam, neste modelo, as fibras do ligamento periodontal.

Considerando que o módulo de elasticidade que caracteriza o comportamento das fibras periodontais é o mesmo para todas unidades dentárias, foi selecionado o modelo do Incisivo Central (IC-21). Este modelo foi selecionado para permitir a comparação com os deslocamentos dentários iniciais obtidos experimentalmente por Jones et al. (2001). A validação do modelo foi obtida com o ajuste do valor atribuído ao módulo de elasticidade dos elementos que representam as fibras do ligamento periodontal. Esta calibração permitiu que o comportamento estrutural das fibras do ligamento “produzissem” um deslocamento inicial semelhante ao obtido experimentalmente.

Como já descrito, esses deslocamentos dentários iniciais ocorrem em função da deformação das fibras do ligamento periodontal. Desta forma, para a validação

do modelo numérico tridimensional, foram comparados os resultados obtidos para os deslocamentos dentários iniciais, entre a simulação computacional e os obtidos experimentalmente por Jones et al. (2001).

A Figura 3.13 mostra em forma de fluxograma, as etapas utilizadas na validação do modelo:

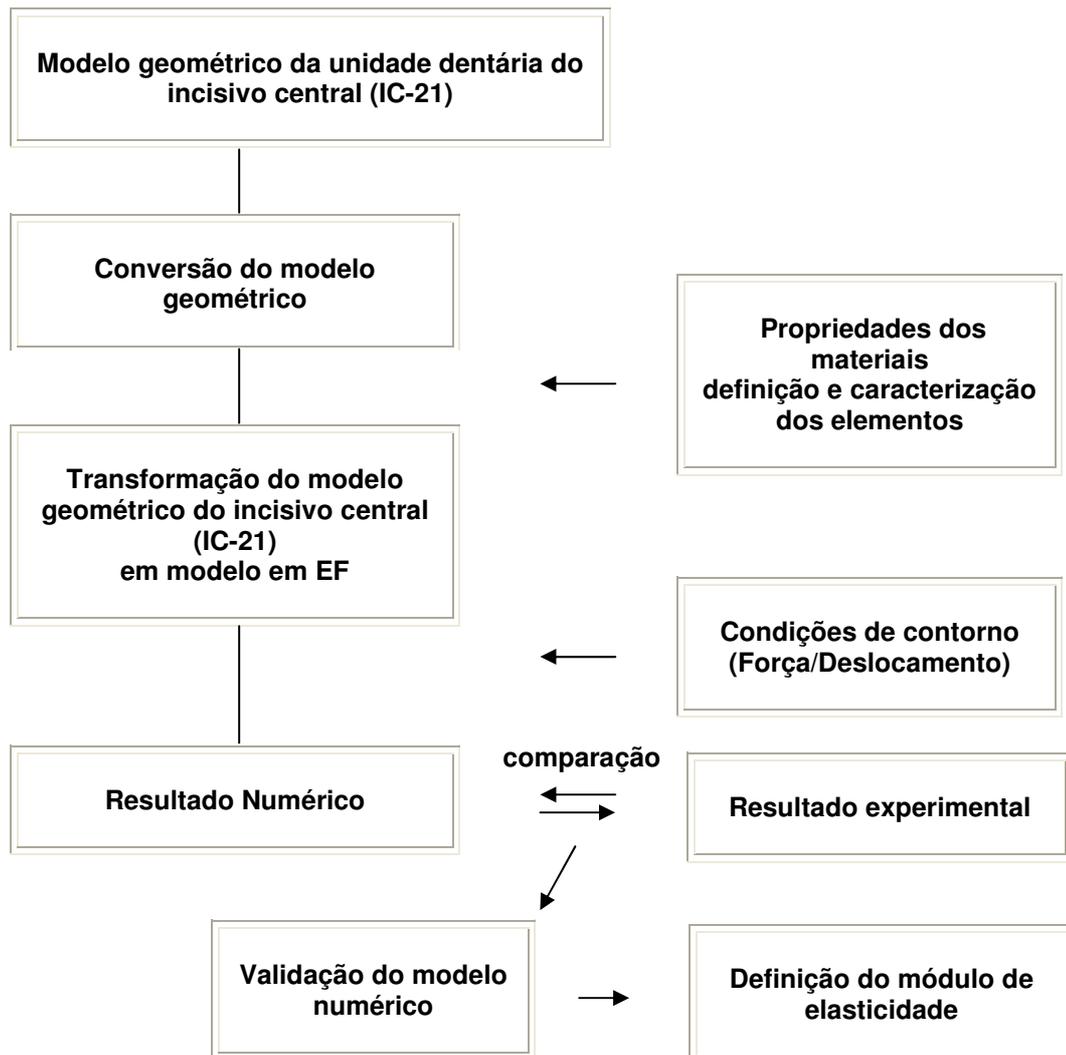


Figura 3.13 - Organização das etapas utilizadas na validação do modelo.

As etapas realizadas na determinação do módulo de elasticidade para os elementos que representam as fibras do ligamento periodontal, que permitiram a validação do modelo numérico tridimensional, são apresentadas a seguir:

### **3.4.1 Conversão do modelo geométrico**

No programa Ansys versão 8.1, utilizado nas simulações computacionais, o modelo geométrico do Incisivo Central (IC-21) foi convertido para extensão (.DB), que é o formato característico para arquivamento dos modelos (Swanson,1995).

### **3.4.2 Transformação do modelo geométrico do Incisivo Central em um modelo em elementos finitos**

Com a extensão do modelo geométrico do Incisivo Central (IC-21) modificada para o formato (.DB), foram atribuídas as propriedades dos materiais envolvidos, além dos tipos e características dos elementos. Essas atribuições possibilitaram a “transformação” do modelo geométrico em um modelo em Elementos Finitos.

#### **3.4.2.1 Propriedades dos materiais**

As estruturas relacionados aos materiais que compõem este modelo são: o dente, a lâmina dura do alvéolo, o braquete e o fibras do ligamento periodontal, Figura 3.14.

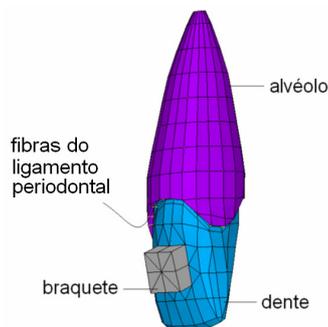


Figura 3.14 - Componentes do modelo geométrico tridimensional do Incisivo Central

As propriedades mecânicas, especificamente o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson, dos tecidos orgânicos e dos materiais ortodônticos foram obtidos da literatura (Chen et al.,2005; Jones et al.,2001; Poppe et al.,2001; Bourauel et al.,2000). Essas propriedades relacionam-se aos dados de entrada, necessários à caracterização do modelo numérico em elementos finitos. As propriedades das estruturas que compõem este modelo como os tecidos orgânicos e os materiais metálicos, possuem características e comportamentos distintos. Contudo, de forma a simplificar o modelo, os tecidos orgânicos e os materiais ortodônticos foram considerados como lineares, homogêneos e isotrópicos (Jones et al.,2001; Jeon et al.,2001; Schneider et al.,2001; Chen et al.,2005).

As propriedades utilizadas para cada um dos materiais envolvidos são apresentadas a seguir:

### ***Dente***

Em função dos aspectos que envolvem o movimento dentário inicial (deformação das fibras periodontais), o dente foi considerado como um corpo rígido, que não sofre deformação. Além disso, para simplificar o modelo, a distinção entre o esmalte e o cimento não foi considerada, assim foi atribuído um valor único para representar as propriedades do dente. Os valores atribuídos para caracterizar o comportamento deste material foram de 20000 MPa para o módulo de elasticidade (Bourauel et al.,2000; Jeon et al.,2001; Poppe et al.,2001) e de 0,30 para o coeficiente de Poisson (Vollmer et al.,1999; Katona et al.,2001; Vasquez et al.,2001; Rees et al.,1997).

### ***Lâmina dura***

Como descrito no Capítulo 2, o alvéolo dental é composto por uma fina camada de osso cortical (lâmina dura) que se comunica diretamente com as fibras do ligamento periodontal. Neste sentido foram atribuídas as propriedades do osso cortical com um valor médio de 13800 MPa para o módulo de elasticidade e de 0,30 para o coeficiente de Poisson (Bourauel et al.,2000; Jones et al.,2001; Katona et al.,2001; Vasquez et al.,2001; Rees et al.,1997). Em função do tipo de análise, este material também foi considerado como um corpo rígido, assim como o braquete.

### ***Braquete***

Os valores atribuídos aos braquetes ortodônticos, produzidos em aço inoxidável, foram de 180000 MPa para o módulo de elasticidade e de 0,30 para o coeficiente Poisson.

### ***Ligamento Periodontal***

O valor final para o módulo de elasticidade que caracteriza o comportamento das fibras do ligamento periodontal, foi definido em função do método utilizado na validação do modelo numérico. Este valor final é apresentado no item 3.3.6.

Entretanto, inicialmente foi atribuído o menor e mais freqüente valor, verificado na literatura 0,05 MPa (Bourauel et al.,2000; Poppe et al.,2001; Vollmer,1999). Esta atribuição foi necessária para caracterizar o modelo em elementos finitos e permitir a solução por meio das simulações. Já ao coeficiente de Poisson foi atribuído o valor de 0,49 que caracteriza os materiais incompressíveis (Rees et al.,1997; Rudolph et al.,2001; Vasquez et al., 2001).

Para a transformação completa do modelo geométrico em um modelo em elementos finitos foi necessário, inclusive, a definição e a caracterização dos elementos relacionados a cada componente do modelo.

### **3.4.2.2 Definição dos Elementos Finitos e dos Parâmetros Geométricos**

Em função das características a serem atribuídas ao modelo em elementos finitos, o modelo geométrico foi discretizado por meio de elementos previamente selecionados. A escolha desses elementos permitiu a caracterização de cada componente do modelo, de modo a representar o seu comportamento estrutural.

### ***Dente***

As áreas que definem a morfologia do dente foram discretizadas em elementos de casca do tipo Shell63 (Anexo4) (Swanson,1995). Esses elementos possuem quatro nós e seis graus de liberdade por nó e são caracterizados,

inclusive, por sua espessura que é um parâmetro de entrada a ser atribuído. Embora exista uma diferença morfológica entre o cimento da raiz e o esmalte da coroa (Wheeler,1979), foi considerada uma espessura uniforme de 0,25 mm para representar, simplificada, a superfície externa do dente.

### ***Lâmina dura***

A exemplo do dente as áreas que representam a parede cortical do alvéolo dental, também foram discretizadas em elementos de casca do tipo Shell63 (Swanson,1995). A espessura foi definida em 0,25 mm que segundo Katona et al. (2001) representa a espessura da parede cortical (lamina dura).

### ***Braquete***

Observando a que a rigidez do braquete é apenas, aproximadamente, 10 vezes maior que a do dente e, no mínimo, 20000 vezes maior que a do ligamento periodontal, pode-se afirmar que a deformação causada ao dente pelo braquete é desprezível. Isto pode ser considerado porque durante o movimento dentário inicial o ligamento periodontal é a estrutura que sofre as significativas deformações. Assim o braquete também foi discretizado em elementos de casca do tipo Shell63 e sua espessura foi definida em 0,25 mm.

### ***Ligamento periodontal***

As linhas que representam os feixes de fibras periodontais (fibras colágenas) foram discretizadas em elementos de viga do tipo Beam4 (Anexo5) (Swanson,1995). Este elemento é definido por dois nós com seis graus de liberdade por nó. O elemento Beam4 é caracterizado pela forma e dimensões da seção transversal. Assim, para compor os parâmetros de entrada e representar o comportamento estrutural (rigidez) das fibras periodontais foi considerado uma seção transversal circular com diâmetro de 1mm. Esse diâmetro representa 51% da área total das raízes “cobertas” pelas fibras periodontais. Este valor foi considerado levando-se em conta a afirmação de Dorow et al. (2003) que destacou que cerca de 50 a 75% do espaço periodontal é preenchido por estas fibras.

Na etapa seguinte, onde o modelo geométrico foi discretizado, foram utilizados comandos apropriados que permitiram o controle do número de elementos

presentes no modelo. Além disso, com a escolha dos elementos Shell63 e Beam4, permitida em função do tipo análise e das características do movimento dentário inicial, foi obtido um modelo em elementos finitos com um número reduzido de nós e elementos. Isto possibilitou a realização dos modelos completos das arcadas dentárias que são apresentados no item 3.6.

No processo de discretização algumas características foram importantes e são apresentadas a seguir:

### **3.4.2.3 Características da etapa de Discretização**

Nesta etapa as áreas foram discretizadas em elementos de casca (Shell63) e as linhas em elementos de viga (Beam4):

#### ***Discretização das áreas***

A construção do dente, do alvéolo e do braquete, por meio de áreas retangulares e triangulares, com dimensões que variam aproximadamente entre 1mm x 1mm e 2mm x 2mm, foi realizada para permitir o controle mais preciso do número de elementos gerados na etapa de discretização. Neste sentido, quase todas as áreas construídas no modelo geométrico foram “transformadas” em um elemento de casca. A Figura 3.15 mostra, para cada um dos componentes discretizados em elementos de casca (Shell63), o número de áreas do modelo geométrico e o número de elementos finitos que constituem o modelo numérico:

Modelo geométrico	Modelo em elementos finitos
<b>Dente</b>	
	
308 Áreas	308 Elementos
<b>Alvéolo</b>	
	
164 Áreas	164 Elementos
<b>Braquete</b>	
	
20 Áreas	20 Elementos

Figura 3.15 - Áreas do modelo geométrico e elementos do modelo numérico do incisivo central.

Desta forma após a discretização das áreas do modelo geométrico por elementos de casca, o modelo em elementos finitos do Incisivo Central apresentou: 308 elementos para o dente, 164 para o alvéolo e 20 para o braquete.

### **Discretização das linhas**

A fibras do ligamento periodontal representadas pelas linhas que interligam as áreas da raiz à parede alveolar, foram subdivididas em 3 segmentos ou

elementos para cada linha, totalizando 426 elementos de viga para o dente incisivo central (Figura 3.16).

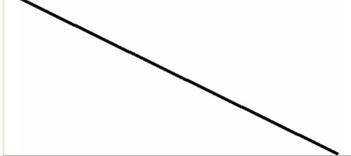
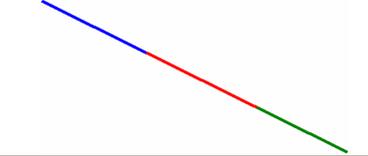
Modelo geométrico	Modelo em elementos finitos
<b>Fibras periodontais</b>	
	
1 linha	3 Elementos
<b>Total</b>	
142 linhas	426 Elementos

Figura 3.16 - Linhas do modelo geométrico e elementos do modelo numérico do incisivo central.

Desta forma, com o processo de discretização, o modelo geométrico da unidade dentária Incisivo Central (IC-21) foi transformado em um modelo em elementos finitos.

#### 3.4.2.4 Modelo em elementos finitos da unidade dentária do Incisivo Central (IC-21)

Este modelo apresentou, através do controle do número de elementos, 918 elementos e 759 nós. A Tabela 3.4 mostra o número de elementos gerados para cada componente do modelo.

Tabela 3.4 – Número de elementos do modelo do incisivo central.

<b>Incisivo central (IC-21)</b>	<b>Dente</b>	<b>Alvéolo</b>	<b>Braquete</b>	<b>Fibras</b>	<b>Total</b>
<b>Nº elementos</b>	308	164	20	426	918

A Figura 3.17 mostra o modelo em elementos finitos e em destaque os elementos de casca, de viga e os nós:

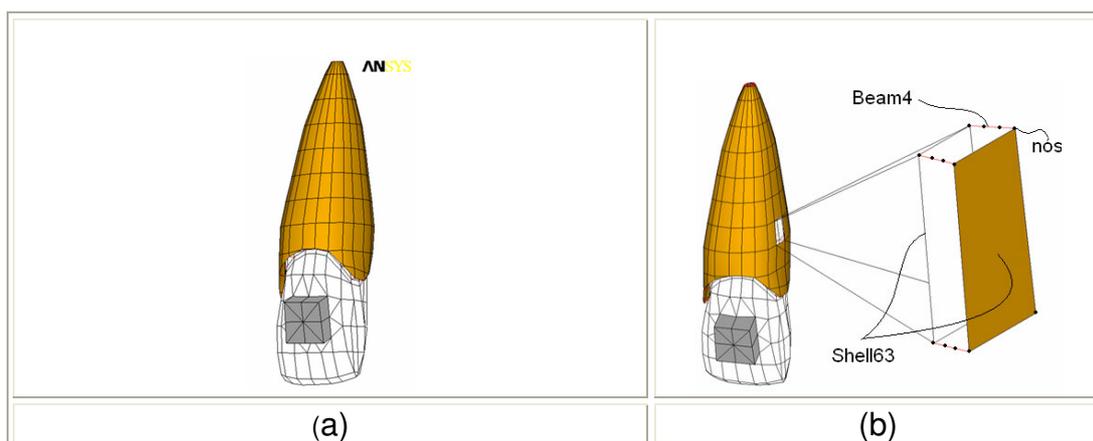


Figura 3.17 – (a) Modelo em Elementos Finitos; (b) Destaque para os elementos e nós.

### ***Importância do Controle do Número dos Elementos e dos Nós***

O número de elementos ou dos nós influenciam o tempo de processamento e até mesmo na possibilidade ou não da obtenção da solução de um modelo numérico por meio do método dos elementos finitos. Neste sentido, as características biomecânicas envolvidas no movimento dentário inicial, os elementos escolhidos, assim como as técnicas utilizadas na construção dos modelos geométricos e no processo de discretização do modelo em elementos finitos, permitiram a redução no número de nós. Este fato torna-se ainda mais importante quando se considera um modelo completo de uma arcada dentária, onde o número de nós e elementos aumentam com a quantidade de unidades dentária inseridas.

Após concluído o modelo em elementos finitos para o incisivo central, foram aplicadas as condições de contorno para permitir a obtenção do deslocamento dentário inicial.

### **3.4.3 Condições de contorno**

As condições de contorno aplicadas, ao modelo em elementos finitos, procuraram reproduzir as situações existentes nos ensaios experimentais realizados por Jones et al. (2001). Neste experimento, realizado *in vivo*, o autor utilizou um dispositivo que produzia uma força de 0,39N sob a face vestibular da coroa dentária.

Os deslocamentos dentários iniciais, obtidos de um ponto mais incisal (inferior) da coroa do incisivo central, foram quantificados por meio de instrumento de medidas a raios laser (Figura 3.18). O deslocamento resultante foi determinado pela média dos valores encontrados entre os 10 voluntários colaboradores do experimento.



Figura 3.18 - Dispositivos utilizados nos experimentos de Jones et al. (2001) para: (1) Aplicação de força; (2) Leitura do deslocamento. (Fig. baseada em Jones, 2001).

Para reproduzir uma situação mais próxima dos ensaios experimentais, o conjunto que compõe o modelo em elementos finitos do Incisivo Central (IC-21) foi inclinado nas direções mesio-distal ( $3^\circ$ ) e vestibulo-palatina ( $17^\circ$ ) com relação ao seu eixo vertical, conforme os dados anatômicos obtidos da literatura (Figún e Garino, 1994), (Figura 3.19).

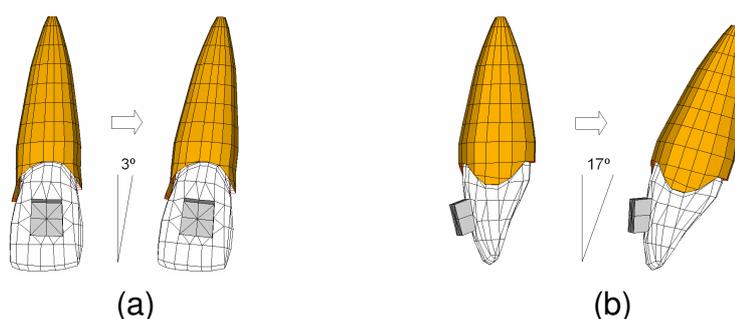


Figura 3.19 - Representação das inclinações nos sentidos: (a) Mesio-distal; (b) Vestíbulo-palatina.

Como o movimento dentário inicial é caracterizado pela deformação das fibras do ligamento periodontal, a região alveolar (lâmina dura) que é parte integrante do osso maxilar, teve seus movimentos restringidos em todas as direções.

Já o carregamento (estático) foi representado por uma força de 0,39N na direção x, aplicada na região central do braquete, Figura 3.20.

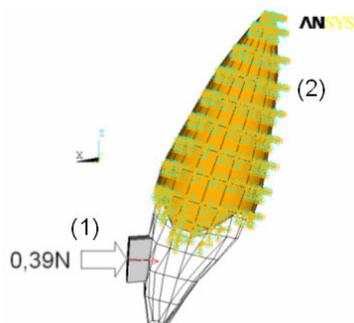


Figura 3.20 - Aplicação das condições de contorno:  
(1) Força de 0,39N no braquete. e (2) Restrições no alvéolo.

### 3.4.4 Resultados e comentários

O deslocamento dentário inicial, verificado nos ensaios experimentais, foi de 0,0877mm. Este valor corresponde a média obtida para os deslocamentos dos incisivos centrais entre os indivíduos colaboradores do experimento realizado por Jones et al. (2001). No modelo numérico tridimensional, o resultado obtido para o deslocamento dentário inicial foi de 0,0890mm e também se refere ao ponto mais incisal da coroa do incisivo central, Figura 3.21.

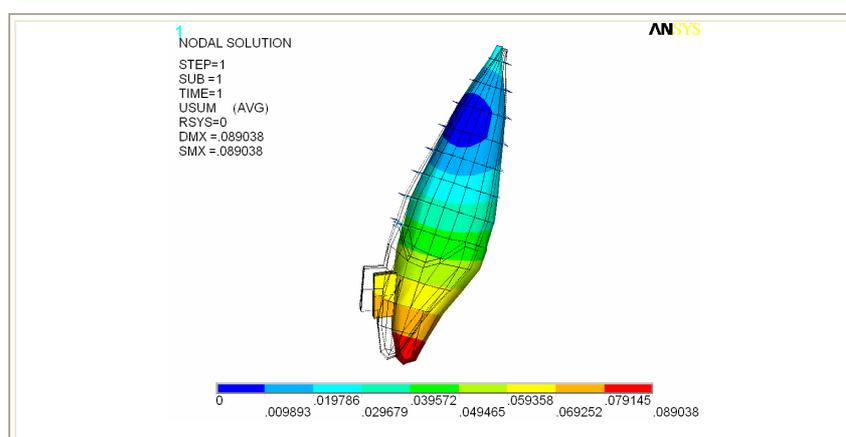


Figura 3.21 - Deslocamento inicial resultante obtido da simulação -  
(Ilustração sem o alvéolo).

Desta forma, para a validação do modelo numérico tridimensional, foram comparados os resultados obtidos para os deslocamentos dentários iniciais, entre a simulação computacional e os obtidos experimentalmente por Jones et al. (2001).

### 3.4.5 Comparação dos resultados e validação do modelo

O resultado obtido experimentalmente por Jones et al. (2001), apresentou um com um desvio padrão de 0,0507mm. O valor mínimo encontrado nos ensaios foi de 0,0120mm e o máximo de 0,2050mm. Desta forma, por meio dos dados experimentais fica evidenciado que as características fisiológicas, morfológicas e dimensionais influenciam nos resultados obtidos experimentalmente.

Entretanto, comparando o deslocamento médio obtido dos experimentos (0,0877mm) com o resultado obtido através da simulação computacional (0,0890mm), foi constatado uma diferença de 1,46 % entre eles.

Desta forma através dos resultados obtidos para o movimento dentário inicial, pôde-se validar, sob este aspecto, o modelo numérico tridimensional construído em elementos finitos. Além desses fatos, o movimento produzido pelo modelo do Incisivo Central (IC-21), Figura 3.22(a), com 918 elementos, é condizente com o movimento produzido pelo modelo numérico, composto de 15000 elementos sólidos, criado por (Jones et al., 2001) como mostrado na Figura 3.22(b).

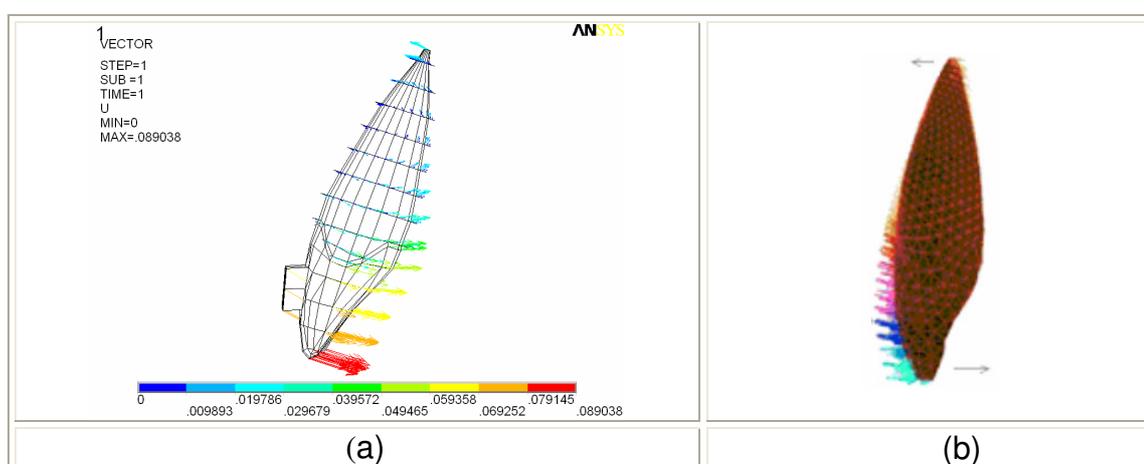


Figura 3.22 - Movimento de inclinação produzido pelo: (a) Modelo do Incisivo Central (IC-21); (b) Modelo de Jones et al. (2001).

Assim, o valor obtido para os deslocamentos dentários e as semelhanças observadas entre os movimentos encontrados nas simulações, reforçam a consistência do modelo do Incisivo Central (IC-21). Desta forma, com a validação do modelo, foi definido o valor do módulo de elasticidade para os elementos que representam as fibras do ligamento periodontal.

### **3.4.6 Definição do módulo de elasticidade**

Como descrito anteriormente, o valor final que caracterizou o módulo de elasticidade, foi obtido em função da validação do modelo numérico. Neste sentido, o valor que permitiu que o modelo fosse validado, ou seja, que apresentasse uma equivalência entre os deslocamentos iniciais obtidos numérica e experimentalmente, foi de 0,059 MPa.

O valor atribuído ao módulo de elasticidade para os elementos que representam as fibras do ligamento periodontal foi extensivo às demais unidades dentárias, uma vez que, foram utilizados os mesmos conceitos e considerações na construção dos modelos geométricos desenvolvidos neste trabalho.

### ***Considerações***

O módulo de elasticidade atribuído aos elementos que representam as fibras do LPD define um valor que representa, de forma equivalente, o comportamento estrutural das fibras do ligamento periodontal. Este valor atribuído ao módulo de elasticidade relaciona-se à rigidez dos elementos que caracterizam as fibras do ligamento periodontal, no modelo numérico construído neste presente trabalho. Neste sentido, o valor do módulo de elasticidade que permitiu a validação do modelo, possibilitou a representação do comportamento do deslocamento dentário observado através dos resultados experimentais. Deste modo, este valor não representa o valor real do módulo de elasticidade do tecido periodontal, mas relaciona-se, à equivalência entre os comportamentos apresentados por meio dos resultados observados experimentalmente e os obtidos por meio do modelo numérico tridimensional.

Desta forma, ficaram definidas todas as propriedades que foram utilizadas na construção dos modelos em elementos finitos das arcadas dentárias. A Tabela 3.5 mostra as propriedades finais definidas para os materiais, envolvidos na obtenção dos modelos em elementos finitos das arcadas dentárias. Esses modelos são apresentados no ítem 3.6.

Tabela 3.5 - Propriedades dos materiais relacionados aos modelos em elementos finitos.

Propriedades	Dente	Alvéolo	Braquete	Ligamento Periodontal
Módulo de elasticidade (MPa)	20000	13800	180000	0,059
Coefficiente de Poisson	0,30	0,30	0,30	0,49

Adicionalmente às simulações que permitiram a validação do modelo numérico tridimensional foram realizadas outras análises envolvendo as tensões ao longo das fibras periodontais e os movimentos dentários, oriundos da aplicação de diferentes sistemas de forças.

### 3.5 VERIFICAÇÃO DO COMPORTAMENTO DO MODELO NUMÉRICO QUANDO SUBMETIDO A DIFERENTES SISTEMAS DE FORÇAS

Neste item foram abordadas quatro situações de carregamentos que permitiram verificar o comportamento do modelo numérico em elementos finitos do Incisivo Central (IC-21), em resposta à esses sistemas de forças aplicados. Nestas situações as tensões axiais foram associadas ao processo de remodelamento ósseo e aos tipos de movimentos dentários.

O fluxograma mostrado na Figura 3.23 representa as etapas relacionadas à verificação do comportamento do modelo.

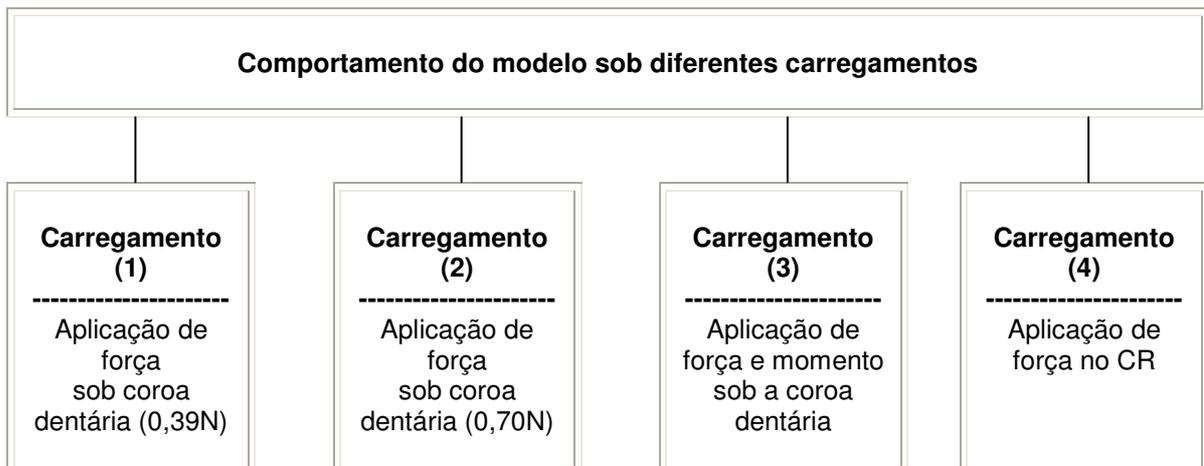


Figura 3.23 – Organização das etapas relacionadas à verificação do comportamento do modelo numérico tridimensional do incisivo central.

A Figura 3.24 mostra esquematicamente a relação considerada na avaliação dos resultados obtidos para os movimentos dentários iniciais, as tensões axiais e as áreas de remodelamento ósseo e, para os tipos de carregamento aplicado.

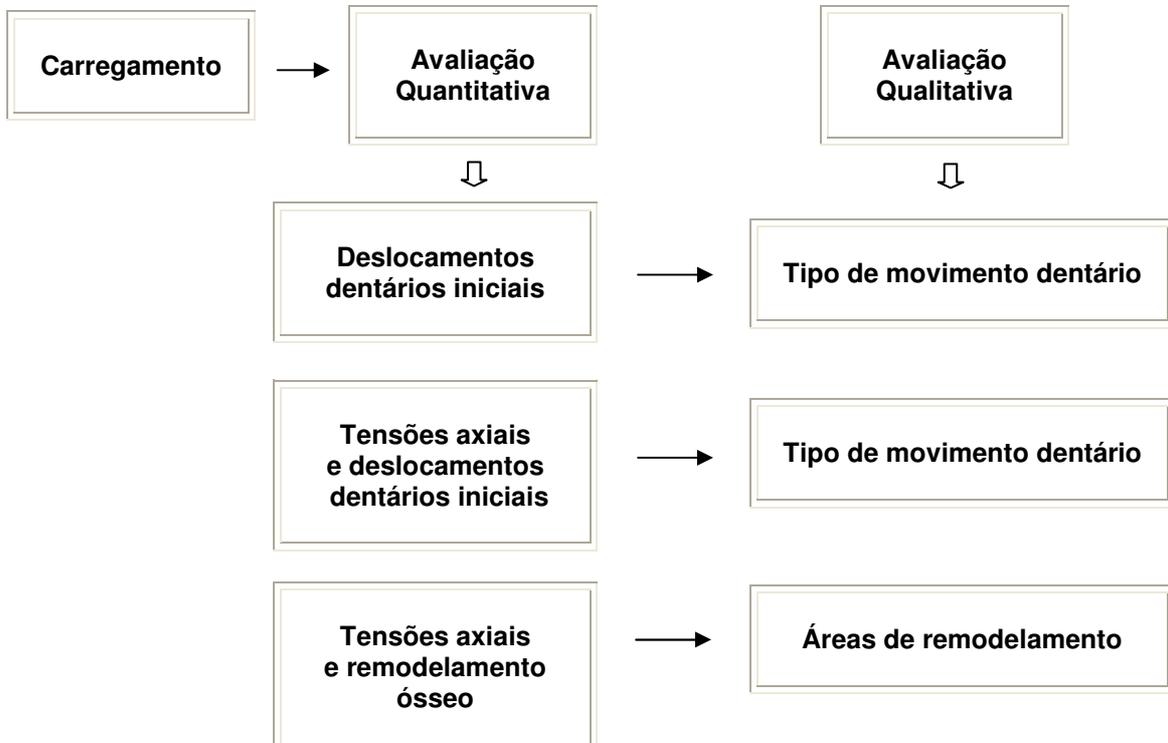


Figura 3.24 – Esquema relacionado à avaliação dos resultados obtidos por meio do modelo numérico tridimensional do incisivo central.

No ítem seguinte, 3.5.1, as situações consideradas para os carregamentos são apresentadas, em função: da intensidade, do tipo de carregamento e do ponto de aplicação:

#### **Carregamento - 1**

Na primeira situação foi considerada a aplicação de uma força de 0,39N sobre a coroa dentária (braquete) como utilizado na validação do modelo.

#### **Carregamento - 2**

Na segunda situação a força foi aumentada para 0,70N que corresponde a intensidade utilizada para realizar movimentos de inclinação sobre um incisivo central segundo Jarabak e Fizzell (1975).

#### **Carregamento - 3**

Na terceira situação foi acrescido um momento à força de 0,70N para produzisse um movimento de translação.

#### **Carregamento - 4**

E no quarto caso foi aplicada uma força, em um ponto da raiz, para verificar o posicionamento do centro de resistência do dente incisivo central.

Antes de destacar os resultados obtidos, são apresentados os aspectos e considerações relacionados às tensões axiais, aos movimentos dentários iniciais e ao remodelamento ósseo. Neste sentido, alguns autores como Vollmer et al.(1999); Bourauel et al. (2000); Jeon et al. (2001); Yoshida et al. (2001); Kawarizadeh et al. (2004) destacaram que devido a aplicação de forças ortodônticas, as deformações e as tensões sofridas pelo ligamento periodontal, originadas pela mobilidade inicial dos dentes, promovem o recrutamento das células osteoclásticas e osteoblásticas. Essas células induzem a 2ª fase do movimento dentário por meio do remodelamento da parede óssea alveolar, como descrito no Capítulo 2 – item 2.3. O recrutamento dessas células ocorrerá em certas regiões da parede alveolar, em função da intensidade e do direcionamento do sistema de forças aplicadas à coroa dentária. Neste sentido, o sistema de forças que promove a deformação das fibras periodontais, também direciona o movimento dentário.

Como descrito no Capítulo 2, Kawarizadeh et al. (2004) compararam os dados obtidos das simulações computacionais às observações histológicas, e relacionaram as deformações e tensões, induzidas sob a região periodontal, ao comportamento das células osteoclásticas envolvidas nos processos de remodelamento. Concluíram que nas regiões ao longo do ligamento periodontal onde ocorrem maiores tensões, coincidem com o maior número de células remodeladoras do tecido ósseo. Entretanto, não foram estabelecidos quais os níveis iniciais de tensões que promoveriam o recrutamento dessas células de forma eficiente. Neste sentido, Schwarz<sup>1</sup> (1932) apud (Ferreira, 1996) destacou que as forças ortodônticas deveriam produzir pressões, no ligamento periodontal, maiores que as pressões dos vasos capilares, em torno de 0,0026 MPa, para produzir de forma eficiente o movimento ortodôntico.

Ferreira (1996) destacou que, devido a aplicação de uma força ortodôntica “...a raiz se aproxima da parede alveolar, distendendo os ligamentos periodontais do lado em que a força foi aplicada e comprimindo aqueles do lado oposto...” assim “...o sistema vascular que funciona naturalmente sob a pressão capilar local é comprimido, dificultando o trânsito sangüíneo tanto no lado de tensão quanto no lado de compressão”. Este processo “agressivo” aos vasos sangüíneos, promove a liberação da prostaglandina, entre outros mediadores, que iniciarão, em última análise, o recrutamento das células osteoclásticas no lado de compressão e das células osteoblásticas no lado de tração das fibras periodontais.

Desta forma, associando essas informações pôde-se considerar que, o recrutamento das células remodeladoras do tecido ósseo ocorrerá nas regiões onde as fibras periodontais apresentarem tensões maiores, em módulo, que a pressão nos vasos capilares. Neste sentido, nas regiões ao longo da parede alveolar, adjacentes a essas fibras, ocorrerá o processo de remodelamento ósseo que produzirá um movimento ortodôntico eficiente. Assim, por meio da quantificação das tensões ao longo das fibras periodontais, foram comparadas as tensões axiais à tensão nos vasos capilares. Através desta comparação foi possível verificar, teoricamente, quais as regiões da parede alveolar são passíveis de sofrer os

---

<sup>1</sup>Schwarz, S.M. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. International Journal of Orthodontics. nº18, p331-352, 1932.

processos de remodelamento ósseo, em função da magnitude e combinações de forças aplicadas sobre a coroa dentária.

Deste modo, as tensões axiais foram utilizadas como um índice para a localização das regiões que poderão sofrer o remodelamento ósseo, além de evidenciar os tipos de movimentos dentários ocorridos, relacionando-os de forma a comprovar quantitativamente alguns conceitos e observações descritas na literatura ortodôntica.

### 3.5.1 Determinação das tensões axiais e verificação dos movimentos dentários

#### Carregamento – 1

Força de 0,39N aplicada sobre o braquete

#### ***Movimentos Resultantes***

Por meio do gráfico que representa os deslocamentos iniciais resultantes, na forma vetorial (Figura 3.25), foi observado um movimento de inclinação produzido pela ação da força de 0,39N aplicada ao braquete. Os vetores resultantes indicam, neste modelo numérico, a intensidade e o direcionamento do movimento dentário inicial.

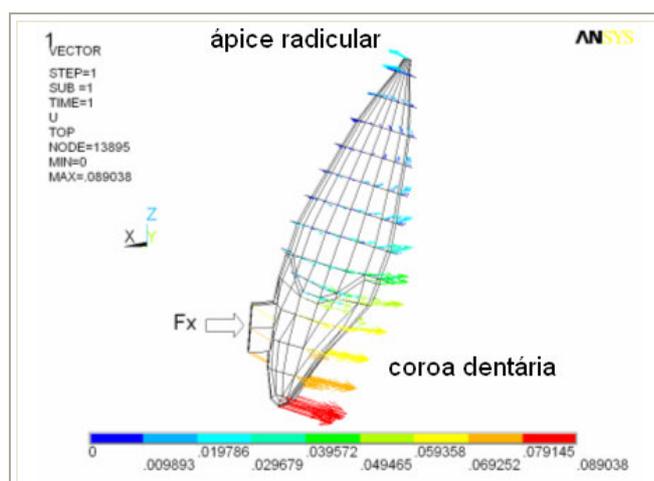


Figura 3.25 - Deslocamento total resultante - representação vetorial (Fx=0,39N).

Neste gráfico, pode ser observado que os vetores em torno do ápice radicular apresentam direções opostas às encontradas, principalmente, ao longo na região da coroa dentária. Este mesmo movimento de inclinação também pode ser observado por meio gráfico que mostra o posicionamento dentário antes e após a aplicação da força sob a coroa, como mostra a Figura 3.26.

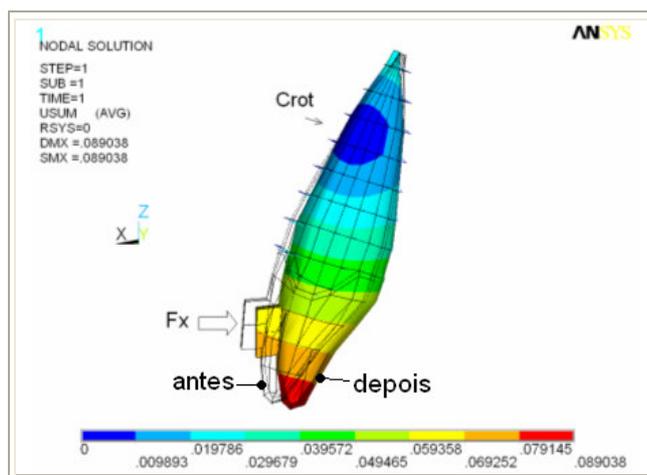


Figura 3.26 – Deslocamento total resultante com destaque para o Crot ( $F_x=0,39N$ ).

Nesta Figura pode-se verificar o posicionamento do centro de rotação indicado pela tonalidade azul escura dada pelo gradiente de cores. Este centro de rotação ocorre em regiões onde o deslocamento resultante é praticamente nulo.

Como pode ser observado por meio deste modelo numérico tridimensional, este movimento de inclinação é caracterizado pelo deslocamento do ápice radicular em direção oposta ao da força aplicada sobre a coroa. Esta característica, segundo Mendes et al. (1992) e Langlade (1996) definem o movimento de inclinação.

### ***Tensões axiais e os movimentos dentários***

Por meio dessa força de 0,39N aplicada na direção(x), foram obtidas as tensões axiais ao longo das fibras periodontais. Observando o gradiente de cores dado pela Figura 3.27, pode ser verificado que as fibras ao longo da raiz dentária foram tracionadas, tensões axiais [+], tanto na regiões do terço médio e cervical da face vestibular quanto na região apical da face palatina. Já nas mesmas regiões,

entretanto em faces opostas, as tensões axiais negativas [-] destacam as fibras periodontais que foram comprimidas.

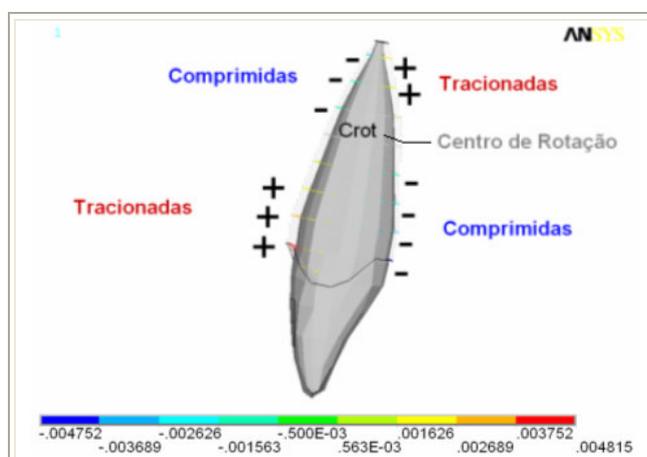


Figura 3.27 – Tensões axiais: (+) Fibras tracionadas e (-) Fibras comprimidas. Carregamento de 0,39N.

Com estas observações pode ser reafirmado, por meio das características das tensões axiais, que a força de 0,39N aplicada ao braquete produziu um movimento inicial de inclinação. Além disso, o posicionamento do centro de rotação (Crot) localizado entre as regiões de troca de sinais, ou seja, onde as tensões axiais nas fibras periodontais tornam-se nulas é condizente com o observado por meio do gradiente de cores, observado na Figura 3.26 e com a descrição obtida da literatura: “...no centro de rotação as tensões aparentes são nulas...”(Marcotte,2003).

### ***Tensões axiais e remodelamento ósseo***

Considerando a intensidade das tensões axiais, pode-se observar que nas regiões onde as fibras foram tracionadas e comprimidas, apenas um número pequeno de fibras periodontais consideradas no modelo numérico, situadas na região cervical da coroa e no ápice da raiz, como mostrado na Figura 3.28, apresentaram tensões maiores, em módulo, que as pressões reinantes nos capilares sanguíneos (0,0026MPa). Este fato significa que o processo de recrutamento das células osteoblásticas (OB) e osteoclásticas (OC), evidenciado neste modelo

numérico por meio das intensidades das tensões axiais, não ocorrerá com eficiência diante do carregamento aplicado.

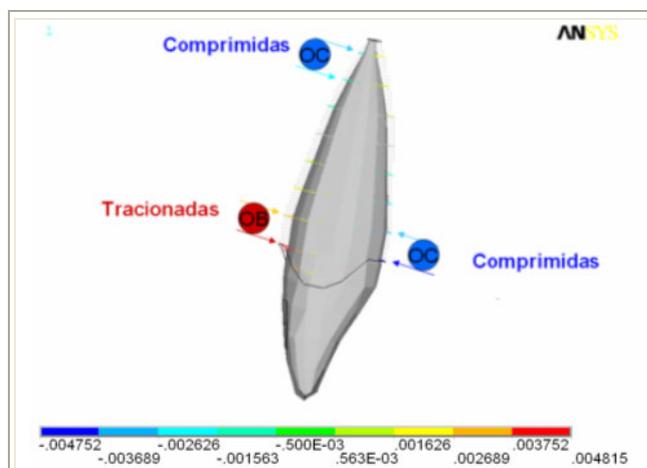


Figura 3.28 - Tensões axiais obtidas com a aplicação da força de 0,39N.

Assim, pode-se considerar que esta força de 0,39N é praticamente inócua e não promoveria com eficiência o movimento dentário desejado. De fato, segundo Jarabak e Fizzell (1975) o movimento eficiente de inclinação de um incisivo central é alcançado com a aplicação de uma força de 0,70N. Neste sentido, a intensidade da força foi aumentada.

### **Carregamento – 2**

Força de 0,70N aplicada sobre o braquete

### **Movimentos Resultantes**

Como no caso anterior, a Figura 3.29, mostra os vetores que representam os deslocamentos resultantes “induzidos” pelo carregamento de 0,70N. O movimento de inclinação, destacado pelos vetores posicionados na região do ápice da raiz e da coroa é análogo ao obtido com o carregamento anterior, uma vez que, não foram promovidas modificações na direção e sentido da força aplicada.

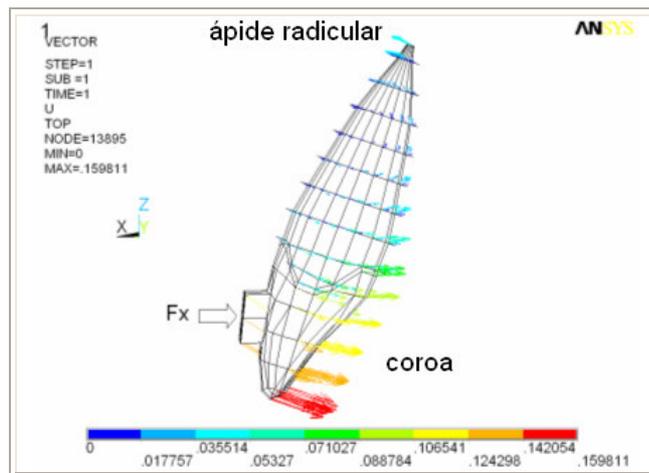


Figura 3.29 – Deslocamento total resultante - representação vetorial ( $F_x=0,70\text{N}$ ).

Este movimento de inclinação, obtido com a aplicação da força de  $0,70\text{N}$  sob a coroa dentária, pode também ser observado, por meio do gráfico que mostra o posicionamento dentário antes e após a aplicação da força (Figura 3.30).

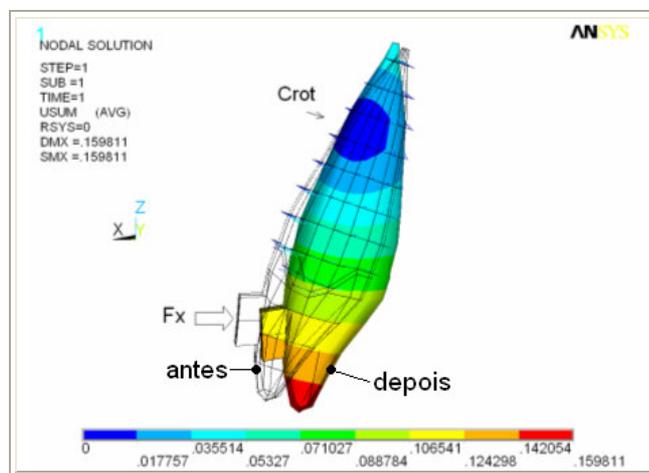


Figura 3.30 - Deslocamento total resultante com destaque para o Crot ( $F_x=0,70\text{N}$ ).

Já o gradiente de cores, destaca, além do deslocamento ocorrido ao longo dente, o posicionamento do centro de rotação.

Este posicionamento do centro de rotação já era esperado, uma vez que, não foi aplicado nenhum esforço adicional como um momento, por exemplo, que alterasse a sua posição.

### ***Tensões axiais e os movimentos dentários***

Analogamente à situação de carregamento anterior, pôde-se verificar por meio da Figura 3.31, que as tensões axiais mostram regiões onde as fibras periodontais são tracionadas (+) e comprimidas (-) evidenciando o movimento de inclinação.

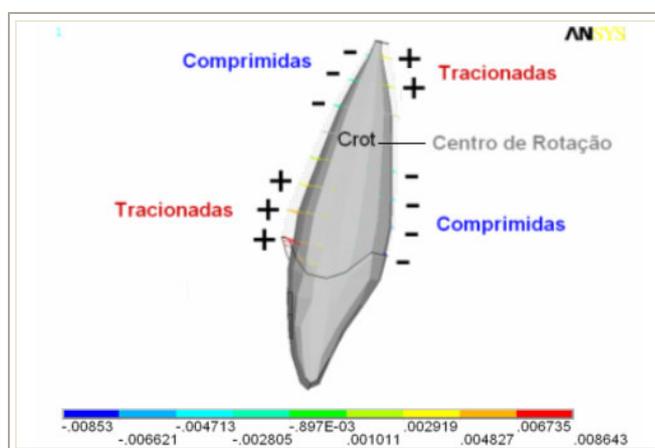


Figura 3.31 – Tensões axiais: (+) Fibras tracionadas e (-) Fibras comprimidas. Carregamento de 0,70N.

Como observado no caso anterior, as fibras foram tracionadas nas regiões do terço médio e cervical da raiz na face vestibular e na região apical da face palatina. Já nas faces opostas, as fibras foram comprimidas. Com estas observações relacionadas às tensões axiais, foi verificado que a força de 0,70N aplicada ao braquete também produziu um movimento de inclinação.

### ***Tensões axiais e remodelamento ósseo***

Com relação à intensidade das tensões axiais pode ser observado que, contrariamente ao caso anterior, houve um aumento no número de fibras periodontais que apresentaram tensões que propiciam o recrutamento das células remodeladoras do tecido ósseo. Esta situação ocorreu tanto para as fibras que

sofreram tração como as que sofrerão compressão ao longo das faces vestibular e palatina da raiz, como destacado pelas setas na Figura 3.32.

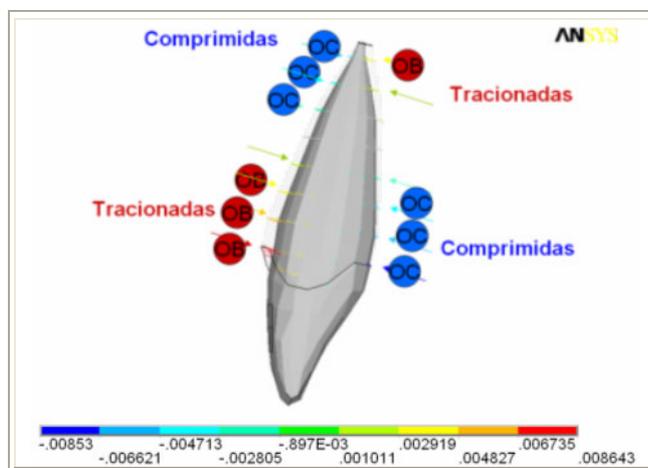


Figura 3.32 - Tensões axiais obtidas com a aplicação da força de 0,70N.

Esta maior propensão ao recrutamento das células osteoblásticas e osteoclásticas, ocorrem em função das tensões axiais se apresentarem maiores que a tensão dos capilares (0,0026MPa).

Neste sentido a intensidade da força aplicada (0,70N) foi suficiente para produzir os níveis de tensões que, segundo o critério comparativo estabelecido, poderão levar ao recrutamento das células remodeladoras (osteoblastos e osteoclastos) e conseqüentemente à segunda fase do movimento dentário.

Com isso foi verificado quantitativamente porque a força (0,70N) descrita por Jarabak e Fizzell (1975) é eficiente para promover o movimento de inclinação do incisivo central superior. Com intuito de se estabelecer um movimento de translação, foi aplicado simultaneamente a esta força, um momento (torque) sob o braquete.

### Carregamento – 3

Força e Momento aplicados sobre o braquete

Segundo Langlade (1995) a aplicação de uma força associada a um momento pode gerar um movimento de translação, através do controle da relação

entre as duas grandezas. Assim para a obtenção do movimento de translação foi aplicada uma força de 0,70N na direção (x), como no caso anterior, e um momento em torno do eixo y, com uma intensidade igual a -7,5Nmm. Este momento estaria clinicamente relacionado a um “torque” aplicado ao braquete por meio de um fio ortodôntico. Neste caso a relação entre o momento e a força que produziu o movimento de translação, foi de 10,7:1. As considerações detalhadas sobre a determinação da relação entre a força e o momento a serem aplicados para obtenção do movimento de translação não é escopo deste trabalho. Entretanto, Langlade (1995) afirmou que esta relação entre o momento e a força situa-se em torno de 8:1. Já em observação às afirmações realizadas pelos autores Marcotte (2003), Proffit (1995), Burstone e Koenig<sup>1</sup> (1976) apud (Mendes et al.,1992) esta relação encontra-se em aproximadamente em 10:1.

A Figura 3.33 mostra a nova condição de contorno aplicada para a realização do movimento de translação, com restrição a todos os movimentos do alvéolo e aplicação simultânea de força (0,70N) e momento (-7,5Nmm) sob o braquete.

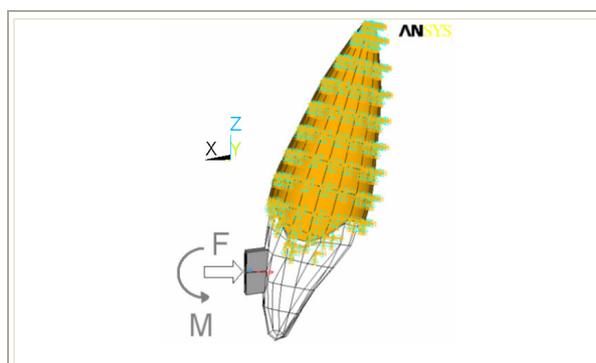


Figura 3.33 - Condições de contorno para o carregamento simultâneo de força ( $F_x=0,70\text{N}$ ) e momento ( $M_y=-7,5\text{Nmm}$ ).

### ***Movimentos Resultantes***

Por meio do gráfico vetorial pode-se observar que a aplicação de uma força associada a um momento produziu um deslocamento que ocorre praticamente paralelo ao eixo do dente, o que evidencia um movimento de translação (Figura 3.34).

<sup>1</sup>Burstone, C.J. ; Koenig, H.A. Optimizing anterior and canine retraction. AJODO, St. Louis, v.70, nº1, p.1-19, 1976.

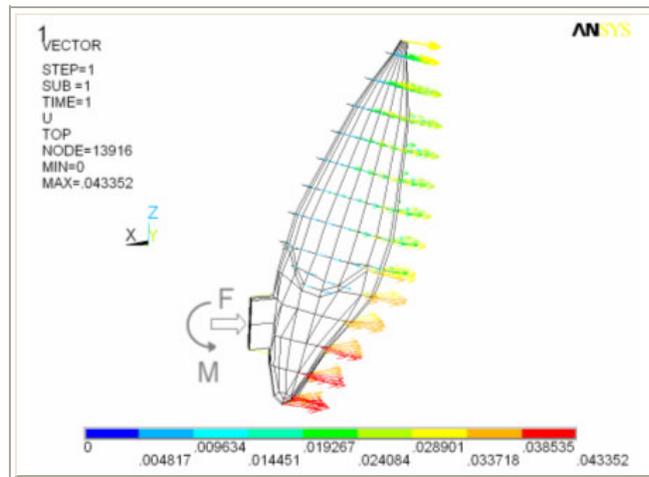


Figura 3.34 – Deslocamento total resultante - representação vetorial ( $F_x=0,70\text{N}$  e  $M_y=-7,5\text{Nmm}$ ).

Além do gráfico vetorial o movimento de translação pode também ser observado pelo posicionamento do dente, antes (linhas de contorno) e após a aplicação do carregamento, como mostra a Figura 3.35. Neste caso, não foi observado nenhuma rotação aparente confirmando que, no movimento de translação o centro de rotação se localiza em um ponto infinitamente distante do dente, como descrito por Langlade (1995).

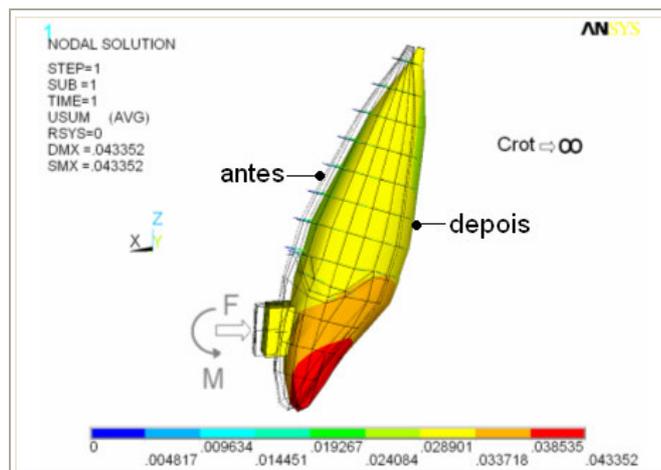


Figura 3.35 - Deslocamento resultante do movimento de translação ( $F_x=0,70\text{N}$  e  $M_y=-7,5\text{Nmm}$ ).

### Tensões axiais e os movimentos dentários

Considerando as tensões axiais, pode-se verificar que estas apresentam-se trativas (+) na face vestibular e compressivas (-) na face palatina, ao longo do eixo maior da raiz dentária, o que também pode indicar a ocorrência de um movimento de translação Figura 3.36.

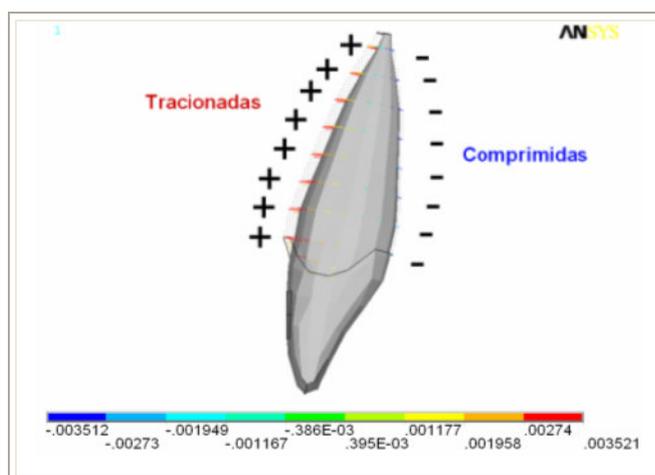


Figura 3.36 - Tensões axiais: (+) Fibras tracionadas e (-) Fibras comprimidas. Carregamento simultâneo de  $F_x=0,70\text{N}$  e  $M_y=-7,5\text{Nmm}$ .

### Tensões axiais e remodelamento ósseo

As tensões axiais ao longo das fibras periodontais, apresentam intensidades praticamente iguais, distribuídas ao longo do eixo vertical da raiz dentária nas faces vestibular e palatina, como destacado pelas setas na Figura 3.37.

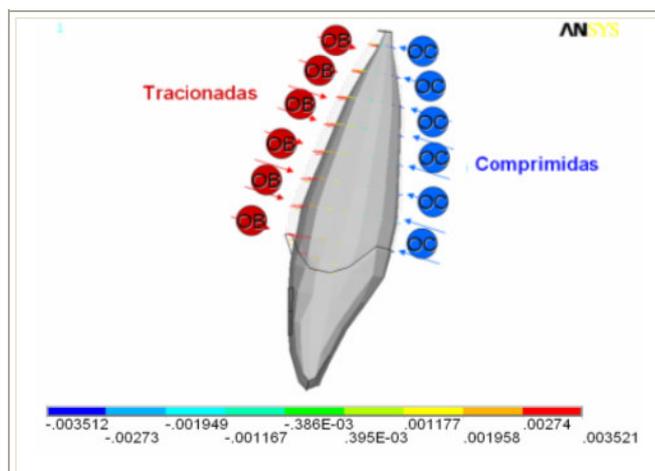


Figura 3.37 - Tensões axiais obtidas para aplicação simultânea de força e momento ( $F_x=0,70\text{N}$  e  $M_y=-7,5\text{Nmm}$ ).

A ocorrência desta distribuição confirma, por meio desse modelo numérico, a descrição de Burstone<sup>1</sup>(1962) apud (Langlade,1995): "...quando um dente se desloca em translação, uma força (tensão) de distribuição relativamente uniforme se espalha ao longo da raiz...", contrariamente aos movimentos de inclinação.

Considerando que nas regiões correspondentes às faces vestibular e palatina da raiz, onde as tensões axiais superam, em módulo, a tensão dos capilares, pode-se afirmar, em analogia às análises anteriores, que os processos de recrutamento dos osteoblastos e osteoclastos poderão ocorrer com eficiência. Uma outra forma de se obter o movimento de translação é através da aplicação de uma força no centro de resistência.

#### **Carregamento – 4**

Aplicação de força sobre o centro de resistência (Cres)

A literatura ortodôntica afirma que a aplicação de uma força no centro de resistência do dente, promove um movimento de translação (Langlade, 1995; Moyers, 1991; Ferreira, 1996). Clinicamente, por razões anatômicas, não são aplicadas forças diretamente sobre o centro de resistência, uma vez que este se localiza ao longo da região da raiz inserida no alvéolo.

Entretanto, por meio da simulação computacional foi possível realizar este movimento, aplicando uma força a aproximadamente 39,91% da altura da raiz, medidos da crista alveolar. Burstone<sup>1</sup>(1962) apud (Langlade, 1995) e Marcotte (2003) afirmaram que o centro de resistência de um dente unirradicular se localiza em torno de 40% da altura da raiz, também medidos a partir da crista alveolar. Alguns autores afirmaram que o centro de resistência se localiza-se a 33% (Ferreira, 1996; Moyers,1991) e outros a 66% (Viazis, 1996) da altura da raiz.

