

Liliana Vicente Melo de Lucas

**INFLUÊNCIA DO FORMATO DO REBORDO NA
ASSOCIAÇÃO DE UMA PRÓTESE PARCIAL REMOVÍVEL DE
EXTREMIDADE LIVRE MANDIBULAR ASSOCIADA AO
IMPLANTE COM SISTEMA DE RETENÇÃO ERA, PELO
MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS.**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba - UNESP, para obtenção do grau de DOUTOR EM ODONTOLOGIA (Programa de Pós-Graduação em Odontologia - Área de Concentração: Prótese Dentária).

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Piza Pellizzer

Co-orientador: Prof. Adjunto João Antonio Pereira

**Araçatuba- Estado de São Paulo
2006**

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

Dados Curriculares

Liliana Vicente Melo de Lucas

- NASCIMENTO:** 22.07.1977 – Birigüi /SP
- FILIAÇÃO:** ANTONIO LUIZ DE LUCAS
TEODORA CAROLINA VICENTE MELO DE LUCAS
- 1996/1999:** Curso de Graduação - Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba - UNESP.
- 2000/2001:** Professora do Curso Técnico de Prótese Dentária, da Fundação Educacional de Araçatuba.
- 2002:** Professora Assistente das Disciplinas de Prótese Parcial Removível e Prótese Parcial Fixa, da Universidade Paulista do Campus de Araçatuba – UNIP.
- 2003/2004** Professora Assistente das Disciplinas de Prótese Parcial Removível, Prótese Total e Clínica Integrada, da Faculdade de Odontologia de Santa Fé do Sul – FUNEC/FISA.
- 2005/
atualmente** Professora Adjunta da Disciplina de Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Anápolis – UniEVANGÉLICA – Centro Universitário de Anápolis.



Dedicatória

Dedicatória

Este trabalho é dedicado às pessoas que amo, que fazem parte da minha vida e, principalmente, são essenciais a ela:

Deus, Senhor da vida e meu querido Pai e protetor.

Nossa Senhora, Mãe querida e intercessora.

Meus pais, Lucas e Dora, pessoas inigualáveis e adoráveis: hoje sou fruto da dedicação, esforço e do grande amor de vocês.

Meu esposo Rodrigo, companheiro de profissão e de todas as momentos e amor da minha vida: conseguimos juntos!

Meus irmãos, Carla e Junior, meus melhores amigos, mesmo apesar da distância: amor sem medidas...

Meus sobrinhas: Caio, Tiago, Isabela, Antonio, Yumi e Yuriê, meus pequenos tesouros...

Meus sogros, Marinho e Shirley: meu carinho e admiração!

Meus cunhados, Pércio, Alessandra, Rogério e Renata: nossa família é

mais completa e feliz com vocês...

Minhas avós, Hermínia e Laurinda, pelo carinho e exemplo de vida.

Aos meus queridos: vô Orlando, vó Pedrina, vô Dito, tia Ney, tia Edme, Fabi e Chico: apesar de já estarem ao lado do Pai, dedico também a vocês este meu trabalho, como demonstração de minha admiração e carinho. Muitas saudades....

As muitas horas de dedicação, a cansaço e a ausência em vários momentos do convívio familiar são recompensados pela alegria e pelo orgulho de ter “gerado” este trabalho e, principalmente, pela possibilidade de contribuir com a Odontologia.

Amo todos vocês!!!!



*Agradecimentos
Especiais*



Agradecimentos Especiais

*Ao professor e Orientador, Eduardo Piza Pellizzer,
por ter compartilhado seu conhecimento e sua atenção,
por sua dedicação desde a época do Mestrado e,
principalmente, pela grande amizade
que nasceu da nossa convivência nestes anos de trabalho.*

*Ao Professor e co-orientador João Antonio Pereira, do
Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de
Engenharia de Ilha Solteira - Unesp, por sua colaboração
durante a fase de interpretação dos resultados.*



Agradecimientos

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba – Unesp, na pessoa do diretor Paulo Roberto Botacin, grande amigo e incentivador, desde os primeiros anos da Graduação.

Ao coordenador do programa de Pós-Graduação, professor e querido amigo, Wilson Roberto Pai, pelo incentivo à docência e à pesquisa.

Aos docentes do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pelos ensinamentos transferidos e pela valiosa amizade.

Aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pela atenção, disponibilidade e excelente convívio.

Às funcionárias da Seção de Pós-Graduação, Marina e Valéria, pelo incondicional auxílio e pelo carinho durante esses anos.

Aos funcionários da Biblioteca desta Instituição, sempre tão

prestativos e atenciosos.

Aos colegas de Pós-Graduação: Aimeé, Karina, Ricardo e, em especial, ao amigo Fellippo, pela convivência, pelas experiências compartilhadas, pelo auxílio em diversas horas e pela nossa amizade.

À Faculdade de Odontologia de Anápolis – Unievangélica – Centro Universitário, na pessoa de seu Diretor, o Professor Dr. Adriano de Almeida de Lima, pelo apoio e incentivo para a conclusão deste curso.

Aos meus queridos amigos da Faculdade de Odontologia de Anápolis: alunos, professores e funcionários, pela maravilhosa convivência, pelas orações, pelo incentivo ao curso de Pós-Graduação e por terem me recebido tão bem na nossa Instituição.

Aos professores da Prótese Clínica: Pedro Paulo, Everaldo, Geraldo e Ruberval Jr., pelos ensinamentos, pela troca de experiência, pelo imediato auxílio nos momentos em que estive ausente e pela sincera amizade que nasceu desses anos de convívio.

Aos meus ex-alunos, aos professores e funcionários da Faculdade de Odontologia de Santa Fé do Sul – FOSA/FUNEC,

pelos ótimos anos de convivência e pela nossa amizade.

Às pessoas que estimo muito: Edminha, Regina, Paula, Wladimir, Tia Eleuza, Fernando, Vanessa, Ana Lúcia, por estarem sempre ao meu lado, incentivando-me e demonstrando-me amizade e carinho.

© meu agradecimento é repleto de amor e consideração por todos vocês... Muito obrigada!!!




Επίγραφε



Epígrafe

*“ Ainda que eu tivesse o dom da profecia,
o conhecimento de todos os mistérios
e de toda a ciência;
ainda que eu tivesse toda a fé,
a ponto de transportar montanhas,
se não tivesse o amor, eu nada seria.”*

1 Cor 13, 2



Resuma

Resumo

LUCAS, L.V.M. Influência do formato do rebordo na associação de uma prótese parcial removível de extremidade livre mandibular associada ao implante com sistema ERA de retenção, pelo método dos elementos finitos. 2006. 154 f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2006.

A associação das próteses parciais removíveis de extremidade livre com os implantes osseointegrados é, ainda, uma opção de tratamento pouco explorada na Odontologia reabilitadora moderna. Por isso, o objetivo deste estudo é avaliar, utilizando o método dos elementos finitos bidimensional, a distribuição de tensão e o deslocamento nas estruturas de suporte da prótese parcial removível de extremidade livre (PPREL) associada a um implante osseointegrado de 10,0 x 3,75 mm com sistema ERA de retenção, em diferentes formatos de rebordo alveolar. Para tanto, foram criados oito modelos, os quais, em corte sagital, representam: Modelo A (MA) – uma hemiarcada com rebordo horizontal, sem suporte posterior, com a presença do dente 33 e de uma PPREL convencional, com apoio metálico na incisal do dente 33, em substituição aos dentes 34, 35, 36 e 37; Modelo B (MB) – semelhante ao MA, diferenciando-se deste pela presença de um implante de 3,75 x 10,00 mm com sistema ERA de retenção associado, na região posterior da base da PPREL; Modelo C (MC) – semelhante ao MA, entretanto o rebordo distal apresenta uma conformação ascendente distal; Modelo D (MD) – semelhante ao MC,

diferenciando-se deste pela presença do implante com sistema de retenção associado; Modelo E (ME) - semelhante ao MA, entretanto o rebordo distal apresenta uma conformação descendente distal; Modelo F (MF) – semelhante ao ME, diferenciando-se deste pela presença do implante com sistema ERA de retenção; Modelo G (MG) – semelhante ao MA, entretanto o rebordo distal apresenta formato descendente-ascendente; Modelo H (MH) – semelhante ao MG, diferenciando-se deste pela presença do implante com sistema ERA de retenção. Com o auxílio do programa de elementos finitos ANSYS 9.0, os modelos foram carregados com forças verticais de 50 N, em cada ponta de cúspide. A análise dos mapas da tendência ao deslocamento e das tensões de von Mises permitiram concluir que: 1) o rebordo ascendente distal (modelos C e D) foi o que apresentou a maior tendência ao deslocamento, entretanto, em relação ao dente suporte, o rebordo descendente distal (modelos E e F) o foi mais desfavorável; 2) independente do tipo de formato de rebordo, todos os modelos que receberam implante apresentaram diminuição da tendência ao deslocamento; 3) o rebordo descendente distal apresentou as maiores tensões no modelo com a PPR convencional (ME) ou associada com implante (MF) e 4) o rebordo horizontal (MB) aliviou mais as estruturas de suporte, como dente e osso esponjoso, quando da presença do implante com sistema ERA de retenção.

Palavras-Chave: Prótese Parcial Removível. Implante Dentário. Análise de Elemento Finito. Perda Óssea Alveolar.



Abstract

Abstract

LUCAS, L.V.M. The influence of the ridge format in the association of a mandibular distal extension removable partial denture with implant with an ERA retention system, as assessed by the method of finite elements. 2006. 154 f. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2006.