A Figura 3.38 mostra a nova condição de contorno aplicada com restrição a todos os movimentos do alvéolo. As forças foram aplicadas no sentido perpendicular ao eixo longitudinal do dente e diretamente sob um ponto que corresponde, segundo a literatura, ao centro de resistência. Neste caso, propositalmente, para produzir um

---

<sup>1</sup>Burstone, C.J. ; The biomechanics of tooth movement. In Kraus B.S. and Riedel R.A. Vistas in Orthodontics. Lea & Febriger. Philadelphia. 1962.

movimento de translação perpendicular ao eixo do dente, foi acrescido à força de 0,70N na direção (x) uma força de 0,22N na direção (z).

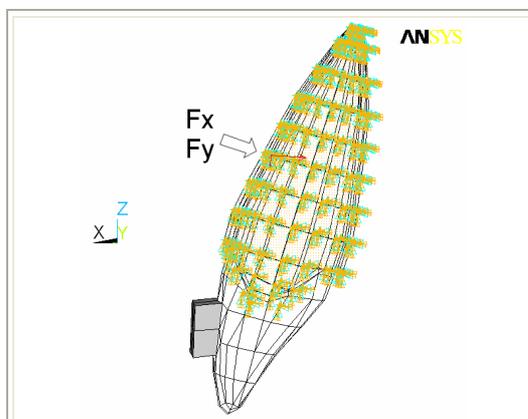


Figura 3.38 - Condições de contorno com aplicação da força no Cres.

### ***Movimentos Resultantes***

Por meio do gráfico vetorial, pode ser observado que o deslocamento ocorre paralelamente ao eixo do dente, evidenciando um movimento de translação, Figura 3.39. Neste caso, como destacado pela literatura ortodôntica (Langlade,1995; Moyers,1991; Ferreira, 1996), a aplicação de uma força sobre o centro de resistência produziu um movimento de translação.

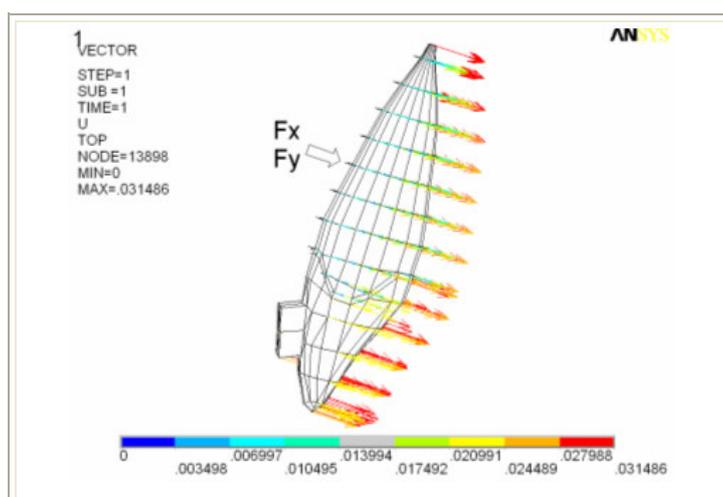


Figura 3.39 - Deslocamento total resultante - representação vetorial com aplicação de força no Cres.

Este movimento de translação, obtido com a aplicação de uma força sobre o centro de resistência do dente, pode também ser observado, por meio do gráfico que mostra o posicionamento do dente antes e depois da aplicação da força, como mostrado na Figura 3.40.

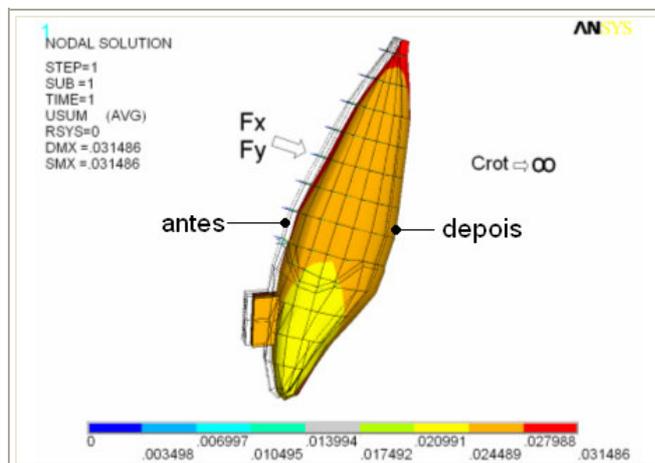


Figura 3.40 - Deslocamento resultante do movimento de translação com aplicação de força no Cres.

### ***Tensões axiais e os movimentos dentários***

Considerando as tensões axiais obtidas para as fibras periodontais, pode-se destacar que as tensões trativas (+) se contrapõem às tensões compressivas (-) da face palatina ao longo da raiz dentária. Esta característica relacionada às tensões axiais, podem ser associadas ao movimento de translação (Figura 3.41).

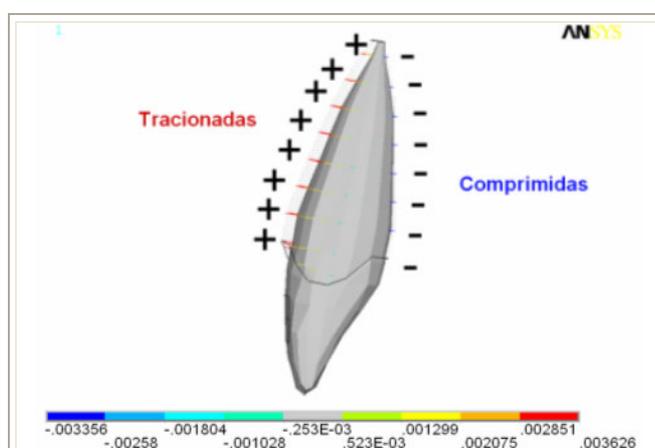


Figura 3.41 – Tensões axiais: (+) Fibras tracionadas e (-) Fibras comprimidas. Carregamento sobre o Cres.

### ***Tensões axiais e remodelamento ósseo***

A Figura 3.42 mostra a distribuição uniforme das tensões axiais ao longo do eixo maior da raiz. Observando a intensidade das tensões axiais ao longo das fibras periodontais pôde-se verificar que as tensões se distribuem ao longo do eixo maior do dente.

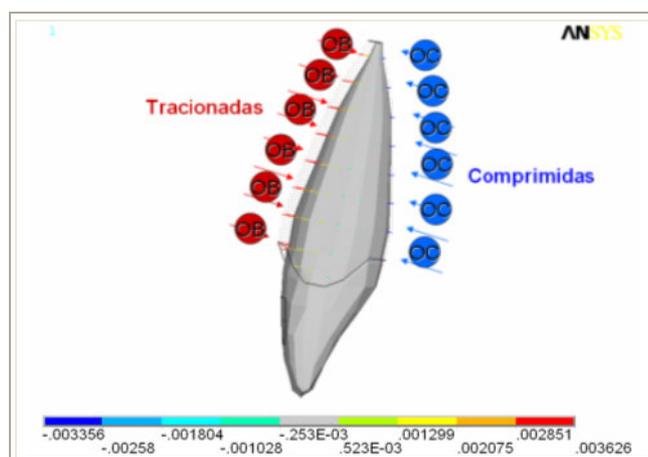


Figura 3.42 – Tensões axiais obtidas para a aplicação de força no Cres.

Neste caso, a exemplo da situação de carregamento citada anteriormente, pode ser observado que nas fibras periodontais situadas nas faces vestibular e palatina, onde os níveis de tensões se apresentam maiores, em módulo, que a tensão capilar, poderão ocorrer, com eficiência, os processos de recrutamento das células osteoclásticas e osteoblásticas remodeladoras do tecido ósseo.

### **Comentários**

Por meio dessas análises, foram quantificados alguns conceitos destacados de forma qualitativa e/ou empírica na literatura ortodôntica. Esses conceitos relacionam os sistemas de força aplicados, aos tipos de movimentos dentários, às tensões produzidas e às regiões passíveis de sofrerem o remodelamento ósseo. Deste modo, por meio deste modelo numérico foi possível realizar estudos quantitativos relacionados aos movimentos dentários iniciais, além de reforçar a validação do modelo. Estes resultados reforçam a importância da utilização das simulações numéricas aplicadas ao cenário ortodôntico. Neste sentido, com intuito de realizar estudos que envolvam os deslocamentos dentários iniciais, em função da

utilização de aparelhagens ortodônticas, foram criados modelos de arcadas dentárias superiores.

### 3.6 MODELOS DAS ARCADAS DENTÁRIAS

Foram construídos quatro modelos de arcadas dentárias para a utilização em estudos de casos hipotéticos, para a quantificação dos deslocamentos dentários iniciais, produzidos por diferentes tipos de aparelhos ortodônticos. Os estudos dos casos são apresentados no Capítulo 4. Neste ítem 3.6, são apresentadas as etapas utilizadas na construção dos modelos geométricos que deram origem aos modelos em elementos finitos das arcadas dentárias. A Figura 3.43 apresenta as etapas relacionadas à construção dos modelos.

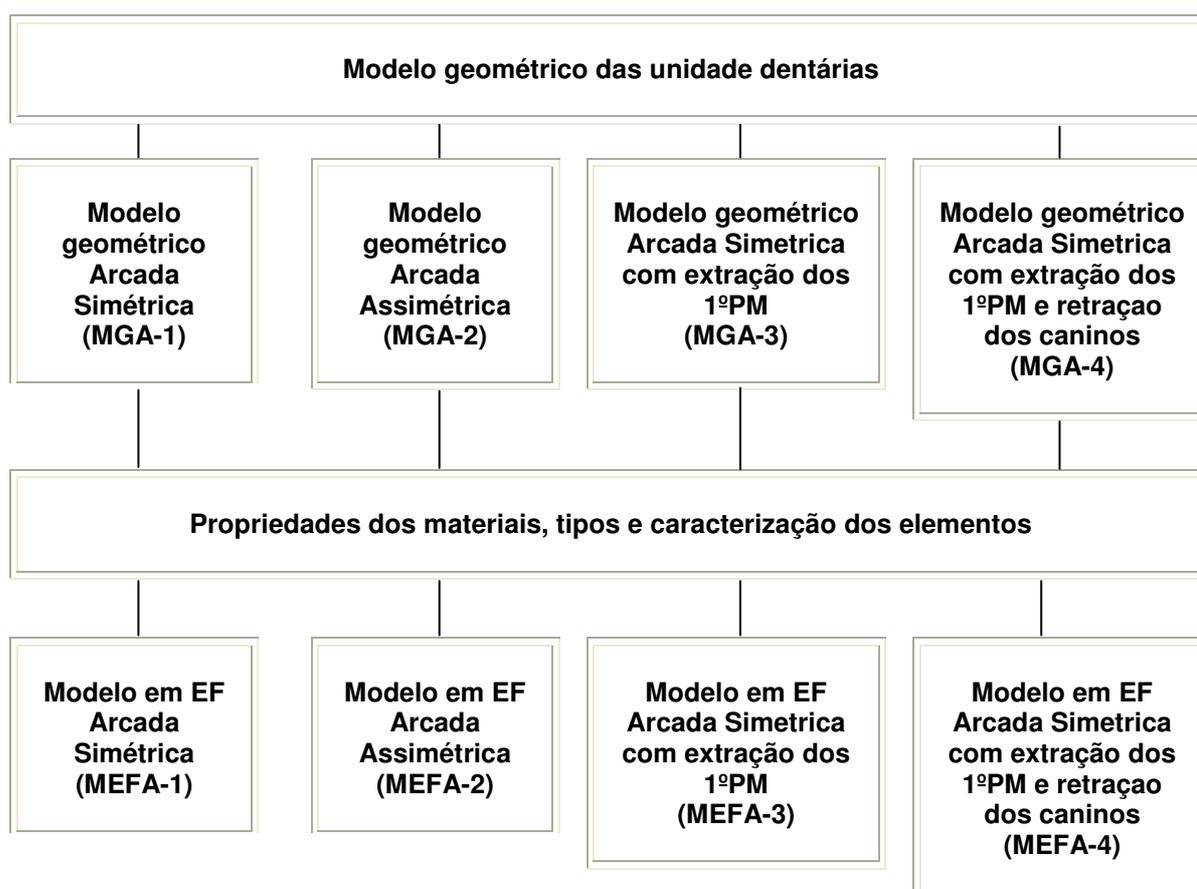


Figura 3.43– Fluxograma esquemático relacionado à construção dos modelos em elementos finitos (3D) das arcadas dentárias.

### 3.6.1 Construção dos modelos geométricos das arcadas dentárias

Os modelos geométricos das arcadas foram construídos por meio do posicionamento das unidades dentárias (IC-21 / IL-22 / C-23 / 1ºPM-24 / 2ºPM-25 / 1ºM-26 / 2ºM-27) criadas anteriormente.

Inicialmente as unidades dentárias foram posicionadas para criar uma hemi-arcada. Para o posicionamento das unidades dentárias ao longo da arcada foi necessário a criação de um arco parabólico, Figura 3.44, sobre o qual os pontos centrais dos braquetes foram posicionados. O formato parabólico da arcada foi escolhido por ser o mais comum, com 45,40% dos casos (Figún e Garino,1994).

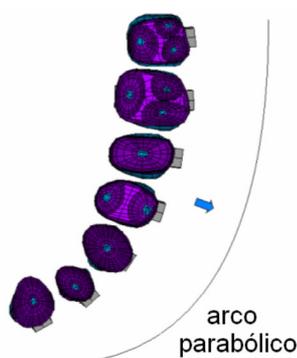


Figura 3.44 - Posicionamento das unidades dentárias no arco parabólico.

Após o posicionamento, as unidades dentárias foram inclinadas para se adequar à posição dos eixos longitudinais dos dentes no arco dental superior (Figún e Garino ,1994). Para se obter uma arcada com aspecto mais uniforme, foram necessários alguns ajustes no posicionamento e nas inclinações das unidades dentárias.

A Figura 3.45 mostra a arcada com as unidades dentárias inclinadas, as inclinações médias descritas na literatura (Figún e Garino,1994) e ,em negrito, as obtidas do modelo. As diferenças encontradas nas inclinações são permitidas pelas variações individuais encontradas nos seres humanos (Wheeler,1979).

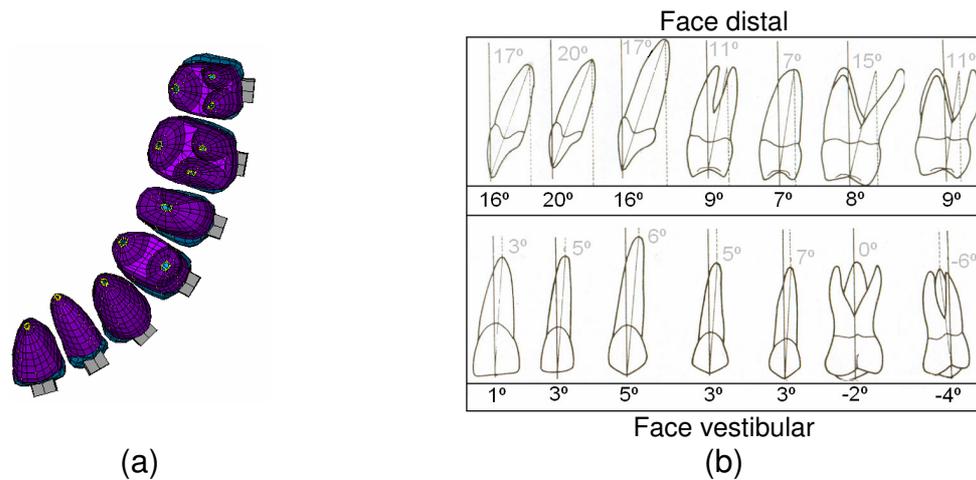


Figura 3.45 - (a) Unidades dentárias posicionadas e inclinadas; (b) Inclinações dentárias médias (literatura) e obtidas do modelo geométrico (negrito).

Para simplificação do modelo não foram considerados a existência de possíveis contatos méso-distais entre as coroas dos dentes adjacentes.

Após definido o posicionamento e a inclinação das unidades dentárias ao longo da hemi-arcada, foi criada uma arcada completa, por meio do “espelhamento” das figuras geométricas em torno do eixo referencial (x), Figura 3.46.

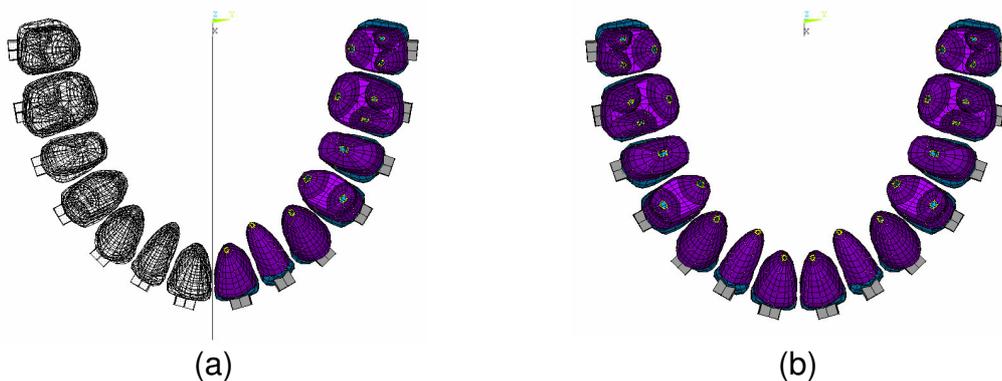


Figura 3.46 - Vista superior: (a) Hemi-arcada; (b) Arcada completa.

A simetria entre os lados direito e esquerdo relativa à morfologia e ao posicionamento dentários, foi uma simplificação adotada no modelo, embora a literatura destaque que existam diferenças (Wheeler, 1979).

A Figura 3.47 mostra as dimensões finais obtidas para a arcada completa com 14 dentes e as descritas pela literatura para 16 dentes (Figún e Garino,1994).

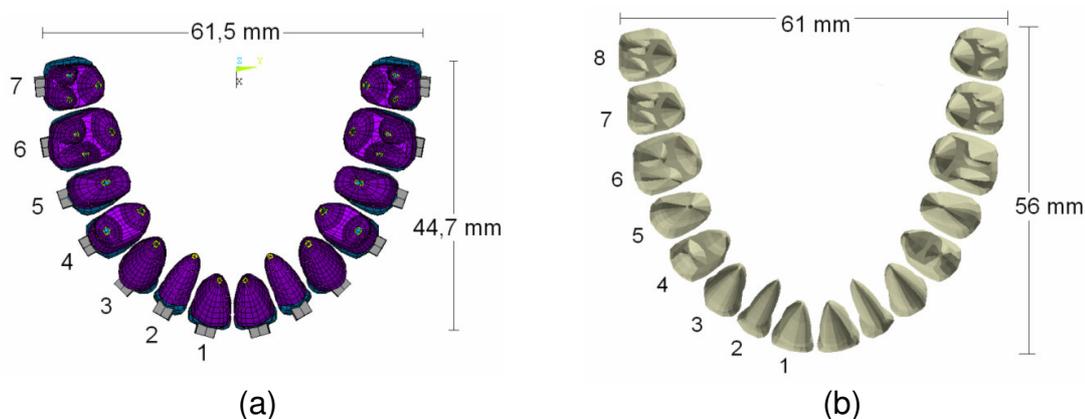


Figura 3.47 - (a) Dimensões da arcada completa com 14 dentes; (b) Dimensões médias, segundo Figún e Garino (1994), para 16 dentes.

Baseados nesta técnica de construção foram criados os quatro modelos geométricos das arcadas dentárias, com as seguintes formas:

[1] - Simétrica;

[2] - Assimétrica;

[3] - Simétrica - sem unidades dentárias que representam os primeiros pré-molares;

[4] - Simétrica - sem unidades dentárias que representam os primeiros pré-molares e com a retração das unidades dentárias que representam os caninos.

### 3.6.1.1 Modelo geométrico da arcada simétrica (MGA-1)

A arcada simétrica completa foi obtida pelo “espelhamento” das unidades dentárias que compõem a hemi-arcada no formato parabólico. As unidades dentárias presentes nesta arcada são mostradas na Tabela 3.6:

Tabela 3.6 – Unidades dentárias relacionadas à arcada simétrica (MGA-1).

Arcada simétrica (MGA-1)						
Unidades dentárias						
<b>Lado direito</b>						
IC-11	IL-12	C-13	1ºPM-14	2ºPM-15	1ºM-16	2ºM-17
<b>Lado esquerdo</b>						
IC-21	IL-22	C-23	1ºPM-24	2ºPM-25	1ºM-26	2ºM-27

A Figura 3.48 mostra diferentes vistas da arcada dentária simétrica.

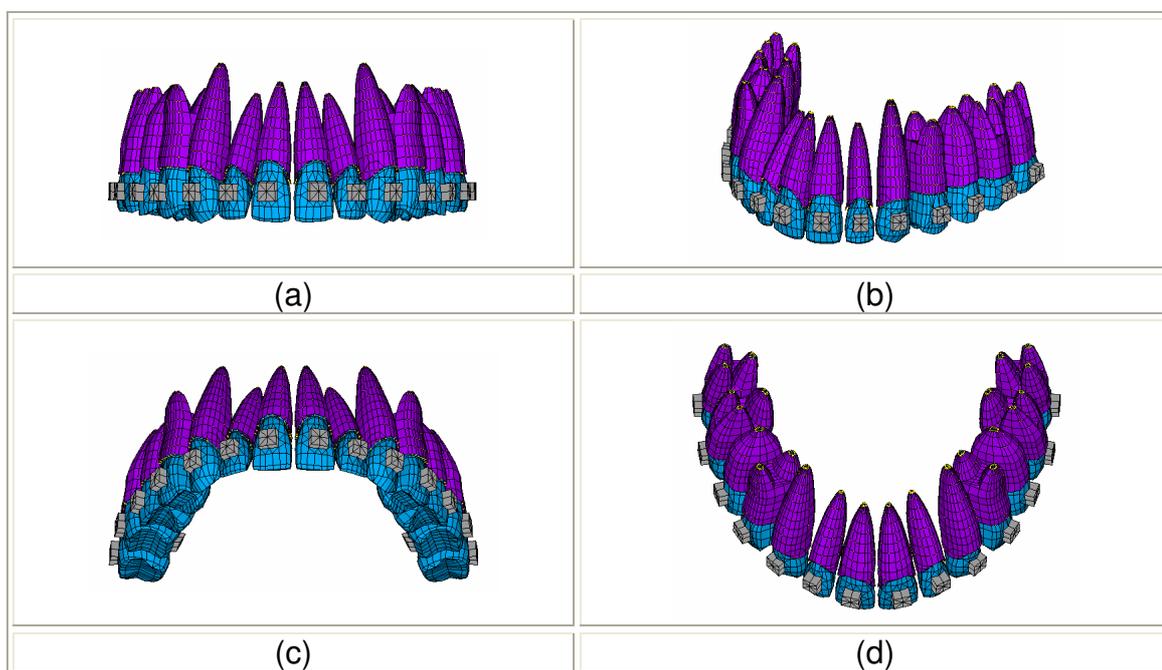


Figura 3.48 - Arcada simétrica (MGA-1) em vistas: (a) Frontal/vestibular; (b) Isométrica; (c) Vestibular/oclusal; (d) Vestibular/superior.

A Tabela 3.7 mostra o número de entidades presentes na arcada simétrica (MGA-1).

Tabela 3.7 – Entidades geométricas relacionadas à arcada simétrica (MGA-1).

Arcada simétrica (MGA-1)					
Entidades	Componentes				
	Dente	Alvéolo	Braquete	Fibras periodontais	Total
Pontos ( <i>Keypoints</i> )	-	-	-	-	9129
Linhas ( <i>Lines</i> )	-	-	-	-	21460
Áreas	5550	3140	320	-	9010
Linhas das fibras	-	-	-	2860	2860

### 3.6.1.2 Modelo geométrico da arcada assimétrica – (MGA-2)

Esta arcada apresenta uma assimetria em relação ao posicionamento dos primeiros-molares (1ºM-16-26). A partir da arcada completa criada anteriormente, foram eliminadas as unidades dentárias correspondentes aos segundos-molares (2ºM-17-27), em seguida a unidade dentária do primeiro molar (1ºM-26) foi distalizada em 2mm, ao longo do arco parabólico referencial. As unidades dentárias que compõem a esta arcada são mostradas na Tabela 3.8 abaixo:

Tabela 3.8 - Unidades dentárias relacionadas à arcada assimétrica (MGA-2).

Arcada assimétrica (MGA-2)						
Unidades dentárias						
<b>Lado direito</b>						
IC-11	IL-12	C-13	1ºPM-14	2ºPM-15	1ºM-16	---
<b>Lado esquerdo</b>						
IC-21	IL-22	C-23	1ºPM-24	2ºPM-25	1ºM-26→	---

→ a seta indica a unidade dentária deslocada e --- os traços as excluídas

A Figura 3.49 mostra diferentes vistas da arcada dentária assimétrica.

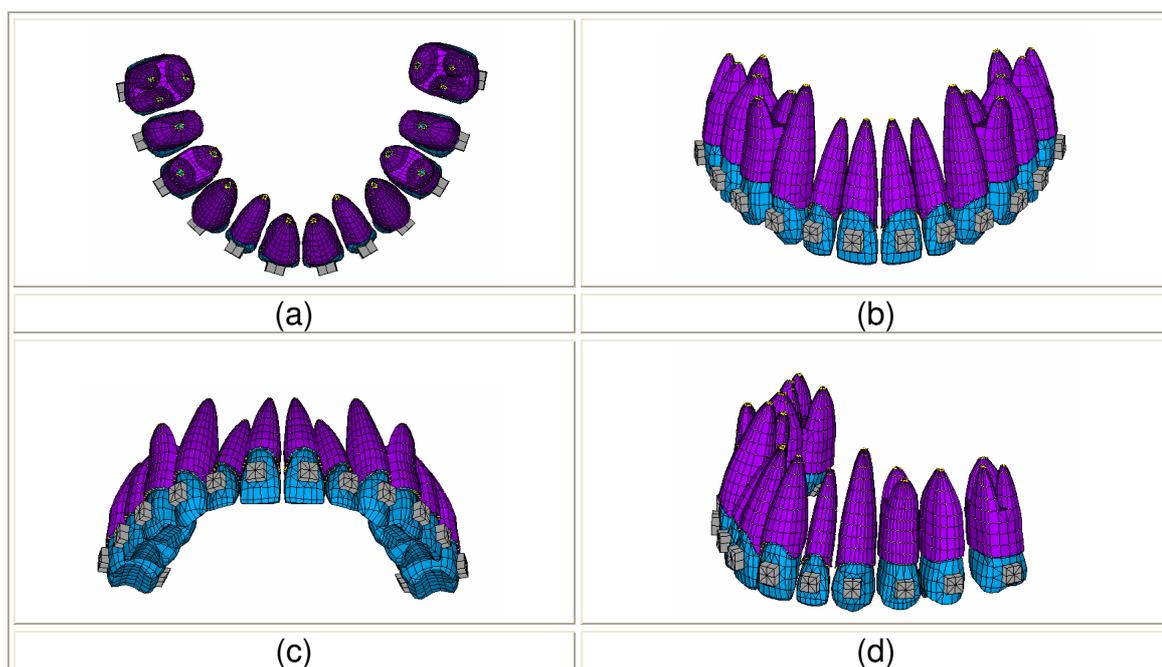


Figura 3.49 - Arcada assimétrica (MGA-2) em vistas: (a) Superior; (b) Vestibular; (c) Vestibular/oclusal; (d) Vestibular/esquerda.

A Tabela 3.9 mostra o número de entidades, presentes na arcada assimétrica (MGA-2).

Tabela 3.9 - Entidades geométricas relacionadas à arcada assimétrica (MGA-2).

Arcada assimétrica (MGA-2)					
Entidades	Componentes				
	Dente	Alvéolo	Braquete	Fibras periodontais	Total
Pontos ( <i>Keypoints</i> )	-	-	-	-	7580
Linhas ( <i>Lines</i> )	-	-	-	-	17812
Áreas	4620	2590	280	-	7490
Linhas das fibras	-	-	-	2366	2366

### 3.6.1.3 Modelo geométrico da arcada simétrica com extração dos primeiros pré-molares (MGA-3)

A partir da hemi-arcada criada inicialmente, foi excluída a unidade dentária do primeiro pré-Molar (1ºPM-24), Figura 3.50.

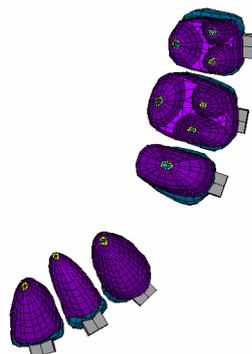


Figura 3.50 - Hemi-arcada sem o pré-molar (1ºPM-24).

A arcada completa foi obtida pelo “espelhamento” das unidades dentárias que compõem esta nova hemi-arcada. As unidades dentárias presentes nesta arcada são mostradas na Tabela 3.10:

Tabela 3.10 - Unidades dentárias relacionadas à arcada simétrica (MGA-3).

Arcada simétrica (MGA-3)						
Unidades dentárias						
<b>Lado direito</b>						
IC-11	IL-12	C-13	---	2ºPM-15	1ºM-16	2ºM-17
<b>Lado esquerdo</b>						
IC-21	IL-22	C-23	---	2ºPM-25	1ºM-26	2ºM-27

. - - os traços indicam as unidades dentárias excluídas

A Figura 3.51 mostra diferentes vistas da arcada dentária simétrica sem as unidades dentárias dos primeiros pré-molares.

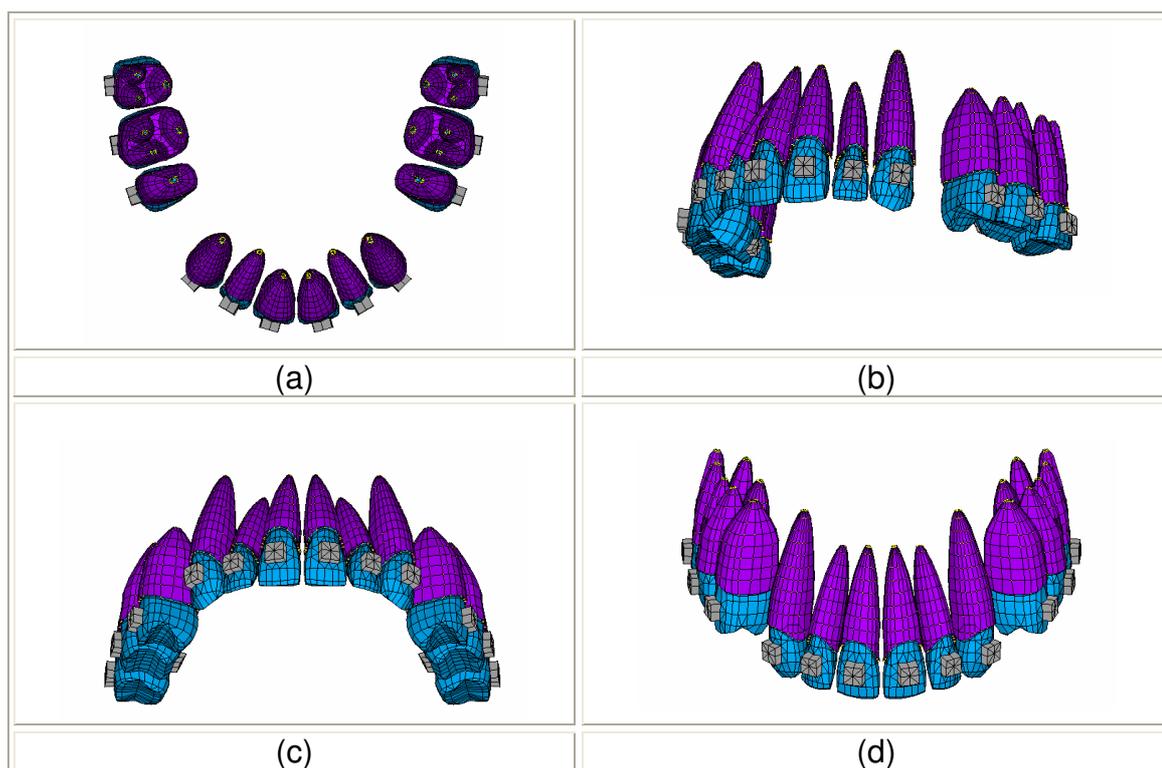


Figura 3.51 - Arcada simétrica (MGA-3) em vistas: (a) Superior; (b) Isométrica; (c) Vestibular/oclusal; (d) Vestibular.

A Tabela 3.11 mostra o número de entidades, presentes na arcada simétrica (MGA-3).

Tabela 3.11 - Entidades geométricas relacionadas à arcada assimétrica (MGA-3).

Arcada simétrica (MGA-3)					
Entidades	Componentes				
	Dente	Alvéolo	Braquete	Fibras periodontais	Total
Pontos ( <i>Keypoints</i> )	-	-	-	-	7577
Linhas ( <i>Lines</i> )	-	-	-	-	17870
Áreas	4616	2628	280	-	7524
Linhas das Fibras	-	-	-	2428	2428

### 3.6.1.4 Modelo geométrico da arcada simétrica com extração dos primeiros pré-molares e com os caninos retraídos (MGA-4)

A partir da hemi-arcada criada inicialmente foi eliminada a unidade dentária do primeiro pré-molar (1ºPM-24) e o canino foi reposicionado para o espaço deixado pela unidade dentária excluída, Figura 3.52.

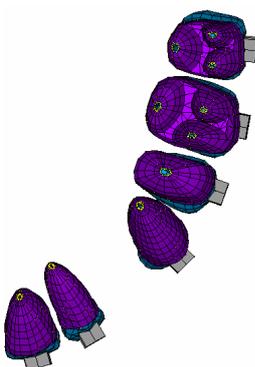


Figura 3.52 - Hemi-Arcada sem o pré-molar (1ºPM-24) e com canino (C-23) retraído.

A arcada completa foi obtida pelo “espelhamento” das unidades dentárias que compõem esta nova hemi-arcada. As unidades dentárias presentes nesta arcada são mostradas na Tabela 3.12 abaixo.

Tabela 3.12 - Unidades dentárias relacionadas à arcada simétrica (MGA-4).

Arcada simétrica (MGA-4)						
Unidades dentárias						
<b>Lado direito</b>						
IC-11	IL-12	-----	C-13	2ºPM-15	1ºM-16	2ºM-17
<b>Lado esquerdo</b>						
IC-21	IL-22	-----	C-23	2ºPM-25	1ºM-26	2ºM-27

--- os traços indicam as unidades dentárias excluídas

A Figura 3.53 mostra diferentes vistas da arcada dentária simétrica sem as unidades dentárias dos primeiros pré-molares (1ºPM-14-24) e com as unidades dentárias dos caninos retraídas.

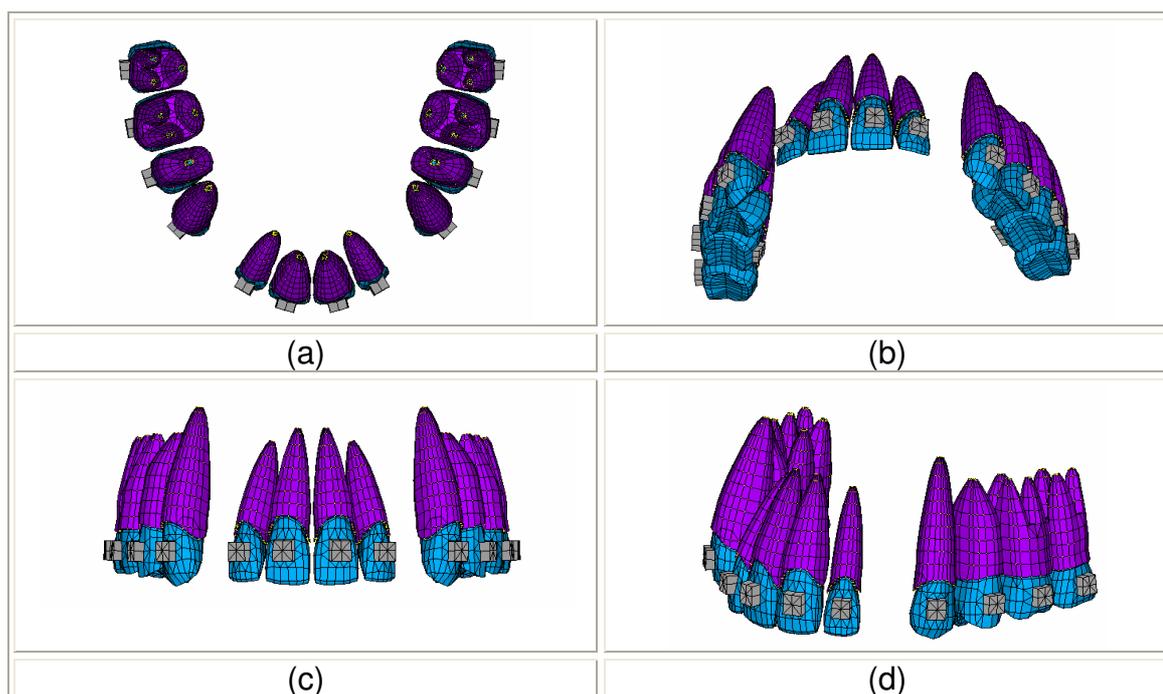


Figura 3.53 - Arcada simétrica (MGA-4) em vistas: (a) Superior; (b) Vestibular/oclusal; (c) Vestibular; (d) Vestibular/esquerda.

A Tabela 3.13 mostra o número de entidades, presentes na arcada simétrica (MGA-4).

Tabela 3.13 - Entidades geométricas relacionadas à arcada assimétrica (MGA-4).

Arcada simétrica (MGA-4)					
Entidades	Componentes				
	Dente	Alvéolo	Braquete	Fibras periodontais	Total
Pontos ( <i>Keypoints</i> )	-	-	-	-	7577
Linhas ( <i>Lines</i> )	-	-	-	-	17870
Áreas	4616	2628	280	-	7524
Linhas das Fibras	-	-	-	2428	2428

Desta forma, por meio do posicionamento das unidades dentárias, foram construídos os modelos geométricos tridimensionais das quatro arcadas. A partir

daí, esses modelos geométricos foram “transformados” em modelos em elementos finitos que foram utilizados nos estudos dos casos hipotéticos.

### **3.6.2 Transformação dos modelos geométricos das arcadas dentárias nos modelos em elementos finitos**

Inicialmente, no programa Ansys, os modelos geométricos foram convertidos para o formato de arquivamento (.DB). A esses modelos geométricos foram atribuídos as propriedades dos materiais e os tipos de elementos finitos, que caracterizaram as unidades dentárias presentes em cada uma das arcadas. Como descrito anteriormente, as unidades dentárias são compostas pelo alvéolo, dente, braquete e fibras do ligamento periodontal.

As propriedades e os tipos de elementos foram definidos no item 3.3.6. e a Tabela 3.14 reapresenta as propriedades finais definidas para os materiais envolvidos.

Tabela 3.14 - Propriedades dos materiais relacionados aos modelos em elementos finitos das arcadas dentárias.

<b>Propriedades</b>	<b>Dente</b>	<b>Alvéolo</b>	<b>Braquete</b>	<b>Ligamento Periodontal</b>
<b>Módulo de Elasticidade</b> (MPa)	20000	13800	180000	0,059
<b>Coefficiente de Poisson</b>	0,30	0,30	0,30	0,49

Com a atribuição das propriedades dos materiais, o modelo geométrico foi discretizado para a obtenção dos modelos em elementos finitos.

### ***Etapa da Discretização***

Nesta etapa, em função da quantidade de entidades presentes em cada modelo geométrico, foram utilizados vários comandos característicos da linguagem utilizada pelo programa Ansys. Esses comandos foram utilizados em função da dificuldade em selecionar uma determinada área ou linha.

Através da seqüência desses comandos foi criada uma programação onde foi possível parametrizar as propriedades dos materiais, as características pertinentes aos elementos finitos, além de controlar o número de elementos gerados na discretização dos modelos geométricos. Foi possível ainda selecionar, para cada unidade dentária, as áreas que definem os dentes, os alvéolos e os braquetes, além das linhas que representam as fibras periodontais.

Esses comandos foram organizados em arquivos individuais para cada região das unidades dentárias e totalizaram cerca de 6000 linhas ou 200 páginas. Esta programação permitiu que fossem criados, em tempo, os modelos das arcadas em elementos finitos.

Após discretizados os modelos geométricos foram transformados em modelos em elementos finitos.

### ***Modelo das Arcadas em Elementos Finitos***

Os modelos das arcadas dentárias são compostos de elementos de casca do tipo Shell63 e de elementos de viga do tipo Beam4. A escolha dos elementos Shell63 e Beam4, realizada em função do tipo análise e das características do movimento dentário inicial, possibilitou a realização dos modelos tridimensionais completos das arcadas dentárias. Esses modelos das arcadas dentárias em elementos finitos possuem um número relativamente baixo de elementos e nós. A seguir são apresentados os modelos em elementos finitos das arcadas dentárias:

### 3.6.2.1 Modelo em elementos finitos da arcada simétrica (MEFA-1)

A Figura 3.54 mostra o modelo em elementos finitos da arcada (MEFA-1) em diferentes vistas:

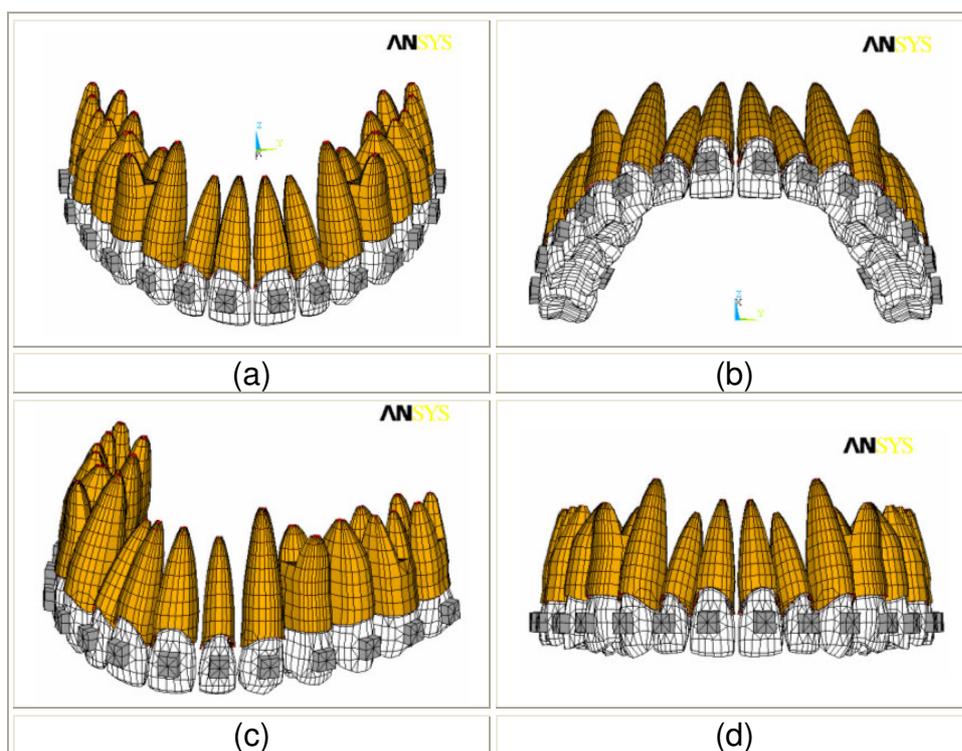


Figura 3.54- Arcada simétrica (MEFA-1) em vistas: (a) Vestibular/superior; (b) Vestibular/oclusal; (c) Vestibular/esquerda; (d) Vestibular.

A Tabela 3.15 abaixo mostra o número de elementos e nós obtidos para o modelo em elementos finitos da arcada (MEFA-1) completa:

Tabela 3.15 – Número de elementos e nós relacionados à arcada (MEFA-1).

Arcada simétrica – (MEFA-1)			
Componentes	Dentes / Alvéolos / Braquetes	Fibras periodontais	Total
	Casca (Shell63)	Viga (Beam4)	
Elementos	9042	8580	17622
Nós	-	-	14678

### 3.6.2.2 Modelo em elementos finitos da arcada assimétrica – (MEFA-2)

A Figura 3.55 mostra o modelo em elementos finitos da arcada (MEFA-2) em diferentes vistas:

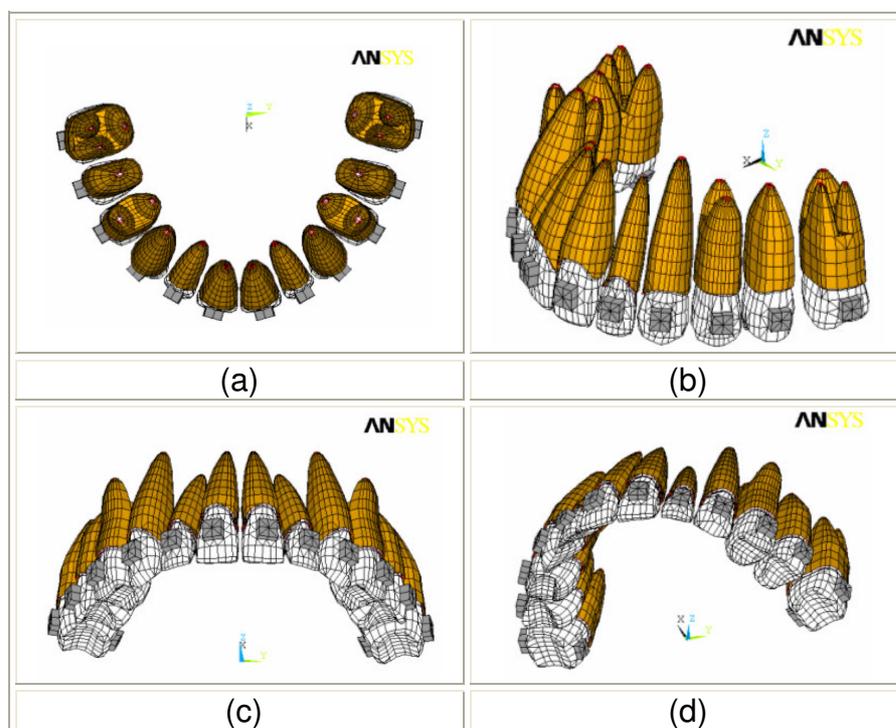


Figura 3.55 - Arcada assimétrica (MEFA-2) em vistas: (a) Superior; (b) Vestibular/esquerda; (c) Vestibular/oclusal; (d) Isométrica.

A Tabela 3.16 abaixo mostra o número de elementos e nós obtidos para o modelo em Elementos Finitos da arcada (MEFA-2) completa.

Tabela 3.16 - Número de elementos e nós relacionados à arcada (MEFA-2).

Arcada assimétrica – (MEFA-2)			
Componentes	Dentes / Alvéolos / Braquetes	Fibras periodontais	Total
	Casca (Shell63)	Viga (Beam4)	
Elementos	7522	7098	14620
Nós	-	-	12164

### 3.6.2.3 Modelo em elementos finitos da arcada simétrica com extração dos primeiros pré-molares – (MEFA-3)

A Figura 3.56 mostra o modelo em elementos finitos da arcada (MEFA-3) em diferente vistas:

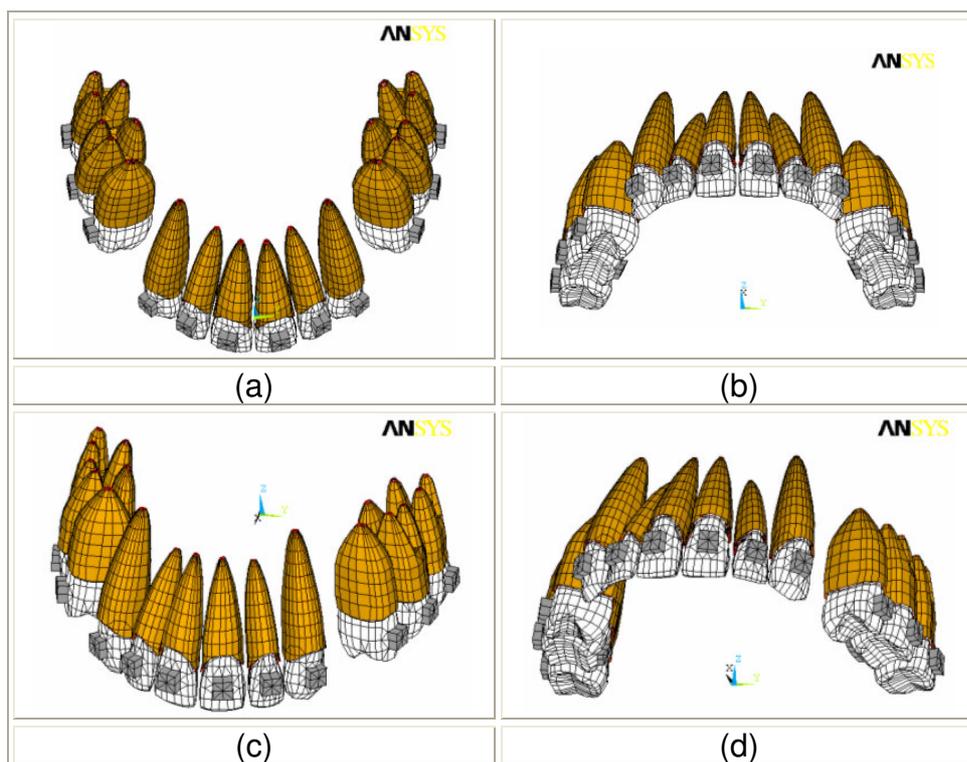


Figura 3.56- Arcada simétrica (MEFA-3) em vistas: (a) Superior; (b) Vestibular/oclusal; (c) Vestibular/oblíqua; (d) Isométrica.

A Tabela 3.17 abaixo mostra o número de elementos e nós obtidos para o modelo em elementos finitos da arcada (MEFA-3) completa.

Tabela 3.17 - Número de elementos e nós relacionados à arcada (MEFA-3).

Arcada simétrica – (MEFA-3)			
Componentes	Dentes / Alvéolos / Braquetes	Fibras periodontais	Total
	Casca (Shell63)	Viga (Beam4)	
Elementos	7544	7284	14828
Nós	-	-	12288

### 3.6.2.4 Modelo em elementos finitos da arcada simétrica com extração dos primeiros pré-molares e com os caninos retraídos – (MEFA-4)

A Figura 3.57 mostra o modelo em elementos finitos da arcada (MEFA-4) em diferente vistas:

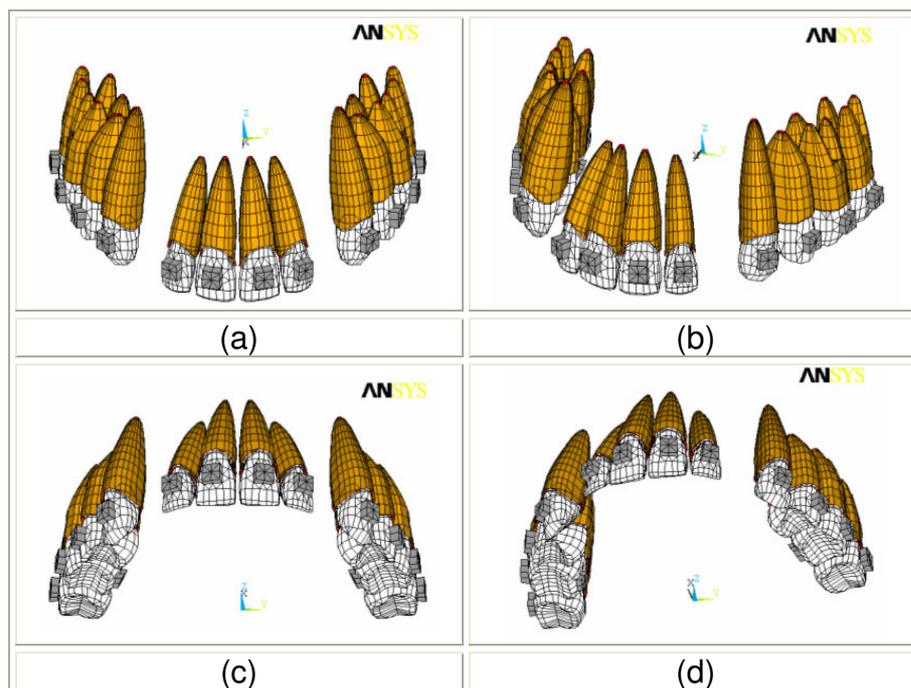


Figura 3.57 - Arcada simétrica (MEFA-4) em vistas: (a) Vestibular; (b) Vestibular/esquerda; (c) Vestibular/oclusal; (d) Isométrica.

A Tabela 3.18 abaixo mostra o número de elementos e nós obtidos para o modelo em Elementos Finitos da arcada (MEFA-4) completa.

Tabela 3.18 - Número de elementos e nós relacionados à arcada (MEFA-4).

Arcada Simétrica – (MEFA-4)			
Componentes	Dentes / Alvéolos / Braquetes	Fibras periodontais	Total
	Casca (Shell63)	Viga (Beam4)	
Elementos	7544	7284	14828
Nós	-	-	12288

### 3.7 ACOPLAMENTO DOS APARELHOS E DISPOSITIVOS ORTODÔNTICOS

Devido ao número de modelos utilizados nos estudos dos casos hipotéticos são apresentadas, de uma forma que represente todos os modelos, as etapas utilizadas para a realização do acoplamento dos aparelhos e dispositivos ortodônticos às respectivas arcadas dentárias. Para facilitar a redação do texto, foram considerados como dispositivos ortodônticos: os mini-implantes MPO(s), os fios de amarrilho e os fios auxiliares utilizados como meio de ligação entre os MPO(s) e os braquetes.

O Fluxograma apresentado na Figura 3.58 mostra, de forma esquemática, as etapas referentes a este item 3.7:

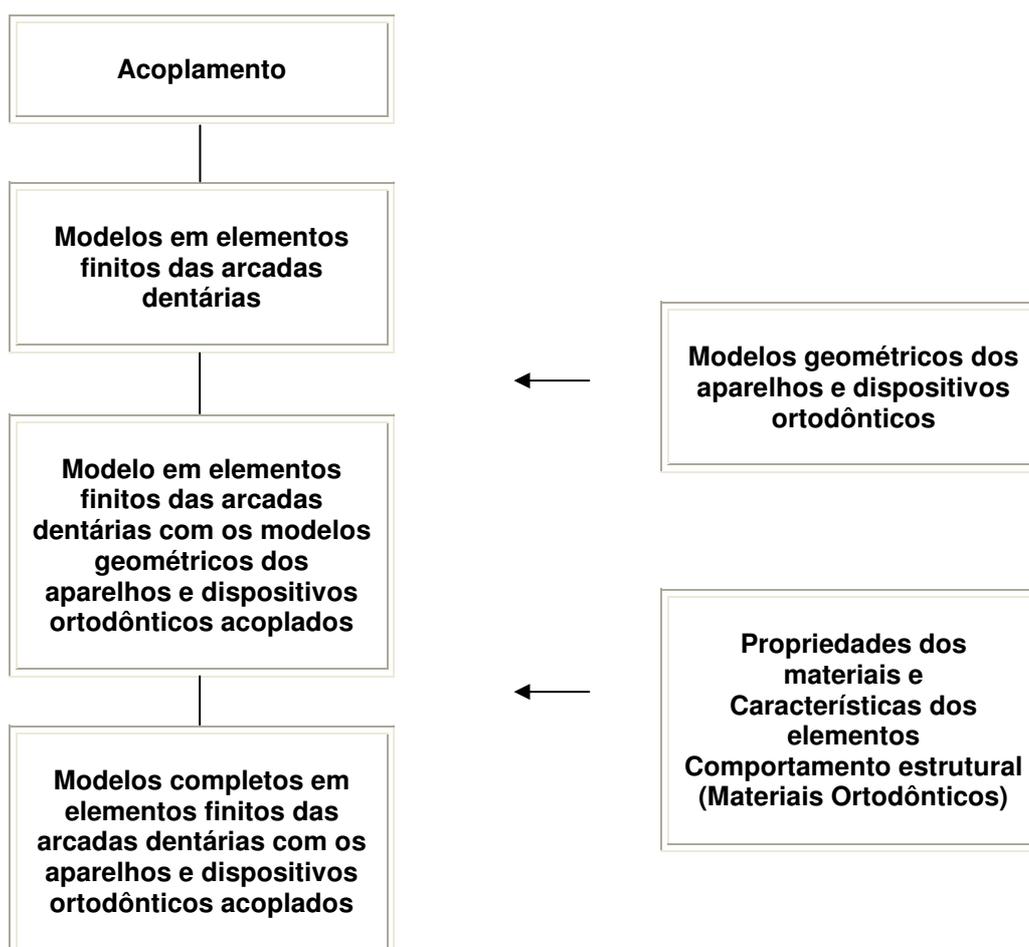


Figura 3.58 – Fluxograma representativo das etapas relacionadas ao acoplamento dos dispositivos ortodônticos.

### 3.7.1 Modelos Geométricos

#### 3.7.1.1 Modelos Geométricos dos aparelhos ortodônticos

Os modelos geométricos dos aparelhos ortodônticos, foram baseados em modelos reais confeccionados por profissionais ortodontistas, colaboradores deste trabalho. Esses modelos foram montados em gesso para permitir a obtenção das dimensões, das principais características geométricas e do correto posicionamento ao longo das arcadas dentárias.

A partir daí, sobre os modelos geométricos das arcadas dentárias, apresentados no Item 3.7, foram desenhados os modelos geométricos tridimensionais dos aparelhos ortodônticos. A Figura 3.59 mostra, como exemplo, um aparelho intra-oral montado sobre um modelo em gesso (a), o modelo geométrico tridimensional desse aparelho desenhado sobre a arcada (b) e em destaque o aparelho intra-oral (c).

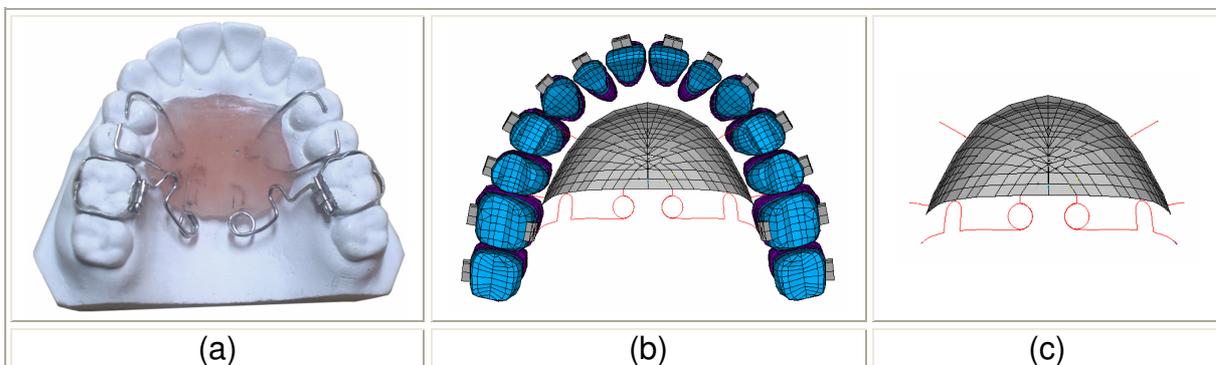


Figura 3.59 – (a) Aparelho intra-bucal do tipo Pendulum e o modelo geométrico tridimensional equivalente: (b) Com arcada; (c) Sem arcada.

Algumas dimensões obtidas dos aparelhos montados sobre os modelos em gesso foram modificadas, para permitir uma correta proporção e a adaptação dos modelos geométricos dos aparelhos ortodônticos aos modelos geométricos das arcadas dentárias.

As entidades geométricas utilizadas na construção dos modelos dos aparelhos e dispositivos ortodônticos foram linhas, áreas e volumes. A seguir são

apresentadas, de forma generalizada, alguns dos modelos tridimensionais relacionados à estas entidades geométricas:

### ***Linhas - arcos, fios e alças***

Os modelos que apresentam os fios, arcos e alças foram criados por meio de linhas. A Figura 3.60 mostra, como exemplo, o modelo de um arco extra-bucal assimétrico sobre um modelo em gesso (a), o modelo geométrico tridimensional equivalente (b) e o modelo tridimensional do aparelho extra-oral (c).

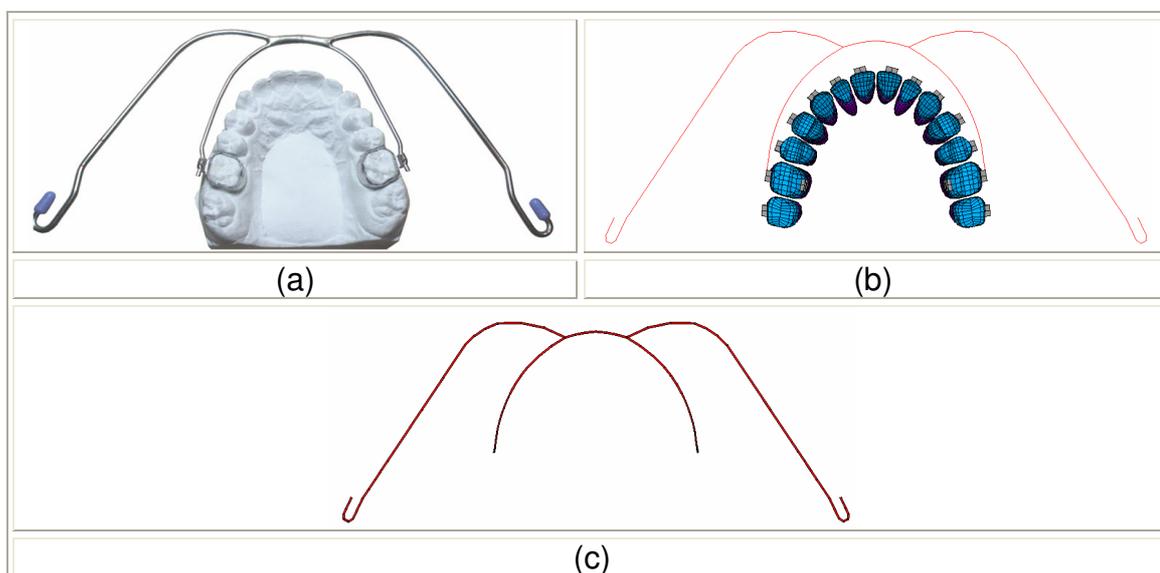


Figura 3.60 – (a) Aparelho extra-bucal montado sobre gesso e o modelo tridimensional equivalente: (b) Com arcada e (c) Sem arcada.

### ***Áreas - acrílicos ortodônticos***

Os modelos que apresentam os “botões acrílicos”, que são utilizados como dispositivos para ancoragem na região palatina, foram criados em forma de áreas. Essas áreas foram baseadas nos modelos reais em acrílico montados sobre gesso e adaptadas às dimensões do modelo geométrico das arcadas dentárias, construídos anteriormente. A Figura 3.61 mostra o modelo real sobre o gesso (a), o modelo tridimensional equivalente (b) e o modelo do “botão” acrílico (c).