The association of mandibular distal extension removable partial dentures with an osteointegrated implant is a treatment option that hasn't been fully explored by modern rehabilitation dentistry yet. For this reason, the objective of this study is to evaluate, by means of the bidimensional method of finite elements, the distribution of tension and the displacement on the structures supporting the distal extension removable partial denture (DERPD), associated to a 10.0 x 3.75 mm osteointegrated implant with an ERA retention system, in alveolar ridges of different shapes. For that purpose, eight models were created, representing, from a sagittal perspective: Model A (MA) – a half arch with a horizontal ridge without posterior support, with the presence of the lower left canine, and a conventional DERP, with metallic support in the incisal aspect of this canine, as replacement for the first and second pre-molars and the first and second molars of the lower left half arch; Model B (MB) – similar to MA, but different because of the presence of a 3.75 x 10.00 mm implant with an associated ERA retention system in the

posterior region of the DERP base; Model C (MC) - similar to MA, however with a distally ascending ridge format; Model D (MD) – similar to MC, but different because there is an implant associated to a retention system; Model E (ME) - similar to MA, however with a distally descending ridge format; Model F (MF) – similar to ME, but different in the sense that there is an implant with an associated ERA retention system; Model G (MG) – similar to MA, however with a distally descending-ascending ridge format; Model H (MH) – similar to MG, but different in the sense that there is an implant with an associated ERA retention system. The finite element program ANSYS 9.0 was used to load the models with vertical forces of 50 N, on each cuspid tip. The analysis of the maps depicting the trends towards movement and the von Mises stress made it possible to conclude that: 1) the ascending distal ridge (models C and D) showed the greatest tendency towards movement, however, in terms of the supporting tooth, the distally descending ridges (models E and F) were the most unfavorable; 2) regardless of the type of ridge format, all the models receiving the implant presented a decrease in the trend towards movement; 3) the distally descending ridge presented the most significant stress in the model with the conventional RPD (ME) or with a prosthesis associated to an implant (MF) and 4) the horizontal ridge (MB) provided more relief to the support structures, such as the tooth and the spongy bone, when there was an implant associated to an ERA retention system.

Key-Words: Removable Partial Denture. Dental Implant. Finite Element Analysis. Alveolar Bone Loss.

Lista de Figuras

- Figura 1 - Modelo A representando uma hemiarcada mandibular com rebordo horizontal e sem suporte posterior, com a presença do dente 33 e de uma PPREL convencional. 79
- Figura 2 - Modelo B representando uma hemiarcada com rebordo horizontal, com a presença do dente 33, da PPREL e de um implante de 3,75 x 10,00 mm com sistema ERA de retenção. 79
- Figura 3 - Modelo C representando uma hemiarcada mandibular com rebordo ascendente distal, sem suporte posterior, com a presença do dente 33 e de uma PPREL convencional. 79
- Figura 4 - Modelo D representando uma hemiarcada com rebordo ascendente distal, com a presença do dente 33, da PPREL e de um implante de 3,75 x 10,00 mm com sistema ERA de retenção. 79
- Figura 5 - Modelo E representando uma hemiarcada mandibular com rebordo descendente distal, sem suporte posterior, com a presença do dente 33 e de uma PPREL convencional. 80
- Figura 6 - Modelo F representando uma hemiarcada com rebordo descendente distal, com a presença do dente 33, da PPREL e de um implante de 3,75 x 10,00 mm com sistema ERA de retenção. 80
- Figura 7 - Modelo G representando uma hemiarcada mandibular com rebordo descendente-ascendente, sem suporte posterior, com a presença do dente 33 e de uma PPREL convencional. 80
- Figura 8 - Modelo H representando uma hemiarcada com rebordo descendente-ascendente, com a presença do dente 33, da PPREL e de um implante de 3,75 x 10,00 mm com sistema ERA de retenção. 80
- Figura 9 - Máquina recortadora ISOMET-BUEHLER em sua visão geral. 84

Figura 10	Detalhe da superfície de corte com bloco de resina fixado.	84
Figura 11	Bloco de resina com implante sendo seccionado.	84
Figura 12	Implante com sistema de retenção ERA Sterngold modelado no AutoCAD 2000, após digitalização.	84
Figura 13	Elemento PLANE 2, com 3 arestas em parábola e 6 nós.	85
Figura 14	Modelo A após a geração da malha de elementos finitos.	86
Figura 15	Modelo B após a geração da malha de elementos finitos.	86
Figura 16	Modelo C após a geração da malha de elementos finitos.	87
Figura 17	Modelo D após a geração da malha de elementos finitos.	87
Figura 18	Modelo E após a geração da malha de elementos finitos.	87
Figura 19	Modelo F após a geração da malha de elementos finitos.	87
Figura 20	Modelo G após a geração da malha de elementos finitos.	87
Figura 21	Modelo H após a geração da malha de elementos finitos.	87
Figura 22	Condições de contorno e carregamento de forças no MB.	89
Figura 23	Mapa da tendência ao deslocamento do MA.	93
Figura 24	Mapa da tendência ao deslocamento do MB.	93
Figura 25	Mapa da tendência ao deslocamento do MC.	93
Figura 26	Mapa da tendência ao deslocamento do MD.	93
Figura 27	Mapa da tendência ao deslocamento do ME.	93
Figura 28	Mapa da tendência ao deslocamento do MF.	93
Figura 29	Mapa da tendência ao deslocamento do MG.	94
Figura 30	Mapa da tendência ao deslocamento do MH.	94
Figura 31	Mapa de tensões do osso cortical do MA.	97
Figura 32	Mapa de tensões do osso cortical do MB.	97
Figura 33	Mapa de tensões do osso cortical do MC.	98
Figura 34	Mapa de tensões do osso cortical do MD.	98
Figura 35	Mapa de tensões do osso cortical do ME.	98
Figura 36	Mapa de tensões do osso cortical do MF.	98
Figura 37	Mapa de tensões do osso cortical do MG.	98
Figura 38	Mapa de tensões do osso cortical do MH.	98
Figura 39	Mapa de tensões do osso esponjoso do MA.	100
Figura 40	Mapa de tensões do osso esponjoso do MB.	100
Figura 41	Mapa de tensões do osso esponjoso do MC.	101