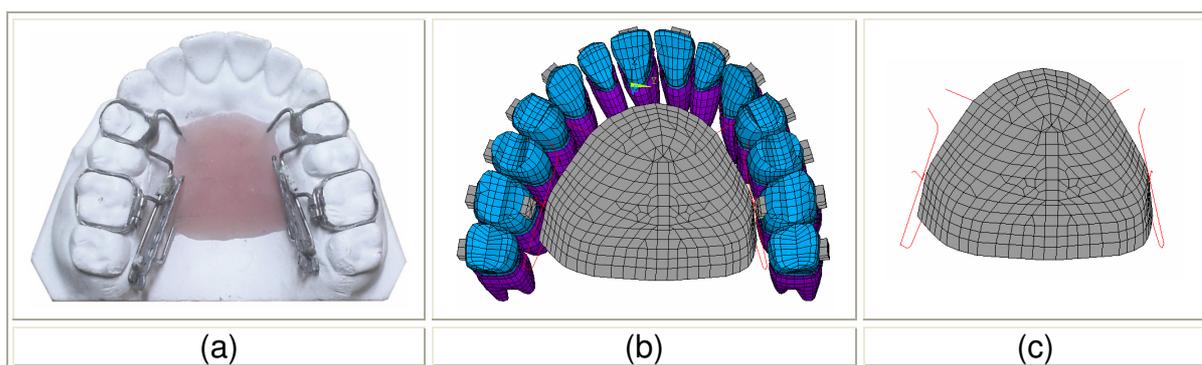


Figura 3.61 – (a) Modelo em acrílico do aparelho Distal-Jet e o modelo tridimensional equivalente: (b) Com arcada e (c) Sem arcada.

### ***Volumes - mini-implante, ossos e mucosa gengival***

Para a criação dos volumes que correspondem ao mini-implante, aos ossos cortical e alveolar e a mucosa gengival foram criados, inicialmente, as linhas de contorno que definem suas regiões. A Figura 3.62 mostra em destaque as linhas de contorno que definiram a região do mini-implante e das estruturas adjacentes.

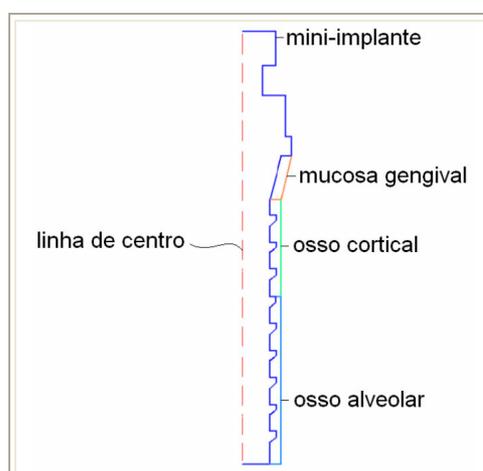


Figura 3.62 – Regiões do MPO e estruturas adjacentes definidas pelas linhas de contorno.

Os volumes que representam o mini-implante e as estruturas adjacentes foram obtidos por meio da rotação das áreas, criadas entre as linhas de contorno, que definiram os limites externos desses componentes, Figura 3.63.

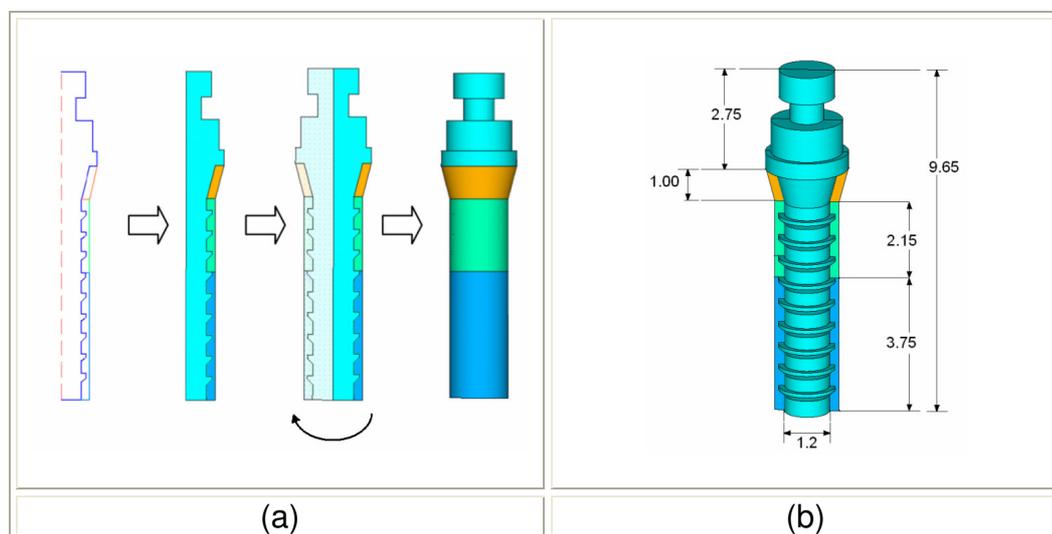


Figura 3.63 – (a) Etapas da construção os volumes que definiram a forma dos mini-implantes e das estruturas adjacentes; (b) Dimensões principais dos mini-implantes.

A Figura 3.64 mostra os volumes correspondentes ao mini-implante, aos ossos cortical e alveolar e à mucosa gengival.

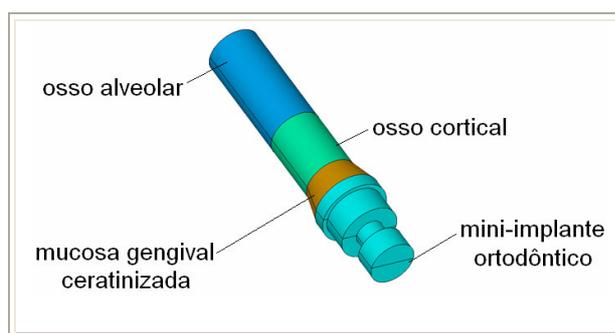


Figura 3.64 – Regiões (sólidos) que representam o mini-implante e as estruturas adjacentes.

O diâmetro externo do mini-implante e das estruturas adjacentes foram definidos em função do espaço disponível entre os alvéolos das raízes dentárias, como mostra a Figura 3.65.

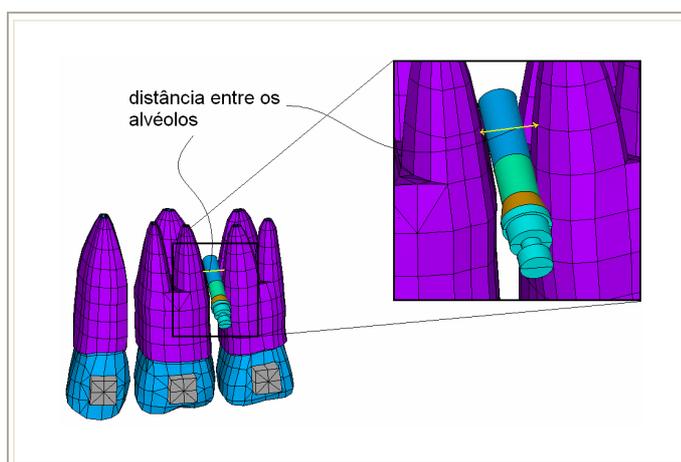


Figura 3.65 – Mini-implante localizado sobre o espaço existente entre os alvéolos.

Após desenhados todos os modelos geométricos dos aparelhos e dispositivos ortodônticos, sobre os modelos das arcadas, as entidades que definiram a geometria dessas arcadas dentárias, foram excluídas.

Desta forma foram obtidos, separadamente, apenas os modelos geométricos dos aparelhos ortodônticos.

### 3.7.1.2 Acoplamento dos modelos geométricos dos aparelhos e dispositivos ortodônticos

No programa Ansys, os modelos geométricos dos aparelhos e dispositivos, foram acoplados sobre os modelos em elementos finitos, das suas respectivas arcadas dentárias. Com isso, eles foram posicionados “automaticamente” sobre os

modelos das arcadas, uma vez que, foi mantido o mesmo ponto de origem utilizado na construção de todos os modelos. A Figura 3.66 mostra o acoplamento do modelo tridimensional de um aparelho ortodôntico ao modelo em elementos finitos da sua respectiva arcada dentária.

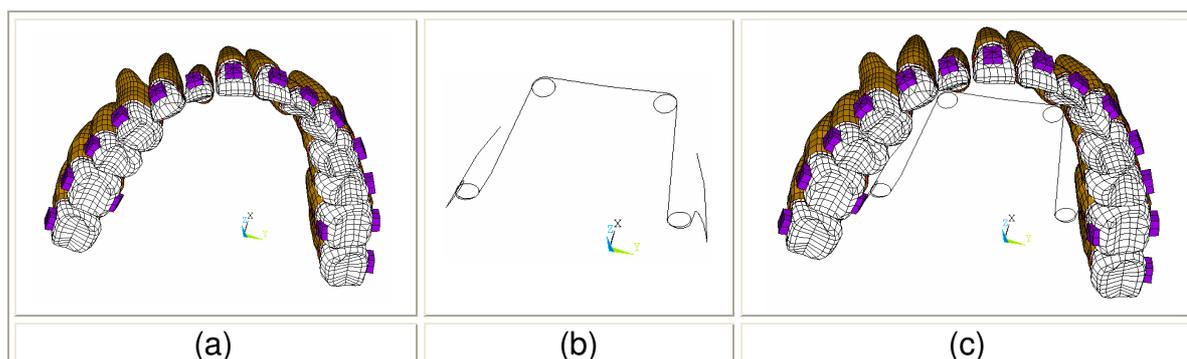


Figura 3.66 – (a) Modelo em elementos finitos da arcada dentária simétrica; (b) Modelo geométrico do aparelho Quadrihélice; (c) Modelo obtido após o acoplamento.

Após o acoplamento, foram criados os novos modelos. Esses novos modelos são compostos pelos elementos finitos que representam as arcadas dentárias e pelas entidades geométricas que definem os aparelhos ortodônticos. Entretanto, para possibilitar a realização das simulações numéricas, foi necessário a “transformação” dessas entidades geométricas (linhas, áreas e volumes) em elementos finitos.

Neste sentido, foram atribuídas as propriedades dos materiais com os quais foram construídos os aparelhos e os dispositivos ortodônticos, além dos tipos de elementos finitos que representam cada um de seus componentes:

### **3.7.2 Transformação das entidades geométricas dos aparelhos ortodônticos em elementos finitos**

A primeira etapa desta “transformação” foi a atribuição das propriedades dos materiais envolvidos.

#### **3.7.2.1 Propriedades dos materiais Ortodônticos**

Os materiais comumente utilizados na confecção dos aparelhos ortodônticos são o aço inoxidável, o acrílico odontológico e as ligas de titânio. Nas simulações que envolveram a utilização dos mini-implantes foram ainda considerados o osso alveolar, o osso cortical e a mucosa gengival ceratinizada. Esses materiais, por simplificação, foram considerados como homogêneos, isotrópicos e de comportamento linear e elástico:

##### ***Fios e arcos ortodônticos***

O aço inoxidável é normalmente utilizado na confecção, dos arcos intra e extra-oral, dos amarrilhos e de outros dispositivos ortodônticos. Neste sentido, os valores utilizados para caracterizar suas propriedades foram de 180000 MPa para o módulo de elasticidade e de 0,30 para o coeficiente de Poisson.

##### ***Acrílico ortodôntico***

Os aparelhos intra-orais que se utilizam da região palatina para a obtenção de um local de ancoragem, são confeccionados em acrílico odontológico. Suas propriedades foram baseadas em alguns materiais semelhantes, pela falta de dados específicos não encontrados na literatura. Assim foi atribuído 2000 MPa ao módulo de elasticidade e 0,30 ao coeficiente de Poisson.

##### ***Mini-implantes Ortodônticos***

Os mini-implantes ortodônticos construídos em liga de titânio, utilizados como dispositivo para ancoragem esquelética, possuem módulo de elasticidade igual a 115000 MPa e coeficiente de Poisson igual a 0,30 (Motoyoshi,2005).

### ***Ossos alveolar e cortical***

A região do corpo do mini-implante, após implantado, fica fixado ao osso alveolar e ao osso cortical. Desta forma, como anteriormente ressaltado, esses materiais foram considerados nos modelos numéricos. Quanto ao osso alveolar foi atribuído 2000 MPa para o módulo de elasticidade, já para o osso cortical 13800 MPa. O coeficiente de Poisson atribuído aos dois materiais foi de 0,30 (Rees et al.,1997; Jones et al.,2001; Vasquez et al., 2001).

### ***Mucosa gengival ceratinizada***

A região do perfil transmucoso dos mini-implantes ficam em contato com a mucosa ceratinizada da gengiva. Desta forma também foi considerada na construção dos modelos. O módulo de elasticidade utilizado para representá-la foi de 200 MPa e o coeficiente de Poisson 0,49. Essas propriedades foram baseadas em tecidos orgânicos semelhantes, uma vez que, não foram encontrados dados específicos que representassem este material (Muller et al.,2004).

A Tabela 3.19 abaixo resume os valores atribuídos às propriedades dos materiais ortodônticos e as estruturas orgânicas envolvidas.

Tabela 3.19 – Propriedades dos materiais ortodônticos e das estruturas anatômicas.

<b>Propriedades</b>	<b>Fios ortodônticos</b>	<b>Mucosa</b>	<b>Acrílico</b>	<b>Mini-implantes</b>	<b>Osso Cortical</b>	<b>Osso Alveolar</b>
<b>Módulo de Elasticidade E (MPa)</b>	180000	200	2000	115000	13800	2000
<b>Coef. de Poisson</b>	0,30	0,49	0,30	0,30	0,30	0,30

Para a transformação completa das entidades geométricas em elementos finitos foram necessárias, além das propriedades dos materiais, a escolha e a caracterização desses elementos. Os tipos de elementos foram escolhidos de forma a representar as estruturas relacionadas aos aparelhos ortodônticos.

### **3.7.2.2 Definição dos Elementos e Discretização**

Em função das características físicas, dimensionais e do tipo de análise envolvida foram escolhidos os tipos de elementos que representaram cada um dos componentes utilizados na construção dos aparelhos ortodônticos:

#### ***Fios Ortodônticos***

Os fios utilizados na confecção dos arcos intra e extra-orais, dos amarrilhos, das alças e dos fios embutidos nos acrílicos foram discretizados em elementos de viga do tipo Beam4.

#### ***Acrílico***

As áreas que definem oacrílico ortodôntico, que é utilizado como componente para ancoragem palatina, foram discretizadas em elementos de casca do tipo Shell63. Foi adotada uma espessura uniforme de 3 mm que representa a espessura média ao longo desse componente, segundo medições experimentais.

#### ***Mini-implante***

Para a avaliação do comportamento do mini-implante e das estruturas adjacentes, foi necessário a determinação das tensões ao longo do corpo sólido que representam esses componentes. Desta forma os volumes que caracterizam os mini-implantes foram discretizados em elementos sólidos do tipo Solid92.

#### ***Osso cortical, osso alveolar e mucosa gengival***

Esses componentes envolvem as regiões em torno dos mini-implantes, assim, os volumes que os representam também foram discretizados em elementos sólidos do tipo Solid92 (Anexo 6).

### **3.7.2.3 Características Geométricas dos Elementos**

As características geométricas utilizadas para definir os elementos que representam todos os fios utilizados na construção dos diferentes aparelhos, são

apresentadas em tabelas, no Capítulo 4, ao longo de cada caso hipotético estudado. Esta forma de apresentação foi adotada em função do número de modelos presentes

Após a definição dos elementos e da discretização das entidades geométricas, foram obtidos os modelos completos em elementos finitos. Entretanto, nesta etapa de discretização foram utilizados alguns procedimentos, com intuito de controlar o número de nós e elementos produzidos. Esses procedimentos são apresentados a seguir:

### 3.7.2.3.1 Características das etapas de discretização

#### ***Discretização das linhas***

Como já descrito, as linhas utilizadas para representar os fios, arcos e alças ortodônticas foram discretizadas em elementos de viga do tipo Beam4. Essas linhas foram subdivididas em partes, de forma que, cada uma dessas partes fossem “transformadas” em um elemento de viga. Os segmentos que definiram a geometria mais retilínea dos fios e arcos, foram divididos em 3 partes. Já os semi-círculos de raio menor foram subdivididos em 10 partes, como mostra a Figura 3.67.

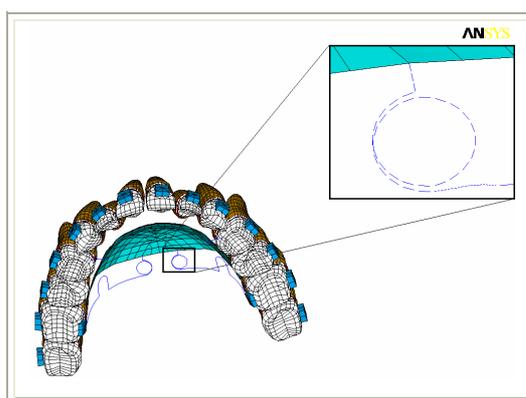


Figura 3.67 - Discretização das linhas em semi-círculos.

### **Discretização das Áreas**

A exemplo do método utilizado na discretização dos dentes, alvéolos e braquetes, as áreas que definiram as regiões dos dispositivos acrílicos, utilizados como ancoragem palatina também foram construídas com dimensões que variam entre 1mm x 1mm e 2mm x 2mm. Esse método de construção permitiu que quase todas as áreas criadas fossem “transformadas” em um elemento finito. A Figura 3.68 mostra o número de áreas utilizadas para criar o modelo geométrico e o número de elementos gerados após a etapa de discretização.

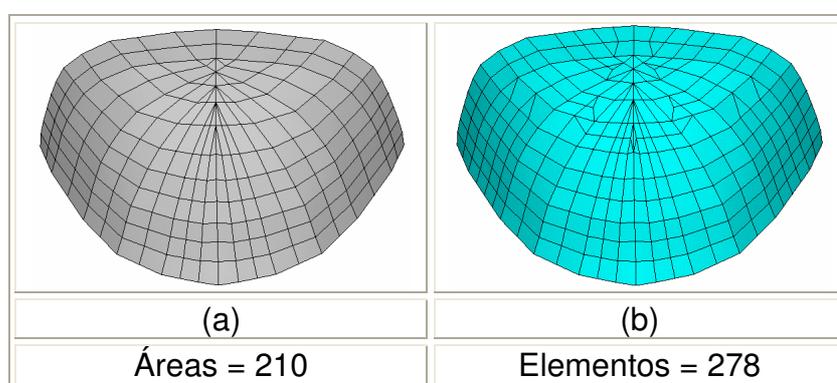


Figura 3.68 - (a) Número de áreas; (b) Número de elementos.

### **Discretização dos Volumes**

Os volumes que representam o mini-implante, os ossos cortical e alveolar e a mucosa gengival foram discretizados, como descrito anteriormente, em elementos sólidos do tipo Solid92. Este elemento é caracterizado por 10 nós. A forma tetraédrica escolhida para caracterizar estes elementos, permitiu que os nós que definiram a superfície externa dos mini-implantes, fossem coincidentes com os nós que definiram a superfície interna dos volumes que caracterizam os ossos e a mucosa ceratinizada. Esta “conexão” foi importante, pois, através dos nós são “transmitidas” os “dados numéricos” de um elemento a outro, permitindo a solução do problema. Este conceito de “transmissão” de “informações” entre os nós, são um dos princípios básicos do método dos elementos finitos.

A Figura 3.69 mostra o modelo em elementos finitos que representam o mini-implante (MPO), os ossos cortical e alveolar e a mucosa gengival.

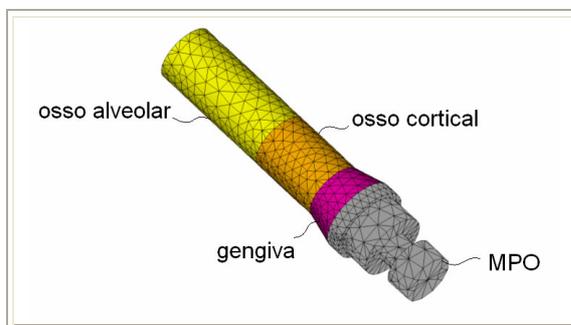


Figura 3.69 – Modelo em elementos finitos do MPO e das estruturas adjacentes.

Já a Figura 3.70 mostra, em detalhe, os nós coincidentes obtidos com a discretização dos volumes (a) e as formas utilizadas para os elementos sólidos (b).

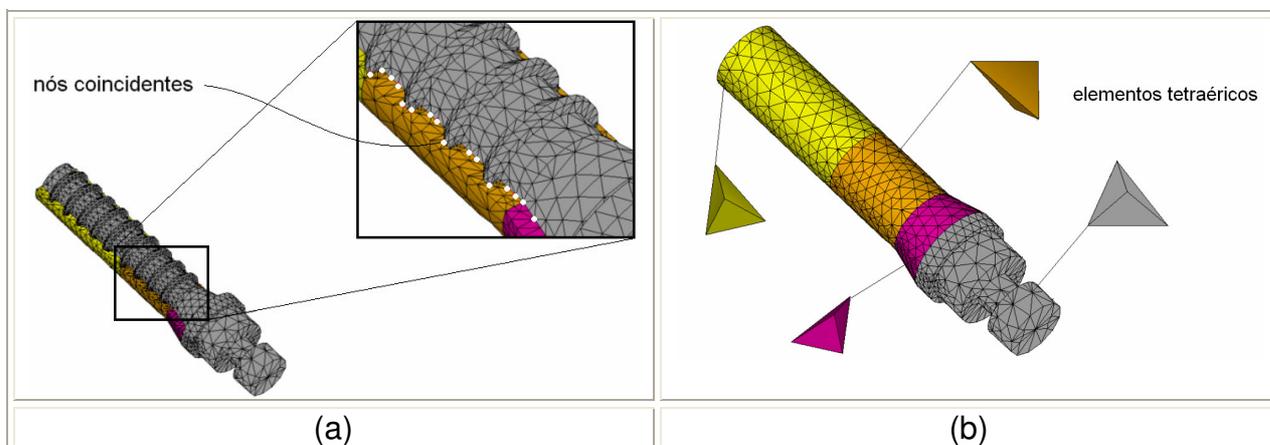


Figura 3.70 – MPO e estruturas adjacentes: (a) Destaque para os nós coincidentes entre os elementos sólidos; (b) Elementos tetraédricos.

Assim, após a etapa de discretização foram obtidos todos os modelos completos em elementos finitos, utilizados nos estudos dos casos hipotéticos. Esses modelos envolvem as arcadas dentárias com os aparelhos acoplados e são apresentados no Capítulo 4.

## **CAPÍTULO 4**

## **4 ESTUDOS DOS CASOS HIPOTÉTICOS**

Por meio dos casos hipotéticos, os modelos numéricos das arcadas dentárias foram utilizados como uma “ferramenta”, para auxiliar os estudos que envolvem às variáveis biomecânicas relacionadas ao uso de aparelhos ortodônticos.

No estudo de cada um dos casos hipotéticos foram considerados diferentes modelos numéricos em elementos finitos, representados pelas união das arcadas dentárias com os aparelhos e dispositivos ortodônticos. Esses modelos foram obtidos conforme mostrado na etapa relacionada ao acoplamento, descrita no Capítulo 3 no item 3.7, e são apresentados ao longo de cada caso estudado.

A Figura 4.1 mostra de uma forma generalizada, as etapas utilizadas na determinação dos resultados relacionados aos estudos dos casos hipotéticos:

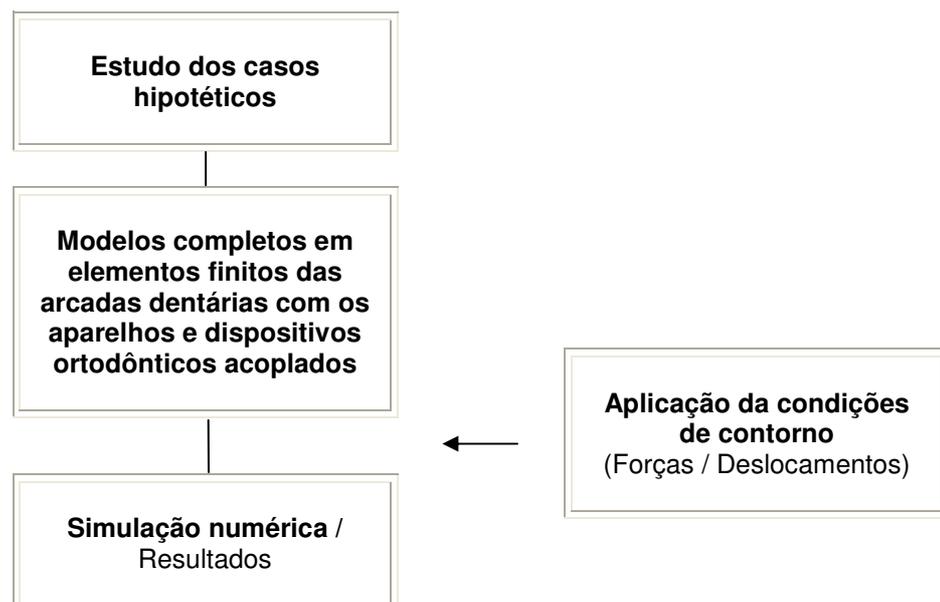


Figura 4.1 - Organização das etapas relacionadas à simulações numéricas.

Nesses estudos, que envolveram essas situações hipotéticas, foram quantificados os deslocamentos dentários iniciais, causados por diferentes tipos de aparelhos ortodônticos. Neste sentido, os efeitos causados pelos aparelhos ortodônticos foram comparados por meio dos deslocamentos dentários iniciais, obtidos como resultados das simulações.

As avaliações qualitativas dos deslocamentos dentários iniciais foram realizadas de uma forma generalizada, uma vez que, o objetivo principal deste trabalho foi a criação de um modelo numérico que pudesse auxiliar nas pesquisas relacionadas à mecânica ortodôntica.

Os casos hipotéticos foram subdivididos em grupos, em função da direção do deslocamento dentário a que cada aparelho ortodôntico se propõem a realizar:

- O primeiro conjunto de casos hipotéticos, relaciona-se ao movimento a retração dos dentes anteriores;
- O segundo grupo de casos correspondem aos movimentos de distalização dos molares, obtidos por diferentes aparelhos intra e extra-orais;
- E o terceiro conjunto apresentado relaciona-se à aparelhos intra-orais utilizados nos movimentos de vestibularização dos primeiros molares e pré-molares.

A Figura 4.2 mostra o fluxograma que representa os grupos relacionados aos casos hipotéticos.



Figura 4.2 - Organização dos casos hipotéticos em grupos distintos.

Neste Capítulo, para facilitar a redação do texto, quando se fizer referência a um determinado dente, foi feita a identificação através da numeração comumente utilizada em odontologia, de acordo com a Tabela 4.1:

Tabela 4.1 - Identificação numérica dos dentes da maxila.

Dentes	Número de identificação	
	Lado direito	Lado esquerdo
<b>Incisivos centrais</b>	11	21
<b>Incisivos laterais</b>	12	22
<b>Caninos</b>	13	23
<b>Primeiros pré-molares</b>	14	24
<b>Segundos pré-molares</b>	15	25
<b>Primeiros molares</b>	16	26
<b>Segundos molares</b>	17	27

#### 4.1 RETRAÇÃO DOS DENTES ANTERIORES

Este grupo de casos hipotéticos relaciona-se à retração dos dentes anteriores e envolvem os conceitos de ancoragem ativa, passiva e esquelética indireta, como descritos no Capítulo 2.

Nestes casos o objetivo das análises foi verificar as perdas de ancoragem “sofridas” pelos dentes posteriores, por meio da quantificação dos deslocamentos dentários iniciais.

As avaliações relacionadas a esses casos hipotéticos foram realizadas por meio de diferentes configurações adotadas para os modelos em elementos finitos. Essas configurações objetivaram verificar a influência de alguns dispositivos utilizados como reforço da ancoragem dos dentes posteriores. Dentre esses dispositivos foram considerados a utilização dos mini-implantes ortodônticos, dos amarrilhos e a “inclusão” dos segundos molares ao grupo de dentes utilizados como regiões (pontos) de ancoragem. Nesses modelos o mecanismo que propicia a retração (fechamento de espaços) foi representado pelas alças em forma de gota.

A Figura 4.3 representa esquematicamente as considerações adotadas para a verificação da perda de ancoragem na retração dos dentes anteriores.

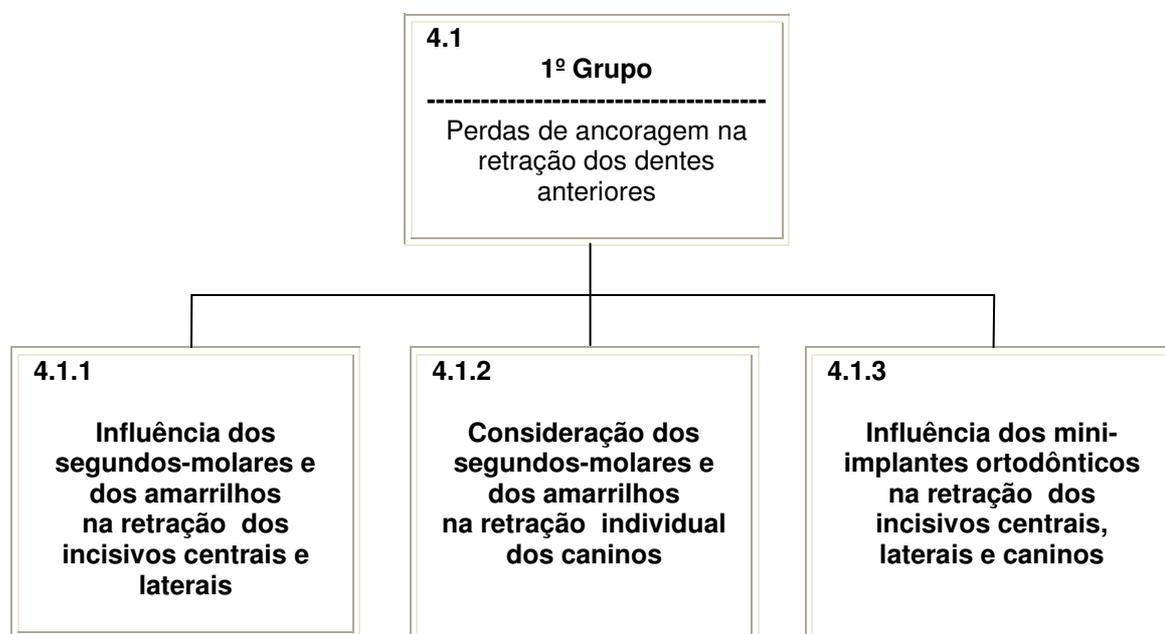


Figura 4.3 - Considerações adotadas na avaliação das perdas de ancoragem.

#### **4.1.1 Retração dos Incisivos Centrais e Laterais**

##### ***Influência dos amarrihos e dos segundos molares***

Para a determinação da influência no reforço do sistema de ancoragem, por meio do uso dos amarrihos e da inclusão dos segundos molares ao grupo dos dentes posteriores (com os caninos incluídos), foi considerada a retração de quatro dentes anteriores. Neste sentido, foi utilizado o modelo da arcada dentária, onde os primeiros pré-molares foram excluídos e os caninos retraídos, como mostra a Figura 4.4. Este modelo da arcada (MEFA-4) foi descrito no Capítulo 3, no ítem 3.4.1.4.

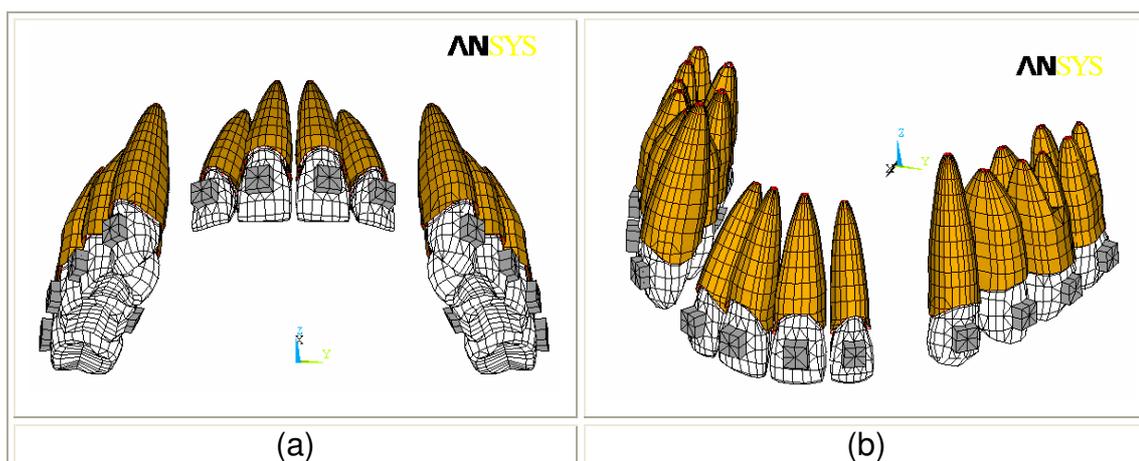


Figura 4.4 - Modelo em elementos finitos da arcada dentária (MEFA-4), em vistas: (a) Vestibular/oclusal; (b) isométrica.

Nestes estudos foram consideradas 3 situações hipotéticas, representadas pelos modelos completos em elementos finitos, relacionadas aos dispositivos e métodos utilizados como reforço da ancoragem dos dentes posteriores. As situações consideradas para a quantificação das perdas de ancoragem foram:

- A não-inclusão do segundo molar (Modelo R4-1)
- A inclusão do segundo molar (Modelo R4-2)
- A utilização de amarrilhos (Modelo R4-3)

A Figura 4.5 representa as situações consideradas, por meio das quais foram quantificadas as perdas de ancoragem dos dentes posteriores, envolvidas com a retração dos incisivos centrais (11 e 21) e laterais (12 e 22). Cada uma dessas situações foi representada por modelos em elementos finitos, distinguidos pelas considerações estabelecidas no reforço do sistema de ancoragem.

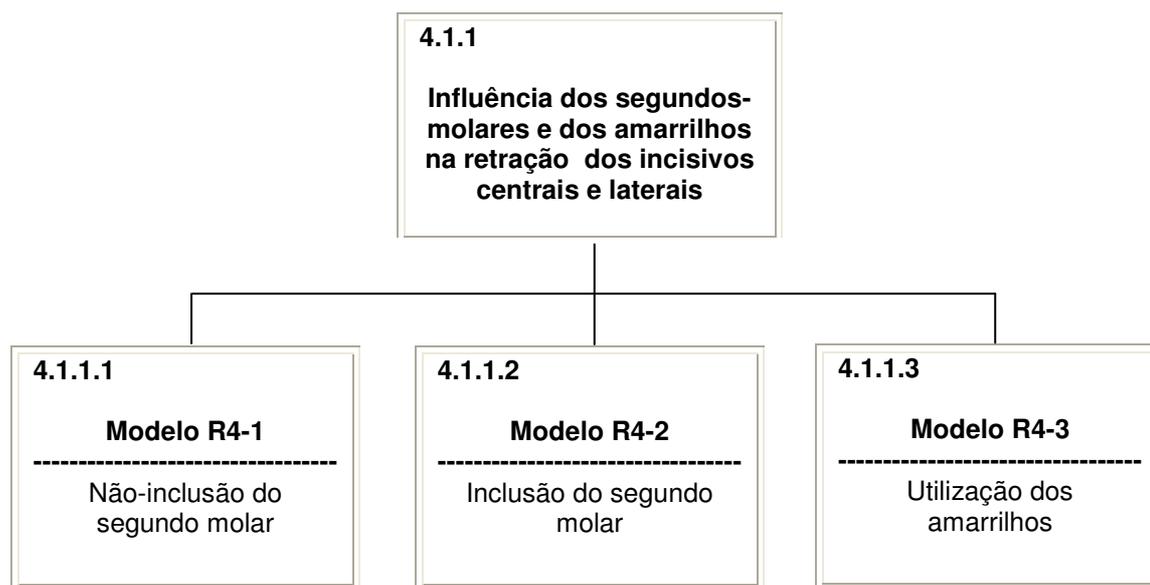


Figura 4.5 - Considerações adotadas na avaliação das perdas de ancoragem na retração dos incisivos centrais e laterais.

A identificação utilizada em cada modelo, R4, significa a retração de quatro dentes anteriores (incisivo centrais e laterais). Neste ítem, para facilitar a redação do texto, em função do posicionamento das unidades dentárias neste modelo de arcada (MEFA-4), foram considerados como dentes posteriores: os caninos (13 e 23), os segundos pré-molares (15 e 25) e os molares (16 e 26 / 17 e 27).

#### 4.1.1.1 Ancoragem sem a inclusão dos segundos-molares – Modelo (R4-1)

Neste modelo o nível de ancoragem foi determinado em função da união entre os caninos (13-23), os segundos pré-molares (14-24) e os primeiros molares (16-26). Neste caso, foram desconsiderados os segundos molares.

O modelo completo em elementos finitos representado pela arcada dentária com alça para retração, confeccionada ao longo do arco ortodôntico, é mostrado na

Figura 4.6 com destaque para as unidades dentárias envolvidas. Nesta figura, deve ser observado que o arco ortodôntico não foi interligado aos segundos molares.

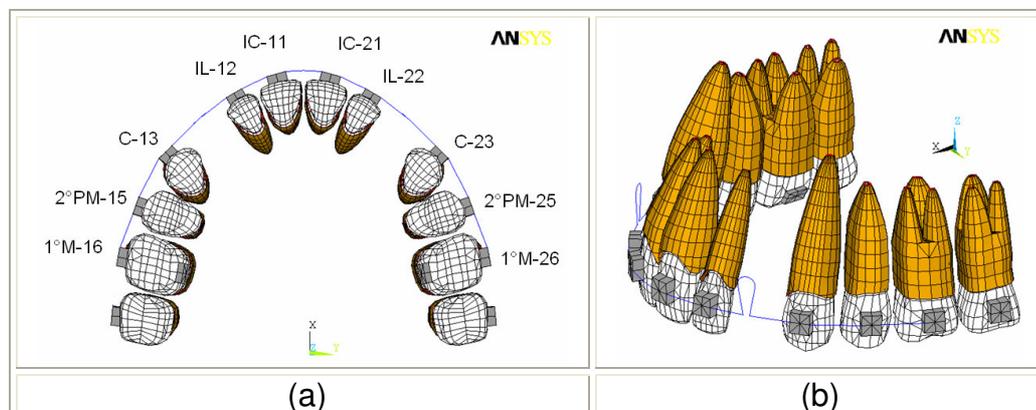


Figura 4.6 - Modelo em elementos finitos (R4-1) em vistas :  
(a) Oclusal; (b) Vestibular.

Na representação deste arco foi considerado o fio com seção transversal retangular com dimensões 0,019" x 0,025" ou 0,4826 x 0,635 mm. (Coimbra et al., 2007).

A Tabela 4.2 mostra o número de elementos e nós que compõem o modelo completo em elementos finitos:

Tabela 4.2 - Número de elementos do modelo (R4-1).

Modelo completo do AEO (1)			
Componentes	Arcada Dentária	Aparelhagem Ortodôntica	Total
Elementos	14828	200	15028
Nós	12288	209	12479

À partir deste modelo em elementos finitos foram atribuídas as condições de contorno que permitiram a determinação dos deslocamentos dentários iniciais:

## Condições de contorno

### Carregamentos

As forças relacionadas ao movimento de retração (fechamento de espaços), obtidas da literatura (Jarabak e Fizzell, 1975), foram aplicadas sob os pontos correspondentes às extremidades das alças, como mostra a Figura 4.7(a).

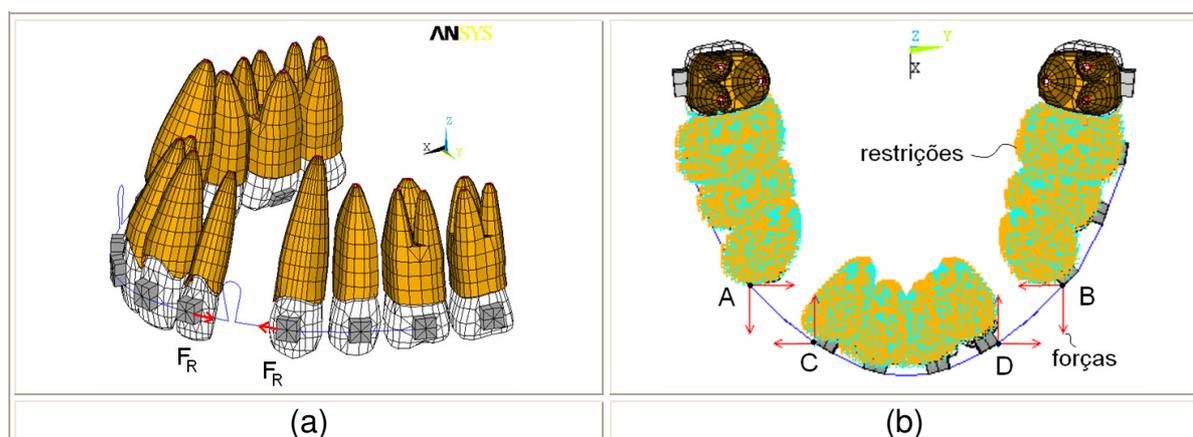


Figura 4.7 – (a) Pontos de aplicação das componentes das forças;  
(b) Condições de contorno aplicadas.

Segundo a literatura ortodôntica (Jarabak e Fizzell, 1975), a força utilizada para a retração dos quatro incisivos superiores é de 3,20N. Desta forma, essas forças foram divididas e decompostas em componentes (x) e (y), seguindo a direção dada pelas “bases” das alças. A Tabela 4.3 mostra as componentes das forças aplicadas sob os pontos A, B, C e D.

Tabela 4.3 - Componentes das forças aplicadas ao modelo (R4-1).

Força (N)	FX	FY
A	1,1269	1,1365
B	1,1269	-1,1365
C	-0,9836	-1,2619
D	0,9836	1,2619

### Deslocamentos

As regiões que representam os alvéolos das unidades dentárias, envolvidas pelo arco ortodôntico, tiveram seus movimentos restringidos em todas as direções,

como mostrado na Figura 4.7(b). Esta condição foi estabelecida em função das características do movimento dentário inicial, que ocorre em função da deformação elástica das fibras periodontais, como foi descrito ao longo dos Capítulos 2 e 3.

## Resultados

Para a verificação da perda de ancoragem foram analisados os deslocamentos dentários iniciais relativos aos grupos de dentes anteriores e posteriores. A direção escolhida para a obtenção da proporção, que revela a perda de ancoragem, relaciona-se aos deslocamentos obtidos na direção correspondente ao eixo (x). Esta direção, no modelo numérico, corresponde aos deslocamentos principais que ocorrem nos movimentos de retração (fechamento de espaços), tanto para os dentes anteriores quanto para os dentes posteriores.

Nos modelos relacionados a este primeiro grupo de casos hipotéticos, que correspondem à retração dos dentes anteriores, os pontos utilizados para a obtenção dos deslocamentos, e conseqüentemente na determinação da perda de ancoragem, foram os pontos centrais dos braquetes dos dentes anteriores e posteriores. Nestes casos, em função da simetria que caracterizam os modelos, os deslocamentos selecionados relacionaram-se apenas à metade da arcada. A Figura 4.8 mostra, para este modelo (R4-1), os pontos centrais dos braquetes dos dentes envolvidos.

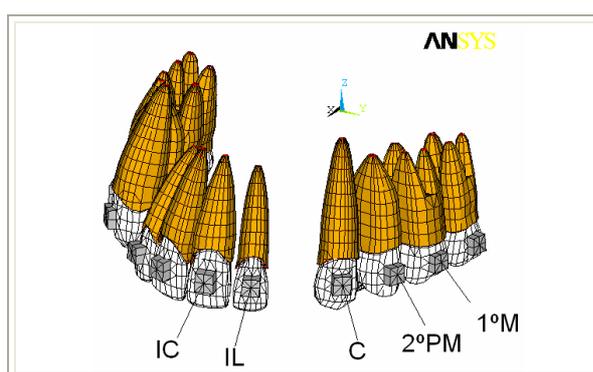


Figura 4.8 – Pontos centrais dos braquetes.

Os resultados obtidos relacionam-se aos deslocamentos dentários iniciais obtidos na direção do eixo (x). A Figura 4.9 mostra o gráfico que evidencia, por meio do gradiente de cores, a intensidade desses deslocamentos.

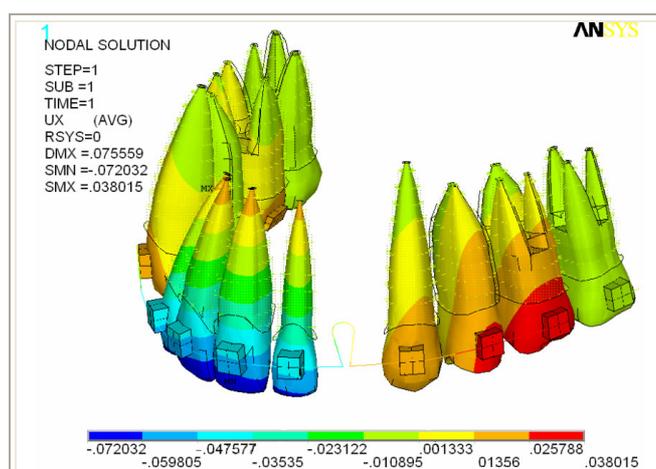


Figura 4.9 - Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para o modelo (R4-1).

A Tabela 4.4 mostra os valores dos deslocamentos médios obtidos para os grupos de dentes anteriores e posteriores. O sinal negativo significa deslocamentos contrários à direção dada pelo eixo (x) no modelo numérico. Nesta Tabela 4.4, o percentual de perda de ancoragem, relacionado aos dentes posteriores, é mostrado na quinta coluna.

Tabela 4.4 – Perda de ancoragem referente ao modelo (R4-1).

Deslocamento Médio	Dentes Anteriores (Da)	Dentes Posteriores (Dp)	Deslocamento Total   Da  +   Dp	Perda de ancoragem (%)
(mm)	- 0,046302	0,0289846	0,0752866	<b>38,49</b>

## Comentários

Com a quantificação dos deslocamentos dentários iniciais foi obtido o valor que determina a intensidade da perda de ancoragem “sofridas” pelos dentes posteriores. Este valor significa, com relação ao movimento total, que os dentes posteriores (caninos, pré-molares e primeiros-molares) se deslocaram em 38,49%

na direção positiva do eixo (x), enquanto que os anteriores (incisivos centrais e laterais) em 61,51% na direção negativa do eixo (x).

O valor obtido para a perda de ancoragem, por meio deste modelo, não incluiu os segundos-molares como reforço no sistema de ancoragem. Neste sentido, foi considerado a inclusão do segundo molar ao grupo dos dentes posteriores, com intuito de verificar a contribuição para a redução dessa perda de ancoragem.

#### 4.1.1.2 Ancoragem com a inclusão dos segundos-molares – Modelo (R4-2)

Este modelo é semelhante ao modelo anterior. Entretanto, foi considerado o segundo molar incluído no grupo de dentes utilizados como regiões (pontos) de ancoragem. Neste sentido, a intensidade da perda de ancoragem foi determinada pela união entre os caninos (13 e 23), os segundos pré-molares (15 e 25), os primeiros molares (16 e 26) e os segundos molares (17 e 27).

O modelo completo em elementos finitos que representa a arcada dentária, com o segundo molar incluído é mostrado da Figura 4.10, com destaque para as unidades dentárias envolvidas.

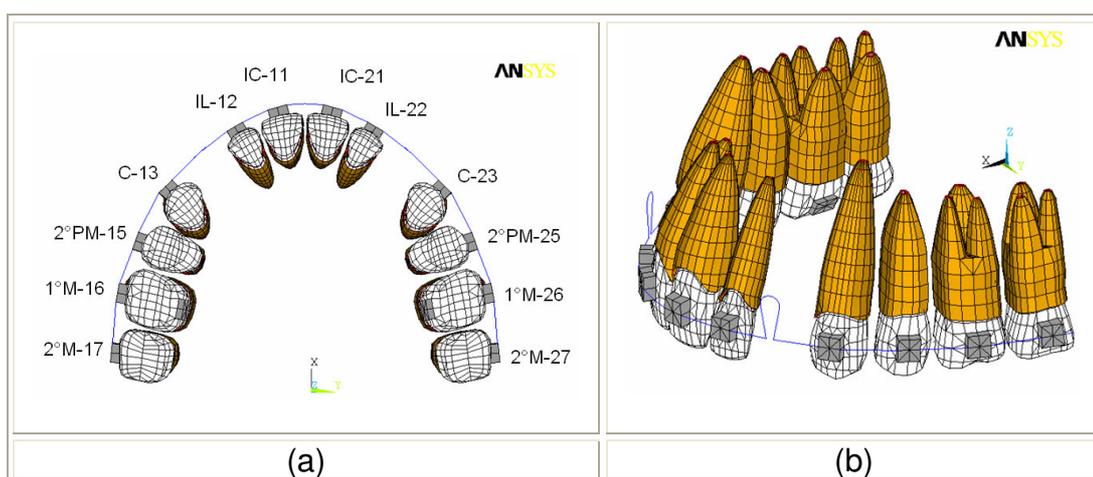


Figura 4.10 - Modelo em elementos finitos (R4-2) em vistas :  
(a) Oclusal; (b) Vestibular.

A Tabela 4.5 mostra o número de elementos e nós que compõem o modelo em elementos finitos:

Tabela 4.5 - Número de elementos do modelo (R4-2).

Modelo completo do AEO (1)			
Componentes	Arcada Dentária	Aparelhagem Ortodôntica	Total
Elementos	14828	240	15068
Nós	12288	253	12517

Sobre este modelo em elementos finitos, que considera a inclusão dos segundo molares, foram atribuídas as condições de contorno para a determinação dos deslocamentos dentários iniciais:

### Condições de contorno

#### *Carregamentos*

Devido as semelhanças entre este modelo e o modelo considerado no caso anterior, foram aplicadas os mesmos carregamentos, sob os pontos A, B, C e D.

#### *Deslocamentos*

Como no caso anterior, as regiões que representam os alvéolos das unidades dentárias, envolvidas pelo arco ortodôntico, tiveram seus movimentos restringidos em todas as direções. Neste caso, foram incluídas as áreas que representam os alvéolos dos segundos molares. A Figura 4.11 mostra as condições de contorno aplicadas com as restrições aos movimentos e os vetores que representam as componentes das forças aplicadas.

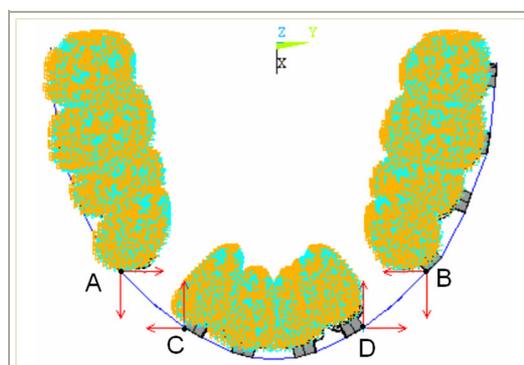


Figura 4.11 - Condições de contorno aplicadas ao modelo (R4-2).

## Resultados

Como descrito no caso anterior, os resultados selecionados referem-se aos deslocamentos obtidos na direção do eixo (x), que correspondem aos movimentos principais ocorridos durante o fechamento de espaços. A Figura 4.12 mostra o gráfico que evidencia, por meio do gradiente de cores, a intensidade dos deslocamentos dentários iniciais obtidos na direção do eixo (x).

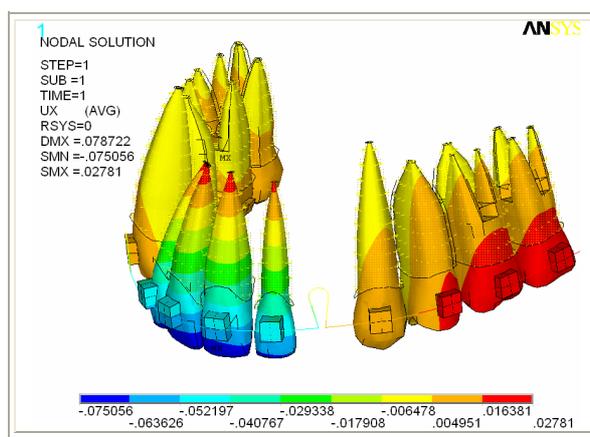


Figura 4.12 - Deslocamentos dentários iniciais relativos a direção (x) para o modelo (R4-2).

A Tabela 4.6 mostra os valores dos deslocamentos médios obtidos, relativos aos pontos centrais dos braquetes, para os grupos de dentes anteriores e posteriores e o percentual de perda de ancoragem “sofrido” pelos dentes posteriores. O sinal negativo significa deslocamentos contrários à direção dada pelo eixo (x) no modelo numérico.

Tabela 4.6 - Perda de ancoragem referente ao modelo (R4-2).

Deslocamento Médio	Dentes Anteriores (Da)	Dentes Posteriores (Dp)	Deslocamento Total   Da  +   Dp	Perda de ancoragem (%)
(mm)	- 0,048996	0,02099	0,069986	<b>29,99</b>

## Comentários

Com a adição do segundo molar ao grupo dos dentes posteriores, atuando como reforço no sistema de ancoragem, foi observado uma perda de ancoragem de 29,99%. Desta forma, a inclusão do segundo molar contribuiu para uma redução de 8,5% na perda de ancoragem, em comparação ao caso anterior.

Neste modelo, não foi considerado a interligação entre os dentes posteriores que compõem a região de ancoragem. Assim, com o objetivo de verificar a influência da união entre os dentes posteriores na redução da perda de ancoragem foi considerado a utilização dos amarrilhos.

### 4.1.1.3 Ancoragem com uso dos amarrilhos – Modelo (R4-3)

O modelo completo em elementos finitos que representa a arcada dentária com os dentes posteriores interligados por amarrilhos é mostrados na Figura 4.13, com destaque para as unidades dentárias envolvidas. Neste modelo, para representar os fios de amarrilhos, foram considerados fios com seção transversal circular de 0,014” ou 0,35mm (vide ref. Bibliog. 70).

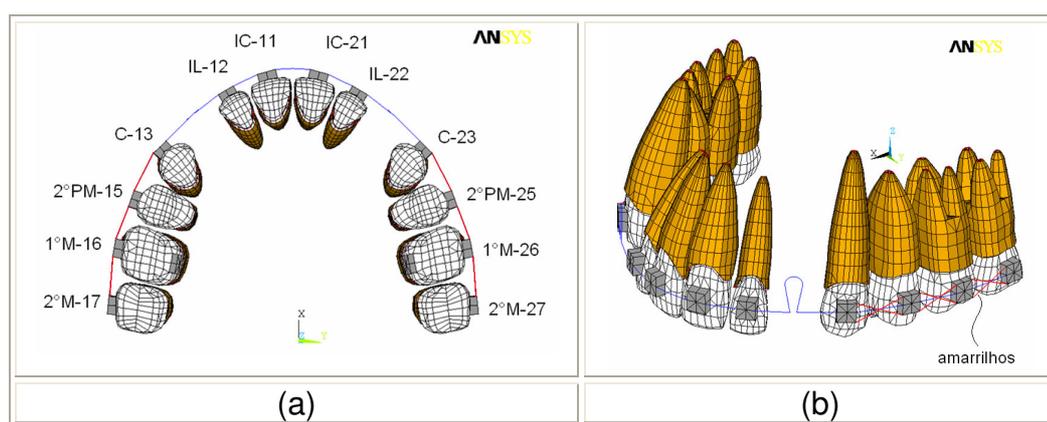


Figura 4.13 - Modelo em elementos finitos (R4-3) em vistas :  
(a) Oclusal; (b) Vestibular.

A Tabela 4.7 mostra o número de elementos finitos e nós que compõem o modelo em elementos finitos:

Tabela 4.7 - Número de elementos do modelo (R4-3).

Modelo completo do AEO (1)			
Componentes	Arcada Dentária	Aparelhagem Ortodôntica	Total
Elementos	14828	256	15084
Nós	12288	279	12521

Para permitir a determinação dos deslocamento dentários iniciais foram atribuídas as condições de contorno sobre este modelo em elementos finitos que considera o uso dos amarrilhos.

### Condições de contorno

Em função das semelhanças entre os modelos e com objetivo de comparar os resultados obtidos, foram considerados os mesmos carregamentos e restrições, aplicados ao caso anterior. A Figura 4.14 mostra as condições de contorno aplicadas com as restrições aos movimentos e os vetores que representam as componentes das forças aplicadas.

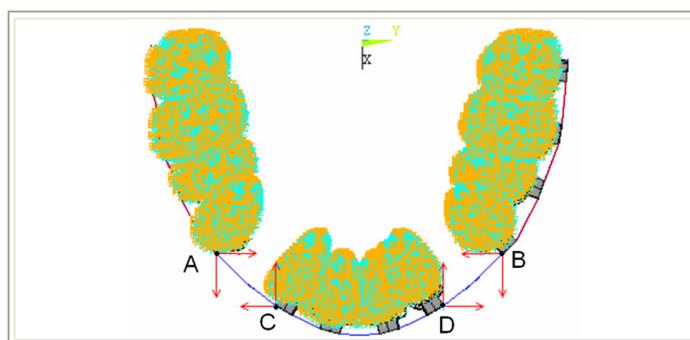


Figura 4.14 - Condições de contorno aplicadas ao modelo (R4-3).

### Resultados

Semelhantes aos casos anteriores, os resultados selecionados referem-se aos deslocamentos obtidos na direção (x), que correspondem aos movimentos

principais ocorridos durante o fechamento de espaços (retração). O gradiente de cores que evidencia a intensidade dos deslocamentos dentários iniciais obtidos na direção do eixo (x) é mostrado na Figura 4.15.

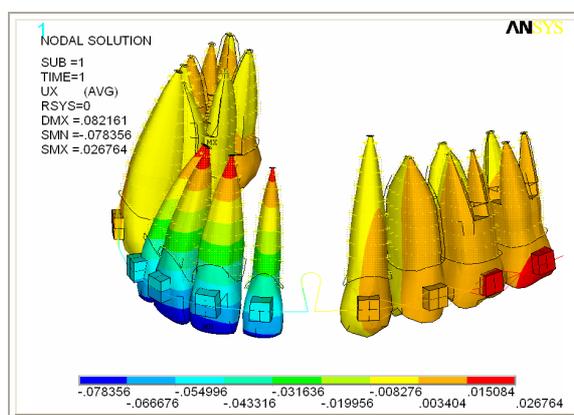


Figura 4.15 - Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para o modelo (R4-3).

A Tabela 4.8 mostra os valores dos deslocamentos médios obtidos, na direção (x), para os grupos de dentes anteriores, posteriores e o percentual de perda de ancoragem. O sinal negativo significa deslocamentos contrários à direção dada pelo eixo (x) no modelo numérico.

Tabela 4.8 - Perda de ancoragem referente ao modelo (R4-3).

Deslocamento Médio	Dentes Anteriores (Da)	Dentes Posteriores (Dp)	Deslocamento Total   Da  +   Dp	Perda de ancoragem (%)
(mm)	-0,0516335	0,01308350	0,064717	<b>20,21</b>

## Comentários

A utilização de amarrilhos interligando o grupo de dentes posteriores, proporcionou uma perda de ancoragem de 20,21%. Com relação ao modelo anterior (29,99%), aonde não foi considerado a utilização dos amarrilhos, foi verificado uma

redução de 9,78% na perda de ancoragem. Desta forma, pôde-se considerar, em média, que a cada dois dentes interligados pelos fios de amarrilho, ocorre uma redução de 3,26% na perda de ancoragem.

Comparando com o modelo inicial (R4-1), aonde não foram incluídos os segundos molares e os amarrilhos, foi observado uma redução de 18,28% na perda de ancoragem. Estes dados mostram a influência positiva da utilização dos amarrilhos e da inclusão dos segundos-molares na redução da perda de ancoragem.

A Figura 4.16 representa esquematicamente os resultados obtidos para as perdas de ancoragem relativas aos dentes posteriores nos três casos analisados.

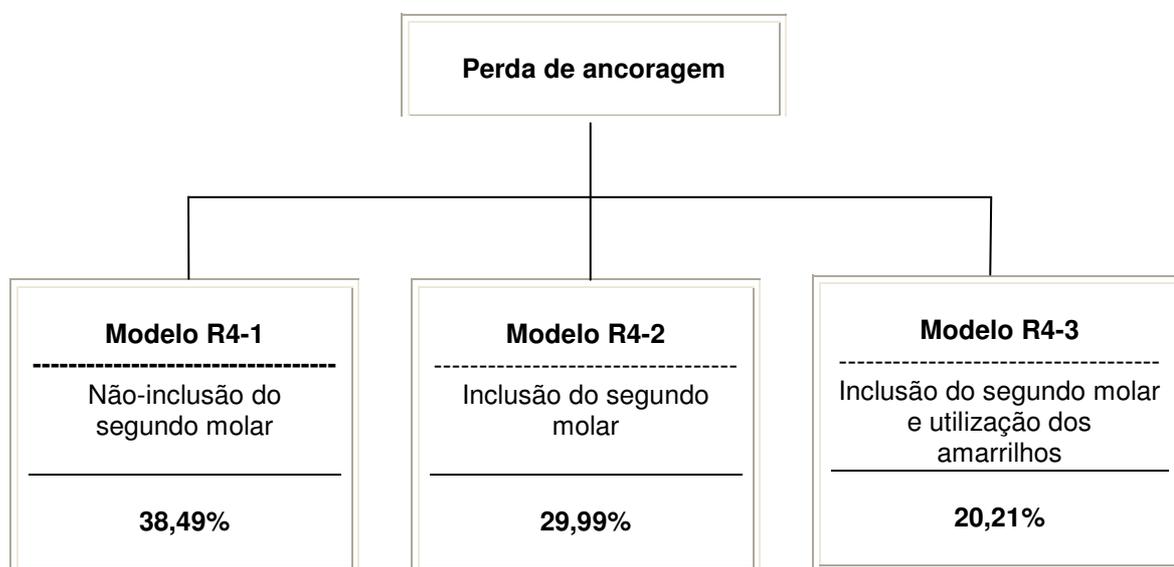


Figura 4.16 - Esquema comparativo da perda de ancoragem entre os modelos: R4-1, R4-2 e R4-3.

Segundo a literatura (Proffit,1995) em certos casos, também com intuito de reduzir ou controlar a perda de ancoragem, alguns procedimentos ou técnicas são realizadas. Entre esses procedimentos foi considerado a retração individual dos caninos.