Figura 42	Mapa de tensões do osso esponjoso do MD.	101
Figura 43	Mapa de tensões do osso esponjoso do ME.	101
Figura 44	Mapa de tensões do osso esponjoso do MF.	101
Figura 45	Mapa de tensões do osso esponjoso do MG.	101
Figura 46	Mapa de tensões do osso esponjoso do MH.	101
Figura 47	Mapa de tensões da fibromucosa do MA.	103
Figura 48	Mapa de tensões da fibromucosa do MB.	103
Figura 49	Mapa de tensões da fibromucosa do MC.	104
Figura 50	Mapa de tensões da fibromucosa do MD.	104
Figura 51	Mapa de tensões da fibromucosa do ME.	104
Figura 52	Mapa de tensões da fibromucosa do MF.	104
Figura 53	Mapa de tensões da fibromucosa do MG.	104
Figura 54	Mapa de tensões da fibromucosa do MH.	104
Figura 55	Mapa de tensões do dente suporte do MA.	106
Figura 56	Mapa de tensões do dente suporte do MB.	106
Figura 57	Mapa de tensões do dente suporte do MC.	107
Figura 58	Mapa de tensões do dente suporte do MD.	107
Figura 59	Mapa de tensões do dente suporte do ME.	107
Figura 60	Mapa de tensões do dente suporte do MF.	107
Figura 61	Mapa de tensões do dente suporte do MG.	107
Figura 62	Mapa de tensões do dente suporte do MH.	107
Figura 63	Mapa de tensões do implante do MB.	109
Figura 64	Mapa de tensões do implante do MD.	109
Figura 65	Mapa de tensões do implante do MF.	110
Figura 66	Mapa de tensões do implante do MH.	110
Figura 67	Mapa de tensões do sistema de retenção ERA do MB.	111
Figura 68	Mapa de tensões do sistema de retenção ERA do MD.	111
Figura 69	Mapa de tensões do sistema de retenção ERA do MF.	112
Figura 70	Mapa de tensões do sistema de retenção ERA do MH.	112

Lista de Quadros

Quadro 1 -	Dimensões, em milímetros, do osso cortical, ligamento periodontal, fibromucosa, inserção conjuntiva e epitélio juncional.	82
Quadro 2 -	Dimensões dos dentes 33, 34, 35, 36 e 37, em milímetros, de acordo com valores estabelecidos por Figún (1986)	82
Quadro 3 -	Propriedades mecânicas dos elementos que compõem os modelos	88
Quadro 4 -	Valores mínimos e máximos (em milímetros) da tendência ao deslocamento, nos modelos A, B, C, D, E, F, G e H	92
Quadro 5 -	Valores mínimos e máximos (em MPa) da tensão de von Mises das diferentes estruturas dos modelos A, B, C, D, E, F, G e H	96

Lista de Gráficos

- Gráfico 1 - Gráfico de colunas comparando os valores máximos da tendência ao deslocamento (em milímetros), nos modelos A, B, C, D, E, F, G e H. 95
- Gráfico 2 - Gráfico de colunas comparando os valores máximos da tensão geral (em MPa), nos modelos A, B, C, D, E, F, G e H. 97
- Gráfico 3 - Gráfico de colunas comparando os valores máximos da tensão do osso cortical (em MPa), nos modelos A, B, C, D, E, F, G e H. 100
- Gráfico 4 - Gráfico de colunas comparando os valores máximos da tensão do osso esponjoso (em MPa), nos modelos A, B, C, D, E, F, G e H. 103
- Gráfico 5 - Gráfico de colunas comparando os valores máximos da tensão da fibromucosa (em MPa), nos modelos A, B, C, D, E, F, G e H. 106
- Gráfico 6 - Gráfico de colunas comparando os valores máximos da tensão do dente suporte (em MPa), nos modelos A, B, C, D, E, F, G e H. 109
- Gráfico 7 - Gráfico de colunas comparando os valores máximos da tensão do implante (em MPa), nos modelos B, D, F e H. 111
- Gráfico 8 - Gráfico de colunas comparando os valores máximos da tensão do sistema de retenção (em MPa), nos modelos B, D, F e H. 113

Lista de Abreviaturas e Símbolos

CoCr	=	Liga de Cobalto-Cromo
GPa	=	Giga Pascal
Kgf	=	Quilogramas-força
lbf	=	Libras-força
MA	=	Modelo A
MB	=	Modelo B
MC	=	Modelo C
MD	=	Modelo D
ME	=	Modelo E
MEF	=	Método dos Elementos Finitos
MF	=	Modelo F
MG	=	Modelo G
MH	=	Modelo H
mm	=	Milímetro
MPa	=	Mega Pascal
N	=	Newton
PPF	=	Prótese Parcial Fixa
PPFs	=	Próteses Parciais Fixas
PPR	=	Prótese Parcial Removível
PPRs	=	Próteses Parciais Removíveis
PPREL	=	Prótese Parcial Removível de Extremidade Livre
PPRELS	=	Próteses Parciais Removíveis de Extremidade Livre
PT	=	Prótese Total
PTs	=	Próteses Totais