#### 4.1.2 Retração dos Caninos

##### ***Perda da ancoragem na retração individual dos caninos***

Neste caso hipotético para a quantificação dos deslocamentos dentários iniciais, que envolvem a retração individual dos caninos foi considerado o modelo da arcada dentária, onde os primeiros pré-molares foram excluídos. Este modelo de arcada (MEFA-3) foi apresentado no Capítulo 3, no item 3.4.1.3. e é reapresentado na Figura 4.17 :

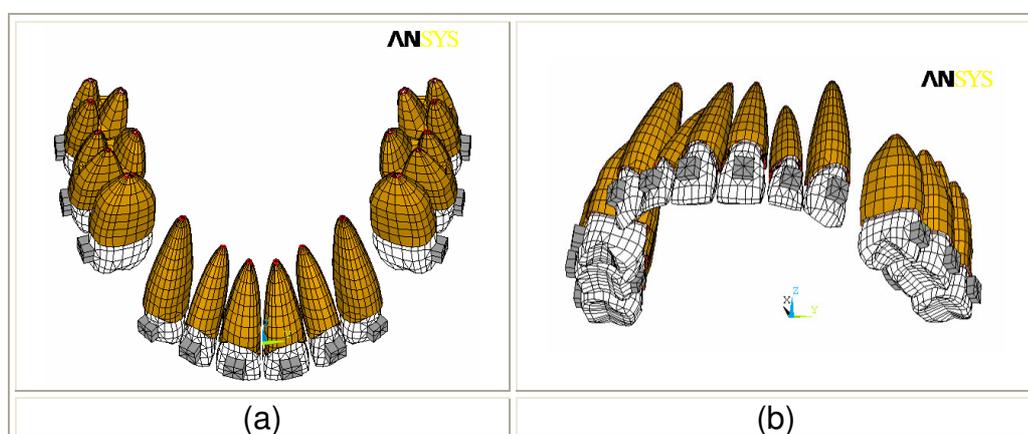


Figura 4.17 - Modelo em elementos finitos da arcada dentária (MEFA-3), em vistas: (a) Vestibular/oclusal; (b) Isométrica.

Por meio deste modelo de arcada dentária e com o acoplamento dos aparelhos e dispositivos ortodônticos foi criado um modelo completo em elementos finitos, (R2C), para a simulação da retração individual dos caninos. Neste modelo, foi considerado a utilização dos amarrilhos e a inclusão dos segundos-molares no reforço no sistema de ancoragem.

A Figura 4.18 representa esquematicamente a consideração utilizada para a avaliação da perda de ancoragem na retração individual dos caninos:

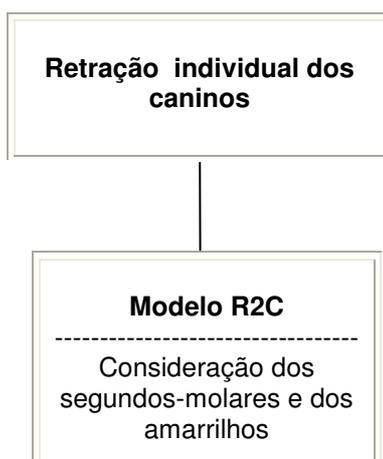


Figura 4.18 - Fluxograma que relaciona o modelo utilizado na avaliação da retração individual dos caninos.

A identificação utilizada neste modelo, R2C, significa a retração de dois dentes anteriores, neste caso, os caninos. Neste ítem, em função do posicionamento das unidades dentárias neste modelo de arcada (MEFA-4), foram considerados como dentes posteriores: os segundos pré-molares (15 e 25), os primeiros-molares (16 e 26) e os segundos-molares (17 e 27). Já os dentes anteriores são representados pelos caninos (13 e 23).

#### **4.1.2.1 Retração individual dos Caninos – consideração dos amarrilhos e dos segundos molares – Modelo (R2C)**

O modelo completo em elementos finitos que representa a arcada dentária com arco ortodôntico “segmentado”, considerado para a retração individual dos caninos é mostrado na Figura 4.19, com destaque para os amarrilhos e as unidades dentárias envolvidas.

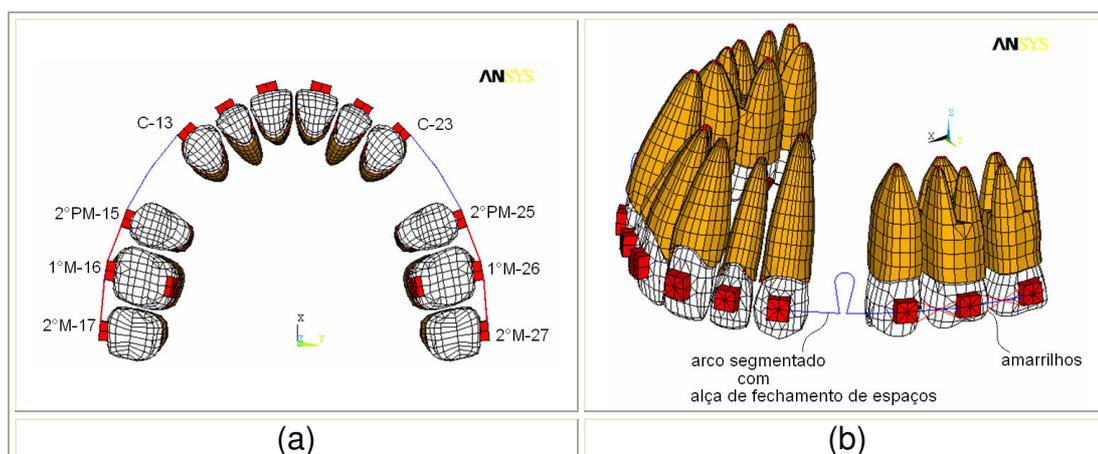


Figura 4.19 - Modelo em elementos finitos (R2C) em vistas :  
(a) Oclusal; (b) Vestibular.

A Tabela 4.9 mostra o número de elementos e nós que compõem o modelo em elementos finitos:

Tabela 4.9 - Número de elementos do modelo (R2C).

Modelo completo do AEO (1)			
Componentes	Arcada Dentária	Aparelhagem Ortodôntica	Total
Elementos	14828	192	15020
Nós	12288	206	12466

A partir deste modelo completo em elementos finitos, que representa a retração individual dos caninos, foram atribuídas as condições de contorno para a determinação da perda da ancoragem relativa aos dentes posteriores.

## Condições de contorno

### Carregamentos

Segundo a literatura ortodôntica (Jarabak e Fizzell, 1975), a força otimizada para a retração individual dos caninos é de 1,375 N. Neste sentido, essas forças foram decompostas em componentes (x) e (y) seguindo a direção das bases das

alças dada pelo seu posicionamento no modelo da arcada dentária. Essas forças foram aplicadas sobre os pontos correspondentes às extremidades das alças, como mostra a Figura 4.20.

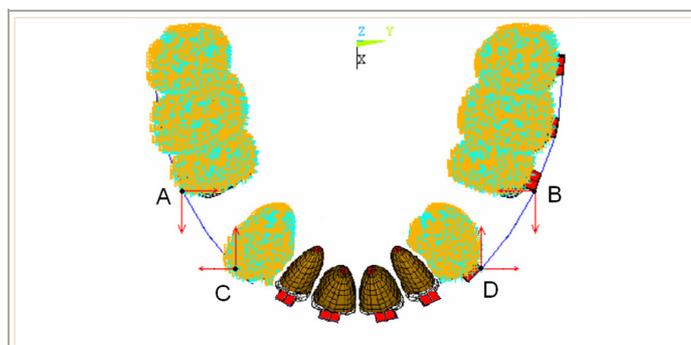


Figura 4.20 - Condições de contorno aplicadas ao modelo (R2C).

A Tabela 4.10 mostra as componentes das forças aplicadas sob os pontos A, B, C e D.

Tabela 4.10 - Componentes das forças aplicadas ao modelo (R2C).

Força (N)	FX	FY
<b>A</b>	1,1899665	0,688923125
<b>B</b>	1,1899665	-0,688923125
<b>C</b>	-1,0759925	-0,85608325
<b>D</b>	-1,0759925	0,85608325

### **Deslocamentos**

Como considerado nos casos anteriores, as regiões que representam os alvéolos das unidades dentárias, envolvidas pelo arco ortodôntico segmentado, tiveram seus movimentos restringidos em todas as direções, Figura 4.20.

## Resultados

A intensidade dos deslocamentos dentários iniciais, evidenciada por meio do gradiente de cores, obtidos com relação à direção (x) é mostrado na Figura 4.21. Esses deslocamentos correspondem aos movimentos principais ocorridos durante a etapa de retração (fechamento de espaços).

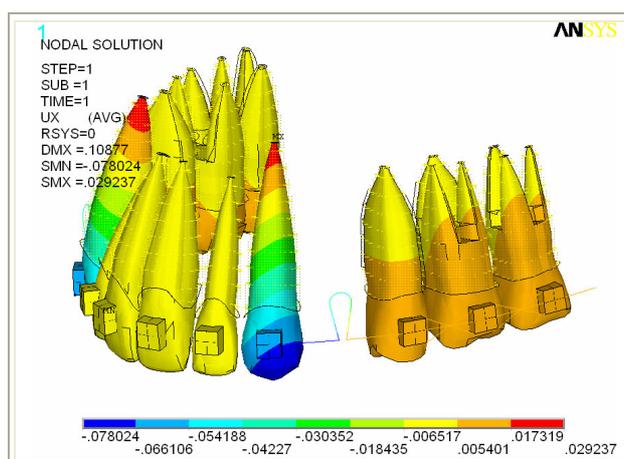


Figura 4.21 - Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para o modelo (R2C).

A Tabela 4.11 mostra os valores médios dos deslocamentos iniciais obtidos para os grupos de dentes anteriores, posteriores e o percentual de perda de ancoragem. O sinal negativo significa deslocamentos contrários à direção dada pelo eixo (x) no modelo numérico.

Tabela 4.11 - Perda de ancoragem referente ao modelo (R2C).

Deslocamento Médio	Dentes Anteriores (Da)	Dentes Posteriores (Dp)	Deslocamento Total   Da  +   Dp	Perda de ancoragem (%)
(mm)	- 0,064009	0,01299	0,076999	16,87

## Comentários

Com o procedimento de retração individual dos caninos, através do arco segmentado com alça para fechamento de espaços, foi verificada uma perda de ancoragem de 16,87%. Já a retração dos quatro dentes anteriores, como descrito no item anterior, onde também foi considerado a inclusão dos segundos molares e os amarrilhos, foi obtida uma perda de ancoragem de 20,21%. Estas duas etapas totalizaram uma perda de ancoragem de 37,08%, para a retração de “todos os seis” dentes anteriores.

A Figura 4.22 representa esquematicamente os resultados obtidos para as perdas de ancoragem, considerando essas duas etapas, relacionadas à utilização dos amarrilhos e dos segundos molares no sistema de reforço de ancoragem.

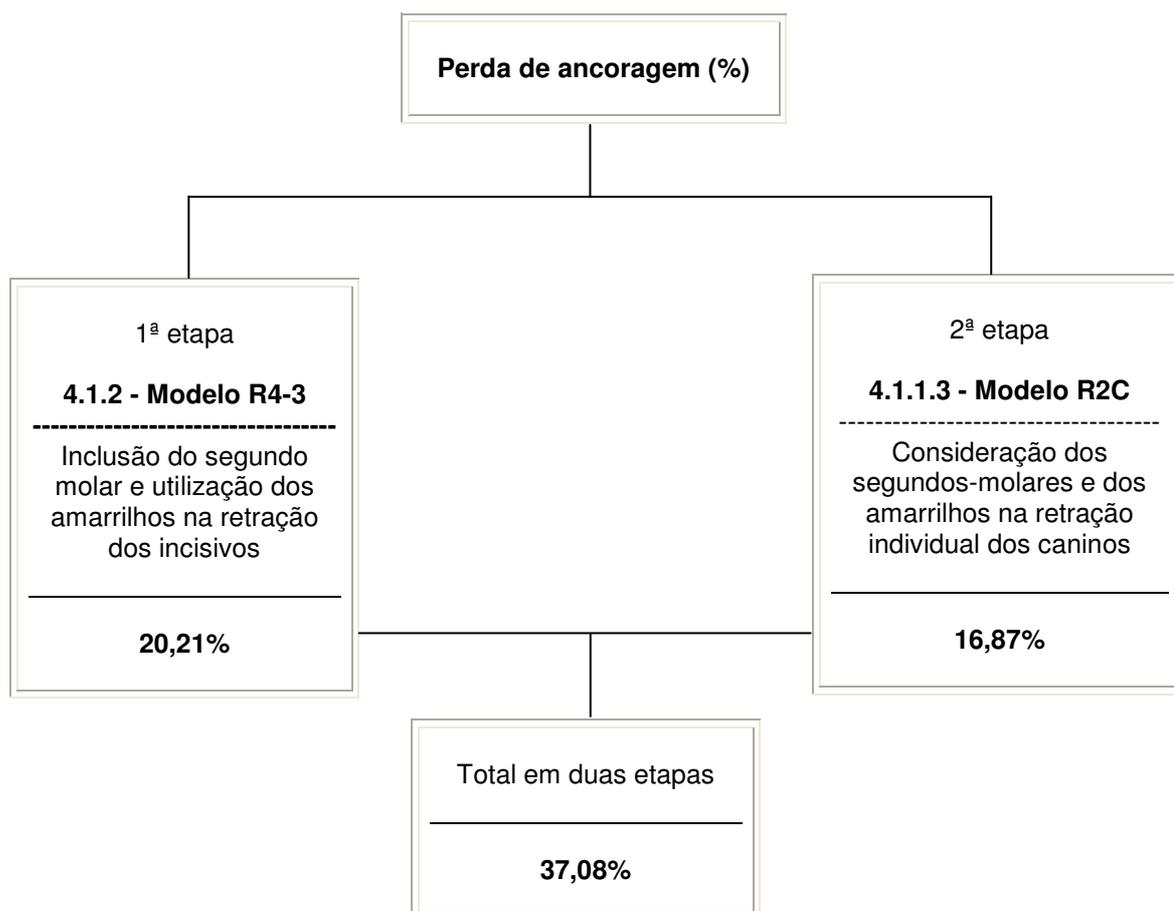


Figura 4.22 - Esquema comparativo da perda de ancoragem entre os modelos: R4-3 e R2C.

Neste sentido, com intuito de possibilitar a retração dos seis dentes anteriores, em uma só etapa, com redução e o controle da perda de ancoragem, foram considerados duas situações hipotéticas envolvendo o uso dos mini-implantes ortodônticos. Nestes casos foram considerados os conceitos relacionados à ancoragem indireta, como descrita no Capítulo 2, que se referem à forma de utilização dos mini-implantes. Nestes modelos, como nos casos anteriores, foram considerados a utilização do arco ortodôntico com alças de retração e dos amarriños, acoplados a arcada dentária.

#### **4.1.3 Retração em grupo dos seis dentes anteriores**

Na retração dos seis dentes anteriores em uma única etapa, a influência do uso dos mini-implantes ortodônticos (MPO) no reforço do sistema de ancoragem dos dentes posteriores, foi quantificada por meio de dois modelos completos em elementos finitos, diferenciados pela forma de interligação dos mini-implantes. Os modelos avaliados consideraram:

- Os mini-implantes interligados entre os molares (Modelo R6-MPO-1)
- Os mini-implantes interligados aos segundos pré-molares (Modelo R6-MPO-2)

A Figura 4.23 representa as situações consideradas, pelas quais foram quantificadas as perdas de ancoragem envolvidas na retração dos incisivos centrais (11 e 21), laterais (12 e 22) e caninos (13 e 23).

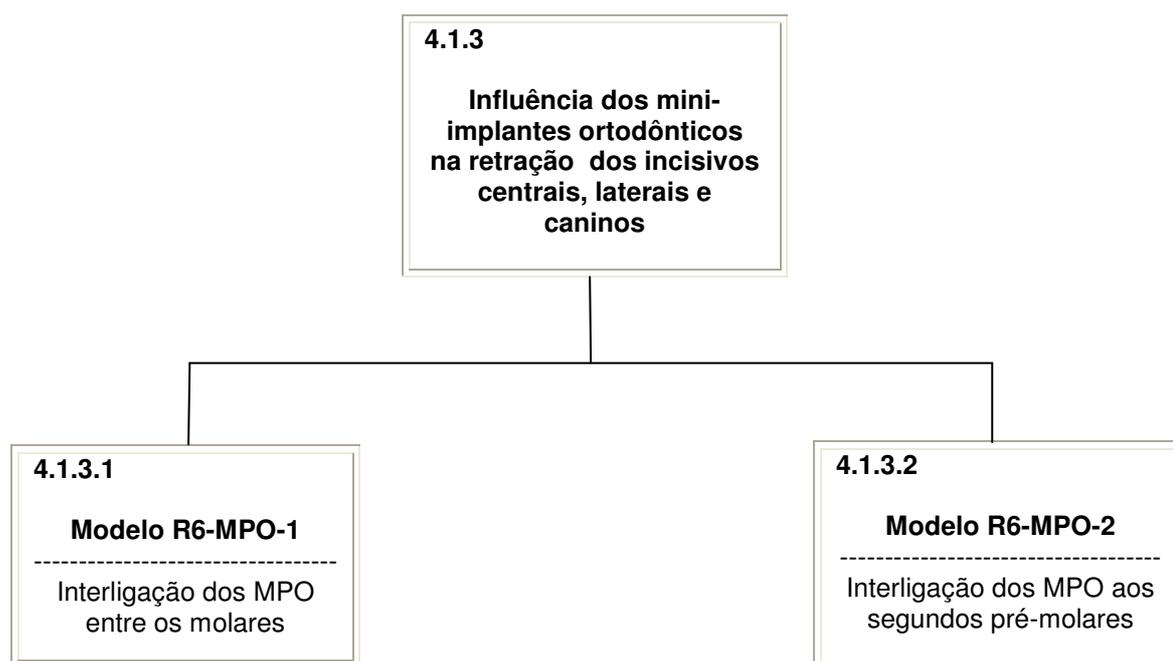


Figura 4.23 - Considerações adotadas na avaliação das perdas de ancoragem na retração dos incisivos centrais, laterais e caninos.

Nestes modelos, R6-MPO-1 e R6-MPO-2, foram considerados como dentes posteriores os segundos pré-molares (15 e 25), os primeiros-molares (16 e 26) e os segundos-molares (17 e 27). Já os dentes anteriores são representados pelos incisivos centrais (11 e 21), pelos incisivos laterais (12 e 22) e pelos caninos (13 e 23).

#### **4.1.3.1 Retração dos seis dentes anteriores – MPO posicionados entre os molares - Modelo (R6-MPO-1)**

Neste modelo, foi considerado a retração dos seis dentes anteriores, utilizando os mini-implantes ortodônticos (MPO) como reforço da ancoragem.

A Figura 4.24 (a) e (b) mostra o modelo completo em elementos finitos que representa a arcada dentária, com alça para fechamento de espaços confeccionada

sob o arco ortodôntico e os dispositivos utilizados para ancoragem (MPO e amarrilhos). Os MPO foram posicionados entre as raízes dos molares, e interligados entre os seus braquetes. Na Figura 4.24 (c) é mostrado em destaque o mini-implante, os fios para conexão dos MPO aos braquetes e os fios de amarrilho. Na representação dos fios para conexão foi considerado um fio de aço inoxidável com seção transversal retangular com dimensões 0,019" x 0,025" ou 0,4826 x 0,635 mm.

Além dos mini-implantes, as estruturas anatômicas adjacentes que o envolvem, também foram consideradas. Essas estruturas representam: o osso alveolar, o osso cortical e a região da mucosa gengival, Figura 4.24 (d).

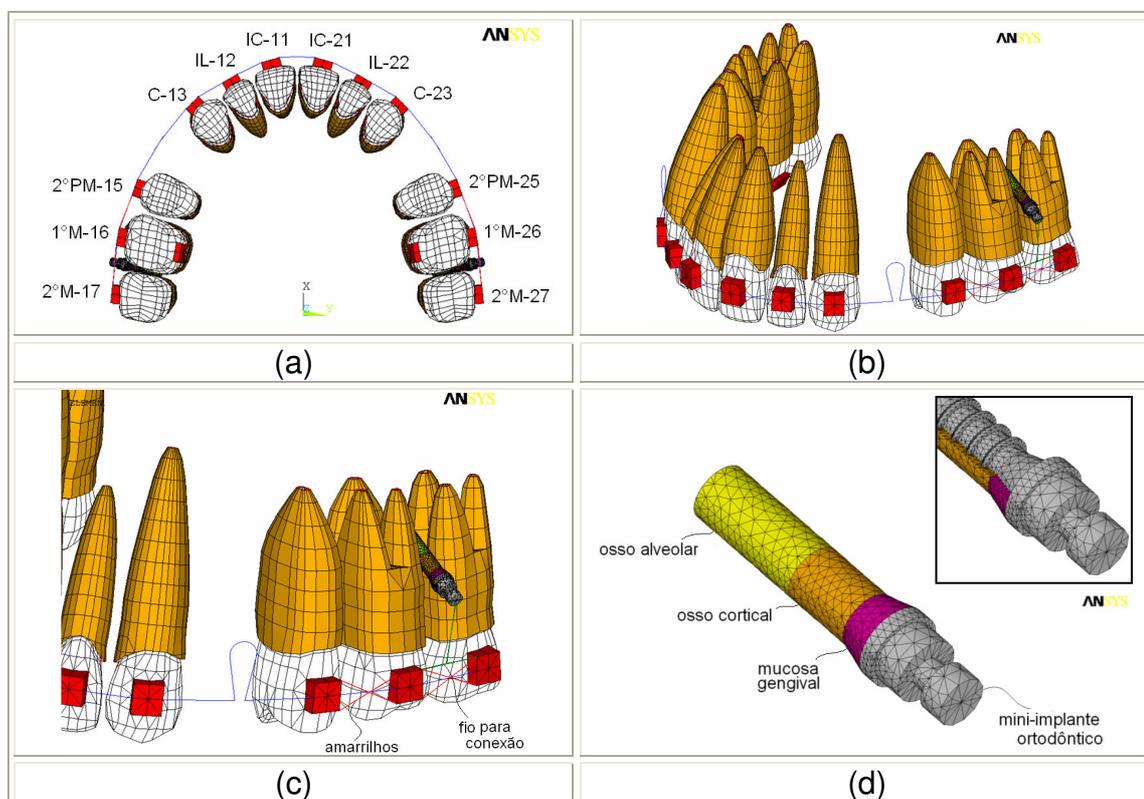


Figura 4.24 - (a) e (b) Modelo em elementos finitos (R6-MPO-1); (c) e (d) Destaque para o mini-implante ortodôntico e as estruturas adjacentes.

A Tabela 4.12 mostra o número de elementos e nós que compõem o modelo em elementos finitos:

Tabela 4.12 - Número de elementos do modelo (R6-MPO-1).

<b>Modelo completo do AEO (1)</b>			
<b>Componentes</b>	<b>Arcada Dentária</b>	<b>Aparelhagem Ortodôntica + Mini-Implantes</b>	<b>Total</b>
<b>Elementos</b>	14828	270+22822	37920
<b>Nós</b>	12288	287+34771	47306

Sobre este modelo completo em elementos finitos, que representa a retração dos seis dentes anteriores com o uso dos mini-implantes, foram atribuídas as condições de contorno. Essas condições de contorno, permitiram a obtenção dos deslocamentos dentários iniciais e conseqüentemente da perda de ancoragem, além da avaliação do comportamento estrutural dos mini-implantes e de suas estruturas adjacentes.

### **Condições de contorno**

#### ***Carregamentos***

Segundo a literatura ortodôntica (Jarabak e Fizzell,1975), a força média utilizada para a retração dos seis dentes anteriores é de 5,95 N. Neste sentido, essas forças foram divididas e decompostas em componentes (x) e (y) seguindo a direção das dada pela base das alças em função do seu posicionamento na arcada.

A Tabela 4.13 mostra as componentes das forças aplicadas sob os pontos A,B, C e D.

Tabela 4.13 - Componentes das forças aplicadas ao modelo (R6-MPO-1).

<b>Força (N)</b>	<b>FX</b>	<b>FY</b>
<b>A</b>	2,57462	1,49057912
<b>B</b>	2,57462	1,49057912
<b>C</b>	-2,32805	-1,852252
<b>D</b>	-2,32805	1,852252

Essas forças foram aplicadas sobre os pontos correspondentes às extremidades das alças, como mostra a Figura 4.25.

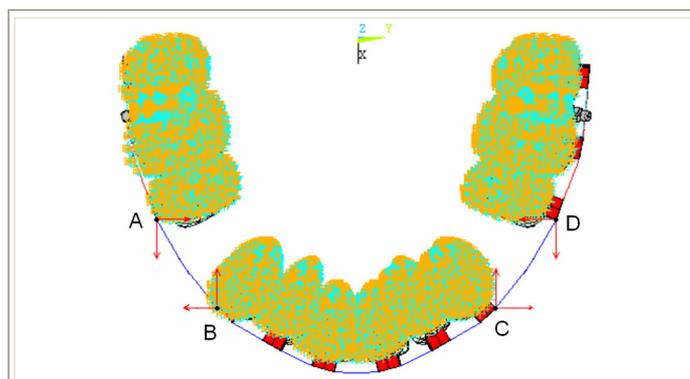


Figura 4.25 - Condições de contorno aplicadas ao modelo (R6-MPO-1).

### ***Deslocamentos***

Como no caso anterior, as regiões que representam os alvéolos das unidades dentárias, envolvidas pelo arco ortodôntico, foram restringidas em todas as direções. Além disso, para reproduzir o comportamento dos mini-implantes quando submetidos aos esforços impostos pela aparelhagem ortodôntica, as estruturas anatômicas que os envolvem, ossos cortical e alveolar e a mucosa gengival, tiveram seus movimentos restringidos em todas as direções. A Figura 4.25 mostra as condições de contorno aplicadas a este modelo.

### **Resultados**

Os resultados obtidos para este caso hipotético foram divididos em duas partes. A primeira relaciona-se aos deslocamentos dentários iniciais relacionados à direção (x), como descrito nos casos anteriores. Já a segunda parte, envolve as análises das tensões máximas, sob o critério de von Mises, relativos aos MPO(s) e o osso cortical.

### Deslocamentos dentários

A Figura 4.26 mostra o gráfico que evidencia, por meio do gradiente de cores, a intensidade dos deslocamentos dentários iniciais obtidos na direção do eixo (x), que correspondem à direção dos movimentos principais ocorridos durante a etapa de retração (fechamento de espaços).

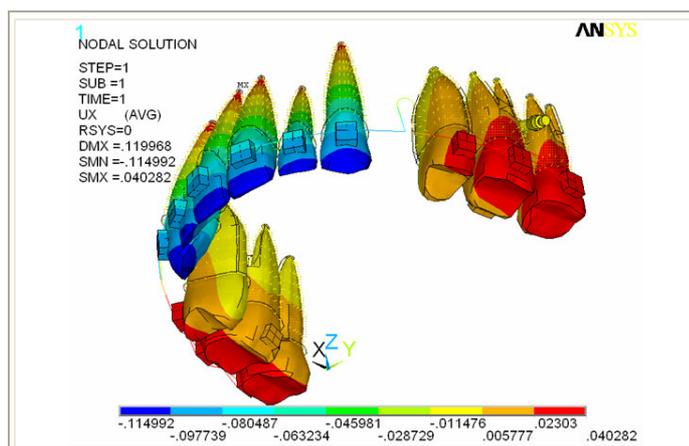


Figura 4.26 - Deslocamentos dentários iniciais relativos a direção (x) para o modelo (R6-MPO-1).

A Tabela 4.14 abaixo mostra os valores dos deslocamentos médios obtidos para os grupos de dentes anteriores, posteriores e o percentual de perda de ancoragem. O sinal negativo significa deslocamentos contrários à direção dada pelo eixo (x) no modelo numérico.

Tabela 4.14 - Perda de ancoragem referente ao modelo (R6-MPO-1).

Deslocamento Médio	Dentes Anteriores (Da)	Dentes Posteriores (Dp)	Deslocamento Total   Da   +   Dp	Perda de ancoragem (%)
(mm)	- 0,082358	0,0344276	0,1167856	<b>29,47</b>

## Tensões

Por meio das tensões máximas analisadas sob o critério de von Mises, foram avaliados o comportamento dos mini-implantes ortodônticos e do osso cortical. Uma vez que, as demais estruturas anatômicas adjacentes, osso alveolar e mucosa gengival, não apresentaram valores expressivos elas foram, por simplificação, excluídas das análises.

A Figura 4.27 mostra as tensões equivalentes de von Mises observadas ao longo do mini-implante ortodôntico (a) e do osso cortical (b). A Figura 4.27 apresenta a região da cabeça e adjacências do MPO e do osso cortical.

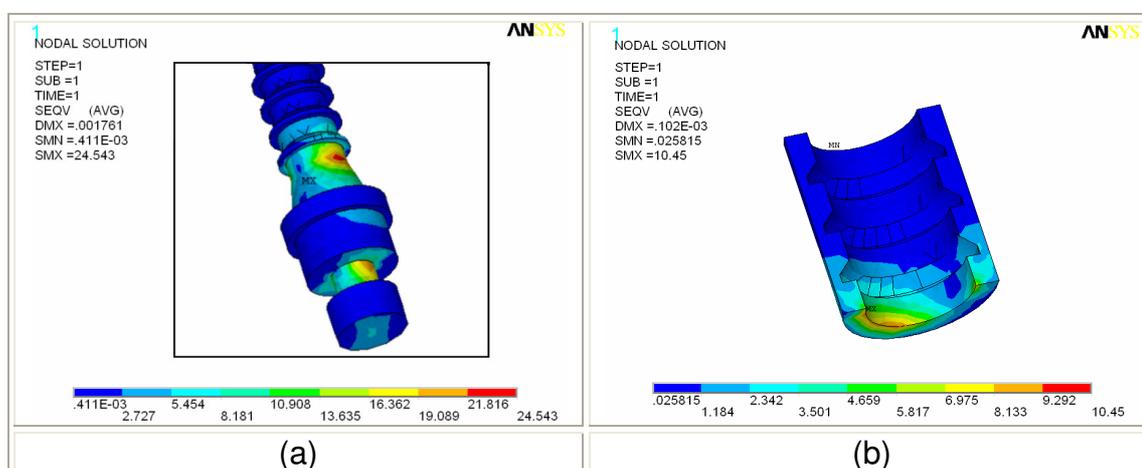


Figura 4.27 - Tensões de von Mises destaca pelo gradiente de cores referente ao modelo (R6-MPO-1) para: (a) MPO, (b) osso cortical.

## Comentários

### Perda da ancoragem

Com a utilização dos MPO(s) posicionados entre as raízes dos molares e interligados verticalmente aos braquetes adjacentes, foi obtido uma perda de ancoragem de 29,47%, na retração em grupo dos seis dentes anteriores, em uma única etapa.

Isto significa que, por meio da utilização dos MPO(s), foi possível obter uma redução na perda de ancoragem de (7,61%) relacionada às obtidas em duas etapas (37,08%), como descrita nos Comentários do caso anterior.

Este resultado mostra a eficiência do uso dos mini-implantes, como dispositivo de ancoragem indireta, no controle da perda de ancoragem.

A Figura 4.28 representa esquematicamente os resultados obtidos para as perdas de ancoragem em: duas etapas e em etapa única com o uso dos mini-implantes ortodônticos. Os valores destacados referem-se à retração dos seis dentes anteriores.

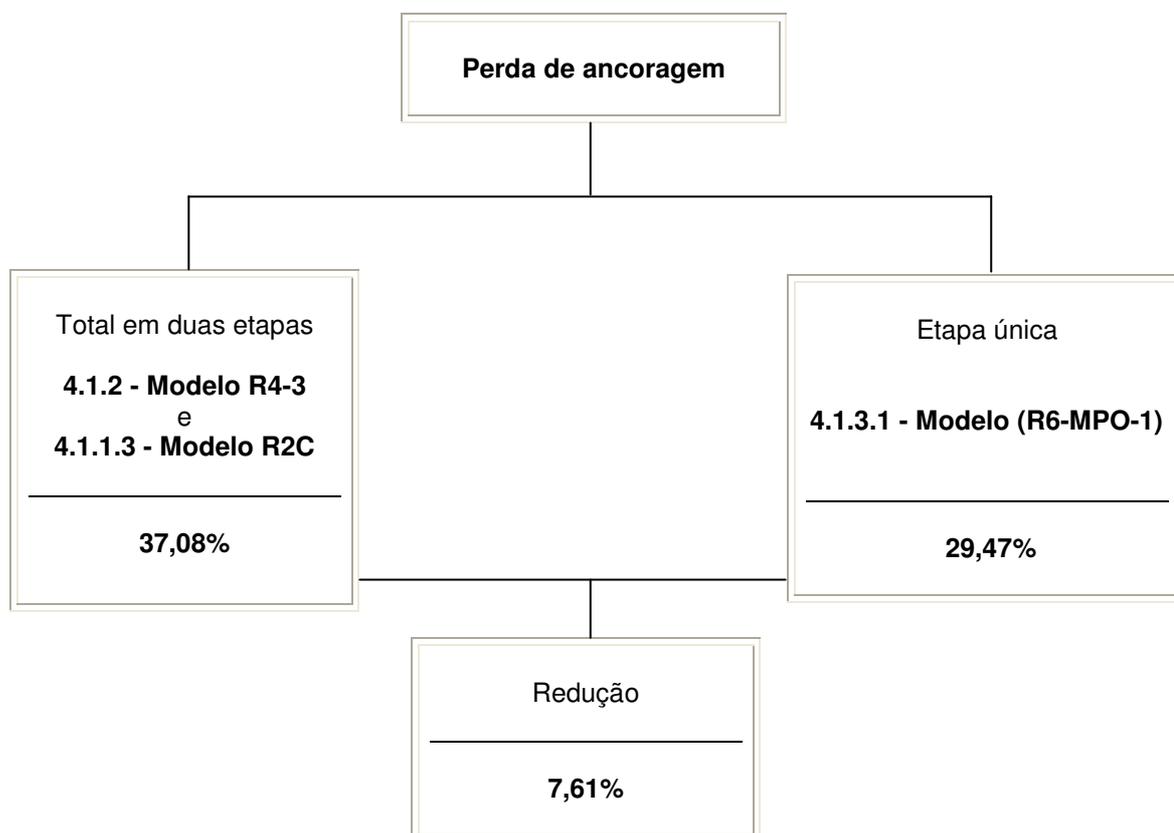


Figura 4.28 - Esquema comparativo da perda de ancoragem entre os modelos: R4-3 e R2C.

### **Tensões**

Com relação aos mini-implantes foi verificado que as tensões máximas ocorrem em uma região intermediária, entre o perfil transmucoso e o corpo do MPO. Nesta região as tensões máximas ocorrem nas proximidades do primeiro filete da rosca do MPO. A ocorrência de tensões máximas, nesta região, também foi verificado por Lehmann (2005). Este mesmo autor destacou que o limite de escoamento do titânio (ASTM-4), utilizado na confecção dos mini-implantes é de 483 MPa. Neste sentido, em função do carregamento estabelecido, pôde destacar que o MPO não apresentaria falhas, uma vez que, a máxima tensão encontrada foi de 24,54 MPa.

Em relação ao osso cortical foi obtido uma tensão máxima de 10,45 MPa na borda que corresponde à região adjacente à tensão máxima encontrada no mini-implante. Este valor encontrado sugere que o osso cortical também não apresentaria falhas, uma vez que a tensão necessária para desencadear os processos de falha seria de 167 MPa segundo Çiftçi e Canay<sup>1</sup> (2000) apud (Lehmann, 2005).

Com objetivo de reduzir ainda mais a perda de ancoragem foi proposto uma nova configuração relacionada à forma de interligação do mini-implante ortodôntico.

#### **4.1.3.2 Retração dos seis dentes anteriores – MPO posicionados entre os molares - Modelo (R6-MPO-2)**

Neste modelo também foi considerado a retração dos seis dentes anteriores, utilizando os mini-implantes como reforço da ancoragem. Neste caso, os MPO foram posicionados entre as raízes dos molares, e interligados à parte distal do bráquete do segundo pré-molar. A Figura 4.29 (a) e (b) mostra o modelo completo em elementos finitos que representa a arcada dentária, com alça para fechamento de espaços confeccionadas sob o arco ortodôntico e os dispositivos utilizados para ancoragem (MPO(s) e amarrilhos).

---

<sup>1</sup>Çiftçi, Y.; Canay, S. "The effect of veneering materials on stress distribution in implant supported fixed prosthetic restorations." The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. Vol.15, nº4, p. 571-572, 2000.

Na Figura 4.29 (c) é mostrado em destaque o mini-implante, o fio para conexão dos MPO(s) aos braquetes e os fios de amarrilho. As estruturas anatômicas adjacentes que envolvem os mini-implantes também foram consideradas. Essas estruturas representam: o osso alveolar, o osso cortical e a região da mucosa gengival, Figura 4.29 (d).

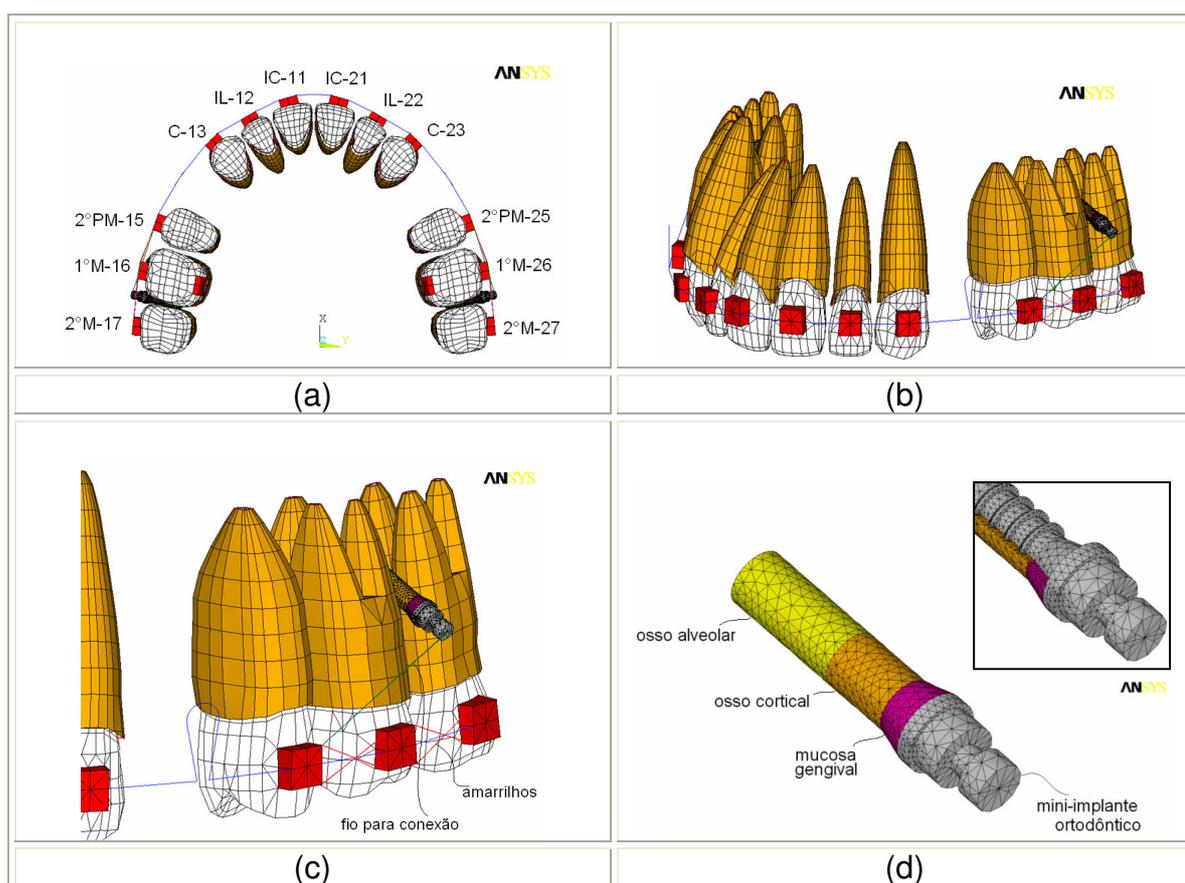


Figura 4.29 - (a) e (b) Modelo em elementos finitos (R6-MPO-2); (c) e (d) Destaque para o mini-implante ortodôntico e as estruturas adjacentes.

A Tabela 4.15 mostra o número de elementos finitos e nós que compõem o modelo em elementos finitos:

Tabela 4.15 - Número de elementos do modelo (R6-MPO-2).

Modelo completo (R6-MPO-2)			
Componentes	Arcada Dentária	Aparelhagem Ortodôntica	Total
Elementos	14828	258+22822	37908
Nós	12288	277+34771	47296

Como no caso anterior, à partir deste modelo em elementos finitos, foram aplicadas as condições de contorno que permitiram a obtenção dos deslocamentos dentários iniciais (perdas de ancoragem) e a avaliação do comportamento estrutural dos mini-implantes e de suas estruturas adjacentes.

### Condições de contorno

Os carregamentos e as restrições impostas a este modelo foram similares (iguais) ao caso descrito anterior, por este motivo não foram rerepresentados.

### Resultados

#### *Deslocamentos dentários*

A Figura 4.30 mostra o gráfico que evidencia, por meio do gradiente de cores, a intensidade dos deslocamentos dentários iniciais obtidos na direção do eixo (x).

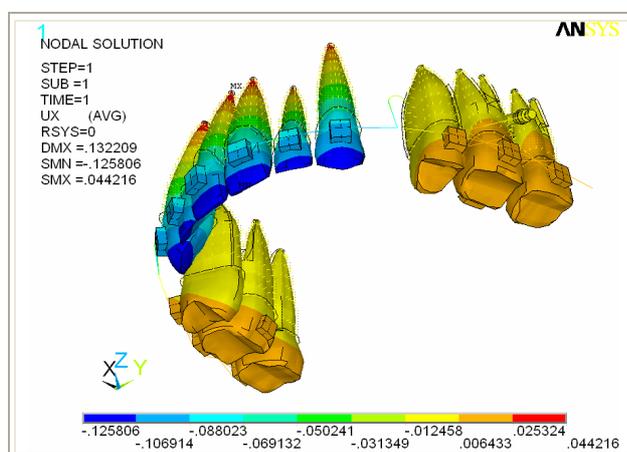


Figura 4.30 - Deslocamentos dentários iniciais relativos a direção (x) para o modelo (R6-MPO-2).

A Tabela 4.16 mostra os valores dos deslocamentos médios obtidos para os grupos de dentes anteriores, posteriores e o percentual de perda de ancoragem. O sinal negativo significa deslocamentos contrários à direção dada pelo eixo (x) no modelo numérico.

Tabela 4.16 - Perda de ancoragem referente ao modelo (R6-MPO-2).

Deslocamento Médio	Dentes Anteriores (Da)	Dentes Posteriores (Dp)	Deslocamento Total   Da  +   Dp	Perda de ancoragem (%)
(mm)	- 0,08947	0,01080466	0,10027466	<b>10,77</b>

### Tensões

Como no caso anterior, as tensões ao longo dos MPO(s) e da estruturas anatômicas adjacentes, foram avaliadas sob o critério de von Mises.

A Figura 4.31 mostra as tensões equivalentes de von Mises ao longo dos mini-implantes ortodônticos (a) e do osso cortical (b).

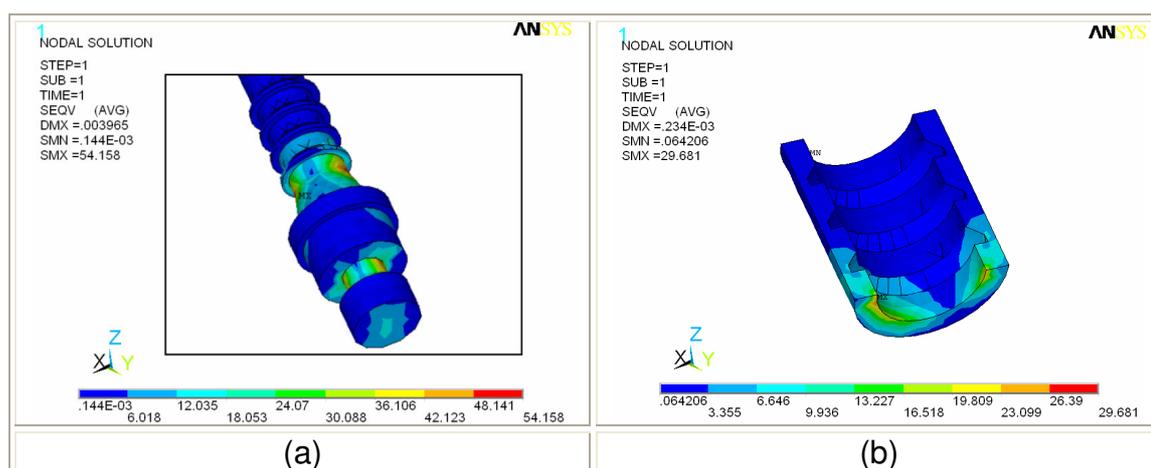


Figura 4.31 - Tensões de von Mises em gradiente de cores referente ao modelo (R6-MPO-2) para: (a) MPO, (b) osso cortical.

### Comentários

#### Perda da ancoragem

Com a modificação da forma de conexão do fio que interliga o bráquete ao mini-implante foi verificado uma perda de ancoragem de 10,77%. Neste sentido, comparando com o caso anterior, houve uma redução de 18,70% no deslocamento dos dentes posteriores (perda de ancoragem). Esta redução foi obtida em função

posicionamento fio de conexão (interligação). Neste caso, o posicionamento “mais horizontal” do fio promoveu a redução dos movimentos dos dentes posteriores em relação à direção (x), que corresponde às direções dos deslocamentos principais que ocorrem durante os movimentos de fechamento de espaços.

Em comparação à retração em duas etapas, descritas anteriormente, foi obtida uma redução na perda de ancoragem de 26,31%.

Estes resultados demonstram a eficiência do uso dos MPO(s) na redução da perda de ancoragem, além da possibilidade de controle da mesma, por meio de diferentes formas de “amarração” (interligação).

A Figura 4.32 representa esquematicamente os resultados obtidos para as perdas de ancoragem em: duas etapas e em etapa única com o uso dos mini-implantes ortodônticos. Essas porcentagens referem-se a retração dos seis dentes anteriores.

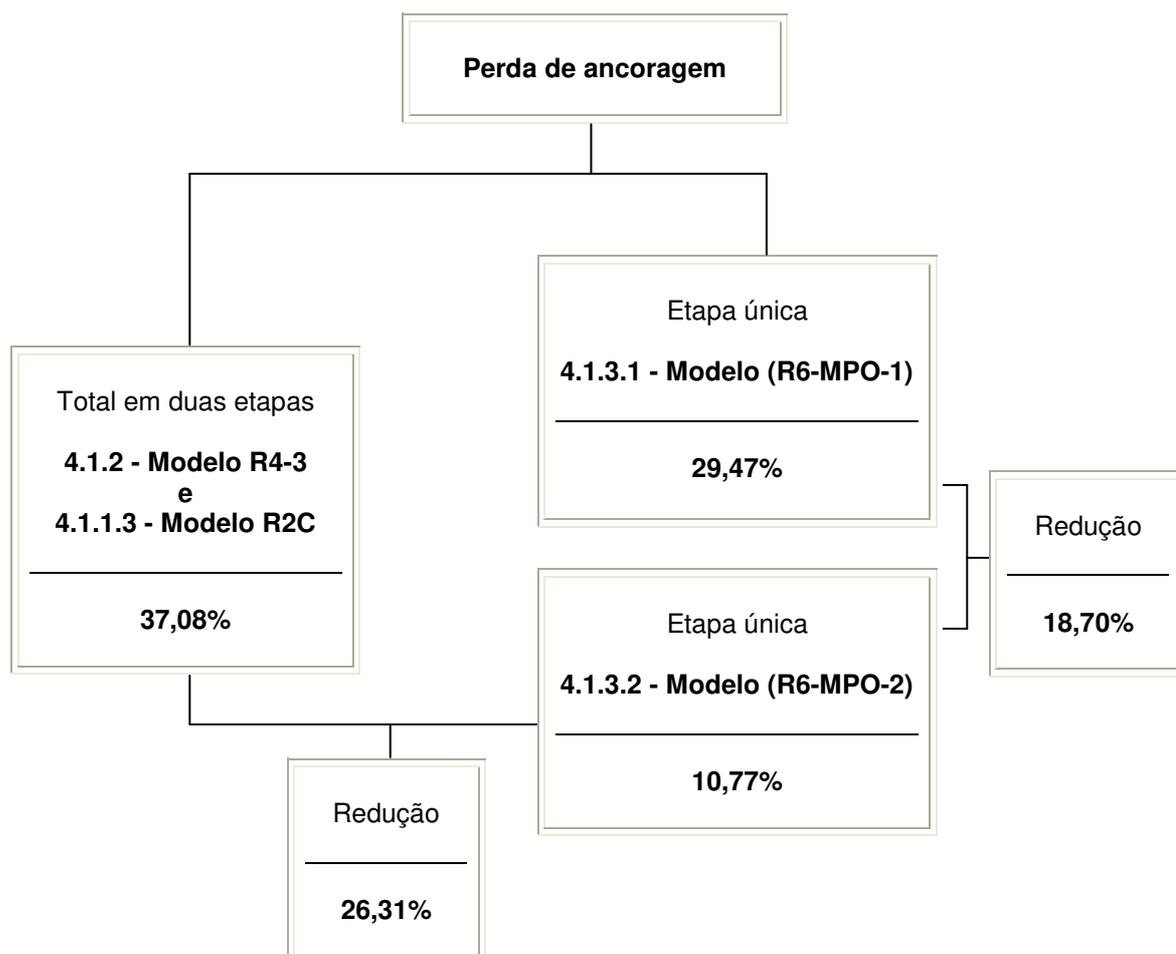


Figura 4.32 - Esquema comparativo da perda de ancoragem entre os modelos: R4-3, R2C, R6-MPO-1 e R6-MPO-2.

### ***Tensões***

Com destaque no caso anterior, foi verificado que as tensões máximas também ocorrem na região intermediária entre o perfil transmucoso e o corpo do MPO, próximo ao primeiro filete. A tensão máxima observada foi de 54,15 MPa, essa intensidade mostra que não ocorreria falhas no MPO.

Neste caso, a intensidade da tensão máxima superou a obtida no caso anterior, entretanto este fato já era esperado, uma vez que, para a redução das perdas da ancoragem, maiores esforços foram induzidos sobre os mini-implantes ortodônticos.

Em relação ao osso cortical a tensão máxima observada foi de 29,68 MPa e, como no caso anterior, este valor sugere que o osso cortical não apresentaria falhas, uma vez que o limite de 167 MPa, não foi alcançado.

## **4.2 DISTALIZAÇÃO DOS MOLARES**

O objetivo relacionado a este grupo de casos hipotéticos foi avaliar, por meio dos deslocamentos dentários iniciais, de uma forma generalizada, os movimentos principais produzidos por diferentes tipos de aparelhos utilizados para a distalização dos molares. Nos casos avaliados foram considerados diferentes tipos de aparelhos intra e extra-buciais.

Cabe ressaltar que, as avaliações mais detalhadas que envolvem outros tipos de movimentos, ocorridos simultaneamente aos movimentos dentários aqui considerados como principais, estão sendo realizadas em trabalhos que dão continuidade aos resultados apresentados neste ítem.

A Figura 4.33 mostra o fluxograma que representa os grupos de casos hipotéticos relacionados à distalização dos molares.



Figura 4.33 - Organização dos casos hipotéticos em função dos aparelhos utilizados na distalização dos primeiros molares.

#### **4.2.1 Aparelhos Intra-Bucais – AIB(s)**

Além do uso dos aparelhos extra-bucais para promover a distalização dos molares, como descrito no segundo Capítulo, são também utilizados os aparelhos intra-bucais. Esses aparelhos, contrariamente aos extra-bucais, baseiam-se no sistema de ancoragem situada principalmente sob a região da mucosa palatina.

Estes aparelhos intra-bucais possuem diferentes dispositivos, por meio dos quais, são aplicadas as forças ortodônticas. Dentre esses dispositivos destacam-se as molas espirais, os elásticos e as dobras de ativação. Nas simulações foram considerados quatro diferentes tipos de aparelhos intra-bucais, conhecidos por seus nomes comerciais: Jones-Jig®, “Mola de Aço”, Distal-Jet® (modificado) e Pendulum®.

A Figura 4.34 mostra o fluxograma que representa os grupos de casos hipotéticos relacionados à distalização dos molares por meio dos aparelhos intra-bucais.

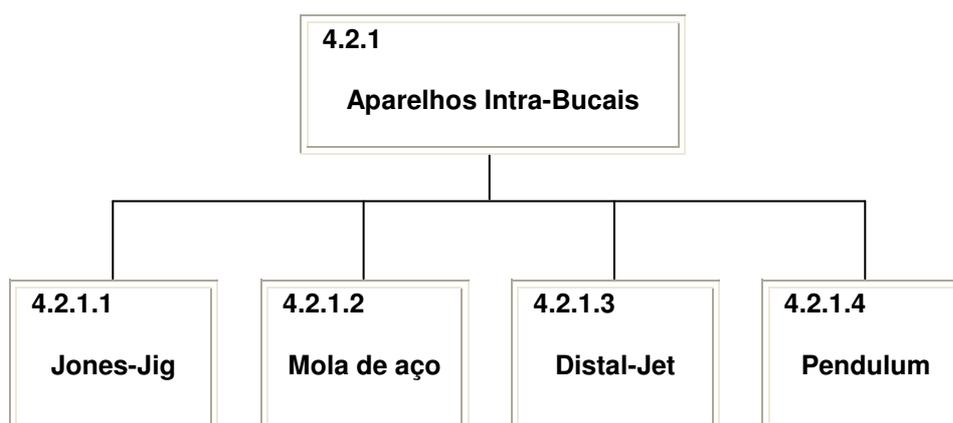


Figura 4.34 - Organização dos casos hipotéticos em grupos distintos referentes aos aparelhos intra-buciais.

Neste grupo de casos hipotéticos, as avaliações dos movimentos principais foram relacionadas aos deslocamentos dentários iniciais, produzidos em função do sistema de forças aplicado, para promover a distalização dos molares. Além desses, foram avaliados os efeitos “colaterais”, perdas de ancoragem dos dentes anteriores, produzidos sob os dentes adjacentes aos primeiros-molares envolvidos pelos aparelhos intra-buciais.

Estes deslocamentos foram obtidos através dos modelos em elementos finitos que contemplam os aparelhos intra-buciais (AIB(s)), acoplados ao modelo da arcada dentária simétrica. A Figura 4.35 mostra o modelo em elementos finitos da arcada dentária simétrica (MEFA-1), apresentada no Capítulo 3, no item 3.4.1.1.

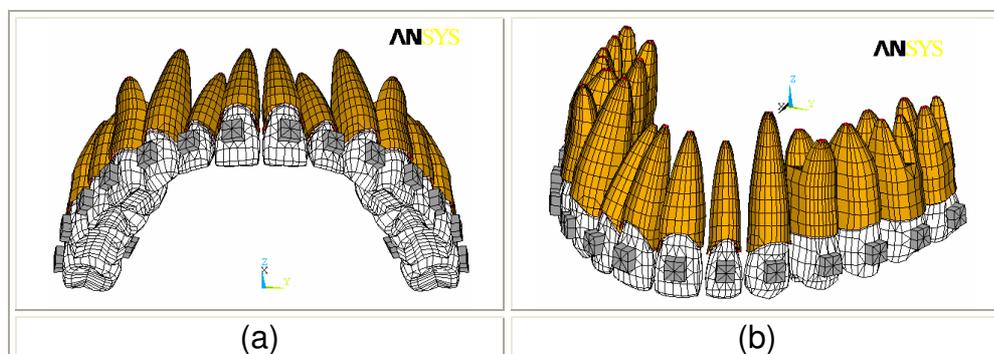


Figura 4.35 - Modelo em elementos finitos da arcada dentária (MEFA-1), em vistas: (a) Vestibular/oclusal; (b) Isométrica.

#### 4.2.1.1 Aparelho Intra-Bucal / Jones-Jig – (Modelo AIB-1)

A Figura 4.36 mostra o aparelho intra-bucal Jones-Jig, fixado ao modelo em gesso, no qual foi baseado a construção do modelo em elementos finitos:



Figura 4.36 - Modelo em gesso com aparelho Jones-Jig.

O sistema de ancoragem deste aparelho é caracterizado por um “botão” em acrílico, “apoiado” sob a região palatina, que se interliga aos primeiros pré-molares (14 e 24) por meio de um fio de 0,032” (0,08128mm). Já o dispositivo utilizado para a aplicação da força ortodôntica são as molas que, uma vez comprimidas, distribuem as forças entre os primeiros molares (16 e 26) e os primeiros pré-molares (14 e 24).

O modelo completo em elementos finitos (Modelo AIB-1) que representa a arcada dentária com o aparelho Jones-Jig é mostrado a na Figura 4.37 (a) e (b), com destaque para as unidades dentárias envolvidas por este dispositivo ortodôntico:

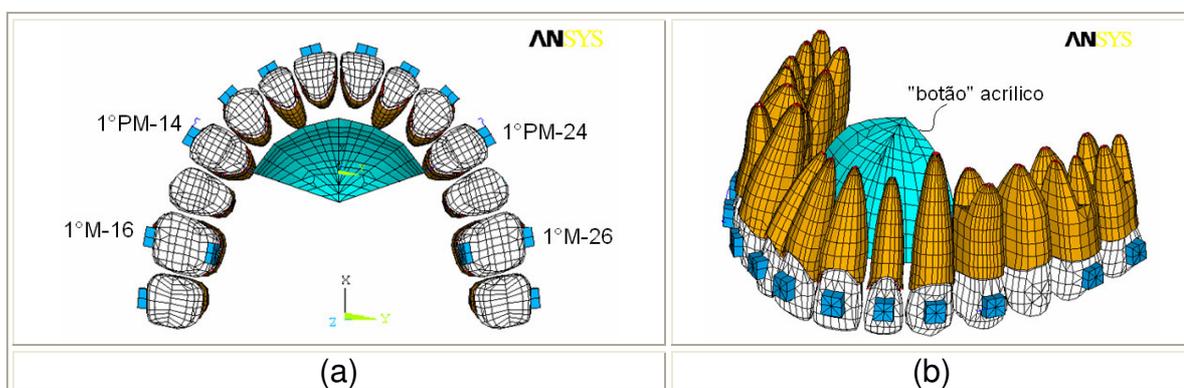


Figura 4.37 - Modelo (AIB-1) em: (a) Vista oclusal; (b) Vista isométrica.

No caso particular deste modelo numérico, os dispositivos utilizados para aplicação das forças ortodônticas não foram representados, pois, para simplificação do modelo, foram substituídas pelas forças liberadas pelas molas espirais que são conhecidas (Haydar e Uner,2000; Brickman et al., 2000; Bondemark e Karlsson, 2005).

A Tabela 4.17 mostra o número de nós e elementos que compõem o modelo completo em elementos finitos:

Tabela 4.17 - Número de elementos do modelo (AIB-1).

<b>Modelo completo do AIB-1</b>			
<b>Componentes</b>	<b>Arcada Dentária</b>	<b>Aparelhagem Ortodôntica</b>	<b>Total</b>
<b>Elementos</b>	17622	158	17780
<b>Nós</b>	14678	165	14843

A Figura 4.38 destaca o modelo utilizado para representar o dispositivo de ancoragem do aparelho Jones-Jig.

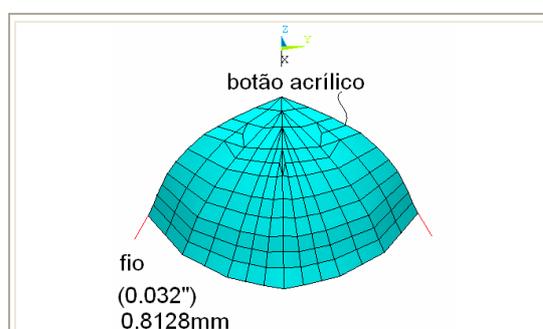


Figura 4.38 - Modelo tridimensional do botão acrílico com fio embutido.

Este dispositivo é construído em acrílico, moldado sobre a região palatina, com fios embutidos de 0,032" (0,8128mm).

A Tabela 4.18 mostra as dimensões que foram utilizadas para caracterizar o modelo em elementos finitos desse dispositivo de ancoragem.

Tabela 4.18 - Dimensões dos componentes do aparelho Jones-Jig.

Material / Dimensões	Ø mm	Ø pol.	e (mm)
<b>Fio</b>	0,8128	0,032	-
<b>Acrílico</b>	-	-	3

À partir do modelo completo em elementos finitos, que representa o aparelho Jones-Jig acoplado à arcada dentária, foram aplicadas as condições de contorno, para permitir a obtenção dos deslocamentos dentários iniciais.

### Condições de contorno

#### Forças

A literatura (Haydar e Uner, 2000; Brickman et al., 2000; Bondemark e Karlsson, 2005) destaca que devido a compressão das molas, são liberadas forças entre 0,70 a 0,75 N em cada extremidade.

Desta forma, sob o modelo numérico foram aplicadas as componentes das forças sob os nós dos braquetes que correspondem, por simplificação, aos pontos das extremidades das molas. As componentes das forças foram obtidas pela projeção sobre as linhas que unem as extremidades dos braquetes. A Tabela 4.19 mostra as componentes das forças aplicadas.

Tabela 4.19 - Componentes das forças aplicadas ao modelo (AIB-1).

Força (N)	FX	FY
<b>A</b>	-0,6922275	-0,2886570
<b>B</b>	-0,6922275	0,2886570
<b>C</b>	0,6922275	0,2886570
<b>D</b>	0,6922275	-0,2886570

A Figura 4.39 indica os pontos (A,B,C e D) de aplicação das componentes das forças no modelo em elementos finitos.

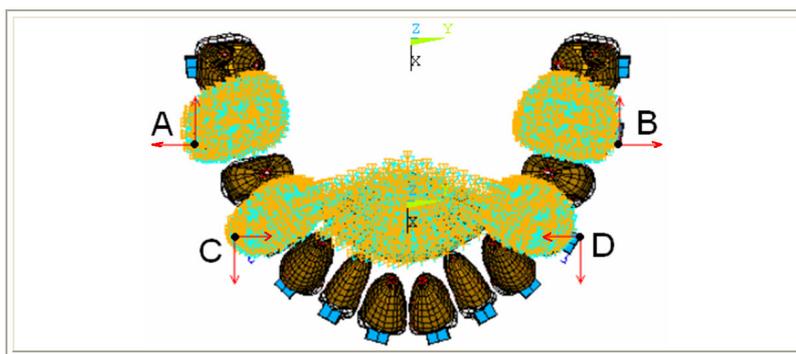


Figura 4.39 - Condições de contorno aplicadas ao modelo (AIB-1).

### ***Deslocamento***

As áreas que representam os alvéolos dos primeiros molares (16 e 26) e dos primeiros pré-molares (14 e 24) tiveram seus movimentos restringidos em todas as direções, Figura 4.39. Esta condição, como descrita nos casos anteriores, foi estabelecida em função das características do movimento dentário inicial, que envolve a deformação elástica apenas das fibras periodontais.

As áreas que representam o dispositivo de ancoragem, também tiveram seus movimentos restringidos em todas as direções. Esta simplificação foi adotada embora possa existir uma pequena deformação da mucosa palatina, o que permitiria um deslocamento da placa acrílica.

### **Resultados e Comentários**

Os resultados selecionados para os deslocamentos dentários iniciais, relacionam-se aos movimentos principais e as reações sobre os dentes interligados ao dispositivo de ancoragem. Em função do sistema de forças aplicado, esses deslocamentos principais se relacionam aos movimentos de distalização dos primeiros molares que, no modelo tridimensional, correspondem aos deslocamentos obtidos com relação à direção do eixo (x).

A Figura 4.40 mostra o gráfico que evidencia, por meio do gradiente de cores, a intensidade dos deslocamentos na direção (x).

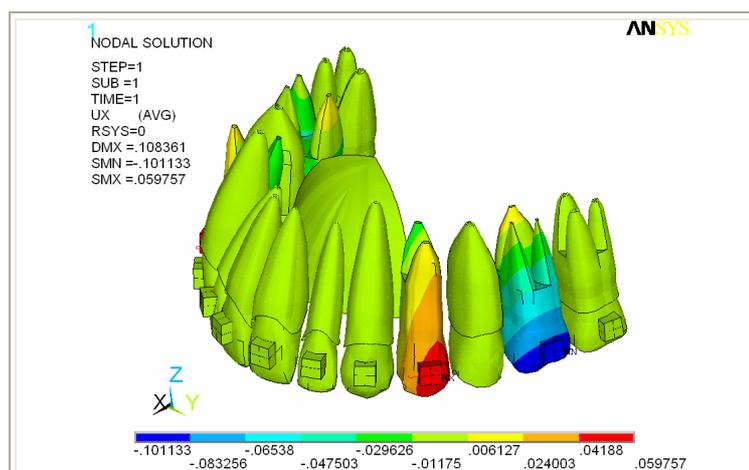


Figura 4.40 - Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para o modelo completo (AIB-1).

Neste caso em função da simetria característica apresentada pelo modelo, foram selecionados para análise apenas os dentes (24 e 26), envolvidos pelo aparelho Jones-Jig.

A Figura 4.41 mostra por meio da representação vetorial os deslocamentos dentários iniciais resultantes.

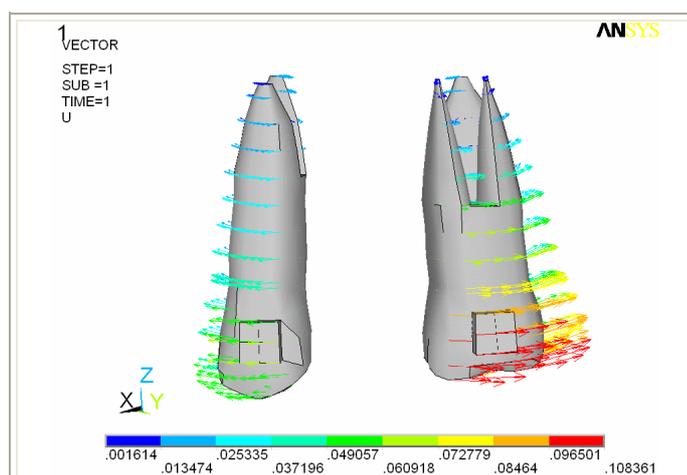


Figura 4.41 - Deslocamentos dentários iniciais resultantes, obtidos do modelo (AIB-1) para os dentes 24 e 26.

Com esta representação vetorial pode-se verificar que o primeiro molar (26) realizou um deslocamento principal de distalização com tendência à inclinação mais

pronunciada na região da coroa. Esse movimento de distalização corresponde, no modelo numérico, a direção contrária à definida como positiva para o eixo (x). Já os primeiros pré-molares “sofreram” um movimento principal de mesialização com uma tendência à inclinação, como indicados na Figura 4.41. Esse movimento de mesialização corresponde, no modelo numérico, à direção definida como positiva para o eixo (x).

Esses deslocamentos obtidos por meio do modelo numérico foram também destacados pela literatura em verificação aos dados clínicos coletados ao longo dos tratamentos ortodônticos. Brickman et al. (2000) observou um movimento de distalização com inclinação (disto-inclinação) do primeiro molar e mesialização também com inclinação (mesio-inclinação) do primeiro pré-molar. Gomes et al. (2007) destacou que, pelo fato das linhas de ação das forças passarem abaixo do centro de resistência desses dentes é esperado um movimento de distalização com inclinação do primeiro molar e de mesialização com inclinação do primeiro pré-molar.

Esses movimentos principais de distalização e mesialização também podem ser relacionados, como descrito anteriormente, aos deslocamentos observados na direção dada pelo eixo (x). A Figura 4.42 mostra o gráfico que evidencia, por meio do gradiente de cores, a intensidade desses deslocamentos obtidos em relação à direção (x) para o primeiro pré-molar e o primeiro molar.

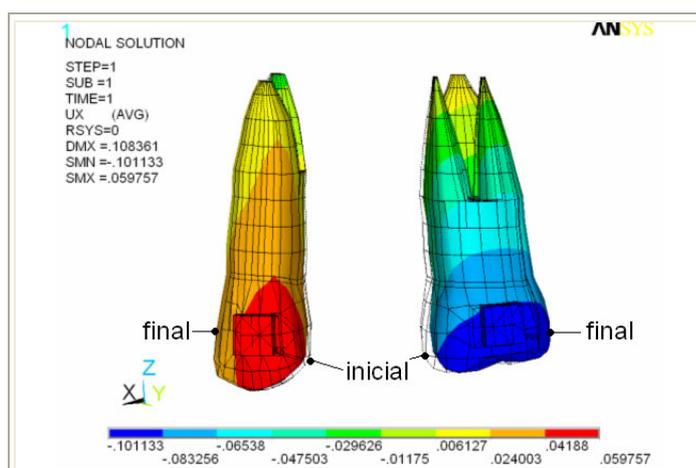


Figura 4.42 - Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para o modelo (AIB-1) para os dentes 24 e 26.

Nesta Figura 4.42 pôde-se observar a tendência aos citados movimentos de inclinação nos sentidos mesial e distal, através do gradiente de cores associado à intensidade dos deslocamentos, juntamente com as posições iniciais (linha tracejada) e finais dos dentes.

Com intuito de quantificar os efeitos “colaterais” produzidos pelo aparelho Jones-Jig, que são relativos aos dentes utilizados como auxiliares no reforço da ancoragem, foram determinadas a intensidade da movimentação (perda da ancoragem) ocorrida com o primeiro pré-molar (dentes anteriores). Neste caso foi considerado para esta avaliação os pontos centrais dos braquetes.

A Tabela 4.20 mostra os deslocamentos obtidos, em relação à direção (x), para o primeiro pré-molar (24) e para o primeiro molar (26). A perda da ancoragem relativa ao deslocamento sofrido pelo primeiro pré-molar é mostrada da quinta coluna. O sinal negativo significa deslocamentos contrários à direção dada pelo eixo (x) no modelo numérico.

Tabela 4.20 - Perda de ancoragem referente ao modelo (AIB-1).

<b>Deslocamento Médio</b>	<b>Dentes Anteriores (Da)</b>	<b>Dentes Posteriores (Dp)</b>	<b>Deslocamento Total   Da  +   Dp  </b>	<b>Perda de ancoragem (%) 1ºPré-molar</b>
<b>(mm)</b>	0,053304	- 0,094031	0,1473350	<b>36,17</b>

Esta perda de ancoragem relaciona-se ao deslocamento “indesejável” sofrido pelo primeiro pré-molar. Em certas situações clínicas, a perda de ancoragem pode não ser tolerável sendo necessárias a utilização de outros dispositivos ou técnicas para evitar esses efeitos colaterais. Neste sentido, foi apresentado o aparelho “Mola de aço”.

#### **4.2.1.2 Aparelho Intra-Bucal / Mola de Aço – (Modelo AIB-2)**

Este aparelho é uma versão do aparelho “NiTi coil springs” adaptada com molas de aço. Neste aparelho, contrariamente ao Jones-Jig, os dentes anteriores também são interligados com intuito de reforçar a ancoragem reduzindo a

movimentação dos primeiros pré-molares (Giannely<sup>1</sup>, 1998 apud Gomes et al., 2007). A Figura 4.43 mostra, fixado ao modelo em gesso, o aparelho intra-bucal “Mola de aço”. Esse modelo de aparelho foi utilizado como base na construção do modelo em elementos finitos:



Figura 4.43 - Modelo em gesso com aparelho “Mola de aço”.

O sistema de ancoragem deste aparelho é similar ao utilizado pelo aparelho Jones-Jig, entretanto são envolvidos, inclusive, os dentes anteriores. Como no aparelho Jones-Jig, o dispositivo utilizado para a aplicação da força ortodôntica são as molas que, no aparelho “Mola de aço”, distribuem as forças entre os primeiros molares (16 e 26) e os dentes utilizados como pontos de ancoragem, que são os anteriores (13 ao 23) e os primeiros pré-molares (14 e 24).

O modelo completo em elementos finitos (Modelo AIO-2) que representa a arcada dentária com o aparelho “Mola de aço” é mostrado na Figura 4.44, com destaque para as unidades dentárias envolvidas por este dispositivo ortodôntico:

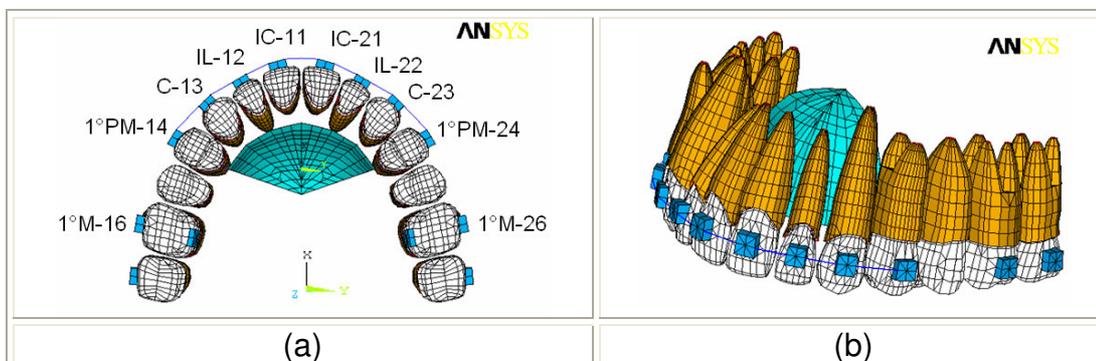


Figura 4.44 - Modelo (AIB-2) em: (a) Vista oclusal; (b) Vista isométrica.

<sup>1</sup>Giannely, A.A. Distal movement of the maxillary molars. AJODO. v114, p.66-72, 1998.

Pelo mesmo motivo descrito para o aparelho Jones-Jig, o dispositivo utilizado para a aplicação das forças não foram representados, uma vez que a força liberada pelo aparelho “Mola de aço” é conhecida.

A Tabela 4.21 mostra o número de nós e elementos que compõem o modelo completo em elementos finitos do aparelho Mola de aço:

Tabela 4.21 - Número de elementos do modelo (AIB-2).

Modelo completo do AEB-2			
Componentes	Arcada Dentária	Aparelhagem Ortodôntica	Total
<b>Elementos</b>	17622	170	17792
<b>Nós</b>	14678	170	14848

A Figura 4.45 destaca o modelo utilizado para representar o dispositivo de ancoragem deste aparelho e o fio, com seção 0,017”x 0,022”, que representam a conexão entre os dentes anteriores.

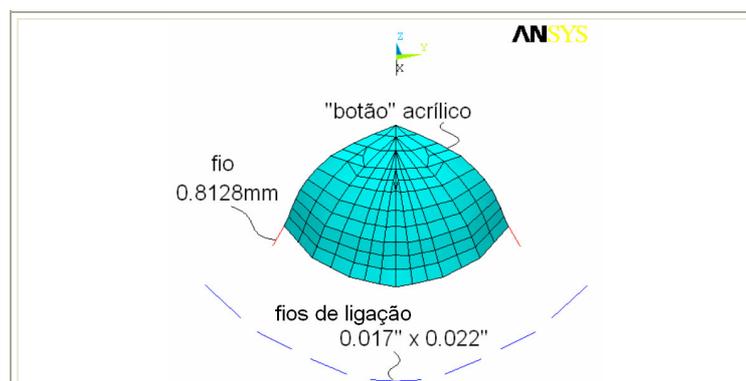


Figura 4.45 - Modelo tridimensional do botão acrílico com fio embutido e fio de ligação.

Neste modelo para representar a ligação entre os dentes anteriores foi utilizado considerado um fio com seção retangular. A Tabela 4.22 mostra as dimensões que foram utilizadas para caracterizar o modelo em elementos finitos.

Tabela 4.22 - Dimensões dos componentes do aparelho “Mola de aço”.

	Ø mm	Ø pol.	e (mm)
<b>Fio</b>	0,8128	0,032	-
<b>Fio retangular</b>	0,4318 x 0,5588	0,017 x 0,022	-
<b>Acrílico</b>	-	-	3

A partir do modelo completo em elementos finitos, foram obtidos os deslocamentos dentários iniciais induzidos sobre os dentes anteriores (13 ao 23), os primeiros pré-molares (14 e 24) e os primeiros molares (16 e 26). Neste sentido, para permitir a obtenção dos deslocamentos dentários iniciais, foram aplicadas as condições de contorno.

### Condições de contorno

#### **Forças**

A literatura (Giannely<sup>1</sup>,1998 apud Gomes et al., 2007) destaca que o sistema de forças utilizado neste aparelho “libera” forças de 1N em cada extremidade da mola.

Assim sendo, como no caso anterior, foram aplicadas as componentes das forças sob os nós dos braquetes que correspondem, por simplificação, aos pontos nas extremidades das molas. A Tabela 4.23 mostra as componentes das forças aplicadas.

Tabela 4.23 - Componentes das forças aplicadas ao modelo (AIB-2).

Força (N)	FX	FY
<b>A</b>	-0,92297	-0,38476
<b>B</b>	-0,92297	0,38476
<b>C</b>	0,92297	0,38476
<b>D</b>	0,92297	-0,38476

A Figura 4.46 indica os pontos (A,B,C e D) de aplicação das componentes das forças no modelo em elementos finitos.

<sup>1</sup>Giannely,A.A. Distal movement of the maxillary molars. AJODO. v114, p.66-72, 1998.

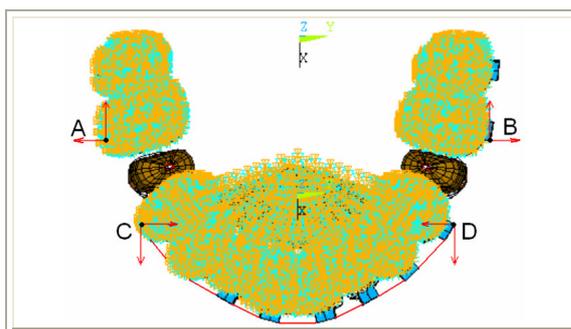


Figura 4.46 - Condições de contorno aplicadas ao modelo (AIB-2).

### ***Deslocamento***

As áreas que representam os alvéolos correspondentes aos dentes anteriores (13 ao 23), aos primeiros pré-molares (14 e 24) e aos primeiros molares (16 e 26), tiveram seus movimentos restringidos em todas as direções Figura 4.46. As áreas que representam o dispositivo de ancoragem, também tiveram seus movimentos restringidos em todas as direções, a exemplo da situação anterior. Estas condições de restrição, como nos casos anteriores, foram estabelecidas em função das características do movimento dentário inicial, que envolve somente a deformação elástica das fibras periodontais.

### **Resultados e Comentários**

Como no caso anterior, os resultados selecionados para os deslocamentos iniciais, relacionam-se aos movimentos dentários principais e às reações sobre os dentes interligados ao dispositivo de ancoragem.

O gráfico que evidencia, por meio do gradiente de cores, a intensidade dos deslocamentos relacionados à direção (x) é mostrado na Figura 4.47.

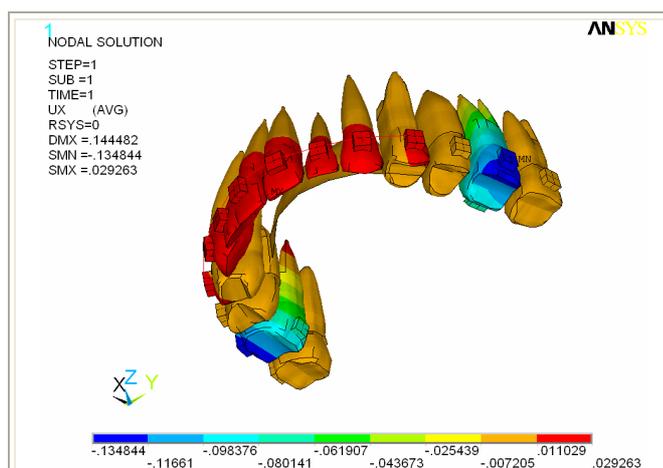


Figura 4.47 - Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para o modelo (AIB-2) completo.

Em função da simetria característica do modelo, foram selecionados para análise apenas os dentes (21, 22, 23, 24 e 26), que são os envolvidos pelo aparelho Mola de aço. A Figura 4.48 mostra por meio da representação vetorial os deslocamentos iniciais resultantes, para os dentes selecionados.

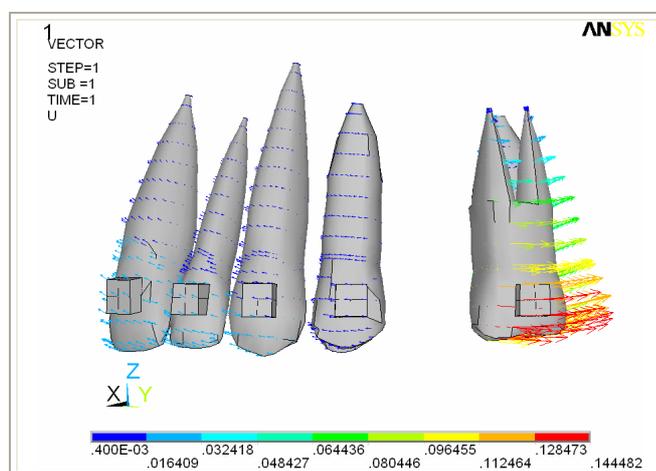


Figura 4.48 - Deslocamentos dentários iniciais resultantes obtidos do modelo (AIB-2) para os dentes 21, 22, 23, 24 e 26.

Como destacado no caso anterior por meio da representação vetorial foi verificado que o primeiro molar (26) realizou um deslocamento principal de (disto-inclinação) sendo que a região da coroa apresentou um deslocamento mais intenso.

A literatura (Giannely<sup>1</sup>,1998 apud Gomes et al., 2007) destaca que, em relação aos deslocamentos sofridos pelos primeiros molares, é esperado um movimento de distalização com inclinação da coroa, conforme observado por meio deste modelo numérico.

Já os dentes anteriores (21-22-23) e os primeiros pré-molares (24) “sofreram” um movimento protrusivo, também com tendência à inclinação, porém, com menor intensidade. Esse movimento de protrusão, no modelo numérico, é representado pelos deslocamentos ocorridos na direção positiva do eixo (x). Essa protrusão ocorreu pela transferência das forças através do fios que representam o arco que interliga os dentes anteriores e os primeiros pré-molares.

Além do gráfico vetorial, esses movimentos principais de disto-inclinação e protrusão, podem ser observados por meio dos deslocamentos na direção (x), como indicado na Figura 4.49 :

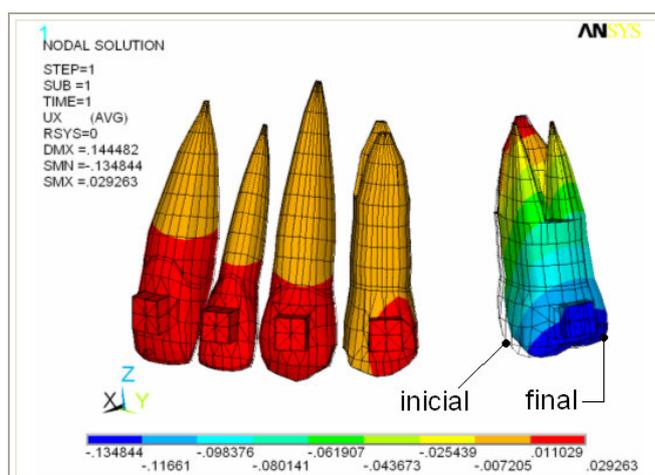


Figura 4.49 - Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para o modelo (AIB-2) para os dentes 21,22,23,24 e 26.

Nesta Figura 4.49 pôde-se observar, através do gradiente de cores associada à intensidade dos deslocamentos e as posições iniciais e finais dos dentes, uma tendência aos movimentos acima destacados, principalmente em relação ao primeiro molar.

Como no caso anterior, foi quantificada a perda de ancoragem “sofrida” pelo primeiro pré-molar que se encontra interligado ao dispositivo de ancoragem palatina

<sup>1</sup>Giannely,A.A. Distal movement of the maxillary molars. AJODO. v114, p.66-72, 1998.

(botão acrílico). A Tabela 4.24 mostra os deslocamentos obtidos, em relação à direção (x), para primeiro pré-molar (24) e para o primeiro molar (26), além da perda de ancoragem relacionada ao deslocamento sofrido pelo primeiro pré-molar (24). O sinal negativo significa deslocamentos contrários à direção dada pelo eixo (x) no modelo numérico.

Tabela 4.24 - Perda de ancoragem referente ao modelo (AIB-2).

<b>Deslocamento Médio</b>	<b>Dentes Anteriores (Da) (1ºPré-molar)</b>	<b>Dentes Posteriores (Dp) 1ºMolar</b>	<b>Deslocamento Total   Da  +   Dp  </b>	<b>Perda de ancoragem (%) (1ºPré-molar)</b>
<b>(mm)</b>	0,0131	- 0,1253	0,1384	<b>9,46</b>

Neste caso, considerando o uso do aparelho Jones-Jig (36,17%) foi verificado uma redução de 26,71% em relação à perda da ancoragem. Este fato já era esperado, em função do aumento do número de dentes participantes do sistema de ancoragem.

A Figura 4.50 mostra comparativamente a redução na perda de ancoragem relacionada aos aparelhos Jones-Jig e “Mola de Aço”.

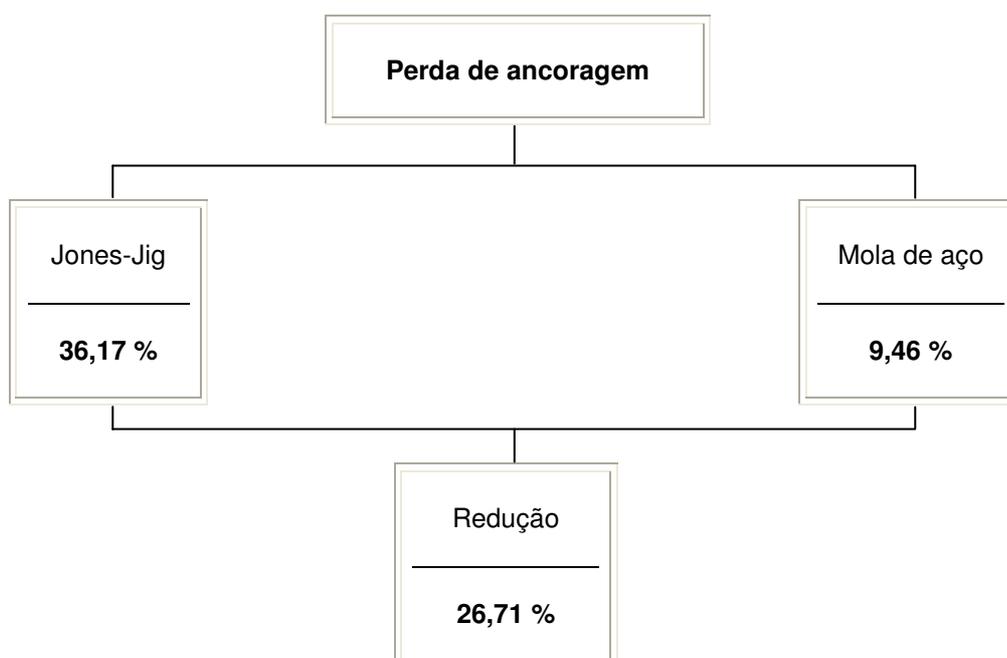


Figura 4.50 - Redução da perda de ancoragem entre os aparelhos Jones-Jig e “Mola de aço”.

Com intuito de promover a distalização dos molares, baseados no sistema de ancoragem intra-oral, outros dispositivos foram criados. Esses dispositivos caracterizam-se pelo sistema de aplicação de forças atuante sob a face palatina da coroa dos primeiros-molares, além de variações no sistema de ancoragem. Neste sentido foram apresentados os aparelhos Distal-Jet e Pendulum.

#### 4.2.1.3 Aparelho Intra-Bucal / Distal-Jet Modificado – (Modelo AIB-3)

Este aparelho é uma versão adaptada, com elásticos em cadeia, do aparelho “Distal-Jet”, que utiliza originalmente molas em liga de NiTi, para a aplicação do sistema de forças.

O aparelho intra-oral Distal-Jet Modificado, fixado ao modelo em gesso é mostrado na Figura 4.51. As características geométricas observadas através deste modelo foram consideradas na construção do modelo numérico tridimensional que o representa.



Figura 4.51 - Modelo em gesso com aparelho Distal-Jet “Modificado”.

O dispositivo de ancoragem deste aparelho utiliza a região palatina como região de apoio, a exemplo dos aparelhos citados anteriormente. Neste aparelho, o “botão” acrílico se interliga por meio dos fios embutidos, em dois pontos das faces palatinas das coroas dos primeiros pré-molares.

O mecanismo de aplicação de forças utilizado, neste aparelho modificado, são os elásticos em cadeia, que induzem o movimento de distalização ao primeiro

molar. Este movimento ocorre por deslizamento de um tubo, ligado ao primeiro molar, através de um fio guia.

O modelo completo em elementos finitos que representa o aparelho Distal-Jet modificado é mostrado na Figura 4.52, com destaque para as unidades dentárias envolvidas por este dispositivo.

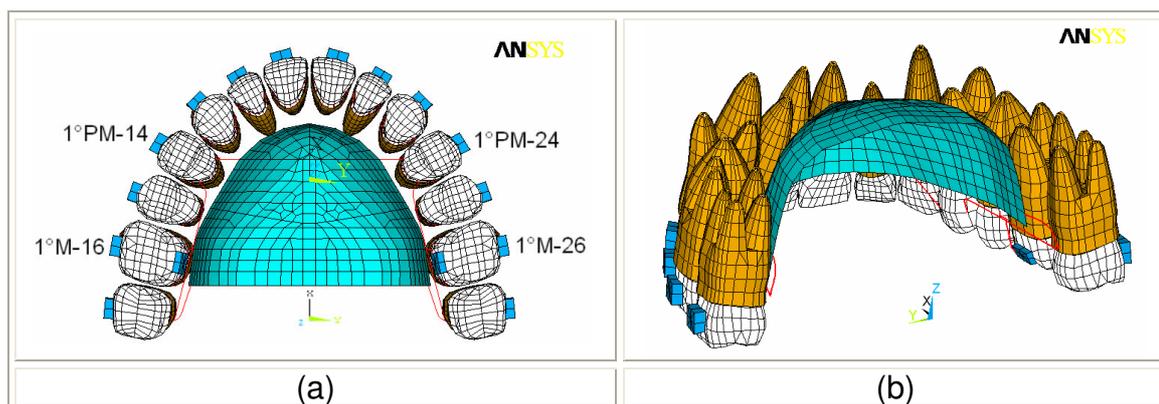


Figura 4.52 - Modelo (AIB-3) em: (a) Vista oclusal; (b) Vista isométrica posterior.

Como nos casos anteriores, o dispositivo de aplicação das forças (elásticos em cadeia) não foram representados pois, as resultantes das forças por eles liberadas são conhecidas (Chiu et al., 2005).

A Tabela 4.25 mostra o número de nós e elementos que compõem o modelo completo em elementos finitos do aparelho Distal-Jet:

Tabela 4.25 - Número de elementos do modelo (AIB-3).

Modelo completo do AEB-3			
Componentes	Arcada Dentária	Aparelhagem Ortodôntica	Total
<b>Elementos</b>	17622	457	18079
<b>Nós</b>	14678	472	15150

A Figura 4.53 ilustra o modelo utilizado para representar o aparelho Distal-Jet modificado.

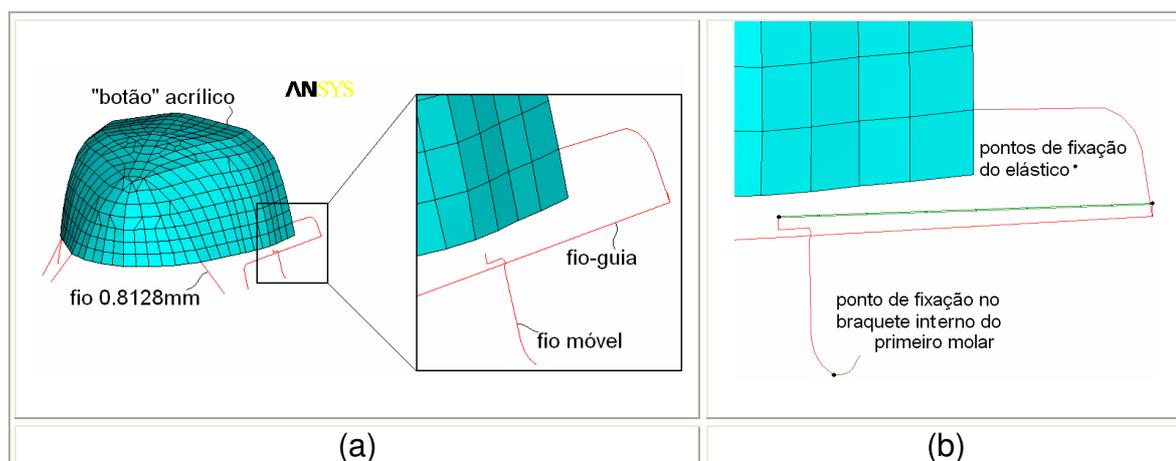


Figura 4.53 - (a) Modelo tridimensional do botão acrílico e fios que caracterizam o aparelho Distal-Jet modificado; (b) Pontos de fixação do fio.

O dispositivo de ancoragem utilizado neste aparelho é construído em acrílico, similarmente aos aparelhos considerados nos casos anteriores. Sob este botão acrílico são embutidos fios de 0,032" (0,08128mm), como mostra a Figura 4.53 (b).

A Tabela 4.26 mostra as dimensões dos dispositivos que foram utilizadas para caracterizar o modelo em elementos finitos, dos componentes presentes no aparelho Distal-Jet modificado.

Tabela 4.26 - Dimensões dos componentes do aparelho "Distal-jet modificado".

Material / Dimensões	Ø mm	Ø pol.	e (mm)
<b>Fio</b>	0,8128	0,032	-
<b>Acrílico</b>	-	-	3

Por meio do modelo completo em elementos finitos que representa a arcada dentária com o aparelho acoplado, foram obtidos os deslocamentos dentários iniciais induzidos sobre os primeiros pré-molares (14 e 24) e os primeiros molares (16 e 26). Para este fim, foram aplicadas as condições de contorno.

## Condições de contorno

### Forças

No aparelho Distal-Jet original, segundo a literatura (Chiu et al., 2005), são aplicadas forças distalizadoras de aproximadamente 2,4N.

Para simular as forças aplicadas, foram consideradas as componentes das forças sob os nós que correspondem às extremidades dos fios por onde são “encaixados” os elásticos, como mostra a Figura 4.54.

A Tabela 4.27 mostra as componentes das forças aplicadas.

Tabela 4.27 - Componentes das forças aplicadas ao modelo (AIB-3).

Força (N)	FX	FY	FZ
A	2,3231160	0,601104	0,048252
B	2,3231160	-0,601104	0,048252
C	-2,3231160	-0,601104	-0,048252
D	-2,3231160	0,601104	-0,048252

A Figura 4.54 indica os pontos (A,B,C e D) de aplicação das componentes das forças “distalizadoras” no modelo em elementos finitos.

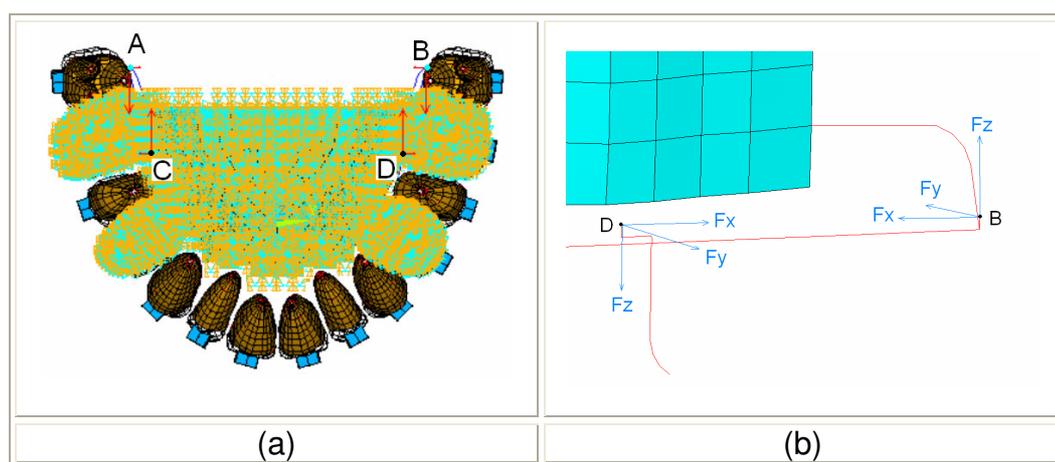


Figura 4.54 - (a) Condições de contorno aplicadas ao modelo (AIB-3); (b) direcionamento de aplicação das forças.

### **Deslocamento**

Como nos casos anteriores, as áreas que representam os alvéolos dos primeiros pré-molares (14 e 24) e dos primeiros molares (16 e 26), além das áreas que representam os dispositivos de ancoragem, tiveram seus movimentos restringidos em todas as direções, Figura 4.54.

### **Resultados e Comentários**

Os resultados dos deslocamentos obtidos na direção (x), por meio do modelo em elementos finitos, que representa a utilização do aparelho Distal-Jet modificado é mostrado na Figura 4.55. Nesta Figura 4.55 o gradiente de cores, destaca os deslocamentos sofridos pelos dentes (14,16,24 e 26) envolvidos pelo aparelho.

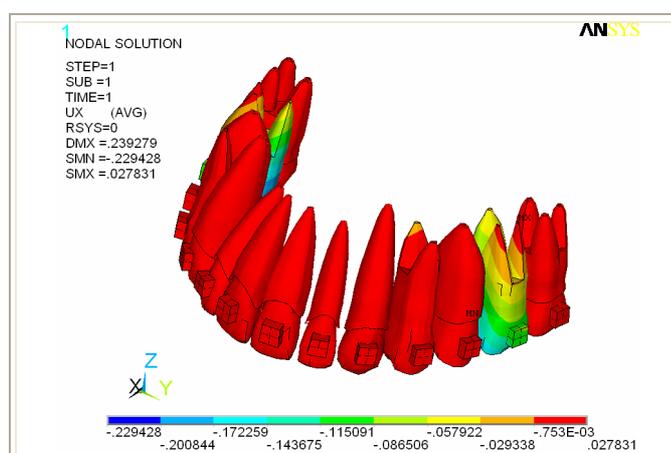


Figura 4.55 - Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para a arcada do modelo (AIB-3).

Os deslocamentos dentários iniciais resultantes, sofridos pelos dentes envolvidos pelo aparelho Distal-Jet são evidenciados por meio da representação vetorial, Figura 4.56. Nesta representação foi considerada apenas os dentes (24 e 26), permitida pela simetria do modelo.

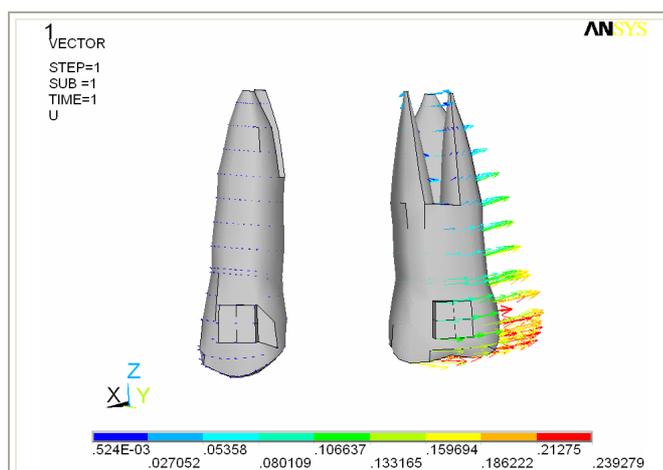


Figura 4.56 - Deslocamentos dentários iniciais resultantes obtidos do modelo (AIB-3) para os dentes 24 e 26.

Nesta figura pode-se observar o movimento de disto-inclinação, sofrido pelo primeiro molar, por meio da representação vetorial. Este movimento foi também destacado por Chiu et al. (2005) em observações clínicas onde verificaram uma inclinação no movimento de distalização do molar por meio do uso do Distal-Jet.

Já o primeiro pré-molar não mostrou um deslocamento significativo, uma vez que a face palatina da sua coroa foi conectada, em dois pontos (mesial e distal), ao dispositivo de ancoragem. Este movimento pouco significativo provavelmente ocorreu em função da restrição total dos movimentos aplicados ao dispositivo de ancoragem, como estabelecido nas condições de contorno.

Além do gráfico vetorial, a tendência aos movimentos principais de distalização, relacionados aos dentes primeiros molares foram observados, por meio dos deslocamentos obtidos na direção (x), como indicado na Figura 4.57:

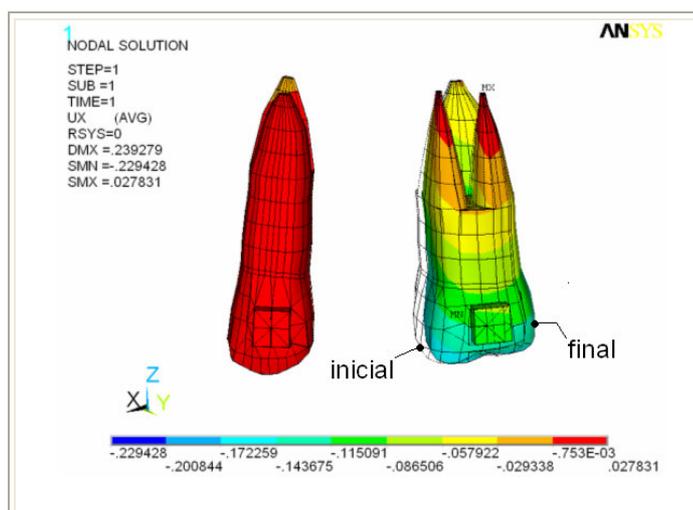


Figura 4.57 - Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para o modelo (AIB-3) para os dentes 24 e 26.

Por meio desta Figura 4.57 pôde-se observar, através do gradiente de cores associado à intensidade do deslocamento e das posições iniciais (linha tracejada) e finais, a tendência ao movimento de disto-inclinação do primeiro-molar.

Como realizados nos casos anteriores, foi quantificada a perda de ancoragem, relacionada ao deslocamento sofrido pelo dente utilizado como ponto de fixação do aparelho, no caso presente, o primeiro pré-molar. Estes deslocamentos relacionam-se aos deslocamentos obtidos na direção (x).

A Tabela 4.28 mostra os deslocamentos obtidos para o primeiro pré-molar, para o primeiro molar relacionados à determinação da perda de ancoragem. O sinal negativo significa deslocamentos contrários à direção dada pelo eixo (x) no modelo numérico.

Tabela 4.28 - Perda de ancoragem referente ao modelo (AIB-3).

Deslocamento Médio	Dentes Anteriores (Da) 1ºPré-molar	Dentes Posteriores (Dp) 1ºMolar	Deslocamento Total   Da  +   Dp	Perda de ancoragem (%) 1ºPré-molar
(mm)	0,00839	- 0,096875	0,105265	<b>7,97</b>

Relacionando a perda de ancoragem total “sofrida” pelos dentes utilizados como pontos de ancoragem às obtidas para os casos anteriores, foi verificado uma

redução de 26,71%, em relação ao aparelho Jones-Jig e de 1,49% em relação ao aparelho “Mola de aço”. Embora a redução da perda de ancoragem relacionada aos aparelhos “Mola de aço” e Distal-Jet seja pequena, deve ser observado que apenas os pré-molares foram envolvidos por este último aparelho.

A Figura 4.58 mostra comparativamente a redução na perda de ancoragem relacionada aos aparelhos Jones-Jig, “Mola de Aço” e Distal-Jet.

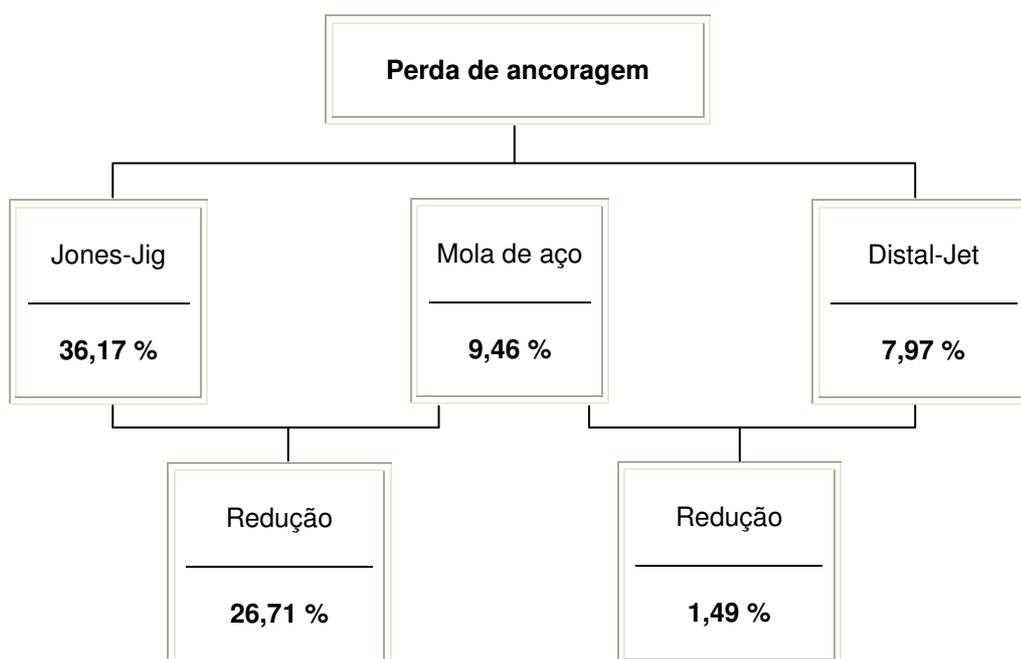


Figura 4.58 - Redução da perda de ancoragem entre os aparelhos Jones-Jig, “Mola de aço” e Distal-Jet.

Além do aparelho Distal-Jet utilizado como distalizador do primeiro molar foi considerado o aparelho intra-oral Pendulum.

#### 4.2.1.4 Aparelho Intra-Bucal / Pendulum – (Modelo AIB-4)

A construção do modelo em elementos finitos, do aparelho intra-oral Pendulum foi baseado no modelo real do aparelho, montado sobre o modelo em gesso, Figura 4.59.



Figura 4.59 - Modelo em gesso com aparelho Pendulum.

Como nos outros aparelhos intra-orais apresentados, o Pendulum, também utiliza a região palatina como área de ancoragem. Nesse caso, o botão acrílico é interligado na região oclusal dos primeiro e segundo pré-molares, por meio dos fios embutidos. Neste aparelho as forças que produzem o movimento de distalização do molar provêm da ativação do fio, que é interligado ao braquete da face palatina do primeiro molar. Esses fios caracterizam-se pela presença de helicóides, como mostrado na Figura 4.59. O modelo completo em elementos finitos que representa o aparelho Pendulum acoplado à arcada é mostrado na Figura 4.60, com destaque para as unidades dentárias envolvidas.

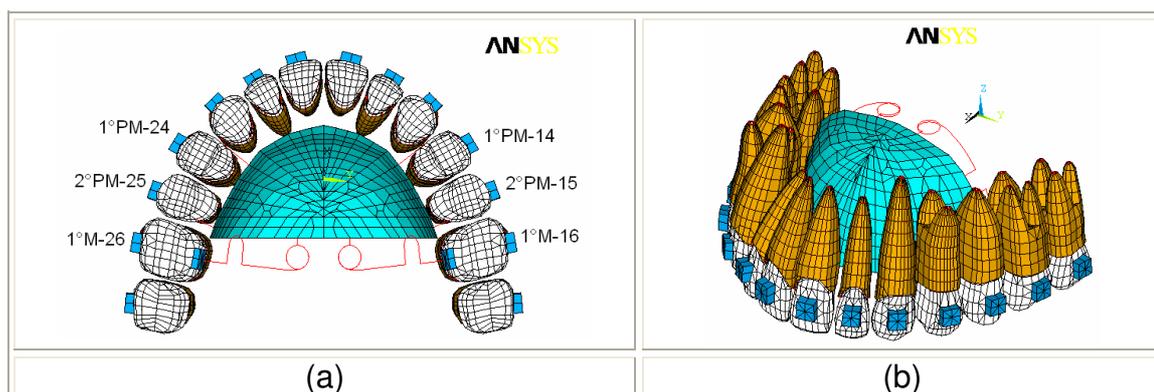


Figura 4.60 - Modelo (AIB-4) em: (a) Vista oclusal;(b) Vista isométrica.

A Tabela 4.29 mostra o número de nós e elementos que compõem o modelo completo em elementos finitos do aparelho Pendulum:

Tabela 4.29 - Número de elementos do modelo (AIB-4).

Modelo completo do AEB-4			
Componentes	Arcada Dentária	Aparelhagem Ortodôntica	Total
<b>Elementos</b>	17622	558	18180
<b>Nós</b>	14678	564	15242

A Figura 4.61 destaca separadamente o modelo utilizado para representar o aparelho Pendulum.

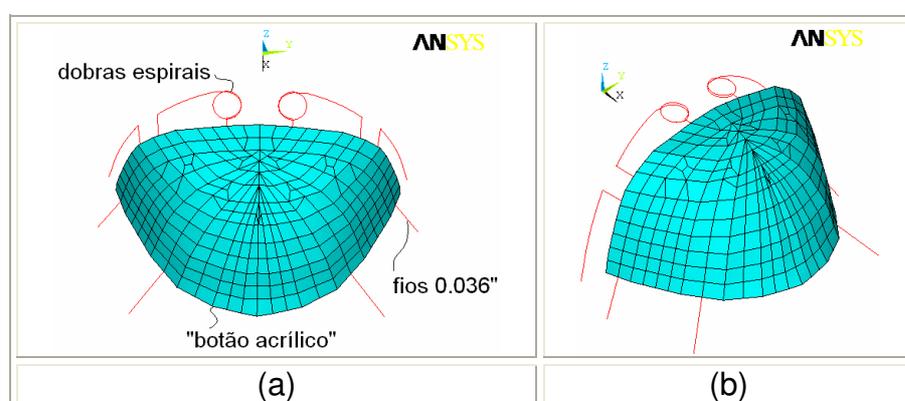


Figura 4.61 - (a) e (b) Modelo tridimensional do botão acrílico e fios que caracterizam o aparelho Pendulum.

A Tabela 4.30 mostra as dimensões dos dispositivos que foram utilizadas para caracterizar o modelo em elementos finitos que representa o aparelho Pendulum.

Tabela 4.30 - Dimensões dos componentes do aparelho Pendulum.

	Ø pol.	Ø mm	e (mm)
<b>Fio</b>	0,036	0,9144	-
<b>Acrílico</b>	-	-	3

Com intuito de determinar os deslocamentos dentários iniciais, foram aplicadas as condições de contorno ao modelo completo em elementos finitos que representa o aparelho Pendulum acoplado à sua arcada.

## Condições de contorno

### Forças

Segundo a literatura as forças aplicadas por meio do aparelho Pendulum encontram-se entre 2 à 2,5N (Toroğlu et al. 2001). Neste sentido foi considerada uma força de intensidade igual à 2,30N (Chiu et al. 2005) como o carregamento a ser aplicado que representa a força liberada pela ativação do aparelho Pendulum. Neste caso foi considerado que a ativação do aparelho produziu uma força distalizadora, ou seja, na direção negativa do eixo (x). A Tabela 4.31 mostra as componentes das forças aplicadas.

Tabela 4.31 - Componentes das forças aplicadas ao modelo (AIB-4).

Força (N)	FX
A	2,30
B	2,30

A Figura 4.62 mostra os pontos de aplicação das forças e as restrições aos movimentos.

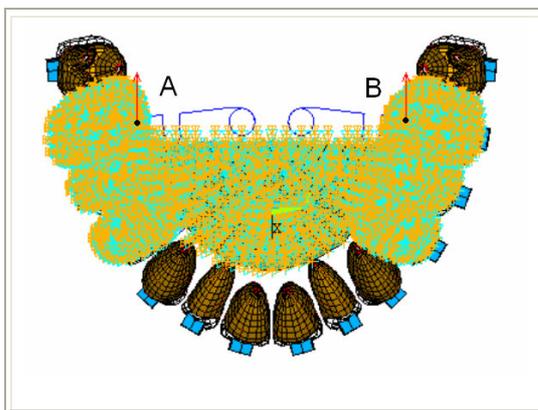


Figura 4.62 - Condições de contorno aplicadas ao modelo (AIB-4).

### Deslocamento

Neste modelo, as regiões que representam os alvéolos dos primeiros e segundos pré-molares (14,15 e 24,25), assim como dos primeiros molares (16 e 26), tiveram seus movimentos restringidos em todas as direções, Figura 4.62. Além

disso, as áreas que representam os dispositivos de ancoragem (botão acrílico), também foram restringidas.

## Resultados e Comentários

Como nos casos anteriores, os resultados selecionados para os deslocamentos iniciais, relacionaram-se aos movimentos dentários principais e as reações sobre os dentes interligados ao dispositivo de ancoragem.

A Figura 4.63 mostra os deslocamentos obtidos na direção (x), para o modelo em elementos finitos, que representa o aparelho Pendulum.

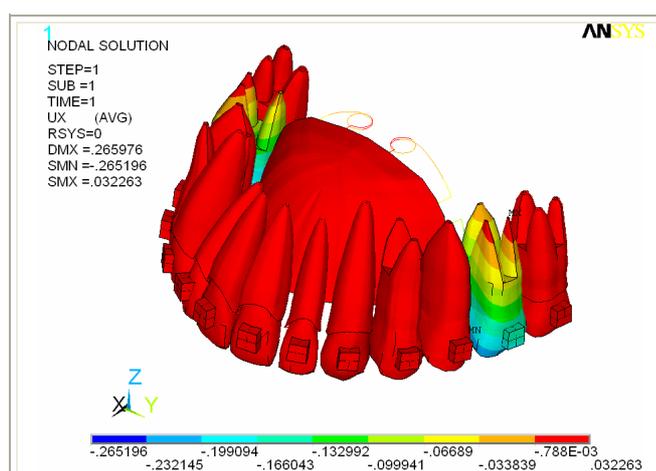


Figura 4.63 - Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para o modelo (AIB-4) completo.

A Figura 4.64 mostra, por meio da representação vetorial, os deslocamentos dentários iniciais resultantes relacionados aos dentes envolvidos pelo aparelho Pendulum. Como no caso anterior, em função da simetria característica do modelo, foram apresentados apenas os dentes do lado esquerdo (24, 25 e 26).

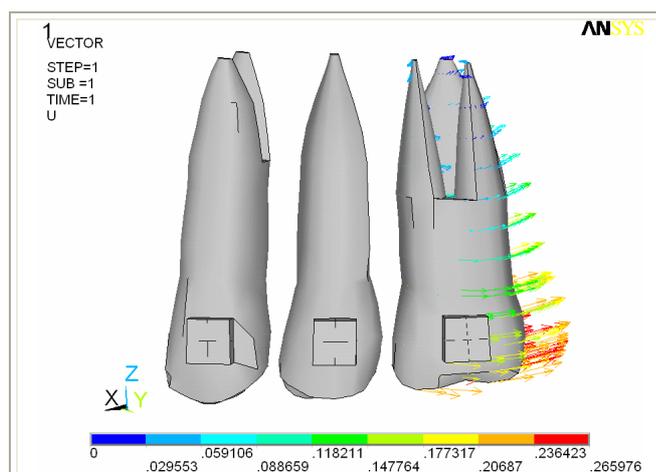


Figura 4.64 - Representação vetorial dos deslocamentos dentários iniciais resultantes obtidos do modelo (AIB-4) para os dentes 24, 25 e 26.

Nesta representação vetorial, foi verificado que o primeiro molar (26) realizou um movimento principal de distalização com tendência à inclinação mais pronunciada na região da coroa. A mesma tendência relacionada ao primeiro molar foi destacadas em observações clínicas por Toroğlu et al. (2001). Gomes et al. (2007) destacou que esse movimento de disto-inclinação é esperado em função do ponto de aplicação das forças que se localiza abaixo do centro de resistência do dente.

Já os outros dentes envolvidos, o primeiro e o segundo pré-molares não mostraram deslocamentos significativos, uma vez que, as coroas desses dentes foram conectadas ao dispositivo de ancoragem palatina, que teve seus movimentos totalmente restringidos, como foi considerado nas condições de contorno.

Além do gráfico vetorial, a tendência aos movimentos de distalização, relacionados aos primeiro molar também foram observados, por meio dos deslocamentos obtidos na direção (x), como indicado na Figura 4.65 :

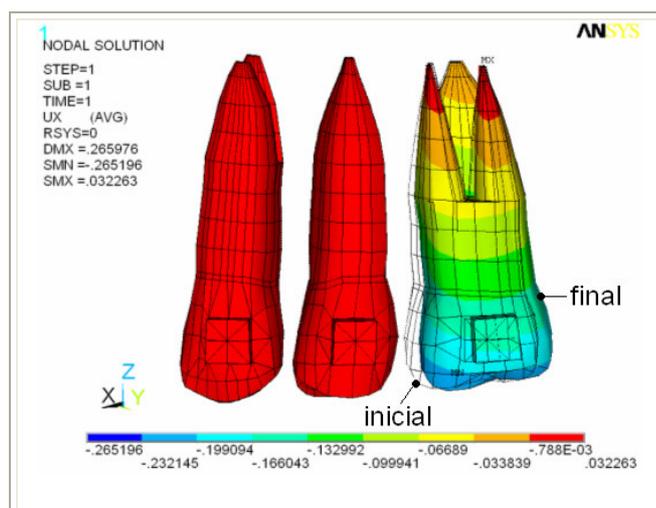


Figura 4.65 - Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para o modelo (AIB-4) para os dentes 24, 25 e 26.

Nesta Figura 4.65 pôde-se observar através do gradiente de cores associado à intensidade do deslocamento e às posições iniciais (linha tracejada) e finais dos dentes, a tendência aos movimentos de disto-inclinação induzido sobre o primeiro molar.

Como nos casos anteriores foi quantificada a perda de ancoragem “sofrida” pelos dentes que atuam como reforço no sistema de ancoragem. A Tabela 4.32 mostra os deslocamentos obtidos em relação à direção (x), para os pré-molares e os primeiro molar.

Tabela 4.32 - Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) para o modelo (AIB-4) para os dentes 24, 25 e 26.

Deslocamento Médio	Dentes Anteriores (Da) 1ºPré-molar	Dentes Posteriores (Dp) 1ºMolar	Deslocamento Total   Da  +   Dp	Perda de ancoragem (%) 1ºPré-molar
(mm)	0,0000	- 0,155949	0,155949	0

Neste caso, o aparelho Pendulum permitiu um movimento de distalização praticamente sem perda de ancoragem. Neste sentido, comparando com os casos anteriores pôde-se afirmar que este aparelho foi mais eficiente.

A Figura 4.66 mostra comparativamente a redução na perda de ancoragem relacionada aos aparelhos Jones-Jig, “Mola de Aço”, Distal-Jet e Pendulum.

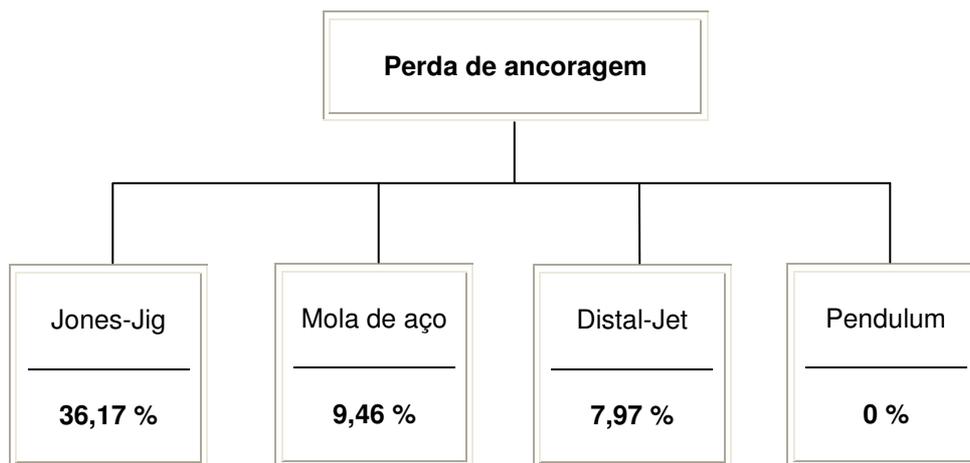


Figura 4.66 - Perda de ancoragem entre os aparelhos Jones-Jig, “Mola de Aço”, Distal-Jet e Pendulum.

Além dos aparelho intra-orais utilizados na distalização dos primeiros-molares foram considerados os aparelhos extra-orais.

#### **4.2.2 Aparelhos Extra-Bucais - AEB(s)**

A necessidade da correção da má-oclusão de Classe II é um dos principais problemas observados pelos ortodontistas, estima-se que 1/3 de todos os pacientes são tratados por esta condição (Burkhart et al.,2003). Neste sentido, os aparelhos que utilizam os sistemas de forças extra-orais têm sido empregado em diferentes casos para a correção dessa má oclusão, que pode ser alcançada com a distalização dos molares. Esses aparelhos se caracterizam pelo sistema de ancoragem e de aplicação de forças extra-bucais. Nestes casos hipotéticos, foram

considerados quatro modelos completos em elementos finitos que representam o uso dos aparelhos extra-buciais simétricos e assimétricos. A Figura 4.67 mostra o fluxograma que representa de forma esquemática os modelos relacionados aos aparelhos extra-buciais, considerados neste trabalho.

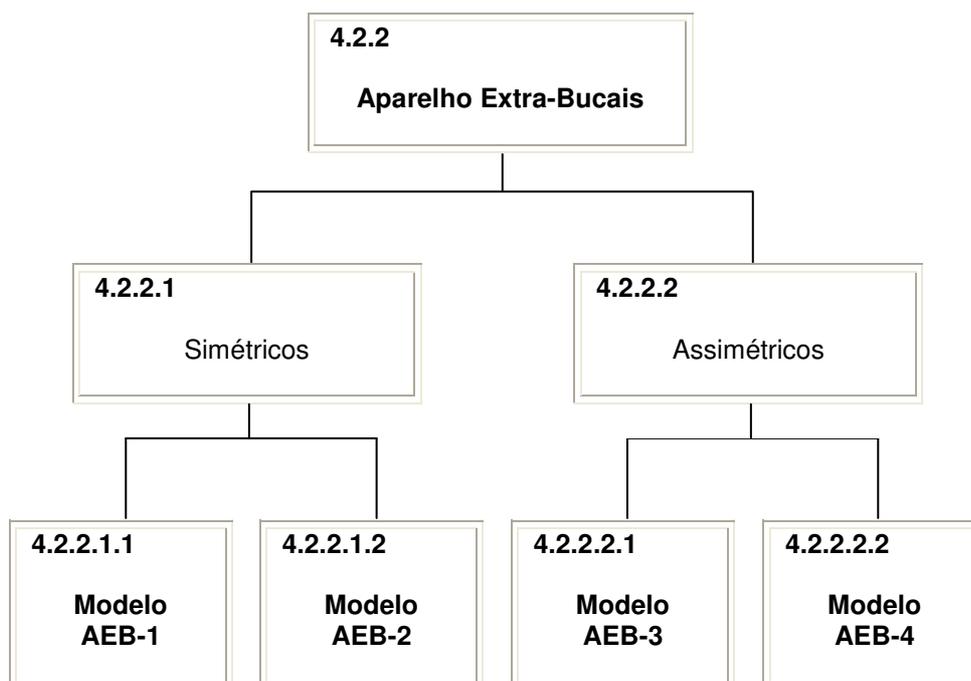


Figura 4.67 - Organização dos casos hipotéticos em função dos aparelhos utilizados.

Os modelos AEB-1, AEB-2, AEB-3 e AEB-4 diferem-se em função das características dos aparelhos extra-orais, dos sistemas de forças empregado e das arcadas utilizadas e são apresentados à seguir:

#### 4.2.2.1 Aparelhos Extra-Buciais Simétricos

Nestes casos foram considerados 2 modelos relacionados aos sistemas de forças extra-buciais, que são diferenciados pela linha de ação de forças: a cervical e a combinada, como descritos no Capítulo 2. Esses modelos em elementos finitos

representam os arcos extra-bucais simétricos, acoplados à arcada dentária, utilizados na tentativa de promover a distalização dos primeiros molares (16 e 26). A Figura 4.68 mostra a relação entre os modelo relacionados aos aparelhos extra-bucais simétricos, considerados neste trabalho.

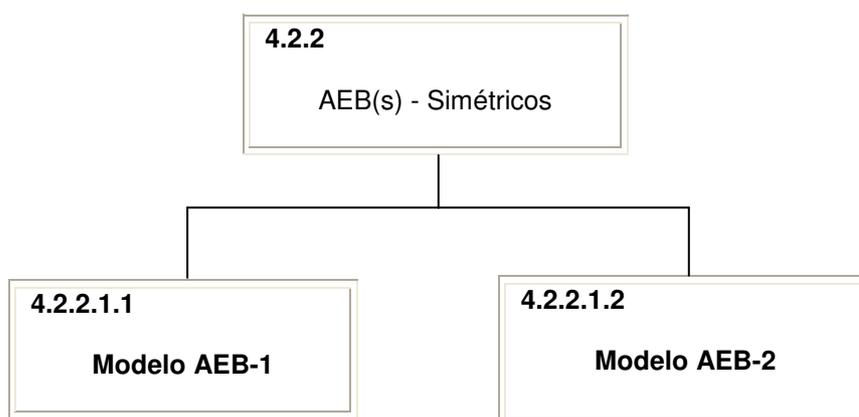


Figura 4.68 - Organização dos casos hipotéticos referentes aos aparelhos intra-bucais simétricos.