Sumário

1	Introdução	29
2	Revisão da Literatura	33
2.1	As Próteses Parciais Removíveis de Extremidade Livre	34
2.2	Associação entre a Prótese Parcial Removível e os Implantes Osseointegrados	48
2.3	Influência da Conformação do Rebordo Alveolar no Tratamento com Prótese Parcial Removível	65
3	Proposição	75
4	Material e Método	77
4.1	Modelos	78
4.2	Programas	80
4.3	Geometria das Estruturas	81
4.3.1	Mandíbula e Ligamento Periodontal	81
4.3.2	Dentes Naturais e Artificiais	82
4.3.3	Prótese Parcial Removível	83
4.3.4	Sistema de Implante e Conexão com a PPR	83
4.4	Desenvolvimento dos Modelos de Elementos Finitos	85
4.5	Condições de Contorno	88
4.6	Carregamento	89
5	Resultado	91
6	Discussão	11
		5
7	Conclusão	13
		1
	Referências	13
		3
	Anexos	14
		2



Introdução

1 Introdução

A Prótese Parcial Removível (PPR) possui papel essencial no tratamento de pacientes parcialmente desdentados, que apresentam espaços edêntulos extensos, ou ainda, que não possuem suporte dental posterior (Classes I e II de Kennedy).

Pelo fato de utilizar tipos de suporte diferentes, a prótese parcial removível de extremidade livre (PPREL) exige atenção especial do profissional durante seu planejamento e confecção. A diferença do módulo de elasticidade entre a fibromucosa do rebordo parcialmente desdentado e o ligamento periodontal do dente suporte gera um movimento de rotação, com eixo sobre os descansos dos últimos dentes suportes, quando forças de oclusão são aplicadas sobre a base da sela. Esta rotação pode induzir forças horizontais desfavoráveis sobre eles, podendo levar ao aparecimento de inflamação e retração gengival, além do aumento de sua mobilidade (TODESCAN et al., 1996).

Apesar da dedicação de vários estudiosos em melhorarem o comportamento biomecânico destas próteses (CRAIG; FARAH, 1978; ELIASON, 1983; KRATOCHVIL, 1963; KRATOCHVIL; CAPUTO, 1974; TODESCAN et al., 1996), pode-se observar clinicamente que a PPREL convencional ainda representa um desafio com relação ao tratamento reabilitador. Mas, atualmente, a possibilidade de associar-se o implante osseointegrado a esta

prótese trouxe maiores perspectivas de sucesso ao tratamento reabilitador, uma vez que esta associação promove estabilidade e retenção à prótese e redução da sobrecarga do dente suporte e do rebordo alveolar (BATTISTUZZI et al., 1992; CARVALHO et al., 2001; EVREN et al., 2006; GANZ, 1991; GEORGE, 1992; GIFFIN, 1996; HALTERMAN et al., 1999; JANG, 1998; KELTJENS et al., 1993; KUZMANOVIC et al., 2004; McANDREW, 2002; MIJIRITSKY; KARAS, 2004; MITRANI et al., 2003; PELLECCCHIA et al., 2000).

Entretanto, o rebordo residual participa da distribuição das cargas assim como o dente suporte. Desta maneira, seus diferentes formatos anatômicos apresentam importante relação com a biomecânica das PPRELS, podendo interferir na estabilidade da prótese e na distribuição das forças mastigatórias. Assim, já em 1937, Elbrecht (apud REBÓSSIO, 1963) mostrou preocupação com a influência dos rebordos residuais no tratamento com PPREL e descreveu quatro tipos de formatos básicos que esta estrutura pode apresentar no plano sagital: horizontal, descendente distal, ascendente distal e descendente-ascendente.

Ainda hoje a literatura respalda-se nesta classificação para tecer considerações sobre o prognóstico do tratamento com PPREL, diante das situações clínicas que o rebordo parcialmente desdentado assume. Assim, o rebordo horizontal é avaliado como favorável, uma vez que haveria uma distribuição equânime das cargas mastigatórias e os rebordos inclinados (ascendente distal, descendente distal ou descendente-ascendente) facilitariam a decomposição das forças, gerando resultantes horizontais e oblíquas, que comprometeriam a integridade dos dentes suportes e do rebordo alveolar (REBÓSSIO, 1963; TODESCAN et al., 1996; ZANETTI; LAGANÁ, 1988).

Uma vez que a análise da distribuição das forças no interior do tecido ósseo fica comprometida clinicamente, a utilização de recursos computacionais, como o Método dos Elementos Finitos (MEF), pode ser considerada bastante eficiente. Esta ferramenta computacional foi adaptada da área da engenharia para a biomecânica dos implantes e das próteses dentais (GENG et al., 2001), e tem se mostrado bastante eficaz para examinar complexos comportamentos mecânicos de próteses e estruturas circunvizinhas, sujeitas às forças similares às oclusais, que são difíceis de serem determinadas de outra maneira (LACERDA, 1999; LAGANÁ, 1996).

Os trabalhos de pesquisa existentes, que estudam a associação da PPR com implante, analisam a distribuição interna das tensões geradas nas estruturas de suporte apenas no rebordo com formato horizontal (CUNHA, 2004; LACERDA, 1999; LUCAS, 2003; MATHIAS, 2001; ROCHA, 2001; SANTOS, 2005; VERRI, 2003). Os raros estudos que abordam os diferentes tipos de rebordo analisam essa associação tendo o implante agindo somente como suporte (MARTIN JUNIOR, 2005) ou ainda estudam somente o comportamento da PPREL convencional, sem a presença do implante (CAMARGO, 2005; PLAZA, 2004).

Desta forma, este trabalho tem como objetivo analisar, utilizando o MEF bidimensional, a influência do formato do rebordo alveolar no plano sagital, na distribuição interna das tensões e dos deslocamentos gerados durante a associação da PPREL ao implante osseointegrado com sistema de retenção tipo ERA.



*Revisão da
Literatura*

2 Revisão da Literatura

“Aprender é descobrir aquilo que você já se sabe. Fazer é demonstrar que você sabe.

Ensinar é lembrar aos outros que eles sabem tanto quanto você.

Vocês são todos aprendizes, fazedores, professores.”

Richard Bach

Para melhor correlacionar os trabalhos científicos e clínicos pesquisados com o tema abordado neste trabalho, esta revisão de literatura foi subdividida em três capítulos, a saber:

- 2.1 As próteses parciais removíveis de extremidade livre;
- 2.2 Associação das próteses parciais removíveis com os implantes osseointegrados;
- 2.3 Influência da conformação do rebordo alveolar no tratamento com prótese parcial removível de extremidade livre.

2.1 As Próteses Parciais Removíveis de Extremidade Livre

*“Felicidade é a certeza de que nossa vida
não está se passando inutilmente.”*

Érica Veríssima

As PPRELs, por serem assentadas parte no tecido dental duro e parte sobre a mucosa resiliente, ocasionam uma série de transtornos para os pacientes, em virtude da diferença de viscoelasticidade existente entre essas estruturas anatômicas. Essa diferença ocasiona deslocamento lateral e vertical quando da incidência de forças, principalmente durante o ato mastigatório. Um dos primeiros trabalhos realizados para estudar e analisar a transmissão de forças laterais em relação à localização da base da prótese e o tipo de grampo foi realizado por Weinberg (1956), que construiu um modelo experimental o qual simulava um tipo de movimentação dental encontrado na boca, quando submetido à incidência de forças laterais. Vários tipos de PPR foram construídos neste modelo e o autor observou padrões de rotação e de torques ocorridos durante a incidência destas forças, bem como a influência que conectores e braços de oposição rígidos exerciam sobre a distribuição das mesmas. O autor afirma que, quanto maior a rigidez dos componentes, mais efetiva é a distribuição das forças nos outros dentes.

Kratochvil (1963), em seu estudo, discutiu as posições do apoio, se na mesial ou distal; o efeito do desenho do grampo e sua posição nos tecidos moles e duros; e, por fim, teceu considerações sobre a região de função entre o

dente suporte e a mucosa edêntula. Com relação aos apoios, ressaltou ser o melhor posicionamento na região ocluso-mesial, porque a direção das forças seria mais perpendicular ao rebordo residual do que aqueles situados na distal dos dentes suportes. Indicou também a utilização do grampo à barra em forma de I, pois, quando colocado no ponto de maior circunferência do dente e usado em conjunto com um apoio mesio-oclusal, não exerce força ou torque adversos sobre o dente suporte. Na opinião do autor, o contato da base com o último dente suporte deve ser feito por meio de uma placa fina de metal que deve se estender até o tecido gengival por pelo menos um milímetro.

Nairn (1966) discorreu sobre o planejamento das PPRs de extremidade livre, citando fatores como o aumento da extensão da base da PPR, a moldagem funcional e a diminuição da superfície oclusal dos dentes artificiais, para controlar a movimentação da base da prótese.

Uma complicação inevitável do tratamento com PPR é a contínua reabsorção do rebordo residual abaixo da sela da extremidade livre, resultando na desestabilização da oclusão. Em casos de maxila totalmente desdentada, tendo como antagonista um arco mandibular parcialmente desdentado (classe I de Kennedy), ocorre uma gradativa reabsorção do osso alveolar sob a base da PPREL, o que causa mudanças no relacionamento oclusal com o arco antagonista e, conseqüentemente, a região anterior da maxila é sobrecarregada, ocorrendo uma reabsorção adicional nesta região, fato este conhecido como “síndrome da combinação” ou “síndrome de Kelly” (KELLY, 1972).