Neste grupo de casos hipotéticos os resultados obtidos para os deslocamentos dentários iniciais relacionam-se aos deslocamentos principais, induzidos pelo sistema de forças aplicado. Estes deslocamentos foram obtidos através dos modelos em elementos finitos que contemplam os aparelhos extra-bucias (AEB(s)), acoplados ao modelo da arcada dentária simétrica (MEFA-1), mostrada na Figura 4.96 :

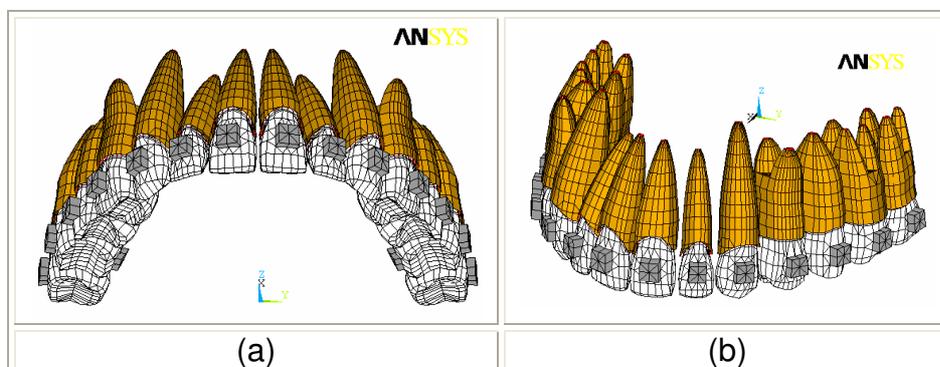


Figura 4.69 - Modelo em elementos finitos da arcada dentária (MEFA-1), em vistas: (a) Vestibular/oclusal; (b) Isométrica.

#### 4.2.2.1.1 Aparelho Extra-Bucal Simétrico - Força Cervical – (Modelo AEB-1)

O arco extra-bucal simétrico mostrado na Figura 4.70, foi utilizado como base para a construção do modelo em elementos finitos.



Figura 4.70 - Modelo em gesso com aparelho extra-bucal simétrico.

O modelo completo em elementos finitos (AEB-1), que representa o aparelho simétrico acoplado à arcada é apresentado na Figura 4.71 onde são destacadas as unidades dentárias envolvidas:

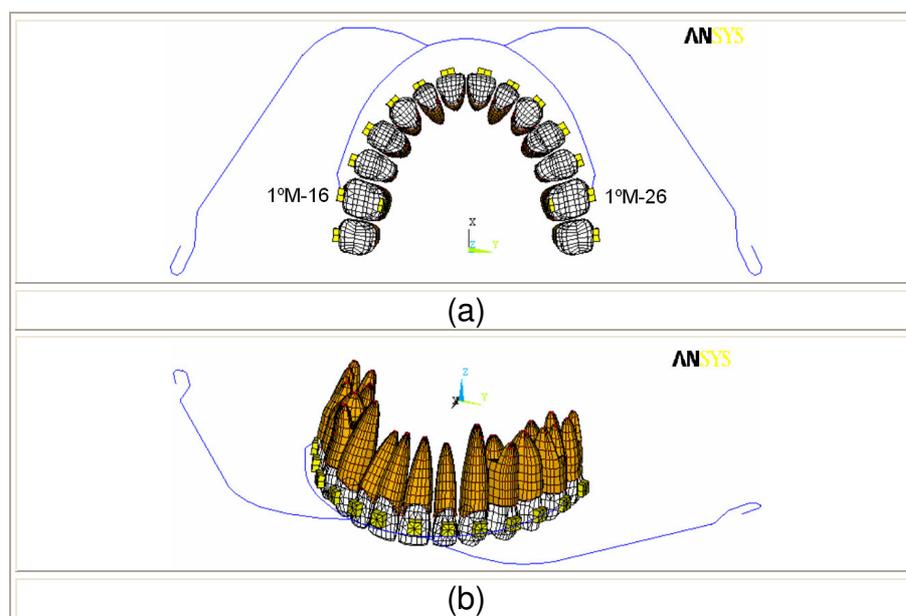


Figura 4.71 - Modelo (AEB-1) em: (a) Vista oclusal; (b) Vista isométrica.

A Tabela 4.33 mostra o número de nós e elementos que compõem o modelo completo em elementos finitos:

Tabela 4.33 - Número de elementos do modelo (AEB-1).

Modelo completo do AEB-1			
Componentes	Arcada Dentária	Aparelhagem Ortodôntica	Total
<b>Elementos</b>	17622	96	17718
<b>Nós</b>	14678	95	14773

A Figura 4.72 destaca este aparelho extra-bucal simétrico (a) e as dimensões principais que o caracterizam (b).

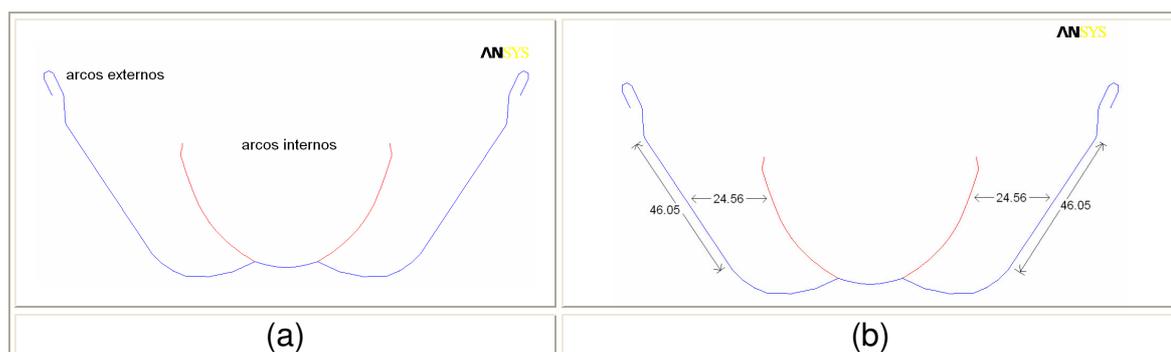


Figura 4.72 - (a) Arco extra-bucal simétrico; (b) Dimensões em milímetros.

Este aparelho extra-oral é confeccionado em fios de aço inoxidável com diferentes diâmetros para os arcos internos e externos. As dimensões das seções transversais dos fios são apresentadas na Tabela 4.34.

Tabela 4.34 -Dimensões dos componentes do aparelho extra-oral simétrico (AEB-1).

Arcos	Ø mm	Ø pol.
<b>Externo</b>	1,80340	0,071"
<b>Interno</b>	1,29540	0,051"

Essas dimensões foram consideradas na representação do arco extra-oral considerado no modelo numérico. Neste modelo numérico o arco extra-oral foi representado pelos elementos de viga (Beam4), como descrito no Item 3.7, relativo ao acoplamento dos aparelhos.

Considerando o modelo completo em elementos finitos, foram obtidos os deslocamentos dentários iniciais induzidos sobre os primeiros molares por meio desse aparelho extra-oral. Neste sentido, para permitir a obtenção dos deslocamentos foram aplicadas as condições de contorno.

### Condições de contorno

#### **Forças**

A intensidade e as direções das linhas de forças foram estabelecidas, com o auxílio de profissionais ortodontistas, colaboradores deste trabalho (Casaccia et al, 2007; Rougemont et al, 2007). Essas linhas de ação de forças relacionam-se a uma força extra-oral do tipo cervical, que são definidas pelos pontos de inserção do elástico na extremidade do arco externo (a1) e no encaixe da tala (a2) posicionado na região cervical, como mostra a Figura 4.73.

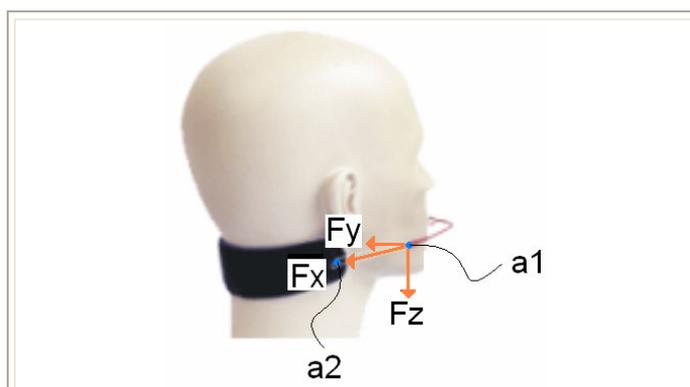


Figura 4.73 - Componentes da força aplicada na direção cervical (lado direito) ao modelo (AEB-1).

As forças foram aplicadas de forma simétrica. Foi considerada uma força resultante de 4N aplicada em cada lado do arco externo, uma vez que a literatura

descreve que forças entre 3,2 a 4N devem ser utilizadas para promover uma movimento otimizado dos primeiros molares superiores (Tenti,1993; Jarabak e Fizzell,1974).

A força resultante aplicada de 4N foi decomposta em componentes. Essas componentes foram obtidas por meio da projeção da força resultante com direção definida pela linha de ação de forças, sob os eixos x, y e z do modelo tridimensional.

A Tabela 4.35 mostra as componentes das forças obtidas:

Tabela 4.35 - Componentes das forças aplicadas ao modelo (AEB-1).

Força (N)	FX	FY	FZ
A	-3,34068	0,47724	-2,14758
B	-3,34068	-0,47724	-2,14758

A Figura 4.74 mostra os pontos de aplicação (A e B) das componentes das forças, no modelo em elementos finitos.

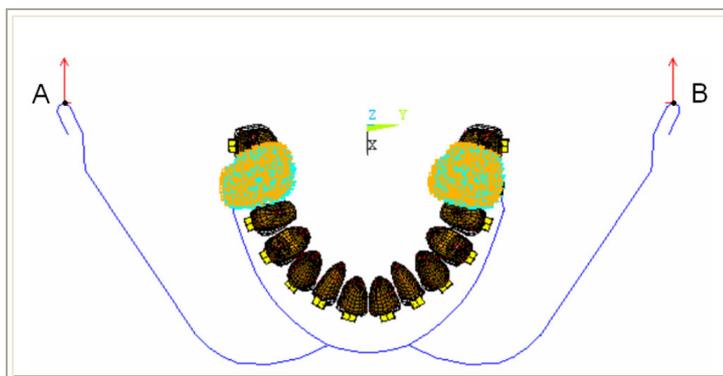


Figura 4.74 - Condições de contorno aplicadas ao modelo (AEB-1).

### ***Deslocamento***

A condição foi estabelecida para a aplicação das restrições aos deslocamentos foram determinadas em função das características do movimento dentário inicial, que envolve a deformação elástica das fibras periodontais, como descrito nos Capítulos 2 e 3. Neste sentido, as regiões que representam os alvéolos dos primeiros molares (16 e 26) tiveram seus movimentos restringidos em todas as direções, Figura 4.74.

Com a aplicação das condições de contorno, sobre o modelo numérico, foram obtidos os deslocamentos dentários iniciais, relativos aos primeiros molares (16 e 26), que são os dentes de interesse nesse estudo.

## Resultados e Comentários

Os resultados selecionados para os deslocamentos iniciais, relacionam-se aos movimentos dentários principais produzidos em função do sistema de forças aplicado, por meio do aparelho extra-oral. Estes deslocamentos principais se relacionam aos movimentos de distalização e podem ser observados através dos vetores que mostram a intensidade, direção e sentido dos deslocamentos resultantes, induzidos sobre o dente. Neste caso, em função da simetria característica do modelo, foi selecionado apenas o primeiro molar (26).

A Figura 4.75 mostra os vetores resultantes relacionados aos deslocamentos dentários iniciais, induzidos sobre o primeiro molar.

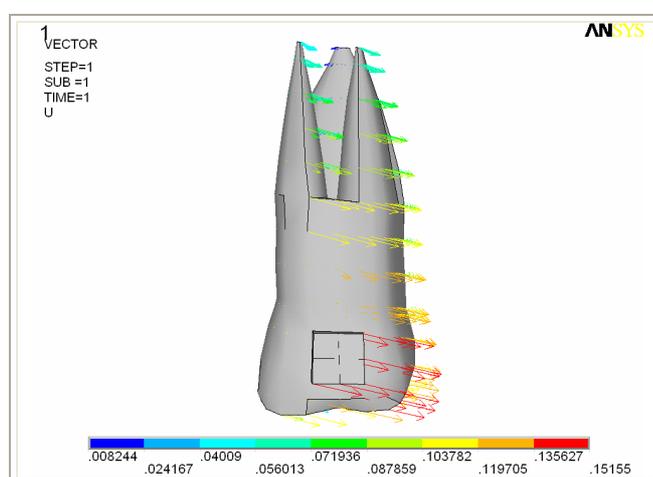


Figura 4.75 - Representação vetorial dos deslocamentos dentários iniciais resultantes obtidos do modelo (AEB-1) para o dente 26.

Com esta representação vetorial foi verificado que o movimento principal induzido sobre o primeiro molar (26) foi um movimento de distalização com deslocamento mais pronunciado na região da coroa. Além disso, esse movimento é acompanhado de uma tendência à extrusão.

Estes movimentos simultâneos de distalização e extrusão concordam com as observações clínicas destacadas pela literatura (Sfrondini et al. 2002; Ucem e Yukssel,1998; Ashmore et al. 2002). Neste sentido, foi confirmado por meio do modelo numérico que a aplicação de uma força no sentido cervical, onde foi considerado o uso de um aparelho extra-bucal, produziu um movimento principal de distalização associado a um movimento colateral de extrusão.

Além do gráfico vetorial, esses movimentos principais de distalização e de extrusão que, no modelo numérico se relacionam, respectivamente, à direção negativa do eixo (x) e à direção negativa do eixo (-z), podem ser observados individualmente por meio dos deslocamentos obtidos com relação a direção (x) e a direção (z).

A Figura 4.76 mostra o gráfico do deslocamento relativo à direção x (a) e a direção (z) para o primeiro molar (26).

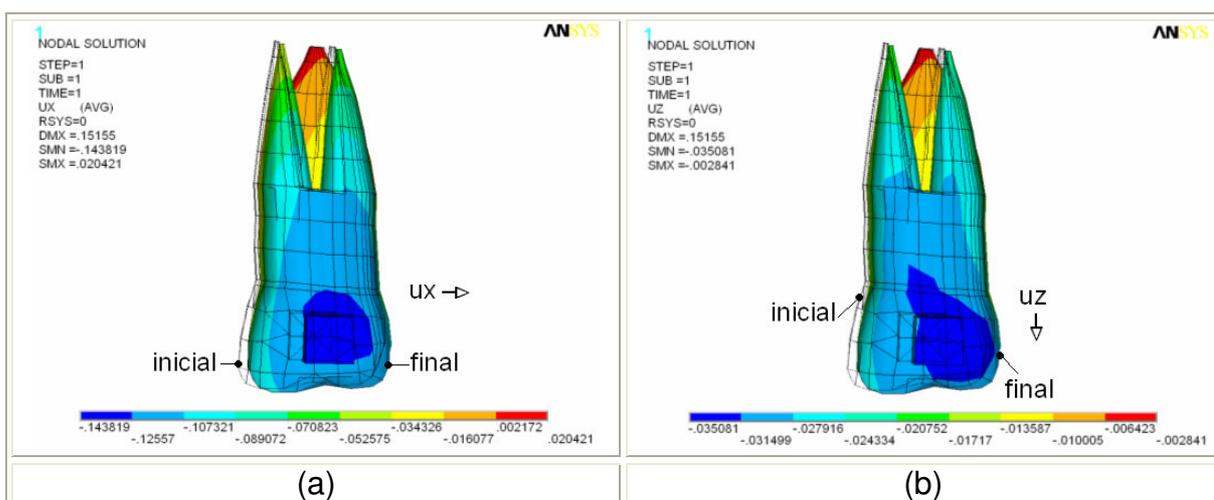


Figura 4.76 - Deslocamentos dentários iniciais: (a) relativos à direção (x); (b) relativos à direção (z) obtidos do modelo (AEB-1).

Por meio da intensidade do deslocamento associado ao gradiente de cores e do posicionamento inicial (linha tracejada) dos dentes e após o movimento (final), pôde-se destacar individual e quantitativamente a ocorrência dos movimentos de distalização (direção  $-x$ ) e de extrusão (direção  $-z$ ), ao longo do corpo do dente, como mostrado na Figura 4.76.

Além dos deslocamentos obtidos em função da força aplicada no sentido cervical foram determinados os deslocamentos, induzidos pela aplicação simultânea de forças extra-bucais. Essas forças são ditas combinadas.

#### 4.2.2.1.2 Aparelho Extra-Bucal Simétrico - Forças Combinadas -(Modelo AEB-2)

O modelo analisado neste caso é similar ao caso anterior, suas diferenças encontram-se no sistema de forças aplicado. Neste sentido, as variáveis que caracterizam este sistema foram apresentadas à partir das condições de contorno.

#### Condições de contorno

#### Forças

Neste caso, o sistema de forças combinadas é composto por duas linhas de ação de forças. Além das forças aplicadas no sentido cervical é adicionado um sistema de forças no sentido “vertical” (coronário). Essas linhas de ação de forças “verticais” são definidas pelos pontos de inserção do elástico no arco externo (a3) e no ponto de encaixe da tala, posicionada na região craniana (a4), como mostra a Figura 4.77 .

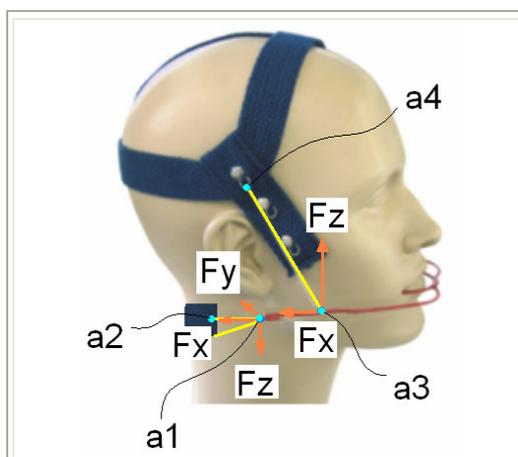


Figura 4.77 - Componentes das forças cervical e craniana (lado direito).

Como no caso anterior, as forças foram aplicadas de forma simétrica. Por consideração, as resultantes aplicadas em cada lado do arco foram de 4N para cada linha de força (Tenti,1993). A Tabela 4.36 indica as componentes das forças aplicadas:

Tabela 4.36 - Componentes das forças aplicadas ao modelo (AEB-2).

Força (N)	FX	FY	FZ
A	-3,34068	0,47724	-2,14758
B	-3,34068	-0,47724	-2,14758
C	-0,9201	0	3,892738
D	-0,9201	0	3,892738

A Figura 4.78 indica as componentes das forças aplicadas sob os pontos A, B, C e D do modelo em elementos finitos.

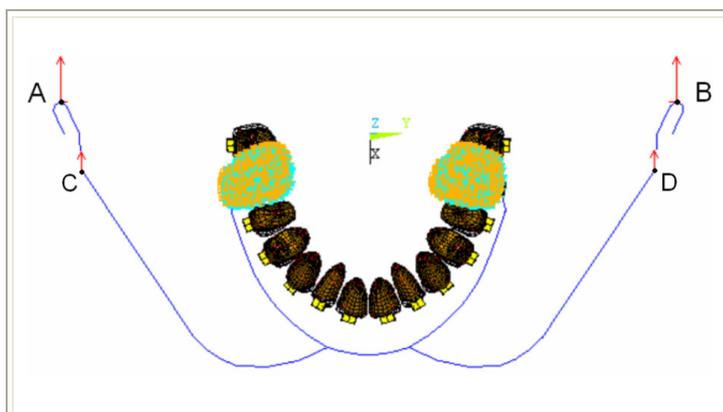


Figura 4.78 - Condições de contorno aplicadas ao modelo (AEB-2).

### ***Deslocamento***

Pelo mesmo motivo descrito no item anterior, as regiões que representam os alvéolos dos primeiros molares (16 e 26) tiveram seus movimentos restringidos em todas as direções como mostra a Figura 4.78.

## Resultados e Comentários

Como no caso anterior, os resultados selecionados relacionaram-se aos deslocamentos dentários iniciais induzidos sobre os primeiros molares. Neste caso, em função da simetria apresentada pelo modelo foi selecionado o primeiro molar (26).

Na Figura 4.79 os vetores resultantes mostram os deslocamentos dentários iniciais, para obtidos para o primeiro molar (26).

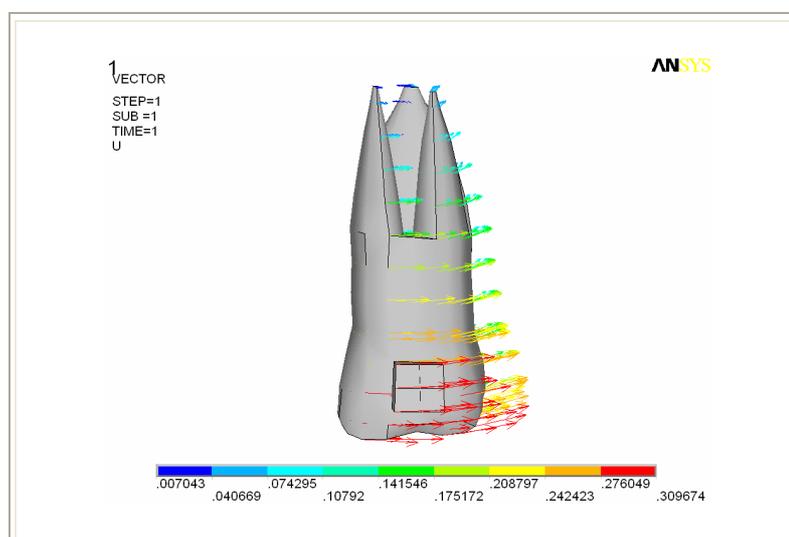


Figura 4.79 - Representação vetorial dos deslocamentos dentários iniciais resultantes obtidos do modelo (AEB-2) para o dente 26.

Com esta representação vetorial foi verificado que o primeiro molar (26) “sofreu” um deslocamento principal com tendência à distalização associado a uma inclinação, porém sem apresentar as componentes extrusivas como foram observadas no sistema de forças cervical.

De fato, como observado através do modelo numérico e segundo a literatura o sistema de forças combinadas produz um efeito principal de distalização sem extrusão (Ucem e Yuksel,1998). Estas características são importantes em função do tratamento das má-oclusões de Classe II onde deve ser evitado o efeito secundário de abertura da mandíbula (Ucem e Yuksel,1998; Ahsmore et al. 2002).

Como destacado no caso anterior, além do gráfico vetorial, esse movimento principal de distalização (-x) pode ser observado por meio dos deslocamentos obtidos com relação à direção (x). A Figura 4.80 mostra o gráfico do deslocamento relativo à direção (x) obtido para o primeiro molar (26).

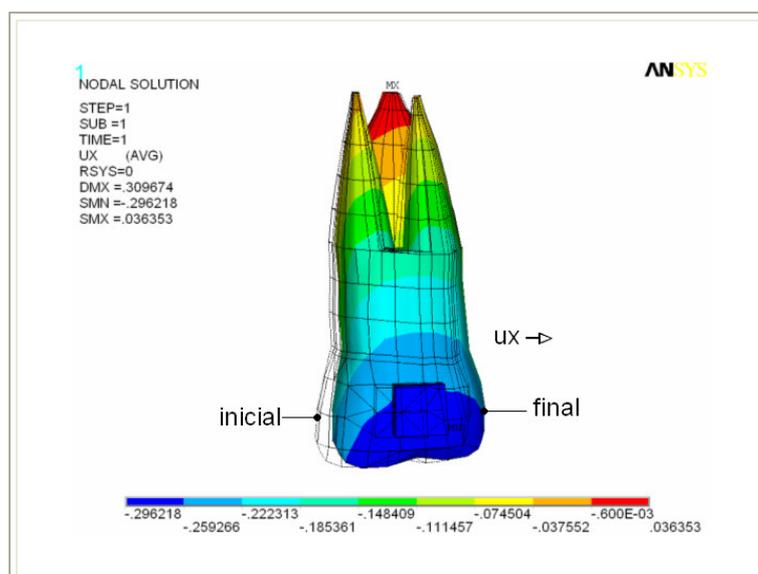


Figura 4.80 - Deslocamentos dentários iniciais em relação à direção (x) obtidos do modelo (AEB-2).

Neste gráfico, por meio da intensidade do deslocamento associado ao gradiente de cores e ao posicionamento dos dentes antes (linha tracejada) e após o deslocamento, pode ser observado o movimento de distalização mais pronunciado na coroa que nas outras regiões de dente.

Em alguns casos os movimentos de distalização devem ser realizados de forma assimétrica. Neste sentido, foram considerados dois tipos de aparelhos extra-orais assimétricos.

#### 4.2.2.2 Aparelhos Extra-Bucais Assimétricos

Vários tipos de aparelhos extra-bucais, foram projetados ou modificados para produzir o efeito de deslocamento unilateral dos molares (Rougemont et al, 2007). Algumas modificações propostas, relacionam-se às características dos arcos externos, que incluem diferentes comprimentos e formas, além da aplicação de forças de modo assimétrico. Esse movimento unilateral objetiva a correção da assimetria da arcada que pode estar relacionada e uma possível má-oclusão de Classe II, por exemplo. Nos casos aqui considerados, os arcos internos dos aparelhos extra-orais apresentaram uma assimetria, definida em função do posicionamento relativo entre os primeiros molares na arcada dentária. Neste sentido, as diferenças entre os AEB(s), encontram-se principalmente entre as formas dos arcos externos e no sistema de forças aplicado.

Neste grupo de casos hipotéticos, foram relacionados os deslocamentos dentários iniciais induzidos sobre os primeiros molares. Estes deslocamentos foram obtidos por meio dos modelos em elementos finitos que contemplam os aparelhos extra-bucais, acoplados às arcadas assimétricas. Neste sentido, foram considerados 2 (dois) diferentes modelos de arcos extra-bucais assimétricos, acoplados à arcada, utilizados na tentativa de promover a distalização do primeiro molar (16).

A Figura 4.81 mostra a relação entre os modelo relacionados aos aparelhos extra-orais assimétricos, considerados neste trabalho.

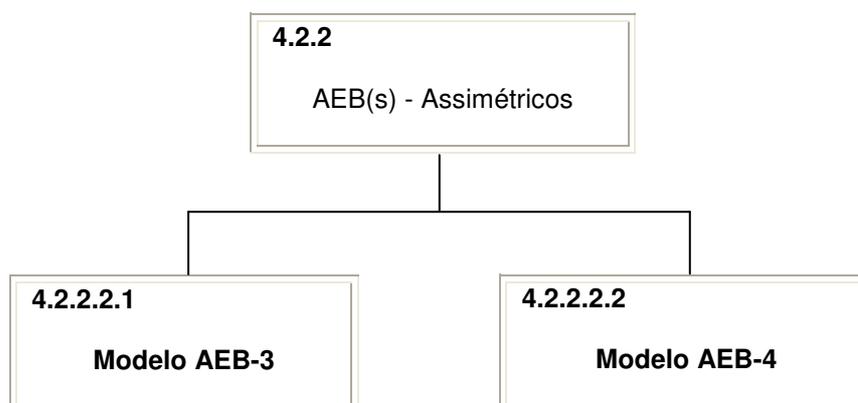


Figura 4.81 - Organização dos casos hipotéticos referentes aos aparelhos intra-bucais assimétricos.

A assimetria apresentada pela arcada relaciona-se ao posicionamento dos primeiros-molares (16 e 26). Neste caso, o primeiro molar (26), encontra-se distalizado em 2mm em relação ao primeiro molar do lado oposto (16). A Figura 4.82 mostra o posicionamento das unidades dentárias do primeiros molares (1ºM-16 e 1ºM-26). Este modelo de arcada dentária assimétrica (MEFA-2) foi apresentado no Capítulo 3.

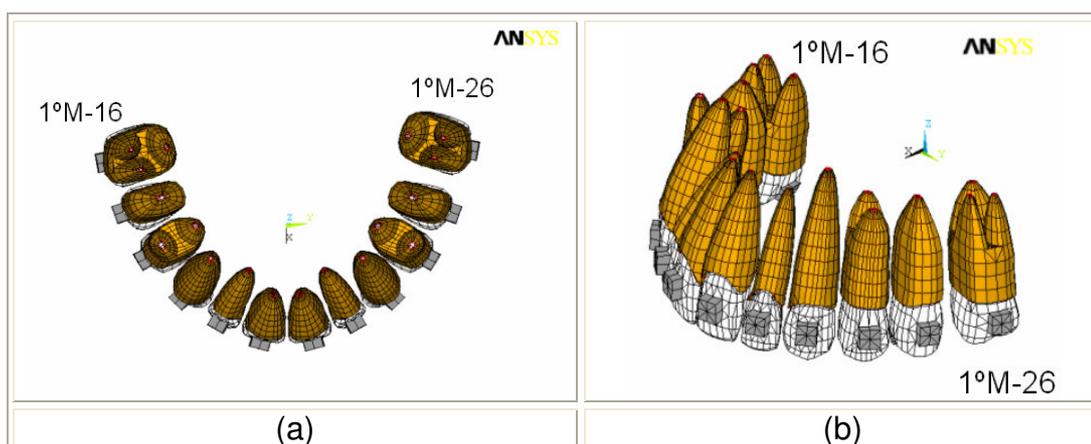


Figura 4.82 - Modelo em elementos finitos da arcada dentária assimétrica (MEFA-2) em vistas: (a) Apical; (b) Isométrica.

Os resultados obtidos para os movimentos dentários iniciais, produzido em função do sistema de forças aplicado, foram relacionados aos deslocamentos principais observados entre os primeiros molares.

Os estudos dos casos representados pelos modelos em elementos finitos, que contemplam os AEO(s) assimétricos são apresentados à seguir:

#### 4.2.2.2.1 AEB com fio soldado unilateralmente – (Modelo AEB-3)

A Figura 4.83 mostra fixado ao modelo em gesso, o arco extra-bucal assimétrico no qual foi baseado a construção do modelo em elementos finitos:



Figura 4.83 - Modelo em gesso com aparelho extra-bucal assimétrico (modelo AEB-3).

O modelo completo em elementos finitos que representa este aparelho extra-bucal assimétrico (AEB-3) acoplado à arcada, também assimétrica, é mostrado na Figura 4.84, com destaque para as unidades dentárias de interesse, neste estudo:

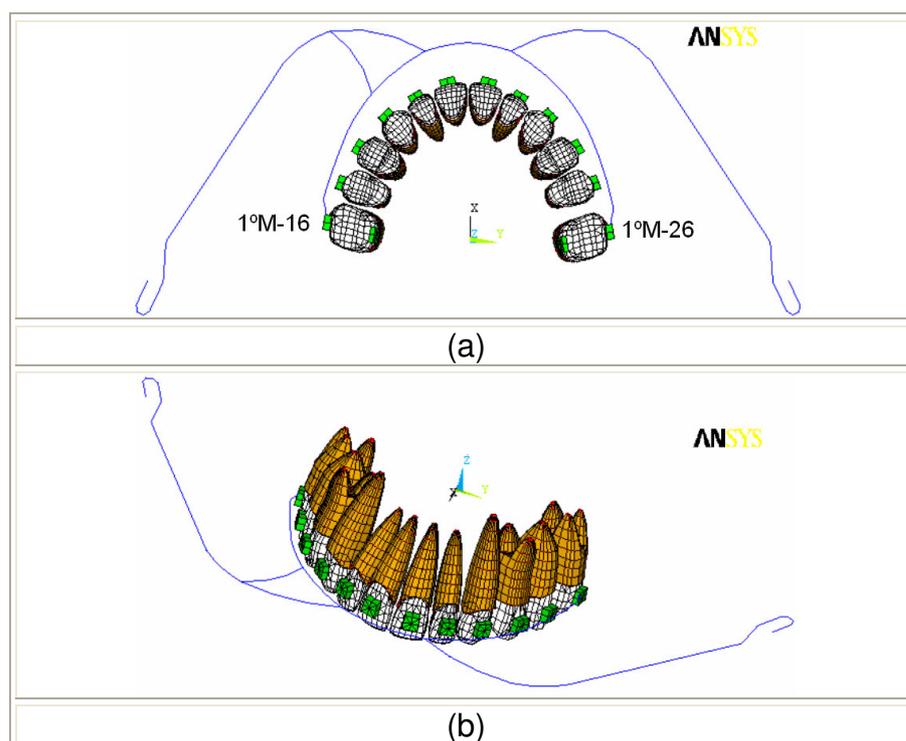


Figura 4.84 - Modelo (AEB-3) em: (a) Vista oclusal (a); (b) Vista isométrica.

A Tabela 4.37 mostra o número de nós e elementos que compõem o modelo completo em elementos finitos:

Tabela 4.37 - Número de elementos do modelo (AEB-3).

Modelo completo do AEB-3			
Componentes	Arcada	Aparelho	Total
Elementos	14620	99	14719
Nós	12261	97	12261

A colocação de uma haste soldada foi introduzida, na tentativa de produzir um deslocamento maior no molar (16) a ser distalizado. Neste sentido, para o acoplamento do aparelho, a parte que possui a haste soldada ao arco externo foi posicionada, intencionalmente, no lado do dente a ser distalizado.

A Figura 4.85 destaca este aparelho assimétrico (a) e as dimensões principais que o caracterizam (b).

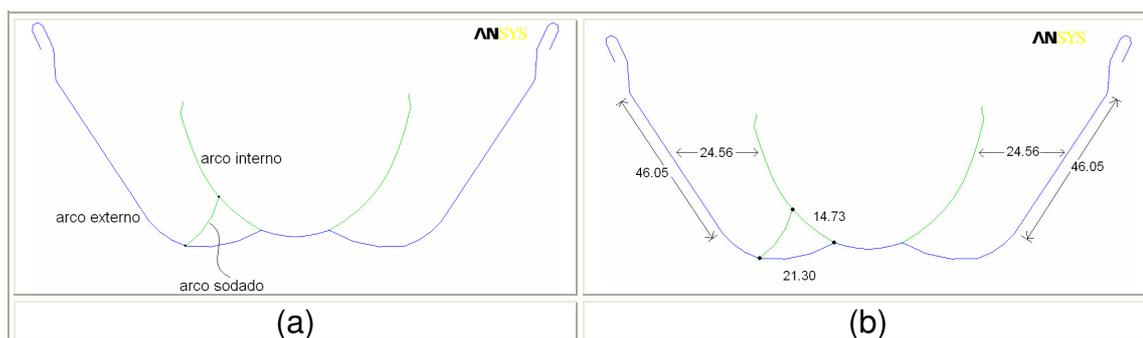


Figura 4.85 - (a) e (b) Arco extra-bucal assimétrico modelo (AEB-3) e suas dimensões em milímetros.

A exemplo do extra-oral simétrico, este aparelho assimétrico é construído em fios de aço inoxidável com seção transversal circular em diferentes diâmetros para os arcos internos e externos, como mostra a Tabela 4.38 :

Tabela 4.38 -Dimensões dos componentes do aparelho extra-oral simétrico (AEB-3).

Arcos	Ø mm	Ø pol.
Externo	1,80340	0,071"
Interno	1,29540	0,051"
Haste	1,29540	0,051"

As dimensões das seções transversais que caracterizam os fio utilizados na confecção deste aparelho extra-oral, foram consideradas na representação do modelo numérico pelos elementos de viga (Beam4), como descrito no Item 3.7, relativo ao acoplamento dos aparelhos.

Com intuito de obter os deslocamentos dentários iniciais, induzidos sobre os primeiros molares (16 e 26), por meio deste aparelho extra-oral assimétrico, foram aplicadas as condições de contorno.

### Condições de contorno

#### **Forças**

A exemplo do caso apresentado inicialmente, que envolveu o modelo que representa o aparelho AEB(1), ítem 4.2.2.1.1 – *Forças*, foi considerada a aplicação de forças simétricas na direção cervical, como mostra a Figura 4.86 .

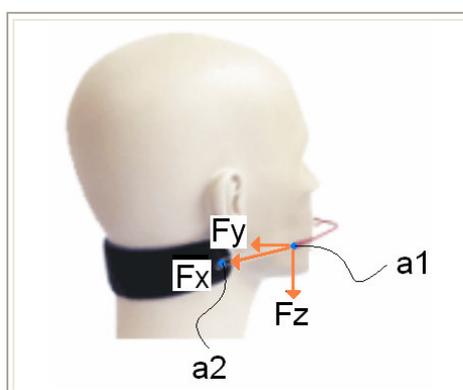


Figura 4.86 - Componentes da força aplicada na direção cervical (lado direito) ao modelo (AEB-3).

A força resultante aplicada de 4N (Tenti,1993), foi decomposta em componentes como mostra a Tabela 4.39 :

Tabela 4.39 - Componentes das forças aplicadas ao modelo (AEB-3).

Força (N)	FX	FY	FZ
A	-3,34068	0,47724	-2,14758
B	-3,34068	-0,47724	-2,14758

A Figura 4.87 indica os pontos de aplicação das componentes das forças no modelo completo em elementos finitos.

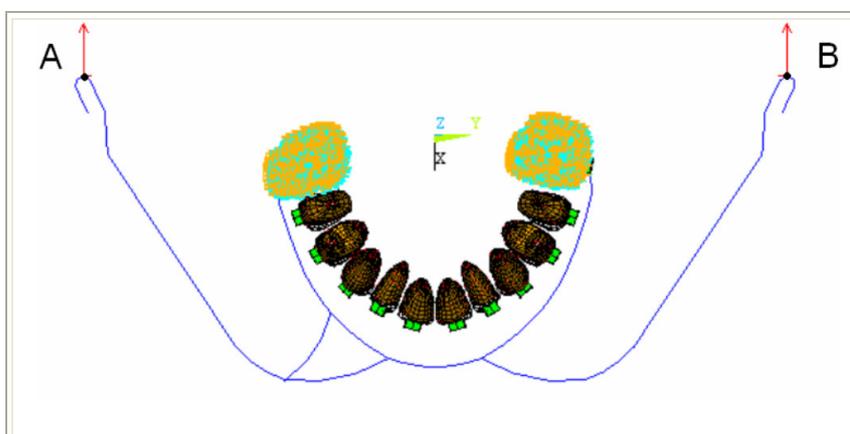


Figura 4.87 - Condições de contorno aplicadas ao modelo (AEB-3).

### ***Deslocamento***

As regiões que representam os alvéolos dos primeiros molares (16 e 26), que são as unidades de interesse neste estudo, tiveram seus movimentos restringidos em todas as direções como mostra a Figura 4.87. Esta consideração foi adotada em consideração às características observadas no movimento dentário inicial.

Desta forma, com a aplicação das condições de contorno, sobre o modelo numérico completo, que representa este aparelho extra-bucal assimétrico foram obtidos os deslocamentos dentários iniciais.

## Resultados e Comentários

Como o objetivo principal do uso dos aparelhos extra-orais é promover movimentos de distalização, foram selecionados os gráficos que correspondem aos resultados dos deslocamentos obtidos na direção (x), em função da disposição dos dentes posteriores na arcada dentária representada no modelo numérico.

A Figura 4.88 mostra o deslocamento relativo à direção (x), para o primeiro molar (16) (a) e para o primeiro molar (26) (b).

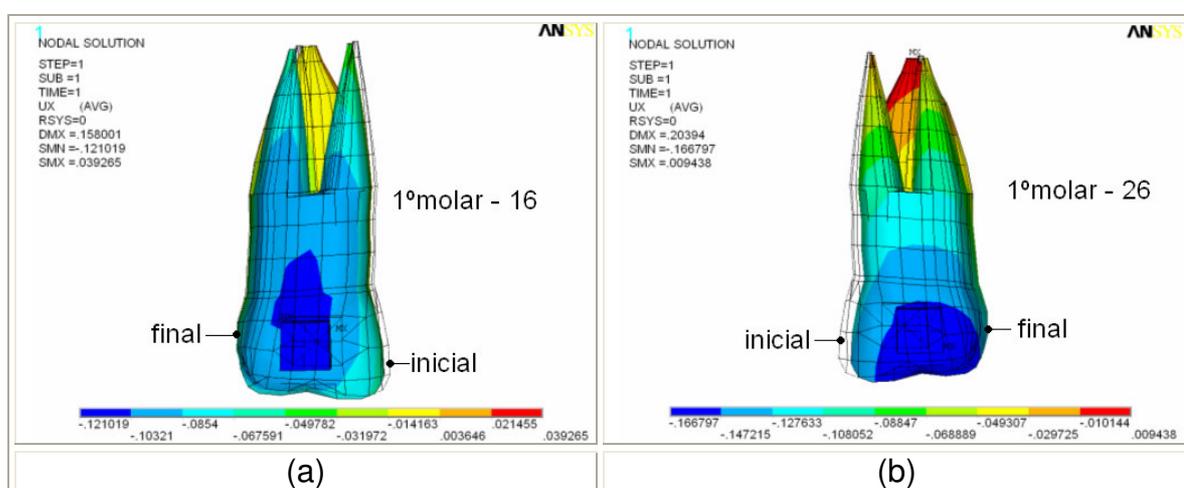


Figura 4.88 - Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x) (vista vestibular): (a) Para o dente 16; (b) Para o dente 26, obtidos do modelo (AEB-3).

Nesta Figura 4.88 por meio da intensidade do deslocamento associado ao gradiente de cores e ao posicionamento dos dentes antes (linha tracejada) e após o movimento, pôde-se verificar que o primeiro molar (16) sofreu um movimento no sentido antero-posterior (direção -x) com maior intensidade que o primeiro molar (26) do lado oposto.

Com intuito de quantificar o movimento relativo de distalização entre os molares foram considerados os deslocamentos obtidos dos pontos centrais dos braquetes. Neste sentido, o primeiro molar (26), apresentou um deslocamento médio na direção (-x) (distal) de 0,160519mm enquanto que o molar (16), apresentou de 0,114328 mm na mesma direção. Este deslocamento de maior intensidade foi

induzido pelo lado do arco externo sem a haste soldada. Desta forma, através da configuração geométrica deste aparelho extra-oral e com as características do carregamento assimétrico, foi observado um deslocamento induzido ao dente molar (26) da ordem de 28,77% a mais que no molar (16).

A Figura 4.89 mostra comparativamente os deslocamentos sofridos pelos primeiros molares (16) e (26).

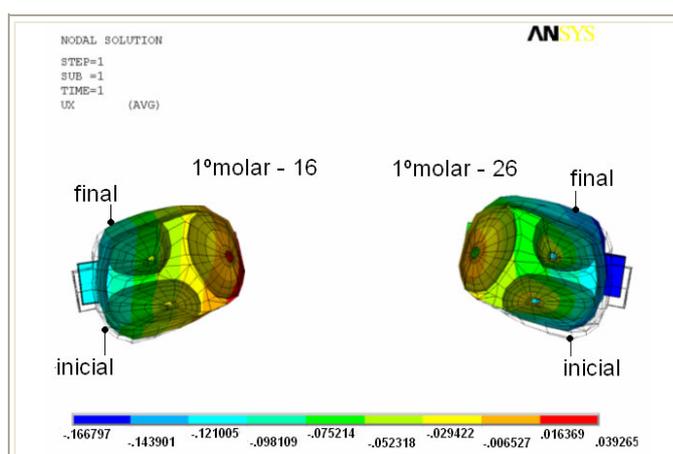


Figura 4.89 – Comparação entre os deslocamentos obtidos do modelo (AEB-3): (a) 1ºM-16; (b) 1ºM-26.

Este resultado obtido para o deslocamento dos molares, destacam que a introdução de uma haste, no arco externo do aparelho AEB, no mesmo lado do dente que se pretende distalizar, promoveu um efeito contrário ao intencionado inicialmente, que foi distalizar o 1º molar (16) com maior intensidade que o molar oposto (26). Com intuito de promover um movimento de distalização mais expressivo no primeiro molar (16) foi considerado um modelo no qual os arcos externos possuem comprimentos diferentes.

#### 4.2.2.2.2 AEB em comprimentos assimétricos – (Modelo AEB-4)

A Figura 4.90 mostra, montado sobre o modelo em gesso, o arco extra-bucal assimétrico com arco externo com diferentes comprimentos (AEB-4), no qual foi baseado a construção do modelo numérico que o representa.



Figura 4.90 - Modelo em gesso com aparelho extra-bucal assimétrico (modelo AEB-4).

O modelo completo em elementos finitos que representa o aparelho (AEB-4) acoplado à arcada assimétrica é mostrado na Figura 4.91, com destaque para as unidades dentárias de interesse, neste estudo:

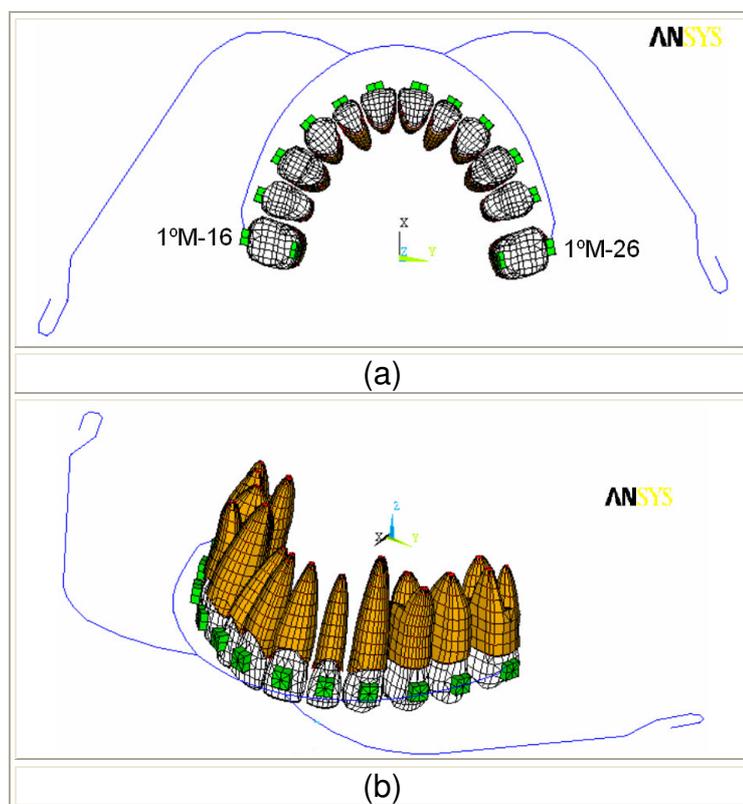


Figura 4.91 - Modelo (AEB-4) em: (a) Vista oclusal;(b) Vista isométrica.

A Tabela 4.40 mostra o número de nós e elementos que compõem o modelo completo em elementos finitos:

Tabela 4.40 - Número de elementos do modelo (AEB-3).

Modelo completo do AEB-3			
Componentes	Arcada	Aparelho	Total
Elementos	14620	93	14713
Nós	12164	92	12256

No posicionamento do aparelho, propositalmente, a parte mais longa do arco externo foi posicionada no mesmo lado do dente a ser distalizado, já que, a literatura ortodôntica descreve que as forças de maior intensidade induzidas sobre arco interno são provenientes do “braço” mais longo do arco externo (Baldini,1980; Jacobson,1979).

A Figura 4.92 destaca este aparelho assimétrico (a) e as dimensões principais que o caracterizam (b).

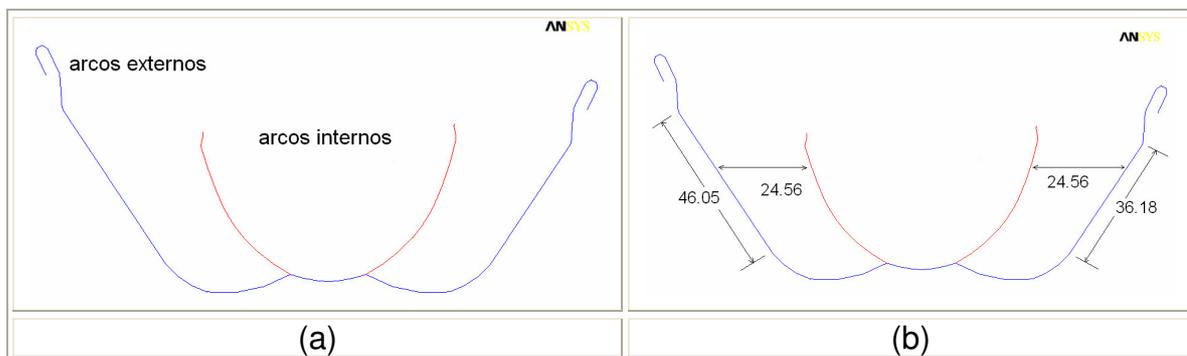


Figura 4.92 - (a) e (b) Arco extra-bucal assimétrico modelo (AEB-4) e suas dimensões em milímetros.

Semelhante ao aparelho descrito anteriormente, este AEB assimétrico é construído em fios de aço inoxidável com seção transversal circular e com diferentes diâmetros para os arcos internos e externos, como mostra a Tabela 4.41 :

Tabela 4.41 - Dimensões dos componentes do aparelho extra-oral simétrico (AEB-4).

Arcos	Ø mm	Ø pol.
Externo	1,80340	0,071"
Interno	1,29540	0,051"

Para a determinação, de forma quantitativa, dos deslocamentos dentários iniciais, induzidos sobre os primeiros-molares, foram aplicadas as condições de contorno, sobre o modelo completo em elementos finitos que representa este caso hipotético.

### Condições de contorno

#### Forças

Como considerado nos casos anteriores, as direções das linhas de forças foram estabelecidas, com o auxílio de profissionais ortodontistas, colaboradores deste trabalho (Rougemont et al., 2007). A Figura 4.93 ilustra as componentes das forças aplicadas na direção cervical do lado direito.

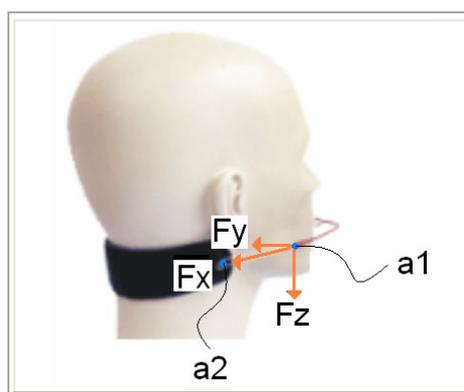


Figura 4.93 - Componentes da força aplicada na direção cervical (lado direito) ao modelo (AEB-4).

Neste caso em particular, em função do posicionamento final da tala em torno da região cervical, as linhas de força apresentaram uma assimetria. Esta consideração foi estabelecida em observação aos dados clínicos destacados pelos pesquisadores ortodontistas e obtidos da literatura (Tenti,1993).

Neste sentido, as componentes das forças dos lados direito (A) e esquerdo (B) foram assimétricas. A Figura 4.94 indica os pontos de aplicação das componentes dessas forças assimétricas no modelo em elementos finitos.

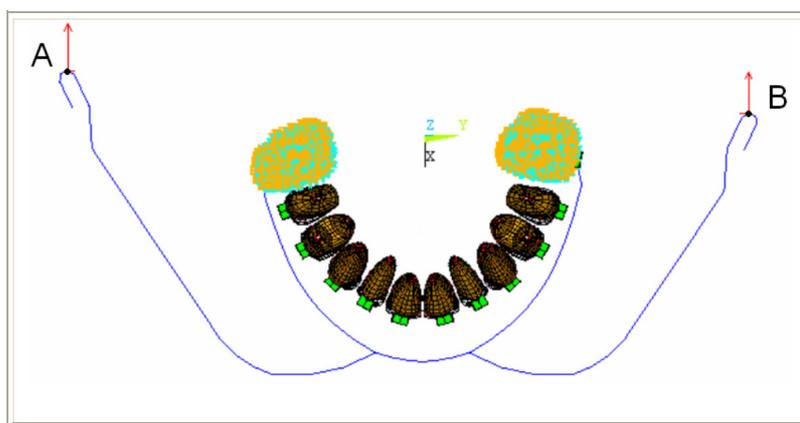


Figura 4.94 - Condições de contorno aplicadas ao modelo (AEB-4).

A força resultante aplicada foi de 4N (Tenti,1993) e suas componentes são mostradas na Tabela 4.42:

Tabela 4.42 - Componentes das forças aplicadas ao modelo (AEB-4).

Força (N)	FX	FY	FZ
A	-3,34068	0,47724	-2,14758
B	-2,94086	-0,58817	-2,64677

### **Deslocamento**

As regiões que representam os alvéolos dos primeiros molares tiveram seus movimentos restringidos em todas as direções, Figura 4.94. Esta condição foi

estabelecida em função das características apresentadas pelo movimento dentário inicial, já detalhadas anteriormente.

Com a aplicação das condições de contorno, sobre o modelo numérico, foram obtidos os deslocamentos dentários iniciais, relativos aos primeiros molares.

## Resultados

Os resultados selecionados para os movimentos dentários iniciais foram relacionados aos deslocamentos principais observados entre os primeiros molares. Esses movimentos, como destacados no caso anterior, relacionam-se à distalização dos molares que no modelo numérico, para os dentes posteriores, correspondem aos deslocamentos observados na direção (x). Neste sentido a Figura 4.95 mostra o gráfico do deslocamento relativo à direção (x), para o primeiro molar (16) (a) e para o primeiro molar (26) (b).

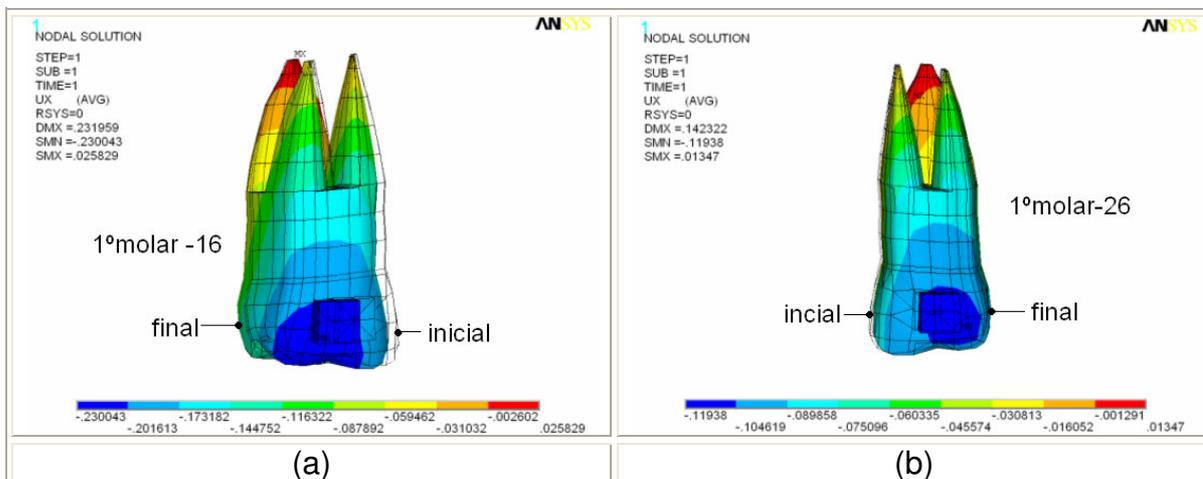


Figura 4.95 - Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (x): (a) Para o dente 16; (b) Para o dente 26, obtidos do modelo (AEB-4).

Em análise semelhante à realizada para o caso anterior, pode-se verificar que o (16) sofreu um movimento no sentido antero-posterior (direção -x) com maior intensidade que o primeiro molar (26).

Como no caso anterior, para a determinação de uma relação quantitativa que represente o posicionamento entre os molares, também foram considerados os deslocamentos dos pontos centrais dos braquetes. Assim, foi verificado que o ponto central do bráquete do primeiro molar (16), apresentou um deslocamento na direção (-x) de 0,22084 mm, enquanto que o molar (26), apresentou 0,115601mm. Este deslocamento de maior intensidade foi induzido pelo arco externo de maior comprimento.

Desta forma, através da configuração geométrica deste aparelho extra-oral e com as características do carregamento assimétrico, foi observado um deslocamento induzido ao dente molar (16) da ordem de 47,65% a mais que no molar (26). Este resultado obtido para o deslocamento é coerente com a descrição da literatura (Jacobson, 1979; Baldini, 1980) onde é afirmado que as forças de maiores intensidade são produzidas pelo braço externo de maior comprimento. A Figura 4.96 mostra comparativamente o deslocamento sofrido pelos primeiros molares (16) e (26).

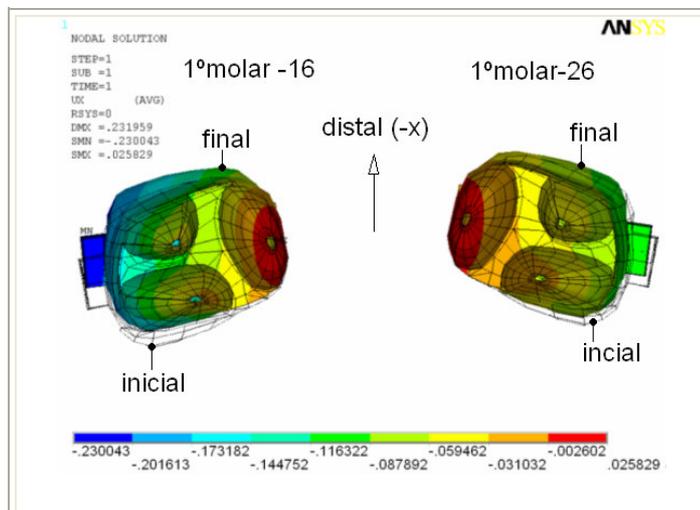


Figura 4.96 - Comparação entre os deslocamentos obtidos do modelo (AIB-4):  
 (a) Para o 1ºM-16; (a) Para o 1ºM-26.

Além dos movimentos de distalização requeridos em alguns casos ortodônticos, os movimentos de vestibularização dos primeiros molares e dos pré-

molares também são necessários para a correção de algumas más oclusões. Neste sentido, foram considerados os aparelhos expansores intra-orais.

### 4.3 VESTIBULARIZAÇÃO DOS MOLARES E PRÉ-MOLARES

Neste grupo, inicialmente foram quantificadas as forças produzidas em função da ativação de dois tipos de aparelhos intra-orais: Porter (W) e Quadrihélice, utilizados na vestibularização dos primeiros molares e pré-molares.

A partir daí, foram obtidos os deslocamentos dentários iniciais produzidos pelas forças liberadas pelo aparelho Quadrihélice. Neste caso, à exemplo dos casos anteriores, os deslocamentos dentários foram obtidos por meio do modelo completo da arcada dentária com este aparelho acoplado. O modelo da arcada dentária simétrica (MEFA-1) utilizado neste caso é mostrado na Figura 4.97 :

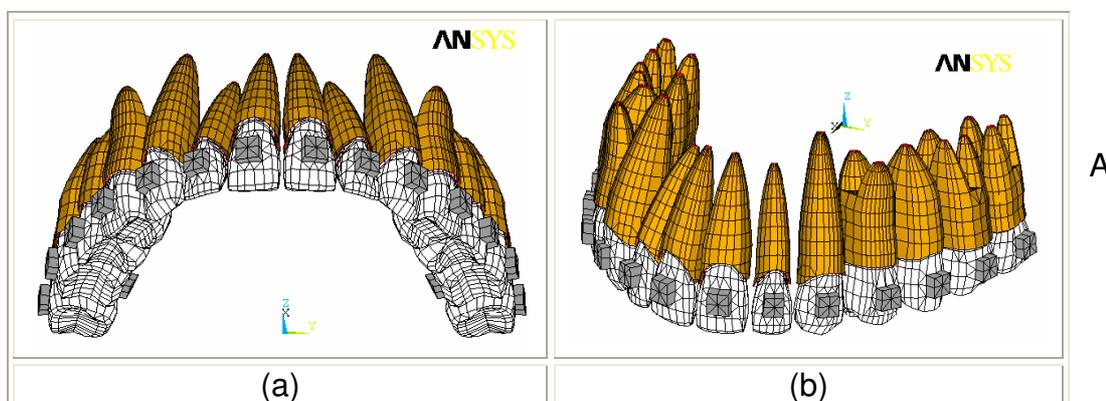


Figura 4.97 - Modelo em elementos finitos da arcada dentária (MEFA-1), em vistas: (a) Vestibular/oclusal; (b) Isométrica.

Figura 4.98 mostra a relação entre os modelos relacionados aos aparelhos intra-orais associados ao movimento de vestibularização dos molares.

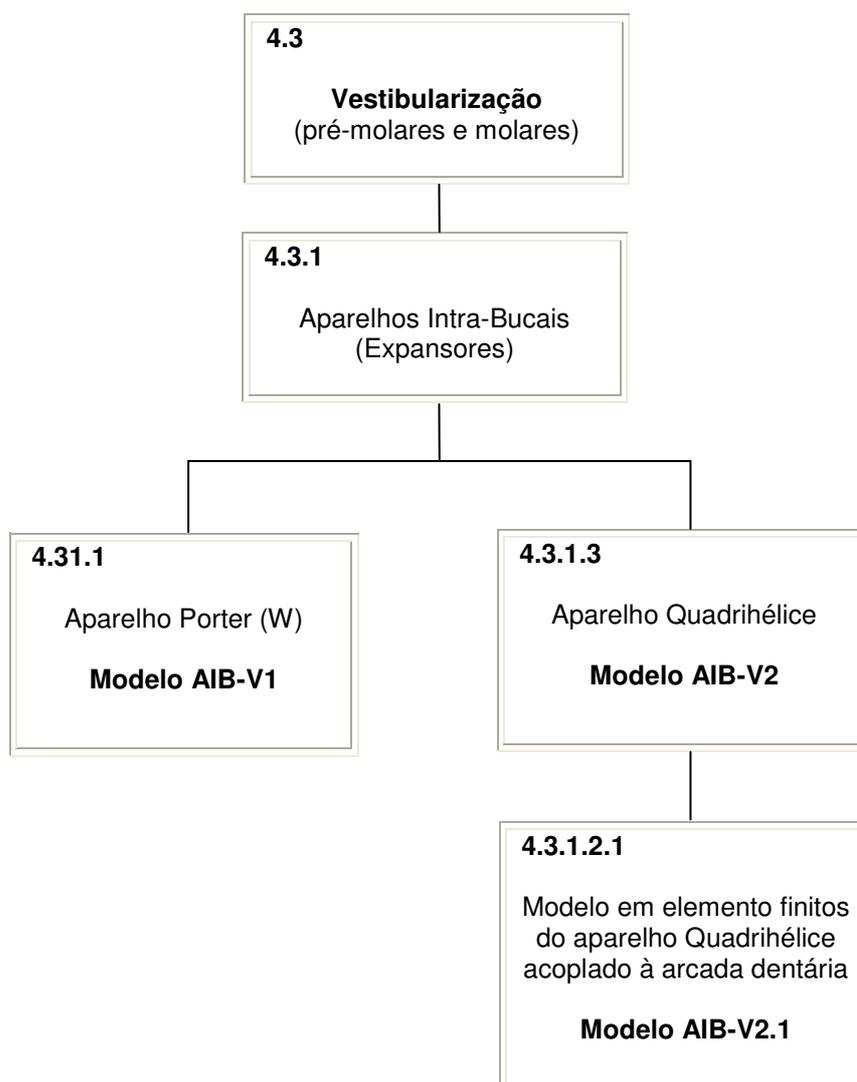


Figura 4.98 - Organização dos casos hipotéticos em função dos aparelhos intra-órais Porter(W) e Quadrihélice.

### **4.3.1 Aparelhos Intra-Buciais - Expansores**

Na etapa de alinhamento as mordidas cruzadas são corrigidas por meio de movimentos de vestibularização (expansão) e/ou contração dos dentes posteriores. Para produzir estes movimentos (deslocamentos) vários aparelhos ortodônticos tem sido descritos pela literatura (Tenti,1993), entre eles destacam-se os aparelhos intra-órais como o Porter (W) e o Quadrihélice. Nesses aparelhos o sistema de aplicação

de forças é realizado por intermédio de ativações\* que, por sua vez, determinam a intensidade e a direção das forças ortodônticas a serem aplicadas. Com intuito de quantificar as forças liberadas pelas ativações induzidas sobre os aparelhos Quadrihélice e Porter (w) foram realizadas simulações envolvendo os modelo em elementos finitos que representam esses aparelhos. As características, como o tipo de elemento (Beam4) e a forma de discretização, utilizada para a representação do modelo em elementos finitos foram expostas no Capítulo 3, no ítem 3.7. Nestas simulações, foram consideradas ativações de 5, 8, 10 e 12 mm, que permitiram comparar com dados experimentais obtidos da literatura (Couto, 2005). Neste sentido, são apresentadas os aparelhos Porter(W) e o Quadrihélice.

#### 4.3.1.1 Aparelho Porter (W) - (Modelo AIB-V1)

Nesses modelos foram representados aparelhos confeccionados em fios de aço inoxidável 0,032" (0,8128mm) e de 0,036" (0,9144mm) de diâmetro. A Figura 4.99 mostra o aparelho intra-oral Porter (W) (a) , no qual foi baseado a construção do modelo em elementos finitos (b, c e d), que o representa:

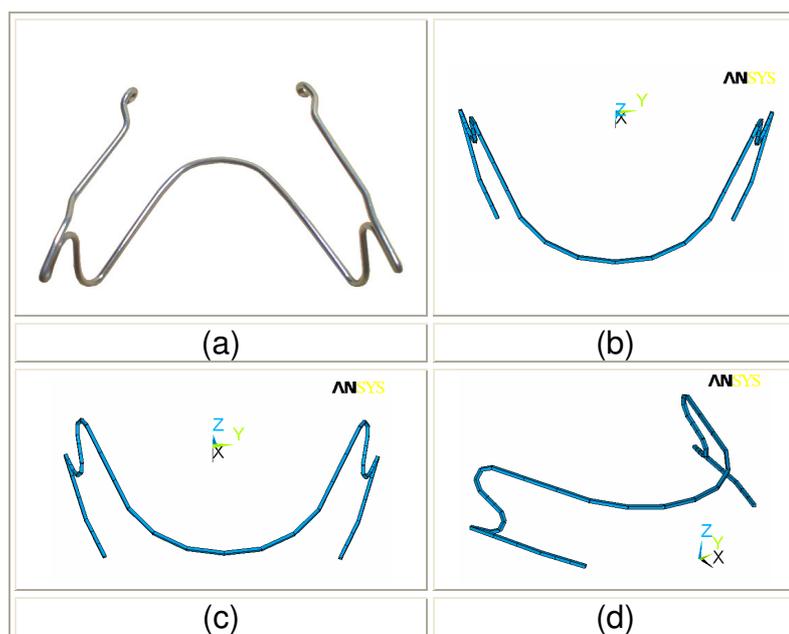


Figura 4.99 - (a) Imagem fotográfica do aparelho Porter (W); (b), (c) e (d) modelo em elementos finitos que representam este aparelho em diferentes vistas.

A Figura 4.100 mostra o modelo utilizado para representar o aparelho Porter (W), e suas dimensões principais.

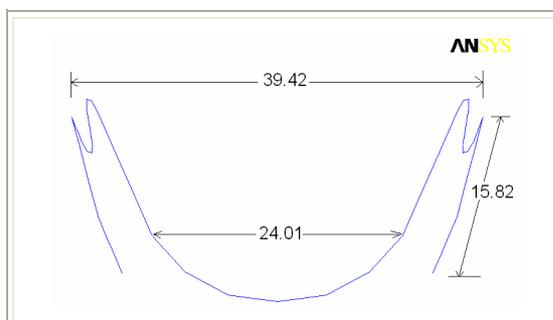


Figura 4.100 - Dimensões principais do aparelho Porter (W) consideradas neste trabalho

Para a determinação das forças liberadas pelo aparelho Porter (W) foram aplicadas as condições de contorno, que representam as ativações aplicadas sobre os aparelhos.

### Condições de contorno

Como no caso anterior, as condições de contorno foram representadas pela aplicação das ativações em 5, 8, 10 e 12mm na direção (y), que no modelo corresponde aos movimentos de expansão e contração. Este deslocamentos foram aplicados sobre os pontos A e B como mostra a Figura 4.101.

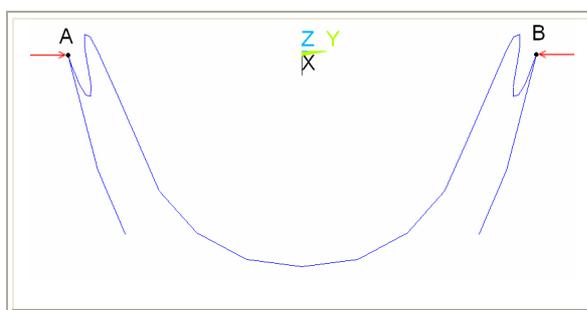


Figura 4.101 - Condições de contorno aplicadas ao modelo do aparelho Porter (W).

Após a aplicação das condições de contorno foram obtidas as forças liberadas por estes aparelhos considerando os diferentes níveis de ativações e os diâmetros de 0,032" (0,8128mm) e 0,036" (0,9144mm).

## Resultados

A Figura 4.102 mostra os gráficos do deslocamentos obtidos na direção (y) para o aparelho Porter (W) relacionados às ativações de: 5 mm (a), 8mm (b), 10mm (c) e 12mm (d).

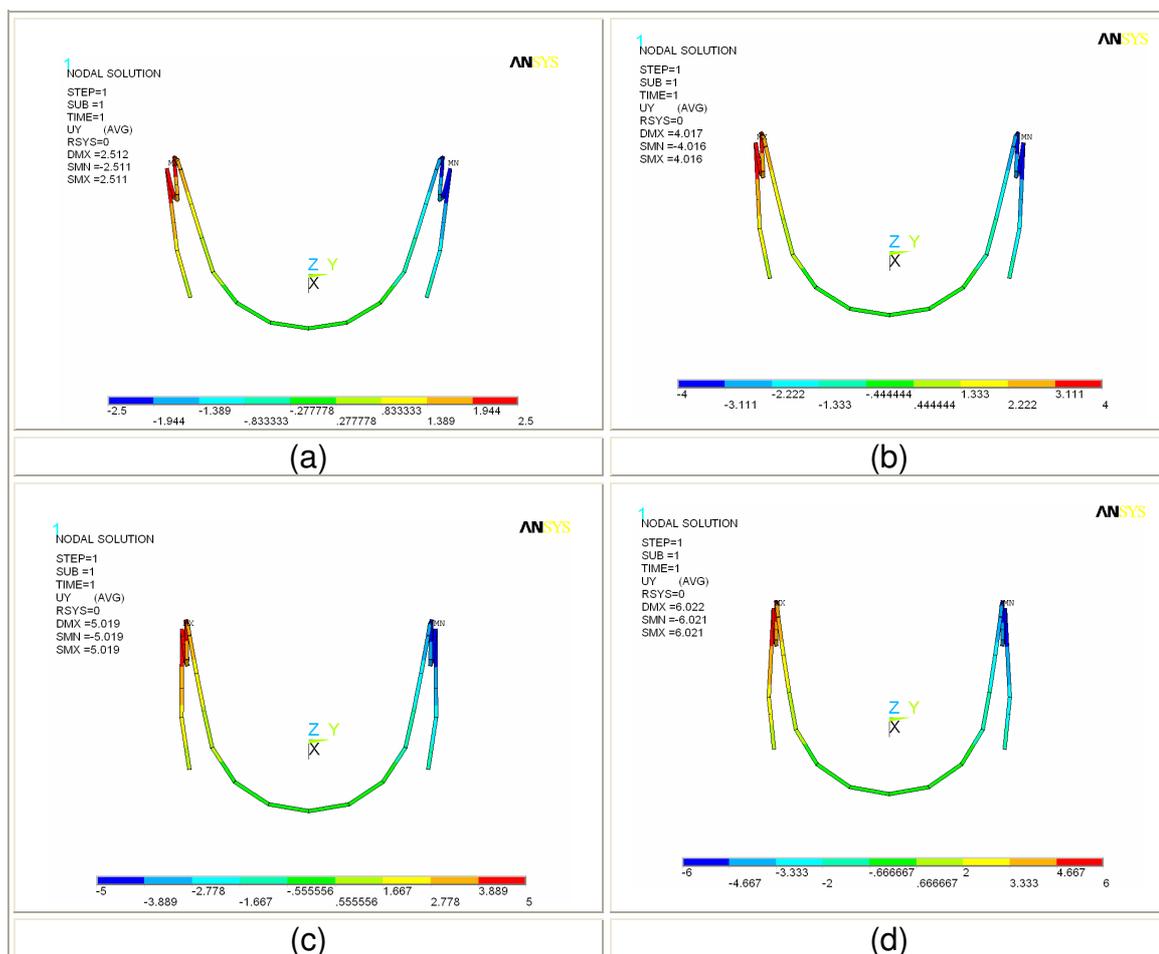


Figura 4.102 - Deformações elásticas sofridas com; (a) 5 mm; (b) 8mm; (c) 10mm e (d)12mm de ativação. Aparelho Porter (W).

A Tabela 4.43 mostra os resultados obtidos, para as forças relativas aos pontos A e B, em função da ativação do aparelho Porter (W).

Tabela 4.43 - Relação obtida para o aparelho Porter (W) considerando força, ativação e diâmetro do fio.

Diâmetros							
(0,8128mm) <b>0,032"</b>				(0,9144mm) <b>0,036"</b>			
Força (N)							
Ativações	Fx	Fy	Fz		Fx	Fy	Fz
<b>5 mm</b>	0	1,8527	0		0	2,9676	0
<b>8 mm</b>	0	2,9644	0		0	4,7482	0
<b>10 mm</b>	0	3,7055	0		0	5,9353	0
<b>12 mm</b>	0	4,4465	0		0	7,1223	0

Como o Porter(w), o aparelho Quadrihélice também é utilizado para a obtenção dos movimentos de vestibularização dos dentes posteriores. Desta forma, com intuito de comparar as forças liberadas entre estes aparelhos foi considerados as ativações aplicadas sobre o aparelho Quadrihélice.

#### 4.3.1.2 Aparelho Quadrihélice - (Modelo AIB-V2)

Nesses modelos, a exemplo do caso anterior, foram representados aparelhos confeccionados em fios de 0,032" (0,8128mm) e de 0,036" (0,9144mm) de diâmetro. A Figura 4.103 mostra o aparelho intra-oral Quadrihélice (a) , no qual foi baseado a construção do modelo completo em elementos finitos (b, c e d):

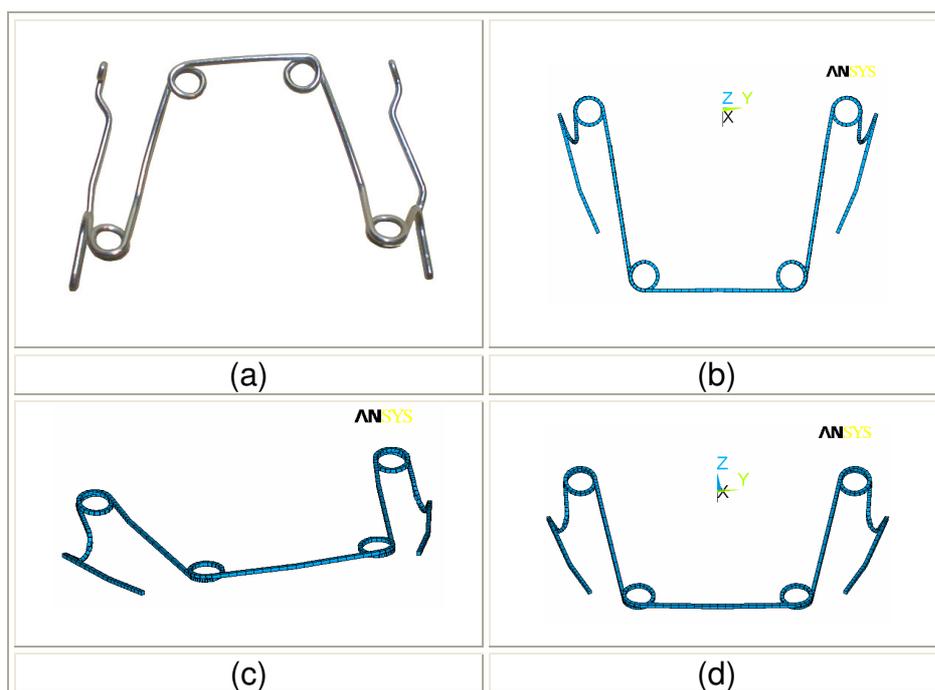


Figura 4.103 - (a) Imagem fotográfica do aparelho Quadrihélice; (b), (c) e (d) modelo em elementos finitos que representam este aparelho em diferentes vistas.

A Figura 4.104 destaca o modelo em elementos finitos utilizado para representar o aparelho Quadrihélice, e suas dimensões principais.

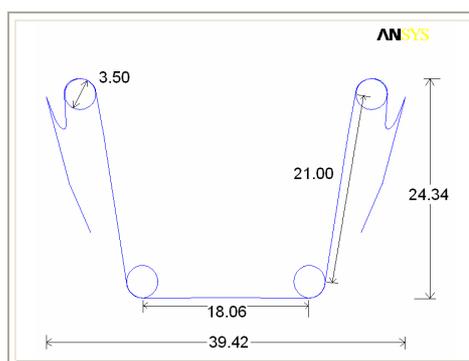


Figura 4.104 - Dimensões principais do aparelho Quadrihélice consideradas neste trabalho.

À partir do modelo em elementos finitos que representa o aparelho Quadrihélice, foram aplicadas as condições de contorno que possibilitaram a determinação das forças liberadas pelo aparelho.

## Condições de contorno

As condições de contorno foram representadas pela aplicação das ativações em 5, 8, 10 e 12mm na direção (y), que no modelo corresponde aos movimentos de expansão e contração, referentes aos dentes posteriores. Este deslocamentos foram aplicados sobre os pontos A e B como mostra a Figura 4.105 .

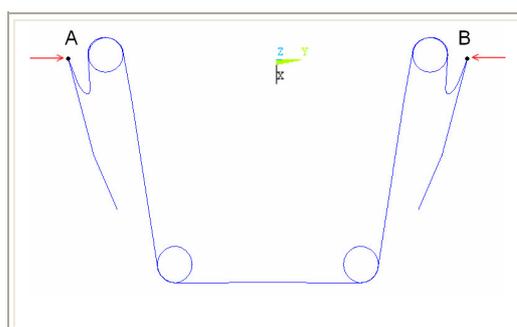


Figura 4.105 - Condições de contorno aplicadas ao modelo do aparelho Quadrihélice.

Após a aplicação das condições de contorno foram obtidas as forças liberadas por estes aparelhos considerando os diferentes níveis de ativações e os diâmetros de 0,032" (0,8128mm) e 0,036" (0,9144mm).

## Resultados

A Figura 4.106 mostra os gráficos do deslocamentos obtidos na direção (y) para o aparelho Quadrihélice relacionados às ativações de: 5 mm (a), 8mm (b), 10mm (c) e 12mm (d).

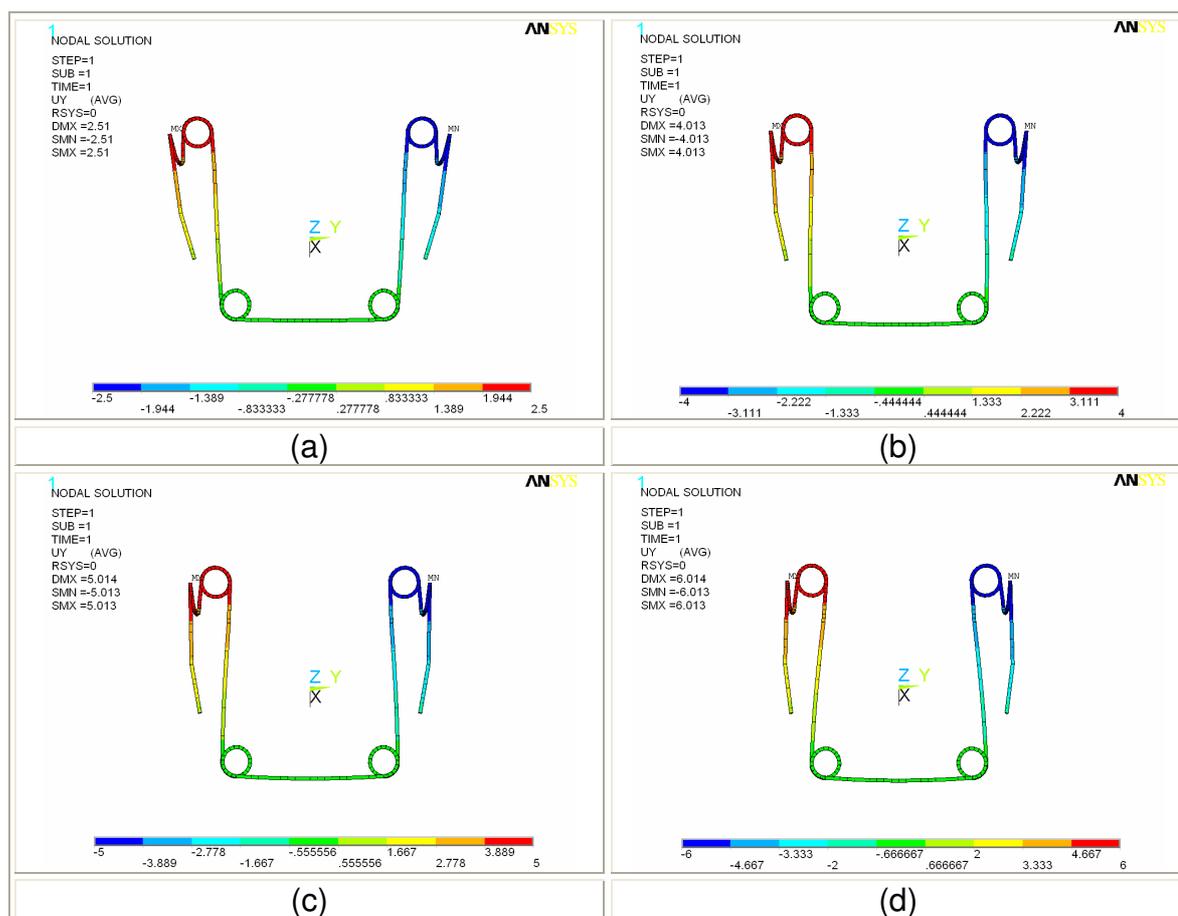


Figura 4.106 - Deformações elásticas sofridas com; (a) 5 mm; (b) 8mm; (c) 10mm e (d)12mm de ativação. Aparelho Quadrihélice.

A Tabela 4.44 mostra os resultados obtidos para as forças relativas aos pontos A e B, em função da ativação do aparelho Quadrihélice.

Tabela 4.44 - Relação obtida para o aparelho Quadrihélice considerando força, ativação e diâmetro do fio.

		Diâmetros					
		(0,8128mm) 0,032"			(0,8128mm) 0,036"		
		Força (N)					
Ativações	Fx	Fy	Fz		Fx	Fy	Fz
5 mm	0	0,733975	0		0	1,175675	0
8 mm	0	1,17436	0		0	1,88108	0
10 mm	0	1,467950	0		0	2,35135	0
12 mm	0	1,761540	0		0	2,82162	0

## Comentários

### *Aparelho Quadrihélice*

As forças resultantes obtidas das simulações computacionais mostram uma coerência com os dados experimentais obtidos da literatura (Couto et al., 2005). A diferença máxima encontrada foi de 13,47% e a mínima de 1,08%.

A Tabela 4.45 mostra, comparativamente, os resultados obtidos das simulações e os obtidos experimentalmente, para o fio de 0,32" (0,8128mm).

Tabela 4.45 - Resultados experimentais e numéricos das forças liberadas pelo aparelho Quadrihélice com diâmetro de 0,8128mm.

<b>Diâmetro - 0,08128mm - (0,032" )</b>			
<b>força (N)</b>			
	<b>Fy</b>	<b>Fy</b>	
<b>ativação (mm)</b>	<b>simulação</b>	<b>experimental</b>	<b>diferença (%)</b>
<b>5</b>	0,733975	0,726	<b>1,08</b>
<b>8</b>	1,17436	1,139	<b>3,01</b>
<b>10</b>	1,467950	1,409	<b>4,01</b>
<b>12</b>	1,761540	1,721	<b>2,30</b>

A Tabela 4.46 mostra, comparativamente, os resultados obtidos das simulações e os obtidos experimentalmente, para o fio de 0,036" (0,9144mm).

Tabela 4.46 - Resultados experimentais e numéricos das forças liberadas pelo aparelho Quadrihélice com diâmetro de 0,9144mm.

<b>Diâmetro - 0,9144mm - (0,036" )</b>			
<b>força (N)</b>			
	<b>Fy</b>	<b>Fy</b>	
<b>ativação (mm)</b>	<b>simulação</b>	<b>experimental</b>	<b>diferença (%)</b>
<b>5</b>	1,175675	1,055	<b>10,264</b>
<b>8</b>	1,88108	1,658	<b>11,859</b>
<b>10</b>	2,35135	2,051	<b>12,773</b>
<b>12</b>	2,82162	2,444	<b>13,383</b>

### ***Aparelho Porter(w)***

Devido às formas geométricas que caracterizam o aparelho Porter (w) construído neste trabalho, não foram encontrados na literatura, dados experimentais que pudessem ser comparados aos obtidos por meio dessas simulações. Neste sentido, pode-se considerar os resultados obtidos como referência em função da coerência observada pelos resultados apresentados para o aparelho Quadrihélice, uma vez que, os modelos numéricos foram construídos baseados nas mesmas considerações e conceitos.

As forças obtidas das ativações sobre o aparelho Porter (w) superaram em cerca de 39,61% às obtidas pelo aparelho Quadrihélice. Isto pode ser explicado pelas dobras em forma de helicóides (espiras) que caracterizam o aparelho Quadrihélice. Este fato é confirmado pela literatura ortodôntica (Langlade,1995) onde é destacado que a inclusão de helicóides aos fios ortodônticos reduzem a intensidade das forças liberadas pelo aparelho, por meio das ativações.

Com intuito de verificar os deslocamentos dentários iniciais por meio da utilização do aparelho Quadrihélice, foi considerado o modelo completo em elementos finitos que contempla a arcada dentária simétrica com o aparelho acoplado.

#### ***4.3.1.2.1 Aparelho Intra-Bucal / Quadrihélice – (Modelo AIB - V2.1)***

A Figura 4.107 mostra, fixado ao modelo em gesso, o aparelho intra-bucal Quadrihélice, no qual foi baseado a construção do modelo numérico que o representa:



Figura 4.107 - Modelo em gesso com aparelho Quadrihélice.

O modelo completo em elementos finitos que representa o aparelho Quadrihélice acoplado à arcada simétrica é mostrado na Figura 4.108, com destaque para as unidades dentárias envolvidas, pelo aparelho.

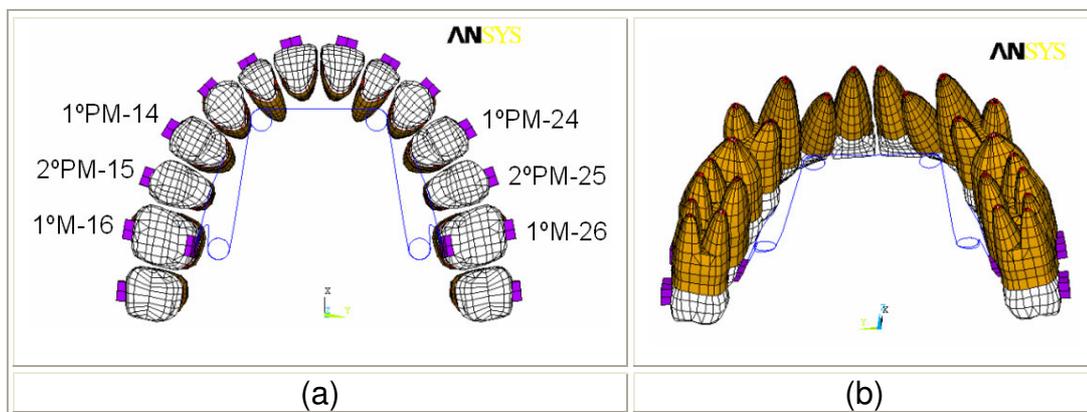


Figura 4.108 - Modelo (AIB-V2.1) em: (a) Vista oclusal; (b) Vista isométrica.

A Tabela 4.47 mostra o número de nós e elementos que compõem o modelo completo em elementos finitos do aparelho Quadrihélice acoplado à arcada dentária:

Tabela 4.47 - Número de elementos do modelo (AIB-V2.1).

<b>Modelo completo do AEB-V2.1</b>			
<b>Componentes</b>	<b>Arcada</b>	<b>Aparelho</b>	<b>Total</b>
<b>Elementos</b>	17622	280	17902
<b>Nós</b>	14678	281	14953

Sobre o modelo completo, em elementos finitos, utilizado para representar o aparelho Quadrihélice foram aplicadas às condições de contorno.

### **Condições de contorno**

#### **Forças**

Neste caso para a determinação dos deslocamentos dentários iniciais, foram consideradas as forças obtidas pela ativação em 10mm. A Tabela 4.48 reapresenta, os resultados obtidos anteriormente, para as componentes das forças liberadas, nas direções x, y e z, em função da ativação em 10mm, para o aparelho Quadrihélice confeccionado em fio de 0,032" (0,8128mm) :

Tabela 4.48 - Componentes das forças aplicadas ao modelo (AIB-V2.1).

<b>Força (N)</b>	<b>FX</b>	<b>FY</b>	<b>FZ</b>
<b>A</b>	0	-1,4680	0
<b>B</b>	0	1,4680	0

As componentes das forças obtidas, em função da ativação do aparelho Quadrihélice, foram aplicadas ao modelo completo em elementos finitos. A Figura 4.109 mostra as condições de contorno aplicadas ao modelo com destaque para os pontos de aplicação das forças.

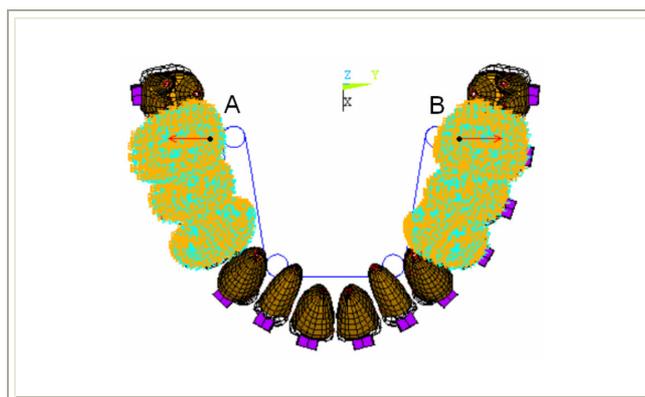


Figura 4.109 - Condições de contorno aplicadas ao modelo (AIB-V2.1).

### ***Deslocamento***

Pelos mesmos motivos descritos para os casos anteriores, as regiões que representam os alvéolos dos pré-molares (14,15 e 24,25) e dos primeiros molares (16 e 26), tiveram seus movimentos restringidos em todas as direções, como mostra a Figura 4.109.

Após aplicadas as condições de contorno, foram determinados os deslocamentos dentários iniciais induzidos sobre os primeiros pré-molares (14,15 e 24,25) e os primeiros molares (16 e 26).

### **Resultados e Comentários**

Os resultados selecionados para os deslocamentos iniciais, relacionaram-se aos movimentos dentários principais e às reações sobre os dentes interligados ao aparelho.

A Figura 4.110 mostra por meio da representação vetorial os deslocamentos iniciais resultantes.

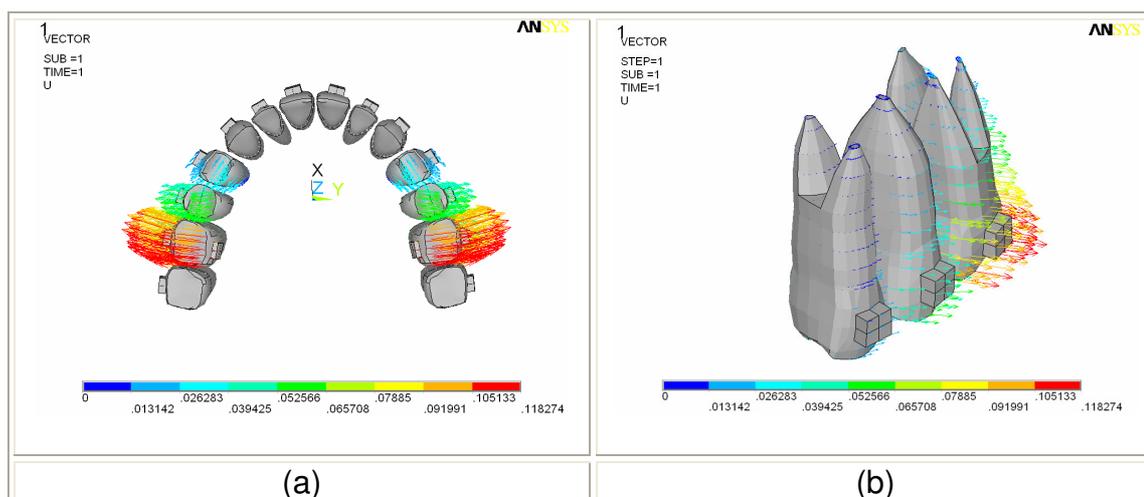


Figura 4.110 - Representação vetorial dos deslocamentos dentários iniciais resultantes obtidos do modelo (AIB-V2.1): (a) Arcada completa; (b) Dentes 24, 25 e 26.

Com esta representação vetorial foi verificado que o primeiro molar (16 e 26) e o segundo pré-molar (15 e 25) realizaram, principalmente, um deslocamento no sentido vestibular, Figura 4.110 (a). Nesta representação, pôde-se verificar a tendência à inclinação principalmente relacionado aos primeiros molares e aos segundos pré-molares, Figura 4.110 (b), neste caso com um deslocamento mais acentuado da coroa, no sentido vestibular. Já os ápices das raízes mostram movimentos, na direção palatina, pouco significativos.

Estes deslocamentos apresentados pelo modelo numérico foram também destacados pela literatura. Neste sentido, Tenti (1993) observou que o movimento de vestibularização é caracterizado mais pela inclinação da coroa dentária do que pela movimentação radicular, o que caracteriza um movimento de inclinação no sentido de palatino/vestibular. Este movimento de inclinação já era esperado, uma vez que, a linha de ação de força foi aplicada abaixo do centro de resistência dos dentes envolvidos.

Neste caso, no modelo numérico, o movimento de expansão (vestibularização) é relacionado aos deslocamentos obtidos com relação à direção (y). Desta forma, foram destacados os gráficos que mostram a intensidade dos deslocamentos nesta direção Figura 4.111.

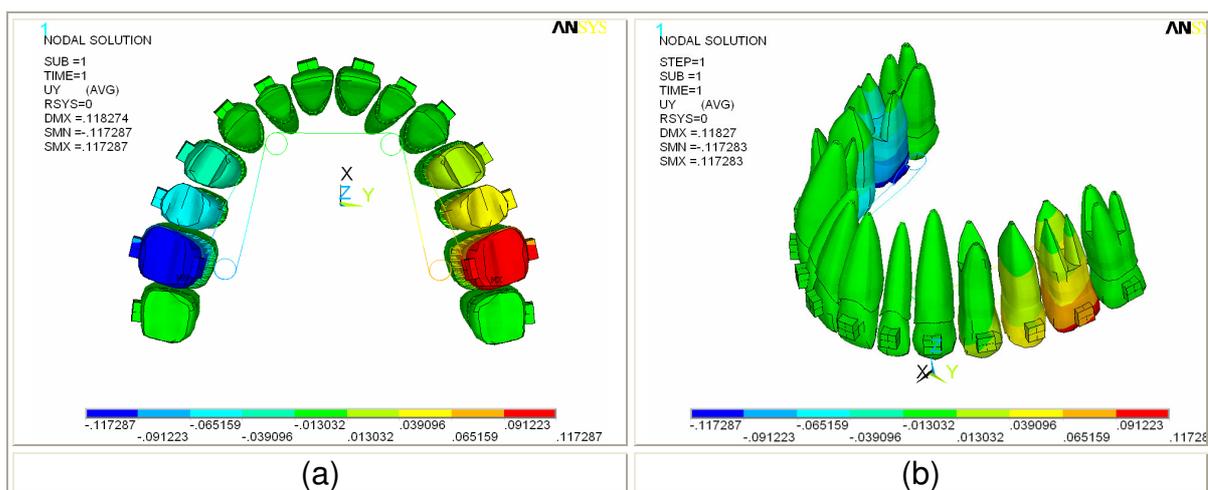


Figura 4.111 - Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (y) para o modelo (AIB-V2.1): (a) Vista oclusal; (b) Vista isométrica.

Nesta Figura 4.111 pode-se observar através do gradiente de cores, os deslocamentos sofridos ao longo dos dentes envolvidos pelo aparelho, na direção (y). Neste caso, em função da simetria apresentada pela arcada foram selecionados para análise apenas os dentes (24, 25 e 26). A tendência aos movimentos de vestibularização proporcionados pelo aparelho Quadrihélice, aos dentes molares e pré-molares é mostrada na Figura 4.112, onde as linhas tracejadas revelam o posicionamento antes do deslocamento.

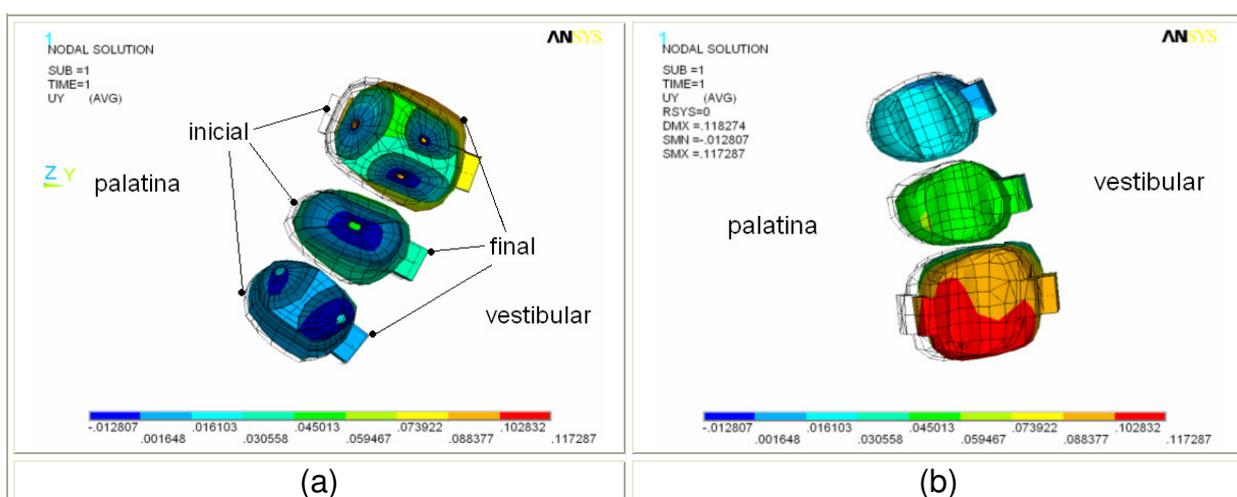


Figura 4.112 - Deslocamentos dentários iniciais relativos à direção (y) para o modelo (AIB-V2.1) com destaque para os dentes 24, 25 e 26:(a) Vista oclusal; (b) Vista isométrica.

Em função da simplificação adotada pelo modelo foi observado que os primeiro pré-molares (24), apresentaram uma pequena tendência à distalização. Esta tendência ocorreu em função de uma simplificação adotada para a fixação do fio. Neste caso, foram consideradas fixas as partes do fio apoiadas sobre as coroas dos pré-molares, entretanto, na realidade é permitido um deslizamento do fio que evitaria este movimento de distalização.

#### **4.4 COMENTÁRIOS SOBRE OS RESULTADOS DAS SIMULAÇÕES**

Com relação aos resultados obtidos para os deslocamentos dentários iniciais por meio dos modelos descritos para o incisivo central e através dos casos hipotéticos, foi observado que:

##### **4.4.1 Incisivo central**

Por meio do modelo numérico tridimensional, construído para o dente incisivo central, foram quantificados alguns aspectos relacionados às forças aplicadas e aos movimentos dentários produzidos. Além disso, as tensões axiais obtidas foram associadas às áreas em que se processam o recrutamento das células remodeladoras do tecido ósseo na região do alvéolo dental.

Os resultados obtidos com as simulações, através do modelo numérico, mostraram que os movimentos dentários apresentaram comportamentos análogos aos descritos pela literatura ortodôntica. Na avaliação da força de 0,39N aplicada ao braquete, foi verificado a necessidade do aumento da força aplicada, uma vez que, poucas fibras periodontais apresentaram tensões que pudessem promover o recrutamento das células remodeladoras do tecido ósseo alveolar. Entretanto, com a consideração da força de intensidade de 0,70N, destacada na literatura como adequada para a realização da movimentação do incisivo central, foi verificado que as intensidades das tensões produzidas sobre as fibras periodontais podem promover o recrutamento das células remodeladoras sobre grande parte da raiz dentária, mostrando que esta força é eficaz para movimentação do incisivo central.

A aplicação da força associada a um momento (torque) numa relação de 10,7:1, produziu um movimento de translação, como já era esperado, em função dos dados obtidos da literatura. Neste caso, as intensidades das tensões axiais apresentadas com este movimento de translação, mostraram-se distribuídas ao longo da raiz, o que confirma as afirmações descritas de forma qualitativa na literatura. Entretanto, a distribuição das tensões promoveu uma redução dos seus níveis máximos, o que pode ser um indício da necessidade do aumento tanto da força quanto do momento a ser aplicado, porém mantendo-se a relação em torno de 10:1.

Um movimento de translação foi também obtido por meio da aplicação de uma força atuante sobre um ponto a 40% da altura da raiz, medidos da crista cervical, que condiz com o centro de resistência do dente incisivo central, também destacado pela literatura. Neste caso, a intensidade das tensões apresentaram as características similares às destacadas para o caso da força associada ao momento, aplicados sobre a coroa dentária.

Com esses resultados, que se relacionam à verificação dos movimentos dentários e das tensões produzidas em função de diferentes tipos de carregamentos, pôde-se validar o modelo numérico tridimensional por meio do confronto aos dados qualitativos apresentados pela literatura. Desta forma, foi criado um modelo, por onde pôde-se realizar estudos ortodônticos com resultados que remetem às observações destacadas em referências literárias ortodônticas.

#### **4.4.2 Casos Hipotéticos**

##### **4.4.2.1 Perda de ancoragem**

- 1- Considerando a retração dos incisivos, foi observado que a inclusão dos segundos molares ao grupo dos dentes utilizados como reforço no sistema de ancoragem permite uma redução dos deslocamentos (perda de ancoragem) de 8,5% quando comparados a uma situação aonde não são considerados a inclusão desses dentes.

- 2- A utilização dos amarrilhos interligando os dentes utilizados como pontos (áreas) de ancoragem associado à inclusão do segundo molar permite uma redução na perda de ancoragem de 9,78% quando comparadas a um caso aonde os amarrilhos não são considerados.
- 3- A utilização dos mini-implantes ortodônticos atuando na forma de ancoragem indireta, permite a retração de todos os dentes anteriores em uma só etapa, de forma mais eficiente que a utilizada em duas etapas, como utilizadas tradicionalmente em ortodontia. Neste sentido, foram observadas reduções na perda de ancoragem de 7,61% e 26,31%, associadas à diferentes formas de interligação dos mini-implantes aos dentes utilizados como “pontos” de ancoragem. Nestes casos, a forma de interligação permite, além da redução, o controle nível de deslocamento dos dentes ancoradouros.
- 4- Com relação à forma de interligação dos mini-implantes aos dentes ancoradouros, foi observado que o posicionamento mais “horizontal” dos fios conectores favorecem a redução da perda de ancoragem.
- 5- As tensões observadas ao longo dos mini-implantes ortodônticos, quando relacionadas às duas formas de interligação mostram que, com a utilização de forças normalmente utilizadas em ortodontia, esses “parafusos” ortodônticos não sofreriam falhas, uma vez que as tensões máximas encontradas foram de 24,54 e de 54,15 MPa, considerando, respectivamente as interligações “verticais” e mais “horizontais”. Nestes casos, a literatura descreve que seriam necessários 483 MPa para ocorrência de falhas no corpo do mini-implante. Esses resultados permitem destacar que as possíveis falhas ocorridas aos mini-implantes estariam, principalmente, associadas aos processos de fixação do próprio, no paciente.
- 6- As tensões observadas ao longo do osso cortical mostram que os processos de falhas também não ocorreriam, uma vez que, seriam

necessários níveis de tensões próximos à 167MPa. Nestes casos, foram encontrados tensões máximas com intensidades 10,45 MPa e de 29,68 MPa, também associadas à diferentes formas de interligação dos mini-implantes, como descritas no item anterior (5).

#### 4.4.2.2 Distalização dos primeiros molares

Por meio da quantificação dos deslocamentos dentários iniciais, foi possível a determinação da eficiência de alguns aparelhos intra e extra-bucais, utilizados na distalização dos molares:

##### 4.4.2.2.1 *Intra-Bucais - AIB(s)*

Com relação ao uso dos aparelhos intra-bucais na distalização dos primeiros molares, considerando a movimentação dos dentes utilizados como pontos de ancoragem (perda de ancoragem), foi observado que o aparelho Pendulum mostrou-se mais eficiente que os aparelhos Distal-Jet, Mola de aço e Jones-Jig. A Tabela 4.49 agrupa os valores obtidos para as perdas de ancoragem para cada um dos casos, relacionados ao uso desses aparelhos intra-bucais:

Tabela 4.49 – Comparação entre os valores obtidos para as perdas de ancoragem relacionadas aos aparelhos intra-bucais.

	Percentual de deslocamento relativo (perda de ancoragem)
Jones-Jig	36,17 %
Mola de aço	9,46%
Distal-Jet	7,97%
Pendulum	0%

##### 4.4.2.2.2 *Extra-Bucais – AEB(s)*

Considerando os aparelhos extra-bucais simétricos e assimétricos, onde confirmou-se as observações destacadas de forma qualitativa na literatura, foi observado que:

**AEB(s) – Simétricos**

- 1- A aplicação de forças na direção cervical promove movimentos simultâneos de distalização e de extrusão dos primeiros molares. Já a combinação de forças “cervicais” associadas à forças (cranianas) “verticais” promovem a distalização dos primeiros molares sem, no entanto, apresentarem deslocamentos no sentido da extrusão dentária.

**AEB(s) – Assimétricos**

- 1- A adoção de uma haste unilateral interligando os arcos internos e externos dos aparelhos, promovem um deslocamento mais pronunciado do primeiro molar do lado oposto ao da posição da haste. Essa configuração proporcionou um deslocamento relativo de 28,77% a mais que o dente posicionado no mesmo lado da haste.
- 2- A utilização de do arco extra-bucal com um de seus “braços” externos em maior comprimento, proporciona deslocamentos maiores no dente situado no mesmo lado. A relação observada foi de 47,65% de deslocamento a mais que o dente do lado oposto.

**4.4.2.3 Expansores e movimento de vestibularização*****Forças liberadas - Porter e Quadrihélice***

Considerando as ativações dos aparelhos Porter e Quadrihélice foi observado, através da quantificação das forças por eles liberadas, que a ativação do aparelho Porter promove forças de expansão da ordem de 39,61% maiores que as obtidas pelo aparelho Quadrihélice.

***Movimentos dentários iniciais obtidos com o aparelhos Quadrihélice***

Como descrito pela literatura ortodôntica, o movimento obtido com a utilização do aparelho Quadrihélice promoveu um movimento de vestibularização caracterizado pela inclinação mais pronunciada da coroa dentária do que pela movimentação radicular, como pôde ser observado pela representação vetorial na Figura 4.111.

## **CAPÍTULO 5**

## **5 CONCLUSÕES E SUGESTÕES**

### **5.1 MODELOS NUMÉRICOS TRIDIMENSIONAIS**

A partir dos resultados obtidos para os deslocamentos dentários iniciais e para as tensões por meio dos modelos numéricos tridimensionais, foi verificada a viabilidade da utilização de simulações computacionais aplicadas aos estudos relacionados à biomecânica ortodôntica. Os resultados obtidos mostraram-se condizentes com os relatos destacados pela literatura.

Esses resultados foram alcançados pela adoção de um procedimento de modelamento, onde a seleção dos tipos de elementos utilizados basearam-se em considerações relacionadas às diferenças observadas entre a rigidez dos componentes envolvidos (dente, osso e fibras periodontais) e das análises consideradas (movimentos dentários iniciais e tensões ao longo das fibras periodontais). Neste sentido, a etapa do trabalho, na qual foi fundamentada a construção dos modelos, que permitiu além de sua própria construção e a obtenção dos resultados foi a discretização das entidades que representam as fibras periodontais em elementos de viga, e a utilização dos elementos de casca que representaram a indeformabilidade das unidades dentárias e das paredes dos alvéolos. Estas representações por meio desses elementos foram, de certa forma, simplificações adotadas em observação ao comportamento biológico que envolve o estudo do movimento dentário inicial e às características físicas de cada componente anatômico representado nos modelos. Com estas “simplificações” foram obtidos modelos caracterizados por um número reduzido de elementos e nós.

Por outro lado, a estratégia adotada acabou por otimizar o processo de análise e permitiu uma considerável redução do tempo de processamento

computacional, quando comparados aos modelos convencionais, que empregam elementos sólidos que são caracterizados por um número elevado de nós e elementos. Deve ser ressaltado que esta metodologia empregada baseou-se no interesse da obtenção dos movimentos dentários iniciais e não na determinação das tensões e/ou deformações internas ou externas das unidades dentárias ou da região alveolar. Neste sentido, como os movimentos dentários iniciais são caracterizados pelas deformações ocorridas ao longo das fibras periodontais configurou-se como fator importante, frente às características dessa etapa do movimento ortodôntico, a consideração da indeformabilidade das unidades dentárias e das paredes alveolares.

Um outro ponto a ser destacado e que possibilitou caracterizar completamente as propriedades mecânicas dos modelos, foi a determinação de um valor para o módulo de elasticidade, para os elementos que representam o comportamento estrutural das fibras do ligamento periodontal e que, por sofrerem as deformações mais significativas, são responsáveis pelo movimento dentário inicial. Assim, o comportamento do modelo associado a esses movimentos iniciais foram obtidos por meio de um valor que representa, não as reais propriedades da região periodontal, mas sim de uma forma equivalente, o seu comportamento estrutural.

Desta forma, pode-se destacar de modo conclusivo, que as simplificações utilizadas na representação de um determinado problema, por meio de modelos numéricos, atribuídas em função de análises prévias dos conceitos que o envolvem, são viáveis e devem ser exploradas, quando se utiliza o método dos elementos finitos (MEF).

## 5.2 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Baseado na experiência obtida durante a realização deste trabalho, pode-se sugerir novos estudos, que deverão ser certamente evidenciados pela sua contribuição, os seguintes temas:

- 1 - Desenvolver um modelo geométrico parametrizado que descreva a forma dos dentes, alvéolos e das fibras periodontais.
- 2 - Desenvolver um método de captura de imagens obtidas por tomografia computadorizada, que permita a sua transformação nos modelos em elementos finitos.
- 3 - Desenvolver um modelo que considere a região óssea maxilar acoplada à arcada, para verificação de casos que envolvam a expansão palatina.
- 4 - Atribuir alterações no presente modelo que considere, inclusive, a técnica ortodôntica que se baseia na mecânica de deslizamento entre os fios e os braquetes.
- 5 - Construir, simultaneamente, arcadas superiores e inferiores para permitir a simulação e a avaliação de um maior número de técnicas e casos ortodônticos que associem, inclusive, os aspectos dinâmicos como a mastigação e o funcionamento da articulação têmporo-mandibular.
- 6 - Dar continuidade a este trabalho utilizando os modelos das arcadas envolvendo um maior número de situações ortodônticas.

## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS - (OBRAS CITADAS)**

- 1 AMERICAN ORTHODONTICS. Disponível em:  
<<http://www.americanortho.com>>; Acesso em: 10 Nov. 2006.
- 2 ARAUJO, T.M. Recursos para ativação do sistema e controle de higiene periimplantar. *Implante News*. VM Cultural. Vol.3, n4, p.406-407, Jul/Ago-2006.
- 3 ASHMORE, J.L.; KURLAND. G.L. KING; WHEELER, J.G.; RAMSAY, D.S. A tridimensional analysis of molar movement during headgear treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. Vol.121, n1, discussion 29-30, p.18-25, Jan-2002.
- 4 AVILEZ, M.C.; PENEDO, N.D.; ELIAS, C.N.; GOUVÊA, J.P. Simulation Study for a Finite Element Analysis of the Force produced by different Appliances in the Maxillary Expansion. *Universidade Federal do Rio de Janeiro – Faculdade de Odontologia*. Tese de mestrado. 2007. Em preparação.
- 5 BALDINI, G. Letters to the editor. Unilateral headgear: Lateral forces as unavoidable side effects. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. Vol.7, n3, p.333-339, Mar/1980.
- 6 BENCH, R.W. The Quad Helix Appliance. *Seminars in Orthodontics*. V4, p.231-237, 1998.
- 7 BEZERRA, F. Evidências clínicas e científicas dos miniimplantes ortodônticos.. *Implante News*. VM Cultural. Vol3, n4, p.400-401, Jul/Ago-2006.
- 8 BOURAUUEL, C.; VOLLMER, D.; JAGER A. Application of bone remodeling theories in the simulation of orthodontic tooth movements. *Journal of Orofacial Orthopedics*. Vol.61, n4, p.266-79, 2000.
- 9 BURKHARDT, D.R.; McNAMARA, J.A.; BACCETTI, T. Maxillary molar distalization or mandibular enhancement: a cephalometric comparison of comprehensive treatment including the Herbst appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. Vol.123, n2, p108-116, Feb-2003.
- 10 BONDEMARK, L.; Karlsson, I. Extraoral vs intraoral appliance for distal movement of maxillary first molars: A randomized controlled trial. *Angle Orthodontics*.. Vol.75, p.699-706, 2005.
- 11 BRICKMAN, C.D.; SINHA, P.K.; NANDA, R.S. Evaluation of the Jones-Jig appliance for distal molar movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. V.118, p526-534, 2000.
- 12 CABRERA, C.A ; CABRERA, M.C. *Ortodontia clínica*. Editora e produções Ltda. Curitiba. 1997.

- 13 CARANO, A.; TESTA, M. The Distal Jet for upper molar distalization. *Journal of Clinical Orthodontics*, Boulder, Vol.30, n7, p.374-380, July-1996.
- 14 CASACCIA, G.R.; GOMES, J.C.; ROUGEMONT, L.S.; RUELLAS, A.C.; PENEDO, N.D.; ELIAS, C.N.; GOUVÊA, J.P. *A finite element analysis of molar distalization during headgear treatment* – Universidade Federal do Rio de Janeiro – Faculdade de Odontologia-Disciplina – Filosofia da mecânica ortodôntica. 2007. Em preparação.
- 15 CHEN F, TERADA k, HANDA K. Anchorage effect of various shape palatal osseointegrated implants: A finite element Study. *Angle Orthodontist*. Vol.75, p.344-351, 2005.
- 16 CHIU, P.; McNAMARA, J.A.; FRANCHI, L. A comparison of two intraoral molar distalization appliances: Distal-jet versus Pendulum. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. V128, p353-365, 2005.
- 17 CLEMENT R, SCHNEIDER J, BRAMBS HJ, WUNDERLICH A, Geiger M, Sander FG. Quasi-automatic 3D finite element model generation for individual single-rooted teeth and periodontal ligament. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. Vol.73, n2, p.135-44, Feb-2004.
- 18 COIMBRA, M.E.R.; ARAÚJO, M.T. S. *Importância do conhecimento das características dos aparelhos ortodônticos para fechamento de espaço: revisão de literatura*. Artigo de revisão de literatura parte integrante da dissertação de Mestrado em Ortodontia da Faculdade de Odontologia / UFRJ. Rio de Janeiro. 2004.
- 19 COIMBRA, M.E.R.; ELIAS, C.N.; GOUVÊA, J.P. e PENEDO, N.D. Pull test and finite element method analysis of orthodontic teardrop loop., para *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007. Artigo enviado para publicação.
- 20 COUTO, P.S.; MARTINELLI, F.L.; RUELLAS, A.O. Mechanical assessment of three palatal arches used to correct the posterior dental crossbite. *Dental Materials. Manuscript Draft*. – Universidade Federal do Rio de Janeiro. 2005.
- 21 DOROW, C.; SCHNEIDER, J.; SANDER, F.G. Finite Element Simulation of in Vivo Tooth Mobility in Comparison with Experimental results. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*. Ulm, Vol.3, n1, p.79-94, 2003.
- 22 DOROW, C.; KRSTIN, N.; SANDER, F.G. Experiment to determine the material properties of the periodontal ligament. *Journal of Orofacial Orthopedics*. Ulm, nº63, p.94-104, 2002.
- 23 DUARTE, M.S. O aparelho quadrihélice (Quad-helix) e suas variações The Quad-helix appliance and their variations *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*. Maringá. Vol.11, n.2, Mar/Abr-2006.

- 24 ELIAS, C.N.; CARDOSO, J.M. Simulação de Carregamentos em Implantes Dentários. In: *2º Seminário Brasileiro de Simulação Computacional com a Utilização do Programa Ansys*. 2001.
- 25 FACHOLLI, A.F.L.; NASCIMENTO, J.E.; SATO, K. Apresentação de um programa de computador para calcular a discrepância de tratamento dentário de Bolton.  
Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/dpress/v11n2/a08v11n2.pdf>>  
Acessado em: 10 Nov. 2006.
- 26 FERREIRA, F.V. *Ortodontia: Diagnóstico e Planejamento Clínico*. 1ª edição.: Livraria Editora Artes Médicas Ltda. 495p. 1996.
- 27 FIGÚN, M.E.; GARINO, R.R. *Anatomia Odontológica Funcional e Aplicada*. 3ª ed. Editorial Médica. Panamericana. São Paulo. 1994.
- 28 FORTINI, M.L.A., GIUNTOLI, F., FRANCHI, L. "Dentoskeletal effects induced by rapid molar distalization with first class appliance." *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. Vol.125, p.697-705, 2004.
- 29 GARFINKLE, J. S. Evaluation of orthodontic mimi-implant anchorage in adolescent premolar extration therapy. *American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. Oral Abstract Session - 5; 23/Sept/ 2005.
- 30 GERAMY A. Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis. *European Journal of Orthodontics*. Vol.24, p1, p.21-33, Feb-2002.
- 31 GOUVÊA, J.P. *Notas de aula*. Disciplina: Método dos Elementos finitos. Universidade Federal Fluminense-Volta Redonda. 2003.
- 32 GOMES, J.C.; CASACCIA, G.R.; GOMES, J.C.; ROUGEMONT, L.S.; RUELLAS, A.C.; PENEDO, N.D.; ELIAS, C.N.; GOUVÊA, J.P. Simulação numérica pelo método dos elementos finitos do desempenho de diferentes dispositivos para distalização de molares – *Universidade Federal do Rio de Janeiro – Faculdade de Odontologia-Disciplina – Filosofia da mecânica ortodôntica*. 2007. Em preparação.
- 33 HAYDAR, S.; UNER, O. Comparison of Jones-Jig appliance with extraoral traction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Vol.117, n1, p.49-53, Jan-2000.
- 34 HEIDEGGER G.W. *Atlas de Anatomia Humana*. 2ª edição. São Paulo: Editora Guanabara Koogan, 633p. 1972.
- 35 JACOBSON, A. A key to the understanding of extraoral forces *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. Vol.75, n4, p361-387, April-1979.

- 36 JARABAK, J.R.; FIZZELL, J.A. *Aparatologia del arco de canto com alambres delgados*. Buenos Aires: Mundi. Vol-1, 621p., 1975.
- 37 JEON, P.D.; TURLEY, K.; TING, K. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Stress in the Periodontal Ligament of the Maxillary First Molar with Simulated Bone Loss. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. Los Angeles. Vol.119, p.498-504, 2001.
- 38 JONES ML, HICKMAN J, MIDDLETON J, KNOX J, VOLP C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. *Journal of Orthodontics*. Vol.28, n1, p.29-38, Mar-2001.
- 39 KATONA TR, QUIAN H. A mechanism of noncontinuous supraosseous tooth eruption. *American Journal of Orthodontic and Dentofacial Orthopedic*. Vol.120, p.263, 2001.
- 40 KAWARIZADEH, A.; BOURAUUEL, C.; ZHANG, D.; GOTZ, W.; JAGER, A. Correlation of stress and strain profiles and the distribution of osteoclastic cells induced by orthodontic loading in rat. *European Journal of Oral Science*. Vol.112, n2, p.140-147, Apr -2004.
- 41 LABOISSIÈRE, M.A. Aspectos estruturais dos microparafusos ortodônticos. 404-405. *Implante News*. VM Cultural. Vol.3, n4, Jul/Ago-2006.
- 42 LABOR FÜR KIEFERORTHOPÄDISCHE TECHNIK. Disponível em: < <http://www.life-dental.de/produkt.html> > ; Acesso em: 10 Nov. 2006.
- 43 LANGLADE, M. *Terapêutica Ortodôntica*: Prefácio de Robert. M. Langlade D.D.S.,M.S. Pacific Palisades. California. 3ªedição. São Paulo. Livraria Editora Santos. 844p., 1995.
- 44 LEHMANN, R. B. Simulação Tridimensional para Análise de Tensões em Implantes Dentários pelo Método dos Elementos Finitos. *Tese de Doutorado*. Universidade Federal Fluminense. Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda. Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica. 2005.
- 45 MARCOTTE, M.R. *Biomecânica em Ortodontia*. 2ª edição. São Paulo. Livraria Santos Editora. 180p., 2003.
- 46 MATTA, E. N. R. et al. Quadrihélice - Aspectos Cefalométricos e Ortopédicos da sua utilização na Mordida Cruzada Posterior Funcional. *Dental Press* -. Maringá. Vol.1, n3, p.73-80, 2002.
- 47 MENDES, A.M.; BAGGIO, PE.; BOLOGNESE, A.M. Fechamento de espaços. *Revista da Sociedade Brasileira de Odontologia*. Vol.2, n1, p.11-19, 1992.

- 48 MENICUCCI G, MOSSOLOV A, MOZZATI M, LORENZETTI M, PRETI G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clinical Oral Implants Research*. Vol.13, n13, p.334-341, Jun-2002.
- 49 MORELLI ORTODONTIA. Disponível em: < <http://www.morelli.com.br>>; Acesso em: 10 Nov-2006.
- 50 MOTOYOSHI, M.; YANO, S.; TSURUOKA, T.; SHIMIZU, N. Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant. *Clinical Oral Implant Research* . Vol.16, p.480-485, 2005.
- 51 MULLER, S.S.; SILVARES, P.R.A.; PEREIRA, H.R.; SILVA, M.A.M.; SARDENBERG, T.P. Análise comparativa das propriedades mecânicas do ligamento da patela e do tendão calcâneo. *Acta Ortopédica Brasileira*. São Paulo. Vol.12, n3, July/Sept.-2004.
- 52 MOYERS, R.E. *Ortodontia*. 4ª edição. Rio de Janeiro. Editora Guanabara Koogan Ltda. 483p., 1991.
- 53 NATALI AN, PAVAN PG, SCARPA C. Numerical analysis of tooth mobility. *Dental Materials*. Vol.20, n7, p.623-629, Set-2004.
- 54 NETTER,F.H. Atlas de Anatomia Humana. Porto Alegre: Artes Médicas Sul, 1998.
- 55 OLIVEIRA, J. M. M. & ETO, L. F. Avaliação Radiográfica dos Efeitos do Aparelho Jones Jig nas Distalizações Intra-Bucais: Um Estudo Piloto. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial* – Vol.9, nº5, Set/Out -2004.
- 56 OSTEOPOROSE. Disponível em: <[www.geocities.com/prev\\_osteoporose/estrutura.html](http://www.geocities.com/prev_osteoporose/estrutura.html)> ; Acesso em: 10 Nov. 2006.
- 57 PINI M, ZYSSET P, BOTSIS J, CONTRO R. Tensile and compressive behaviour of the bovine periodontal ligament. *Journal of Biomechanics*. Vol.37, n1, p.111-119, Jan-2004.
- 58 POPPE M, BOURAUUEL C, JAGER A. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth a study of autopsy specimens and their conversion into finite element models. *Journal of Orofacial Orthopedics*.. Vol.63, n5, p.358-370, Sep-2002.
- 59 PROFFIT, W.; FIELDS, H.W. Ortodontia contemporânea. Rio de Janeiro. Ed. Guanabara Koogan.1995.
- 60 PRÓTESE ESPECIALIZADA EM ORTODONTIA. Disponível em: <<http://www.peo.com.br>>; Acesso em: 10 Nov. 2006.

- 61 PROVATIDIS CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic models of the periodontal ligament. Finite Element Method. *Medical Engineering & Physics*. Vol.22, n5, p.359-370, Jun-2000.
- 62 REES, J.S.; Jacobsen, P.H. Elastic Modulus of the Periodontal Ligament. *Biomaterials*. Wales, Vol.18, p.991-995, 1997.
- 63 ROUGEMONT, L.S.; CASACCIA, G.R.; GOMES, J.C.; RUELLAS,A.C.; PENEDO, N.D.; ELIAS, C.N.; GOUVÉA, J.P. - Asymmetric headgear: the effect's study using finite element analysis– Universidade Federal do Rio de Janeiro – Faculdade de Odontologia - Disciplina – *Filosofia da mecânica ortodôntica*. 2007. Em preparação.
- 64 RUDOLPH DJ, WILLES PMG, SAMESHIMA GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. *Angle Orthodontist*. Los Angeles, Vol.71, n2, p.127-131, Apr-2001.
- 65 SCHNEIDER J, GEIGER M, SANDER FG. Numerical experiments on orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. Vol.121, n3, p.257-65, Mar-2002.
- 66 SHAW AM, SAMESHIMA GT, VU HV. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthodontic and Craniofacial Research*. Vol.7, n2, p.98-107, May-2004.
- 67 SFONDRINI, M.F.; CACCIAFFESTA, V.; SFONDRINI, G. Upper molar distalization: A critical analysis. *Orthodontics and Craniofacial Research*..Vol.5, p.114-126, 2005.
- 68 SOUZA, P.S.C. Prótese Ortodôntica. Aparelhos móveis, Fixos e Ortopedia Funcional. Disponível em: <[www.carolstos.com/patricia/fotos.html](http://www.carolstos.com/patricia/fotos.html)> ; Acesso em: 10 Nov-2006.
- 69 SWANSON, J. Ansys User's manual for revision 5.0. Huston: Swanson Analysis Systems, Inc. Vol.1-4, 1992.
- 70 TECNIDENT ORTHODONTIC PRODUCT (home-page). Disponível em: <<http://www.tecnident.com.br>>; Acesso em: 10 Nov. 2006.
- 71 TENTI, F.V. *Atlas de Aparelhos Ortodônticos Fixos e Removíveis*. 1ª edição. São Paulo. Livraria Editora Santos. 365p.1993.
- 72 TOMS SR; LEMONS JE, BARTOLUCCI AA, EBERHARDT AW. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. Vol.122, n2, p.174-9, Aug-2002.