Nally (1973) realizou um estudo onde duas mandíbulas com a região posterior edêntula (classe I) foram reproduzidas. Vários desenhos de grampos foram utilizados nas estruturas metálicas. Forças verticais e anguladas

de 2, 4, 8, 16 Kgf (respectivamente 20, 39, 79 e 157 N) foram aplicadas. No primeiro experimento, oito tipos de estruturas foram testados: 1) grampo do tipo Akers, com apoio e conexão distais e braço retentivo trefilado; 2) grampo de ação reversa de Ney, com apoio distal e conector mesial; 3) apoio mesial com conector distal; 4) apoio e conector mesiais; 5) duplo apoio e conector distal; 6) duplo apoio e conector mesial; 7) grampo à barra; 8) grampo de Akers fundido (circunferencial). No segundo experimento, os retentores indiretos foram eliminados nas estruturas 2, 3, 4 e 8. Também foram testadas duas estruturas confeccionadas com uma dobradiça entre as bases e os grampos circunferenciais e dois tipos de sistemas rígidos: encaixe de precisão e coroas telescópicas. O autor observou que: a) é preferível utilizar um grampo com apoio e conector mesiais; b) não se deve usar encaixes rígidos; c) não é recomendado o uso de dobradiças; d) os conectores rompe-forças aceleram a reabsorção do rebordo; e) devem ser utilizadas bases amplas como também dentes artificiais com superfície oclusal reduzida.

Levando-se em consideração os problemas biomecânicos inerentes à PPR dentomucossuportada, com relação à distribuição das forças oriundas da mastigação, Kratochvil e Caputo (1974) realizaram um estudo através da análise fotoelástica, com o intuito de: comparar as direções das forças sobre os dentes e rebordo alveolar exercidas pela PPREL, antes e após o ajuste da estrutura metálica; determinar se a força é transmitida, pela PPREL, ao lado oposto do arco dental; e registrar a direção e posição da força sobre os dentes e tecido ósseo quando a PPR é dentossuportada. Para tanto, foi confeccionado um modelo mandibular classe II-1 e foram aplicadas forças verticais e laterais de 25 lbf (113 N), no lado da extremidade livre. Os autores concluíram que: 1) o ajuste

da estrutura metálica tem uma grande influência na direção da força exercida sobre o dente suporte, ligamento periodontal e rebordo ósseo, permitindo a distribuição da força no longo eixo do dente suporte; 2) a ausência deste ajuste exerce inclinação e torque no dente suporte; 3) forças laterais são distribuídas para toda a extensão do arco em contato com a PPR; 4) há grande variação na direção da força na raiz e no osso, dependendo da direção da aplicação da mesma.

Submetendo uma PPREL a diferentes esquemas de força, Craig e Farah (1978) realizaram um estudo utilizando o MEF bidimensional para determinar a magnitude e o modo de distribuição dos estresses sobre os dentes suportes, ligamento periodontal e osso suporte. Uma força de 222 N foi aplicada em três diferentes localizações: na fossa central e no apoio oclusal do segundo pré-molar e no rebordo marginal distal. Os resultados mostraram que, quando a força foi aplicada na fossa central, o estresse foi maior no ápice e na mesial do segundo pré-molar, com valores de 100 MN/m². O estresse foi zero na região da papila retromolar e mínimo na superfície mesial da raiz. Os autores concluíram que o grampo em "I", contatando o dente abaixo do equador protético e com apoio oclusal na fossa distal, em conjunção com uma boa adaptação da base e rebordo de suporte, pode reduzir o estresse transmitido para o dente.

Kratochvil et al. (1982) realizaram uma pesquisa envolvendo 137 pacientes tratados com 203 PPRs, em três diferentes países. O estudo teve como objetivo desenvolver um método clínico e radiográfico para avaliar os resultados do tratamento com PPR e também estabelecer valores e resultados deste tratamento, para o uso de qualquer investigador. Os autores observaram, em um período de um e cinco anos após o tratamento ter sido concluído, que: 1) a

profundidade das bolsas periodontais, ao redor dos dentes suportes, reduziu; 2) houve um aumento na mobilidade dos dentes, principalmente nos dentes mandibulares, sendo que este aumento foi maior nos dentes controles; 3) houve um pequeno aumento na perda óssea ao redor dos dentes suportes, entretanto ele foi similar ao que ocorreu ao redor dos dentes controles; 4) 62,4% de todas as superfícies dentárias possuíam acúmulo de placa bacteriana; e 5) 11 dos 616 dentes suportes (1,76%) foram extraídos.

Eliason (1983), mantendo o apoio mesial e a placa proximal, sugeriu uma modificação do grampo RPI, substituindo o grampo à barra em "I", por um grampo circunferencial ou de Akers. O autor cita como vantagens a sua fácil pega para remoção da PPR, seu simples desenho, com poucas variações entre os pacientes, o que facilita sua confecção por parte dos laboratórios e o mais importante, seu braço retentivo circunferencial evita problemas nos tecidos ao redor dos dentes suportes e permite que este tipo de grampo seja usado em muitas situações em que o RPI estiver contra-indicado.

Argerakis (1985) ressaltou a necessidade do profissional de realizar um cuidadoso planejamento das PPRs dentomucossuportadas, a fim de confeccionarem aparelhos protéticos biologicamente aceitos pelos tecidos de suporte. Dentre os fatores biológicos, citou que o processo de reabsorção óssea é contínuo e que a incidência de tensões pode acentuá-lo. Com relação aos fatores clínicos, realçou a importância da quantidade e qualidade do tecido ósseo do rebordo residual, do número e localização dos dentes remanescentes, assim como da relação entre arcos no sucesso do tratamento. Por fim, citou manobras técnicas que devem ser utilizadas, como a presença de apoios e descansos oclusais e conectores maiores rígidos, para controlarem os movimentos de

rotação destas próteses.