- 73 TOROĞLU, M.S.; UZEL, İ; ÇAM, O.Y.; HANCIOĞLU. Cephalometric evaluation of effects of pedendulum appliance on various vertical growth patterns and of the changes during short-term stabilization. *Clinical Orthodontic Research*. Vol.4,p.15-27, 2001.
- 74 TYPODONT. Disponível em:<[www.jaciraguarim.com.br/fig\\_inteira/typodont.jpg](http://www.jaciraguarim.com.br/fig_inteira/typodont.jpg)> ; Acesso em: 10 Nov. 2006.
- 75 TYPODONT. Disponível em: < <http://www.rmhc.co.jp/products/artic-6htm>> ; Acesso em: 10 Nov. 2006.
- 76 UCEM, T.T.; YUKSEL, S. Effect of different vectors of forces applied by combined headgear. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. V.113, n3, p.316-323, Mar-1998.
- 77 URIAS, D.; MUSTAFÁ, F.I.A.–Anchorage Control in Bbioprogressive vs Straingt-wire Treatment - *Angle Orthodontics*. Vol.75, p.987-992, 2005.
- 78 VÁSQUEZ, M.; CALAO, E.; BECERRA, F.; OSSA, J.; ENRÍQUEZ, C.; FRESNEDA, E. Initial Stress Differences Between Sliding and Sectional Mechanics with na Endosseous Implant as Anchorage: A 3-Dimensinal Finite Element Analysis. *Angle Orthodontics*. Vol.71, p.247-256, 2001.
- 79 VANRELL, J.P; CAMPOS, M.L.B. A Perícia em Odontologia Forense. Disponível em: <<http://www.pericias-forenses.com.br/peridonle.htm>>; Acesso em: 10 Nov-2006.
- 80 VIAZIS, A.D. *Atlas de Ortodontia*. Princípios e Aplicações Clínicas. 1ª edição. São Paulo. Livraria Santos Editora Ltda. 345p., 1996.
- 81 VILLELA, H.; BEZERRA, F.; MEMEZES, P. LABOISSIÈRE, M. Microparafusos ortodônticos de titânio autoperfurantes: mudando os paradigmas da ancoragem esuqlética na ortodontia. *Implante News*. VM Cultural. Vol.3, nº4, p.369-375, Jul/Ago-2006.
- 82 VOLLMER, D., BOURAUUEL C, MAIER K, JAGER A. Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. *European Journal of Orthodontics*.. Vol.21,n6, p.633-48, Dec-1999.
- 83 WHEELER, R.C. *Dental Anatomy, Physiology and Oclusion*. 5ª edição. Philadelphia: W.B. Sauders Company. 472p., 1979.
- 84 YOSHIDA N, KOGA Y, PENG CL, TANAKA E, KOBAYASHI K. In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament. *Medical Engineering & Physics*. Vol.23, nº8, p.567-72. Oct -2001.
- 85 ZANIVAN, D. *Foto*. Mensagem recebida por: <[zannivan@hotmail.com](mailto:zannivan@hotmail.com)> em: 10 nov. 2006.

# APÊNDICE

## **APÊNDICE**

### **MODELOS GEOMÉTRICOS DAS UNIDADES DENTÁRIAS**

Neste Apêndice são mostradas, de forma menos detalhada que a utilizada para o modelo da unidade dentária do incisivo central IC-21, os modelos completos das unidades dentárias: Incisivo lateral (IL-22), Canino (C-23), Primeiro pré-molar (1ºPM-24), Segundo pré-molar (2ºPM-25), Primeiro molar (1ºM) e Segundo molar (2ºM). Os mesmos conceitos e técnicas aplicados na construção do Incisivo central (IC-21), foram adotados na criação dessas outras unidades dentárias. As diferenças morfológicas e dimensionais, além da proporção entre a área das raízes e o número de fibras inseridas também foram consideradas.

#### **A - Incisivo Lateral (IL-22)**

O modelo geométrico completo do incisivo lateral (IL-22) é mostrado na Figura 1:

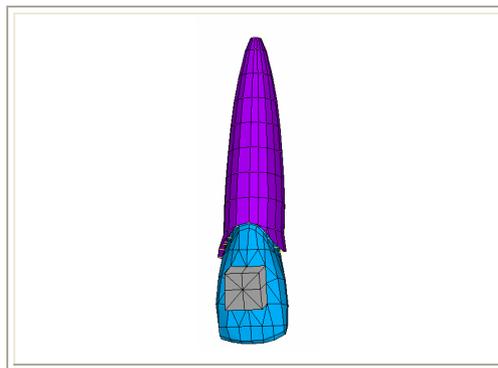
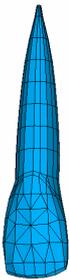


Figura 1 - Modelo geométrico completo do incisivo lateral (IL-22)

O modelo completo é composto pelas áreas que deram forma ao dente, ao alvéolo e ao braquete, além das linhas correspondentes às fibras do ligamento periodontal.

A Tabela 1 mostra o número de áreas e linhas construídas para definir a morfologia da unidade dentária do incisivo lateral (IL-22).

Tabela 1 – Número de áreas e linhas ( Modelo geométrico IL-22).

<b>Incisivo Lateral (IL-22)</b>			
<b>Entidades</b>			
<b>Nº Áreas</b>			<b>Nº Linhas</b>
<b>Dente</b>	<b>Alvéolo</b>	<b>Braquete</b>	<b>Fibras</b>
			
<b>314</b>	<b>164</b>	<b>20</b>	<b>115</b>

A Tabela 2 mostra a área da raiz do dente incisivo lateral obtida da literatura (Freeman, 1965 apud Langlade,1995), a área obtida do modelo tridimensional e o número de fibras inseridas.

Tabela 2 Área da raiz do dente incisivo lateral e fibras inseridas.

<b>Dente incisivo lateral</b>			
<b>Área as raízes</b>			
<b>Literatura</b>	<b>Modelo 3D</b>		
		<b>Diferença entre áreas (%)</b>	<b>Número de fibras inseridas</b>
<b>194 mm<sup>2</sup></b>	<b>174,67 mm<sup>2</sup></b>	<b>10,30</b>	<b>115</b>

A Tabela 3 destaca as dimensões principais de um dente incisivo lateral obtidas da literatura (1) (Wheeler,1979) e as obtidas após a construção do modelo geométrico tridimensional(2).

Tabela 3 Dimensões do dente incisivo lateral.

Incisivo lateral	Dimensões (mm)							
	Comprimento		Largura mesio-mistal		Diâmetros vestibulo-lingual		Curvaturas	
	Coroa	Raiz	Coroa	Colo	Coroa	Colo	Mesial	Distal
 (1) Literatura	9,0	13,0	6,5	5,0	6,0	5,0	3,0	2,0
 (2) Modelo 3D	9,2	15,0	5,7	4,5	5,3	5,7	2,1	1,2

## B - Canino (C-23)

O modelo geométrico completo do canino (C-23) é mostrado na (Figura 2) abaixo:

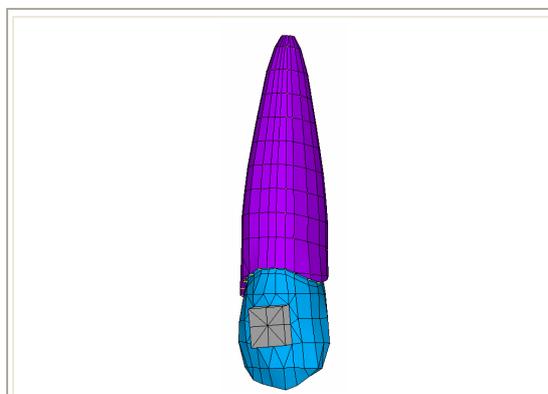


Figura 2 - Modelo geométrico completo do canino (C-23)

O modelo completo é composto pelas áreas que deram forma ao dente, ao alvéolo e ao braquete, além das linhas correspondentes às fibras do ligamento periodontal.

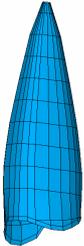
A Tabela 4 mostra o número de áreas e linhas construídas para definir a morfologia da unidade dentária do canino (C-23).

Tabela 4 – Número de áreas e linhas ( Modelo geométrico C-23).

<b>Canino (C-23)</b>			
<b>Entidades</b>			
<b>Nº áreas</b>			<b>Nº linhas</b>
<b>Dente</b>	<b>Alvéolo</b>	<b>Braquete</b>	<b>Fibras</b>
			
<b>370</b>	<b>231</b>	<b>20</b>	<b>195</b>

A Tabela 5 mostra a área da raiz do dente canino obtida da literatura (Freeman, 1965 apud Langlade,1995), a área obtida do modelo tridimensional e o número de fibras inseridas.

Tabela 5 Área da raiz do dente canino e fibras inseridas.

<b>Dente Canino</b>			
<b>Área as raízes</b>			
<b>Literatura</b>	<b>Modelo 3D</b>		
		<b>Diferença entre áreas (%)</b>	<b>Número de fibras inseridas</b>
<b>282 mm<sup>2</sup></b>	<b>295,74 mm<sup>2</sup></b>	<b>4,64</b>	<b>195</b>

A Tabela 6 destaca as dimensões principais de um dente canino obtidas da literatura (1) (Wheeler,1979) e as obtidas após a construção do modelo (2).

Tabela 6- Dimensões do dente canino.

Dimensões (mm)								
Canino	Comprimento		Largura mesio-distal		Diâmetros vestibulo-lingual		Curvaturas	
	Coroa	Raiz	Coroa	Colo	Coroa	Colo	Mesial	Distal
 (1) Literatura	10,0	17,0	7,5	5,5	8,0	7,0	2,5	1,5
 (2) Modelo 3D	10,2	20,0	7,4	6,0	7,3	7,4	1,8	1,0

### C - Primeiro pré-molar (1ºPM-24)

O modelo geométrico completo do Primeiro pré-molar (1ºPM-24) é mostrado na, Figura 3:

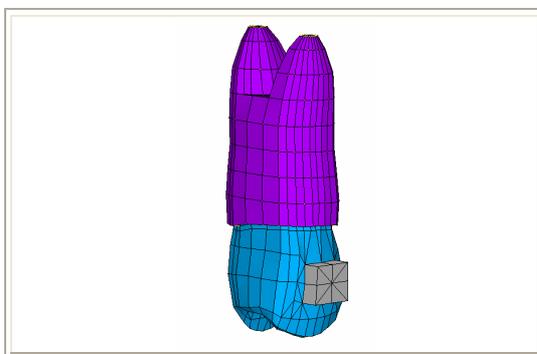


Figura 3(Ap) - Modelo geométrico completo do 1º Pré-molar (1ºPM-24)

O modelo completo é composto pelas áreas que deram forma ao dente, ao alvéolo e ao braquete, além das linhas correspondentes às fibras do ligamento periodontal.

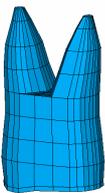
A Tabela 7 mostra o número de áreas e linhas construídas para definir a morfologia da unidade dentária do Primeiro Pré-Molar (1ºPM-24).

Tabela 7 – Número de áreas e linhas ( Modelo geométrico IC-21).

Primeiro pré-molar (1ºPM-24)			
Entidades			
Nº áreas			Nº linhas
Dente	Alvéolo	Braquete	Fibras
			
467	256	20	216

A Tabela 8 mostra a área da raiz do dente primeiro pré-molar obtida da literatura (Freeman, 1965 apud Langlade,1995), a área obtida do modelo tridimensional e o número de fibras inseridas.

Tabela 8- Área da raiz do dente primeiro pré-molar e fibras inseridas.

Dente primeiro pré-molar			
Área as raízes			
Literatura	Modelo 3D		
		Diferença entre áreas (%)	Número de fibras inseridas
312 mm <sup>2</sup>	327,75 mm <sup>2</sup>		

A Tabela 9 destaca as dimensões principais de um dente primeiro pré-molar obtidas da literatura (1) (Wheeler,1979) e as obtidas após a construção dos modelos (2).

Tabela 9- Dimensões do dente primeiro pré-molar.

Dimensões (mm)								
1º Pré-molar	Comprimento		Largura mesio-distal		Diâmetros vestibulo-lingual		Curvaturas	
	Coroa	Raiz	Coroa	Colo	Coroa	Colo	Mesial	Distal
 (1) Literatura	8,5	14,0	7,0	5,0	9,0	8,0	1,0	0,0
 (2) Modelo 3D	8,8	15,3	6,9	5,7	9,3	8,5	1,6	0,6

#### D - Primeiro Pré-molar (2ºPM-25)

O modelo geométrico completo do segundo pré-molar (2ºPM-25) é mostrado na, Figura 4:

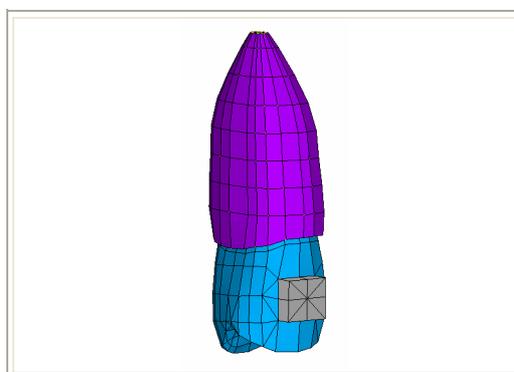


Figura 4 - Modelo geométrico completo do 2º pré-molar (2ºPM-25)

O modelo completo é composto pelas áreas que deram forma ao dente, ao alvéolo e ao braquete, além das linhas correspondentes às fibras do ligamento periodontal.

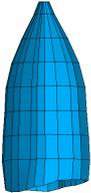
A Tabela 10 mostra o número de áreas e linhas construídas para definir a morfologia da unidade dentária do segundo pré-molar (2ºPM-25).

Tabela 10 – Número de áreas e linhas ( Modelo geométrico 2ºPM).

Segundo pré-molar (1ºPM-25)			
Entidades			
Nº áreas			Nº linhas
Dente	Alvéolo	Braquete	Fibras
			
<b>343</b>	<b>168</b>	<b>20</b>	<b>189</b>

A Tabela 11 mostra a área da raiz do dente segundo pré-molar obtida da literatura (Freeman, 1965 apud Langlade,1995), a área obtida do modelo tridimensional e o número de fibras inseridas.

Tabela 11- Área da raiz do dente segundo pré-molar e fibras inseridas.

Dente segundo pré-molar			
Área as raízes			
Literatura	Modelo 3D		
		<b>Diferença entre áreas (%)</b>	<b>Número de fibras inseridas</b>
<b>254 mm<sup>2</sup></b>	<b>286,38 mm<sup>2</sup></b>		

A Tabela 12 destaca as dimensões principais de um dente segundo pré-molar obtidas da literatura (1) (Wheeler,1979) e as obtidas após a construção dos modelos (2).

Tabela 12- Dimensões do dente segundo pré-molar.

Dimensões (mm)								
2º Pré-molar	Comprimento		Largura mesio-distal		Diâmetros vestibulo-lingual		Curvaturas	
	Coroa	Raiz	Coroa	Colo	Coroa	Colo	Mesial	Distal
 (1) Literatura	8,5	14,0	7,0	5,0	9,0	8,0	1,0	0,0
 (2) Modelo 3D	8,4	15,3	7,4	5,2	9,9	9,2	1,4	0,4

### E - Primeiro Molar (1ºM-26)

O modelo geométrico completo do primeiro-molar (1ºM-26) é mostrado na ,Figura 5:

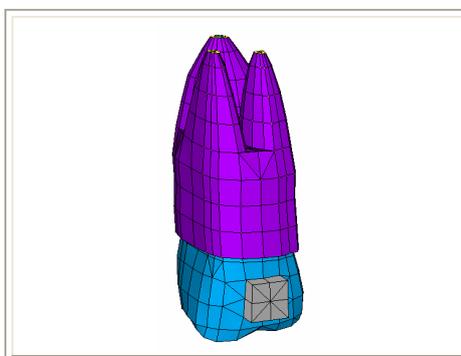
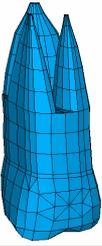
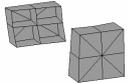


Figura 5 - Modelo geométrico completo do primeiro-molar (1ºM-26)

O modelo completo é composto pelas áreas que deram forma ao dente, ao alvéolo e aos braquetes, além das linhas correspondentes às fibras do ligamento periodontal. Neste dente foi incluído um braquete (tubo) na face palatina da coroa. Este foi adicionado em função de alguns aparelhos utilizados nas simulações que são apresentadas no Capítulo 4.

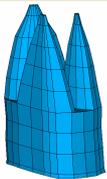
A Tabela 13 mostra o número de áreas e linhas construídas para definir a morfologia da unidade dentária do primeiro molar (1ºM-26).

Tabela 13 – Número de áreas e linhas ( Modelo geométrico 1ºM).

Primeiro molar (1ºM-26)			
Entidades			
Nº áreas			Nº linhas
Dente	Alvéolo	Braquete	Fibras
			
508	312	20+20	326

A Tabela 14 mostra a área da raiz do dente primeiro molar obtida da literatura (Freeman, 1965 apud Langlade,1995), a área obtida do modelo tridimensional e o número de fibras inseridas.

Tabela 14- Área da raiz do dente primeiro-molar e fibras inseridas.

Dente primeiro molar			
Área as raízes			
Literatura	Modelo 3D		
		Diferença entre áreas (%)	Número de fibras inseridas
533 mm <sup>2</sup>	493,39 mm <sup>2</sup>	7,43	326

A Tabela 15 destaca as dimensões principais do dente primeiro-molar obtidos da literatura (1) (Wheeler,1979) e as obtidas após a construção dos modelos (2).

Tabela 15- Dimensões do dente primeiro-molar.

Dimensões (mm)								
1º Molar	Comprimento		Largura mesio-distal		Diâmetros vestibulo-lingual		Curvaturas	
	Coroa	Raiz	Coroa	Colo	Coroa	Colo	Mesial	Distal
 (1) Literatura	7,5	12/13	10,0	8,0	11,0	10,0	1,0	0,0
 (2) Modelo 3D	6,9	15,5	9,0	7,5	10,7	10,6	0,6	0,0

### F - Segundo molar (2ºM-27)

O modelo geométrico completo do Segundo-Molar (2ºM-27) é mostrado na ,Figura 6:

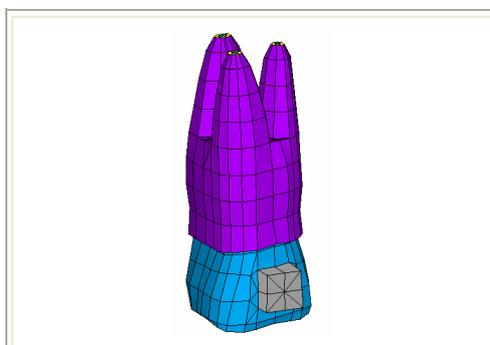
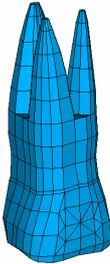


Figura 6 - Modelo geométrico completo do segundo-molar (2ºM-27)

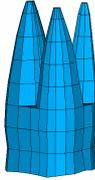
O modelo completo é composto pelas áreas que deram forma ao dente, ao alvéolo e ao braquete, além das linhas correspondentes às fibras do ligamento periodontal. A Tabela 16 mostra o número de áreas e linhas construídas para definir a morfologia da unidade dentária do segundo molar (2ºM-27).

Tabela 16 – Número de áreas e linhas ( Modelo geométrico 2ºM).

Segundo molar (2ºM-27)			
Entidades			
Nº áreas			Nº linhas
Dente	Alvéolo	Braquete	Fibras
			
465	275	20	247

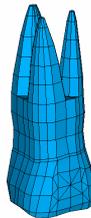
A Tabela 17 mostra a área da raiz do dente segundo molar obtida da literatura (Freeman, 1965 apud Langlade,1995), a área obtida do modelo tridimensional e o número de fibras inseridas.

Tabela 17- Área da raiz do dente segundo-molar e fibras inseridas.

Dente segundo molar			
Área as raízes			
Literatura	Modelo 3D		
		Diferença entre áreas (%)	Número de fibras inseridas
mm <sup>2</sup>	374,24 mm <sup>2</sup>		247

A Tabela 18(Ap) destaca as dimensões principais do dente segundo-molar obtidos da literatura (1) (Wheeler,1979) e as obtidas após a construção dos modelos (2).

Tabela 18- Dimensões do dente segundo-molar.

Dimensões (mm)								
2º Molar	Comprimento		Largura mesio-distal		Diâmetros vestibulo-lingual		Curvaturas	
	Coroa	Raiz	Coroa	Colo	Coroa	Colo	Mesial	Distal
 (1) Literatura	7,0	12/13	9,0	7,0	11,0	10,0	1,0	0,0
 (2) Modelo 3D	6,5	15,0	9,0	7,0	13,2	12,8	0,8	0,0

# **ANEXOS**

## ANEXOS

### ANEXO 1 – DISPOSITIVO TYPODONT

A Figura 1 mostra o dispositivo “TYPODONT” utilizado na prática ortodôntica para estudos dos efeitos produzidos por alguns aparelhos ortodônticos.

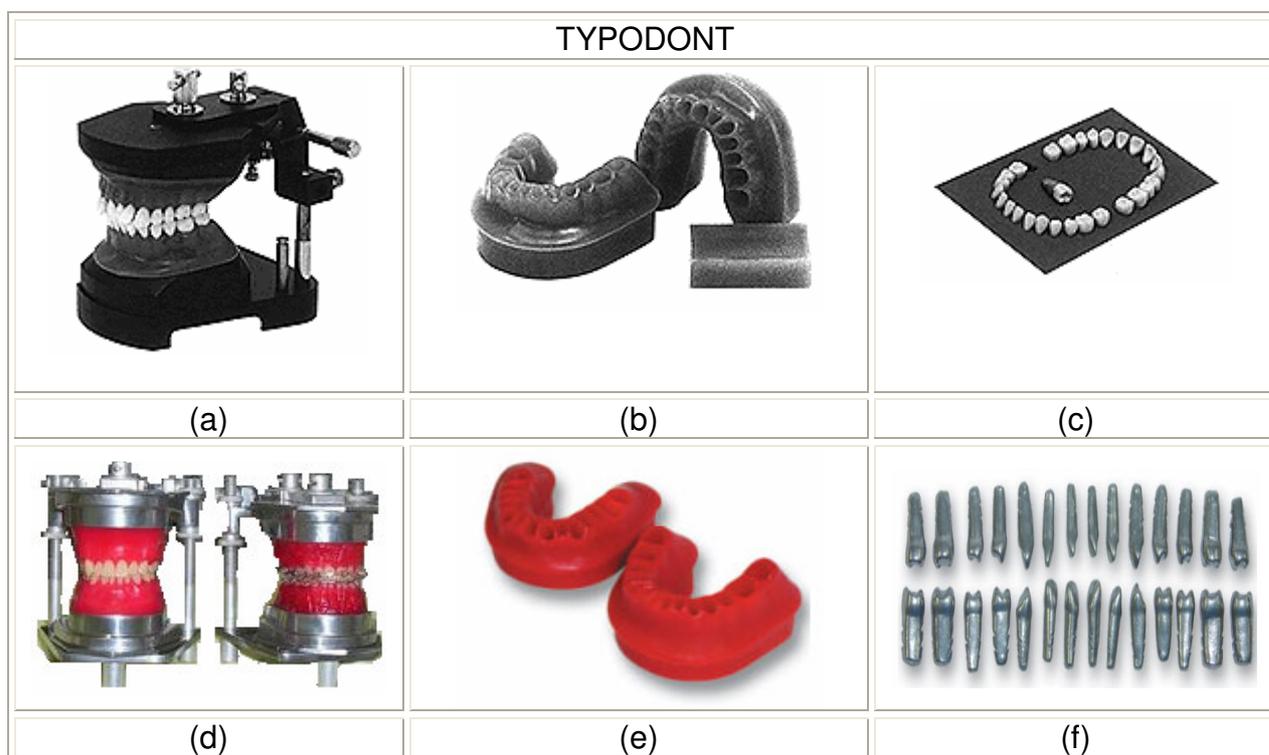


Figura 1 - Componentes do Dispositivo “Typodont” : (a) e (d) Dispositivo montado completo; (b) e (e) Modelos em cera; (c) e (f) Dentes com raiz em metal. (Figs. baseadas em: (a), (b), (c) ver Ref. Bibliog. 75; (d) ver Ref. Bibliog. 74; (e) e (f) ver Ref. Bibliog. 70).

## ANEXO 2 – DIMENSIONAMENTO DENTÁRIO

Ilustração do procedimento de medição das dimensões dentárias, relacionadas aos dentes anteriores, Figura 2, e posteriores, Figura 3, (Wheeler,1979):

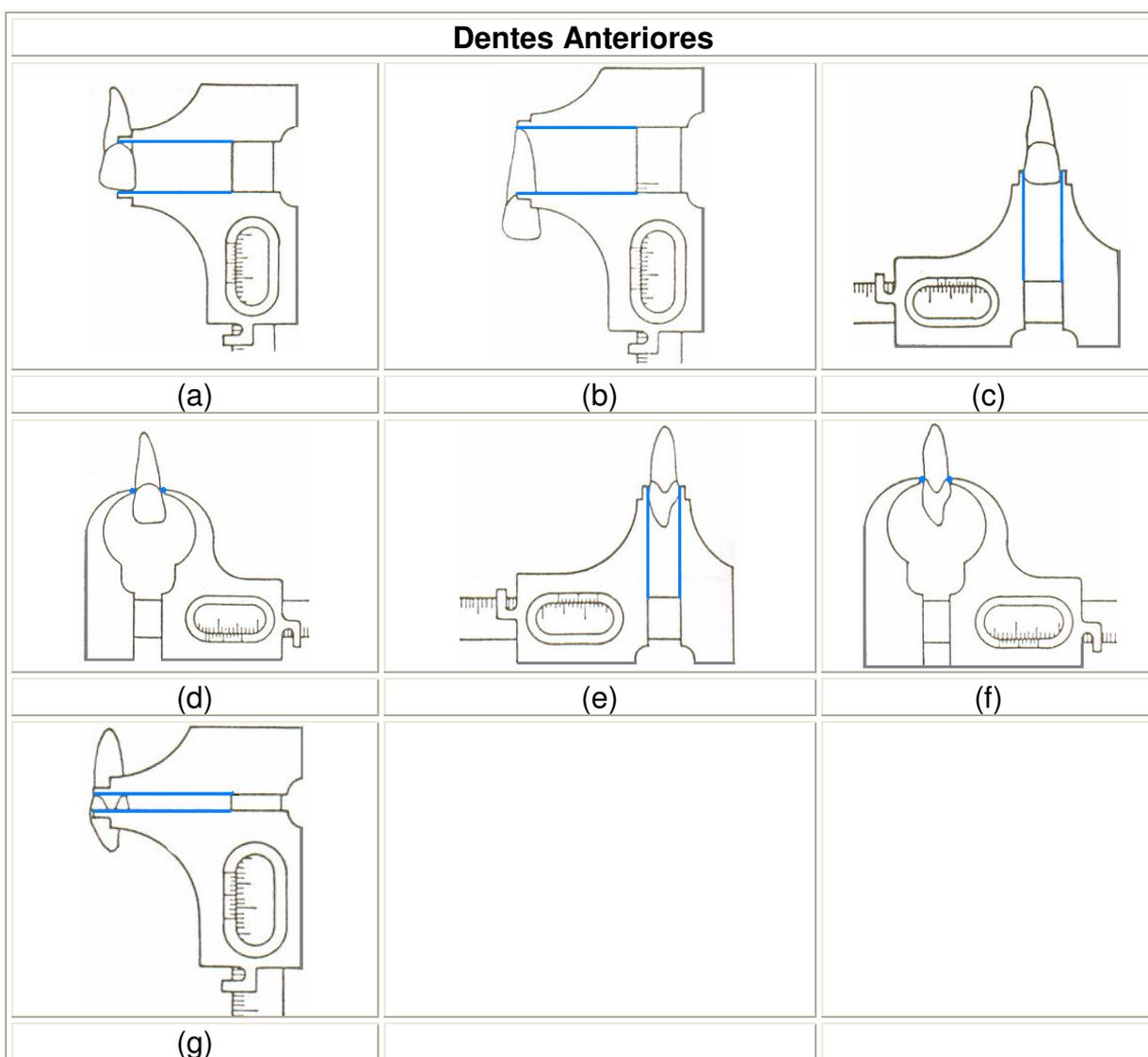


Figura 2 – Procedimento para obtenção das dimensões dos dentes anteriores: (a) Comprimento da coroa; (b) Comprimento da raiz; (c) Largura mesio-distal da coroa; (d) Diâmetro mesio-distal do colo; (e) Diâmetro vestibulo-palatino da coroa; (f) Diâmetro vestibulo-palatino do colo; (g) Curvatura da face mesial/distal. (Figs. baseadas em: Wheeler, 1979)

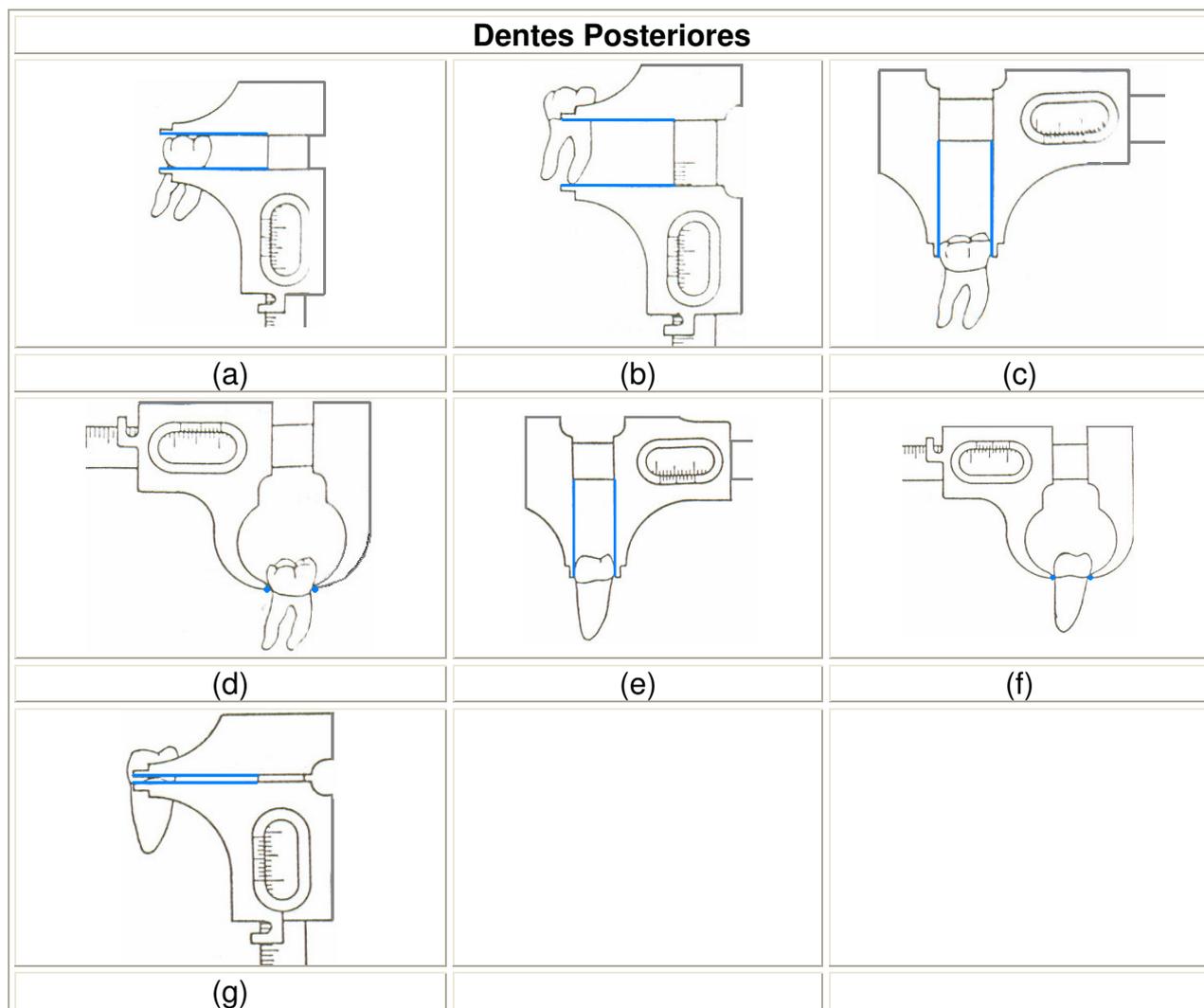


Figura 3 – Procedimento para obtenção das dimensões dos dentes posteriores: (a) Comprimento da coroa; (b) Comprimento da raiz; (c) Largura mesio-distal da coroa; (d) Diâmetro mesio-distal do colo; (e) Diâmetro vestibulo-palatino da coroa; (f) Diâmetro vestibulo-palatino do colo; (g) Curvatura da face mesial/distal. - (Figs. baseadas em: Wheeler, 1979)

### ANEXO 3 – DIREÇÕES DAS FIBRAS PERIODONTAIS

Desenho esquemático da direção das fibras periodontais ao longo da raiz de um incisivo central inferior (Wheeler,1979), Figura 4:

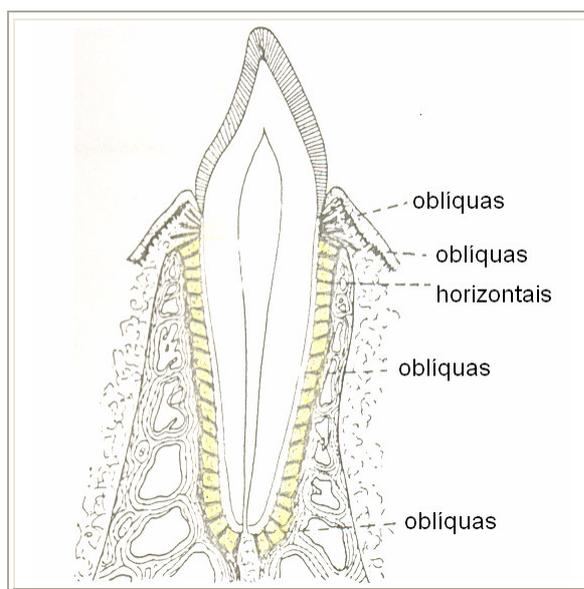


Figura 4 - Desenho esquemático da direção das fibras periodontais (Fig. baseada em: Wheeler, 1979)

## ANEXO 4 – ELEMENTO (SHELL63)

### Características principais

O Shell63 é um tipo de elemento finito definido por quatro nós (I, J, K e L) que possui seis graus de liberdade por nó, sendo: três translações nas direções x, y e z e três rotações em torno dos eixos x, y e z.

A Figura 5 mostra a geometria, a localização dos nós e o sistema de coordenadas para o elemento Shell63.

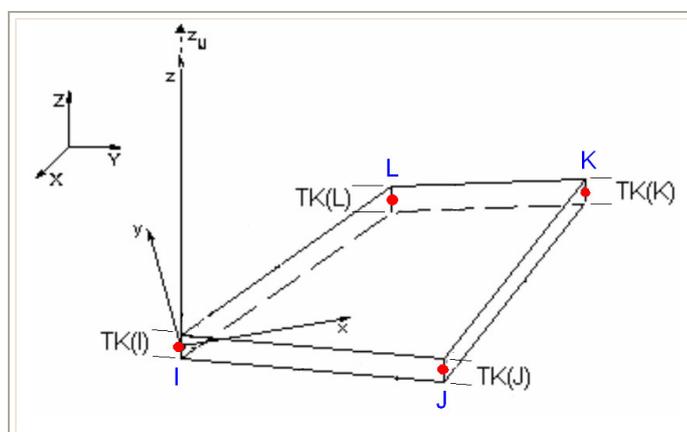


Figura 5 - Características geométricas do elemento Shell63 - (Fig. baseada em: Swnason,1994)

As características deste elemento de casca são definidas principalmente pelas espessuras de suas extremidades (TK(I), TK(J), TK(K) e TK(L)) e pelas propriedades dos materiais, dadas pelo módulo de elasticidade (E) e pelo coeficiente de Poisson ( $\sigma$ ). A Tabela 1 resume os principais dados de entrada necessários para a caracterização do elemento Shell63.

Tabela 1 - Resumo dos dados de entradas principais

<b>Nós</b>	I	J	K	L
<b>Espessuras</b>	TK(I)	TK(J)	TK(K)	TK(L)
<b>Propriedades do Material</b>	E	$\sigma$		

## ANEXO 5 – ELEMENTO (BEAM4)

### Características principais

O Beam4 é um tipo de elemento finito uniaxial que pode ser definido por apenas dois nós (I e J) e que possui seis graus de liberdade por nó, sendo: três translações nas direções x, y e z e três rotações em torno dos eixos x, y e z. A Figura 6 mostra a geometria, a localização dos nós e o sistema de coordenadas para o elemento Beam4.

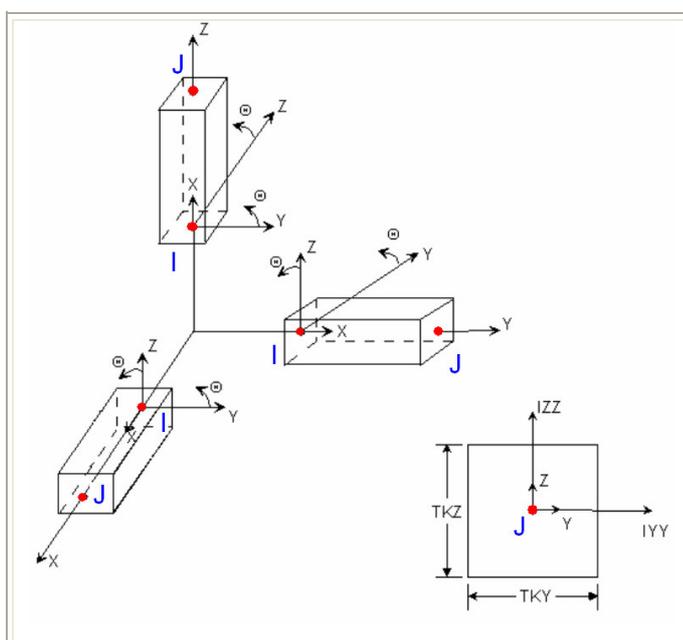


Figura 6 - Características geométricas do elemento Beam4 -(Fig. baseada em: Swnason,1994)

As características deste elemento de viga são definidas principalmente pela área da seção transversal (AREA), pelos momentos de inércia (IZZ e IYY), pelas espessuras (TKY e TKZ) e pelas propriedades dos materiais como: o módulo de elasticidade (E) e o coeficiente de Poisson ( $\sigma$ ). A Tabela 2 resume os principais dados de entrada necessários para a caracterização do elemento Beam4.

Tabela 2 - Resumo dos dados de entradas principais

<b>Nós</b>	I	J			
<b>Constantes</b>	AREA	IZZ	IYY	TKZ	TKY
<b>Propriedades do Material</b>	E	$\sigma$			



## **GLOSSÁRIO**

## GLOSSÁRIO

<b>Alças</b>	Dobramentos nos fios ortodônticos.
<b>Alveolares / medulares</b>	Parte interna do osso revestido pelo osso cortical. Característica morfológica do osso.
<b>Alvéolo</b>	Receptáculo ósseo de um dente. Volume ósseo que contorna e envolve a raiz de um dente.
<b>Alveolar</b>	Pertencente ou relativo a alvéolo ou a um alvéolo
<b>Parede alveolar</b>	Parte do alvéolo em íntimo contato com a raiz do dente
<b>Alvéolo dental</b>	Relativo aos alvéolos e aos dentes.
<b>Amarrilhos</b>	Fio de aço inoxidável de pequeno diâmetro, utilizado para “amarração” do arco ortodôntico aos braquetes e/ou para a interligação entre os dentes por meio dos braquetes.
<b>Ancoragem (Procedimentos)</b>	Termo que designa o apoio contra um movimento indesejável. São artifícios da técnica ortodôntica para evitar movimentos indesejáveis. (Utilização de dispositivos ortodônticos fornecendo uma força contrária às forças ortodônticas para a movimentação dentária desejada. Pode ser intra ou extra-oral).
<b>Ancoragem dental</b>	Ancoragem onde se utiliza uma ou mais unidades dentárias com o propósito de servir como ponto de apoio para proporcionar a movimentação dos dentes a serem deslocados. É considerada recíproca, ou seja, quando um grupo de dentes serve de ancoragem para outro grupo e que, devido à força aplicada, ocorre um movimento deste grupo de dentes, porém em sentido contrário.
<b>Ancoragem esquelética</b>	Ancoragem ou apoio realizado em estruturas ósseas, como a maxila, mandíbula, osso frontal, cabeça. Usado quando se precisa de ancoragem reforçada sem o efeito da reciprocidade. Quando a força através do osso.
<b>Ancoragem palatina</b>	Ancoragem realizada por meio de mini-implantes inseridos nos processos palatinos do osso maxilar. Quando a força de reação se dissipa através de algum dispositivo preso ao palato.
<b>Anterior</b>	Refere-se aos dentes e tecidos moles localizados na parte da frente da boca (incisivos e caninos superiores e inferiores).

<b>Aparelho fixo</b>	Termo que designa o uso de aparelhos fixos aos dentes para correção de posicionamento dentário. Ex: bandas cimentadas e braquetes colados aos dentes
<b>Aparelho removível</b>	Aparelho removível para correção de posicionamento dentário que não se apresenta cimentado ou colado aos dentes. Este aparelho que pode ser removido pelo paciente durante a alimentação, para higienização. Pode ser utilizado para pequenos movimentos dentários, e para contenção.
<b>Aparelho extra-oral (extra-bucal)</b>	Exemplo de aparelho de ancoragem esquelética. Parte dele se situa fora da boca, apoiado geralmente na nuca ou na cabeça, gerando muita ancoragem auxiliar aos movimentos ortodônticos. Aparelho que apresenta uma parte intra-oral e outra extra-oral e utiliza geralmente forças aplicadas fora da cavidade bucal.
<b>Ápice da raiz</b>	Porção final da raiz dentária: Ponta da raiz dos dentes.
<b>Ápice</b>	Extremidade de uma estrutura cônica ou piramidal, como a raiz de um dente.
<b>Apical</b>	Relativo ao ápice de uma estrutura piramidal ou cônica, como a raiz de um dente.
<b>Apicalmente</b>	Na direção do ápice da raiz.
<b>Aposição óssea</b>	Relativo à formação óssea.
<b>Arcada</b>	É o conjunto formado pelos dentes e seu respectivo osso de sustentação. Existem duas arcadas; a superior e a inferior. Pode receber outras denominações como arcada dento-alveolar (ossos e dente) e arcada dental (só os dentes).
<b>Arco ortodôntico</b>	Fio de aço inoxidável que interliga os dentes ao longo do arco dentário na maxila e/ou mandíbula.
<b>Arcos palatinos</b>	Arcos que ficam apoiados no palato. Fios ortodônticos usados na confecção de aparelhos palatinos ou linguais, pode também designar os arcos trans-palatinos.
<b>Arco transpalatino</b>	Arco auxiliar de ancoragem dental (recíproca) aplicado através de bandas, nos molares superiores. Arco que une um molar ao outro, de um lado ao outro da arcada.
<b>Ativações</b>	Termo que designa o ato de aplicar forças aos dentes, através dos fios de arcos ortodônticos. Ato de aplicar um deslocamento na extremidade de um arco ou alça ortodônticos

<b>Borda incisal</b>	Superfície cortante da coroa de um dente anterior, responsável pela dilaceração e corte dos alimentos. Região mais inferior da coroa de um dente.
<b>Bordo oclusal</b>	Superfície de mastigação dos dentes posteriores platô de mordida. Responsável pela trituração dos alimentos.
<b>Botão acrílico</b>	Qualquer aparato de apoio feito de acrílico. Botão confeccionado de resina acrílica, presente no Botão de Nance.
<b>Botão de Nance</b>	Aparelho utilizado como reforço de ancoragem. Possui um arco soldado a anéis que serão cimentados aos 1º molares superiores e fica apoiado na parte anterior do palato através de um botão acrílico unido ao arco. Aparelho de ancoragem auxiliar dental aplicado através de bandas, alças e acrílico.
<b>Braquetes</b>	Parte do aparato ortodôntico, colado à coroa dentária, destinado a dar fixação ou suporte ao arco ortodôntico.
<b>Cabeça do MPO</b>	Região do mini-implante por onde são fixados os fios, molas ou elásticos. Parte externa, que fica fora do osso.
<b>Cargas funcionais</b>	Forças musculares naturais, por ex. Mastigação
<b>Células conjuntivas</b>	Células do tecido conjuntivo, ou seja, de origem mesodérmica.
<b>Células endoteliais</b>	Células do endotélio. De origem endotelial, ou seja, de vasos sanguíneos.
<b>Células mesenquimais</b>	Origem do mesênquima, tecido mesenquimatôso.
<b>Cemento radicular</b>	Componente que reveste a dentina na região da raiz.
<b>Cementoblastos</b>	Células que formam o cemento radicular.
<b>Centro de resistência</b>	Em termos dentais teoricamente é o ponto onde a aplicação de uma força geraria movimento de translação, sem inclinações.
<b>Centro de rotação</b>	Centro definido pela aplicação de forças ortodônticas externas que produzem inclinação o rotação da unidade dentária sob um determinado ponto.
<b>Classe I</b>	Classificação que caracteriza de um tipo maloclusão.
<b>Classe II</b>	Classificação que caracteriza de um tipo maloclusão.
<b>Classe III</b>	Classificação que caracteriza de um tipo maloclusão.

<b>Colo</b>	Separação entre duas superfícies. Ex. Colo dentário que separa o esmalte da dentina da raiz
<b>Coroa</b>	A porção visível dos dentes fora da gengiva, recoberta por esmalte. Também um tipo de prótese que recobre toda a coroa natural do dente. Porção do dente humano coberta pelo esmalte; substituto artificial da coroa de um dente natural.
<b>Coroa anatômica</b>	Parte da coroa visível exposta na boca. Parte da dentina revestida de esmalte, com uma faixa sob a borda livre da gengiva e a superfície restante exposta ao meio bucal.
<b>Coronário</b>	Referente à coroa. Ex. Superfície coronária
<b>Corpo do MPO</b>	Região do Mini-Implane Ortodôntico inserida ao osso.
<b>Cortical</b>	Pertencente ou relativo ao córtex; relativo a um estrato ou camada externa de uma substância, de um órgão ou de estrutura. Ex. Osso cortical,
<b>Craniana</b>	Relativo à crânio.
<b>Crista alveolar</b>	Parte da borda superior do alvéolo dental. Ponta do osso entre dois dentes, normalmente apresenta-se de forma piramidal. É recoberta pela gengiva formando a crista gengival.
<b>Curva de Spee</b>	Curva obtida pela união dos segmentos que descrevem o alinhamento dos dentes vistos lateralmente (da face vestibular).
<b>Dental</b>	Pertencente ou relativo a dente ou aos dentes; dentário, odontológico.
<b>Dente</b>	Estrutura mineralizada composta de esmalte, dentina e polpa que, em número, forma e posição variados, guarnece as mandíbulas dos vertebrados com a função primordial da mastigação.
<b>Dente canino</b>	Terceiro dente superior e inferior contando a partir da linha média da boca - linha do nariz. Na espécie humana, em número de 4, sendo 2 para cada arco; são robustos e mais ou menos pontiagudos e servem para rasgar ou dilacerar alimentos.
<b>Dente incisivo</b>	Os quatro dentes superiores e quatro inferiores que se localizam na parte mais frontal da arcada dentaria.são dois centrais e dois laterais. Na espécie humana, um dos dentes achatados e cortantes dos segmentos anteriores, em número de 8: 4 superiores e 4 inferiores.

<b>Dente molar</b>	Dentes posteriores. São os maiores em área de mastigação e contando com os dentes do siso, são em número de 12. Três de cada lado superior e inferior. Na espécie humana, qualquer um dos dentes molares, em número de doze, destinados à trituração, com superfícies oclusais amplas e providas de cúspides e cristas.
<b>Dentina</b>	Tecido calcificado de substância ebúrnea (aspecto de marfim) percorrida por túbulos que contém os prolongamentos dos odontoblastos. Material que constitui a região interna do dente revestido pelo cimento da raiz e pelo esmalte da coroa.
<b>Distal</b>	Sentido ou direção que dista de algo, referente a uma posição distante da linha média, por ex. Distal em relação à ... ou posterior em relação à ...
<b>Distalização</b>	Ato de distalizar, levar p trás, p/ posterior.
<b>Distal-jet</b>	Aparelho utilizado para distalização.
<b>Disto-inclinação</b>	Inclinação para distal.
<b>Efeitos colaterais</b>	Deslocamentos indesejáveis de determinadas unidades dentárias.
<b>Elástico em cadeia</b>	Cadeia elastomérica perfilada.
<b>Endodontia</b>	Área da odontologia que trata da biologia e da patologia da polpa dentária e dos tecidos periapicais, assim como da prevenção, do diagnóstico e do tratamento de suas patogenias.
<b>Esmalte</b>	Porção branca e mais dura do dente. Recobre a coroa natural. É um dos elementos mais duros da natureza. Por isso as brocas dos dentistas são de diamante. Substância vítrea, translúcida ou opaca.
<b>Espaços medulares</b>	Espaços existentes no osso alveolar
<b>Extra-oral</b>	Parte de fora da boca. Relativo a apoio extra-oral ou ancoragem extra-oral.
<b>Extremidade distal</b>	Extremidade posterior à....
<b>Extrusão</b>	Diz-se do movimento de um dente, afastando-o de seu alvéolo, na direção da extração dentária. Movimento natural do dente, mais fácil de ser obtido.

<b>Face oclusal</b>	Parte dos dentes posteriores utilizada para mastigar. É a que se encontra com os outros dentes quando se morde ou simplesmente se fecha a boca.
<b>Face palatina</b>	Superfície lingual dos dentes superiores.
<b>Face vestibular</b>	Superfície externa dos dentes, voltada para o vestíbulo (região interno dos (lábios).
<b>Facial</b>	Relativo às faces dentárias.
<b>Fechamento de espaços</b>	Fechamento dos espaços inter-dentais que podem ocorrer durante o tratamento ortodôntico. Fechamento dos espaços remanescentes oriundos do tratamento ortodôntico.
<b>Fibras colágenas</b>	Fibras de constituinte protéico presentes nos tecidos gengivais e nas fibras periodontais.
<b>Fibras periodontais</b>	Conectam a parede alveolar com o cimento da raiz dental.
<b>Fibras principais</b>	Principais fibras do ligamento periodontal, presentes ao redor da raiz em sentido levemente oblíquo.
<b>Fibroblastos</b>	Célula presente em abundância no ligamento periodontal e que produzem o colágeno.
<b>Fios redondos</b>	Fios de seção transversal circular.
<b>Fios retangulares</b>	Fios de seção transversal retangular.
<b>Fluido intersticial</b>	Fluido que preenche espaços, no interstício.
<b>Forças funcionais</b>	Forças normais, naturais.
<b>Forças ortodônticas</b>	Assim é denominada aquelas aplicadas intencionalmente sobre os dentes, com intensidades pertinentes, com o intuito de reposicioná-los com propósitos interceptivos ou corretivos.
<b>Força ótima</b>	Magnitude da força ideal para proporcionar um movimento dentário fisiológico sem provocar perdas ósseas e danos às raízes dentais.
<b>Fulcro</b>	Ponto de interseção das retas formadas através do prolongamento do eixos principais dos dentes movimentados.
<b>Furca</b>	Ponto na região de interseção das bases das raízes dos dentes multirradiculares.

<b>Helicóides</b>	Dobras do tipo helicoidais utilizadas em certos tipos de alças ortodônticas.
<b>Hemi-arcada</b>	Metade da arcada.
<b>Hialinização</b>	Fenômeno que ocorre devido a compressão excessiva do ligamento periodontal que causa grande redução da circulação sanguínea provocando degeneração ou necrose estéril das fibras periodontais.
<b>Hipertireoidismo</b>	Disfunção da glândula tireóidiana com produção exagerada de hormônios.
<b>Histológicos</b>	Relativo à Histologia, estudo das células
<b>Implantes ortodônticos</b>	Implante removível destinado a otimizar a ancoragem em um tratamento ortodôntico.
<b>Implantes endodônticos</b>	Implantes fixados via canal endodôntico usados no passado. Implantes fixos osseointegrados.
<b>Interbráquetes</b>	Espaço entre dois braquetes adjacentes.
<b>Intrabucal</b>	Dentro da boca.
<b>Intra-orais</b>	Parte de dentro da boca.
<b>Intra-óssea</b>	Dentro do osso.
<b>Intrusão</b>	Movimento de intruir um dente em seu alvéolo, oposto ao da erupção. Movimento de aprofundamento de um dente em seu alvéolo, oposto ao da erupção; em geral por sobrecarga nesse elemento ou propositadamente como conduta terapêutica.
<b>Jones-Jig</b>	Nomenclatura comercial para caracterizar um determinado tipo de aparelho ortodôntico intra-oral. Aparelho de ancoragem dental para maloclusões de Classe II.
<b>Labial</b>	Área de mucosa que fica na região dos lábios.
<b>Lâmina dura</b>	Área de osso cortical que reveste o alvéolo dental.
<b>Lingual</b>	Área que pertence à região mais próxima da língua.

<b>Ligamento periodontal</b>	Que liga as raízes dos dentes ao seu alvéolo; composto de numerosos feixes de fibras colágenas entremeadas de tecido conjuntivo frouxo, vasos sangüíneos, linfáticos e nervos. Tecido orgânico composto de fibras colágenas e matriz amorfa, possui a função de sustentar os dentes dentro de seus alvéolos.
<b>Maloclusão</b>	Oclusão dental não perfeita, com presença ou ausência de dentes desalinhados e desnivelados. Desalinhamento dos dentes, impedindo o perfeito encaixe entre os superiores e os inferiores quando do fechamento da boca.
<b>Mandíbula</b>	O mais volumoso osso da cabeça, em forma de ferradura com dois ramos ascendentes que terminam nos côndilos das articulações temporomandibulares. Conjunto dos dentes inferiores e seu respectivo osso de sustentação. Maxilar inferior nos vertebrados; esse termo é mais usado por leigos.
<b>Mandibular</b>	Pertencente ou relativo à mandíbula.
<b>Maxila</b>	Arcada dentária superior. O conjunto dos dentes e ossos da parte superior da boca. Em inglês, diz-se maxilares para designar conjuntamente a maxila e a mandíbula; diz-se comumente as mandíbulas quando se trata de animais.
<b>Maxilar</b>	Pertencente ou relativo à maxila ou às maxilas.
<b>Membrana periodontal</b>	Nomenclatura antiga de ligamento periodontal. Ligamento periodontal
<b>Mentoneira</b>	Parte do aparelho extra-bucal que se apoia no queixo (mento) do paciente. Gera ancoragem esquelética.
<b>Mesial</b>	Anterior à ....
<b>Mesialização</b>	Ato de mesializar, levar para mesial.
<b>Mesio-distal</b>	Sentido méso-distal . Sentido ântero-posterior (dentes posteriores)
<b>Mesio-inclinação</b>	Ato de inclinar para mesial.
<b>Mesio-vestibular</b>	Superfície méso vestibular, superfície de contorno entre as faces mesial e vestibular
<b>Mola de aço</b>	Aparato ortodôntico de diversas aplicações

<b>Monócitos</b>	Células sangüíneas.
<b>Mordidas cruzadas</b>	Tipo de má oclusão. Maloclusão onde os dentes superiores estão cruzados em relação aos inferiores.
<b>Movimento coronário</b>	Movimento da coroa dentária.
<b>Movimento dentário inicial</b>	Movimento dentário que ocorre em função da deformação das fibras do ligamento periodontal sem, entretanto, relacionar-se ao remodelamento ósseo da parede alveolar.
<b>Movimento fisiológico</b>	Movimento dentário decorrente de forças fisiológicas.
<b>Mucosa</b>	Termo de uso generalizado em odontologia para designar as membranas mucosas. (de revestimento).
<b>Mucosa gengival ceratinizada</b>	Chamada de gengiva queratinizada. Região mais rígida da área gengival.
<b>Mucosa palatina</b>	Tecido mole que recobre a região do palato. É composto de gengiva queratinizada.
<b>Mucosa vestibular</b>	Mucosa do vestíbulo, correspondente entre a região das bochechas e a gengiva queratinizada. Mucosa da parte posterior do vestíbulo, correspondente à região das bochechas e ao nível dos molares e pré-molares.
<b>Necrose estéril</b>	Necrose que ocorre devido a falta de oxigênio e suprimentos, sem contaminação bacteriológica. Necrose asséptica.
<b>Necrose pulpar</b>	Morte pulpar, em geral em consequência de uma agressão de agentes biológicos, traumáticos mecânicos, químicos ou bacterianos
<b>Ossó occipital</b>	Local da cabeça onde se aplica ancoragem esquelética. Ex. Ancoragem occipital
<b>Ossó parietal</b>	Idem, ancoragem parietal.
<b>Occipital</b>	Ossó occipital. Ver ancoragem occipital.
<b>Oclusão</b>	Sincronização harmônica entre as cúspides dos dentes da maxila com os dentes da mandíbula. É o contato entre os dentes superiores e inferiores (fechamento). Qualquer relação maxilo-mandibular em que os dentes antagonistas estejam em contato ou em oclusão. Pertencente ou relativo a oclusão; diz respeito à superfície de um dente que está voltada para ou faz contato com um dente do arco oposto.

<b>Odontologia</b>	Medicina dentária; área a parte da medicina que estuda o sistema estomatognático. Medicina dentária; cirurgia oral, especialmente a que se restringe aos dentes e às gengivas.
<b>Ortodônticos</b>	São procedimentos de uma especialidade da odontologia que se utiliza da movimentação dos dentes através de aparelhos específicos, buscando uma boa oclusão.
<b>Osso alveolar</b>	Região de menor densidade existente na região interna osso, caracterizado pela estrutura em forma de alvéolos. Tecido esponjoso localizado na medula do osso, diferente do córtex que é compacto. Este osso é composto de uma rede de trabéculas contendo tecido intersticial o qual pode ser hematopoiético.
<b>Osso cortical</b>	Osso de maior densidade existente na região externa. É uma camada periférica de tecido ósseo compacto que envolve o osso alveolar. Também chamado de cortical interna e externa.
<b>Osteoblastos</b>	Células responsáveis pela aposição óssea.
<b>Osteoclastos</b>	Células responsáveis pela reabsorção óssea.
<b>Osso palatino</b>	Osso de forma irregular, posterior à maxila, que faz parte simultaneamente das cavidades nasais, das órbitas e do palato duro. Um dos delicados ossos de forma irregular, posteriores às maxilas, que fazem parte simultaneamente das cavidades nasais, das órbitas e do palato duro.
<b>Palatal</b>	Pertencente ou relativo ao palato ou aos ossos palatinos; diretamente voltado para o palato.
<b>Palatina</b>	Relativo à palato.
<b>Parede cortical</b>	Relativo à osso cortical, sua parede.
<b>Pendulum</b>	Nomenclatura comercial para caracterizar um determinado tipo de aparelho ortodôntico intra-oral. Aparelho utilizado normalmente para distalização de molares.
<b>Perda de ancoragem</b>	Relativo aos deslocamentos ocorridos à um dente ou grupo de dentes utilizados como regiões de ancoragem (pontos ancoradouros). Geralmente indesejável, ocorre quando se usa ancoragem recíproca. Essas regiões ( ou pontos) de ancoragem devem permitir a movimentação do(s) dente(s) que se pretende deslocar. Deslocamento relativo entre os dentes a serem deslocados (movimentados) e os dentes utilizados como pontos de ancoragem.

<b>Periodontal</b>	Trata dos tecidos que circundam e sustentam os dentes. Pertencente ou relativo ao dente ou aos dentes; dentário, odontológico.
<b>Perfil transmucoso</b>	Parte do MPO que atravessa a mucosa ceratinizada.
<b>Pré-molar</b>	Relativo ao dente pré-molar ou àquele que está antes do molar. Função auxiliar de trituração. Em número de 8 em cada arcada.
<b>Pressão capilar</b>	Pressão sanguínea existente nos vasos capilares.
<b>Processo alveolar</b>	Alvéolo propriamente dito.
<b>Protrusão</b>	Adiante à... Protruído. Ex: Dentes anteriores vestibularizados.
<b>Protusão bimaxilar</b>	Prognatismo dos dentes maxilares e mandibulares, assim como do processo alveolar e/ou do maxilar e da mandíbula propriamente ditos.
<b>Protusão lateral</b>	Latero-protrusão, deslocamento da mandíbula simultaneamente para um lado e para diante.
<b>Quadrihélice</b>	Aparelho utilizado para expandir a arcada superior, dento-suportado.
<b>Reabsorção óssea</b>	Reabsorção ou perda de área óssea (alveolar ou cortical) podendo ser oriundas de forças ortodônticas.
<b>Reabsorção radicular</b>	Destruição do cimento e/ou da dentina por atividade cementoclástica ou osteoclástica.
<b>Região cervical</b>	Relativo ao colo. Região onde se encontra o limite entre o esmalte e a dentina da raíz.
<b>Remodelamento ósseo</b>	Troca contínua que ocorre de aposição e reabsorção óssea.
<b>Retração</b>	Movimento dentário realizado no sentido distal, posterior ou palatino.
<b>Sulco vestibular</b>	Sinônimo de vestíbulo.
<b>Screw</b>	Parafusos com roscas.
<b>Stops</b>	Dobras para reforço da ancoragem

<b><i>Superperiostal step</i></b>	Aba da cabeça de um parafuso.
<b><i>Tartrate-resistant acid phosphatase (Trap)</i></b>	Ácido produzido pelas células osteoclásticas.
<b>Tecido</b>	Agregado de células e matéria intercelular que desempenha junção determinada; no plural, também em referência à mucosa, fibromucosa e estruturas subjacentes, nas áreas desdentadas.
<b>Tecido conjuntivo fibroso</b>	Tecido densamente rico em células provenientes do mesoderma. Rico em fibras colágenas e elásticas
<b>Transpalatinos</b>	Através do palato.
<b>Terço apical</b>	Último terço da raiz.
<b>Transmucoso</b>	Através da mucosa.
<b>Unirradicular</b>	Dente com apenas uma raiz.
<b>Multirradicular</b>	Dente com mais de uma raiz.
<b>Vasos capilares</b>	Vasos sanguíneos de pequeno porte.
<b>Versões</b>	Termo usado que designa inclinado para. Ex: mesioversão inclinado para mesial.
<b>Vestibular</b>	Diz-se da superfície de um dente voltada para o vestíbulo entre a bochecha e o tecido gengival queratinizado.
<b>Vestibularização</b>	Ato de levar para vestibular.
<b>Vestíbulo-lingual</b>	Relativo às superfícies vestibular e lingual (direção do movimento dentário).
<b>Vestíbulo-palatina</b>	Relativo às superfícies vestibular e palatino (direção do movimento dentário).

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)