Ben-Ur et al. (1988) descreveram uma razão para se desenhar uma PPR de extensão distal, sugerindo uma modificação do grampo RPI proposto por Kratochvil (1963). Os autores sugeriram o grampo RPL, citando como vantagens: 1) seu afastamento do dente suporte, quando colocado no mesmo nível horizontal do apoio oclusal; 2) estética mais agradável, uma vez que se posiciona mais distalmente; 3) a retenção disto-vestibular estar sempre presente; 4) possibilidade de se usar uma trajetória de inserção sem sobrecarregar o dente suporte; 5) facilidade de pega, facilitando a retirada da prótese pelo paciente.

Cardoso et al. (1988) realizaram um estudo com fotoelasticidade para observar a transmissão de forças às estruturas de suporte em PPREL. Dez modelos fotoelásticos classe II de Kennedy e suas respectivas PPRs foram confeccionados. Três tipos de cargas foram aplicadas: 1) carga uniformemente distribuída, 2) carga concentrada nos dentes artificiais e 3) carga concentrada no último dente artificial. As extensões das selas e o número de dentes sofreram variações. Os autores concluíram que uma PPREL montada até o segundo pré-molar torna-se insuficiente para distribuir as forças mastigatórias e a presença do segundo molar aumenta em demasia o braço de potência, sobrecarregando o rebordo e os dentes suportes. Citam que o ideal, em termos de distribuição equilibrada, seria uma PPR com a presença de, no máximo, o primeiro molar. Com relação à sela, esta deve ser o mais abrangente possível, assentando-se sobre toda a área chapeável do rebordo alveolar.

Bergman e Ericson (1989) realizaram um estudo com 34 pacientes tratados com PPRs (aproximadamente 92% delas eram classe I de Kennedy), após três anos do término do tratamento. Os parâmetros periodontais registrados

foram: higiene oral, inflamação gengival, profundidade de bolsa e mobilidade dentária. Do total de pacientes, 14 seguiram a recomendação de ir a um dentista para realizar controles regulares, pelo menos uma vez ao ano. Para todos os parâmetros analisados, os resultados foram melhores para estes pacientes. Os autores concluíram que, com cuidadoso plano de tratamento e adequado controle periódico, a reabilitação com PPRs pode causar pequeno ou, ainda, nenhum dano aos tecidos periodontais.

Chou et al. (1989), utilizando a fotoelasticidade, compararam as características da transferência de força de vários desenhos de PPREL, incluindo retentores intracoronários e grampos. Deste modo, foram confeccionadas seis PPRs, sendo que na primeira foi usado o grampo RPI; na segunda, grampo circunferencial; na terceira, encaixe de semiprecisão P.D.; na quarta, encaixe de semiprecisão de Thompson; na quinta, encaixe de precisão McCollum; e na sexta, encaixe de precisão Stern G/L. Forças de 40 libras-força (180 N) foram aplicadas nas direções vertical, mesial, distal, vestibular e lingual. Os autores puderam concluir que o grampo RPI distribuiu forças oclusais mais equilibradas às estruturas de suporte; os retentores de semiprecisão e de precisão geraram maiores estresses do que os grampos e, por fim, os retentores de precisão causaram estresses similares aos que ocorreram mais no longo eixo do dente suporte do que os de semiprecisão.

Usando uma amostra representativa de 5028 finlandeses, Tuominen et al. (1989) estudaram a ocorrência de bolsas periodontais, em maxilas e mandíbulas, entre os portadores e não-portadores de PPRs. Os autores constataram que elas foram mais freqüentes nas maxilas do que nas mandíbulas e que o uso da PPR aumentou significativamente o número de bolsas periodontais

no geral (quatro milímetros ou mais) e também o número de bolsas mais profundas (excedendo seis milímetros), tanto nas maxilas como nas mandíbulas. Afirmaram, ainda, que o uso da PPR é uma ameaça aos tecidos periodontais e que os cirurgiões-dentistas devem, freqüentemente, acompanhar os pacientes portadores deste tipo de prótese, dedicando atenção especial às condições periodontais.

Com o intuito de mensurar, através da análise estereofotogramétrica, o movimento do dente suporte de uma PPREL, sob forças oclusais, Chou et al. (1991) estudaram seis diferentes desenhos de PPRs: 1) grampo RPI, com apoio mesial, placa interproximal e grampo por ação de ponta em "I"; 2) grampo circunferencial com apoio distal; 3 e 4) encaixes de semiprecisão P.D. e de Thompson; 5 e 6) encaixes de precisão de McCollum e Stern G/L. O movimento, em microns, foi determinado por análise de computador. Os autores observaram que o encaixe de semiprecisão de Thompson gerou o maior movimento do dente suporte na direção gengival; nas próteses retidas a grampos, o dente suporte geralmente apresentou menos movimento que nas retidas por encaixe; os grampos e os encaixes dos dentes suportes, adjacentes à base da extremidade livre, geralmente moveram-se mais do que o dente suporte.

Berg e Caputo (1993), por meio da fotoelasticidade, compararam a distribuição de tensão em três diferentes desenhos de PPRELs maxilares bilaterais, sendo os dentes (13, 21, 23 e 24) submetidos à perda progressiva de suporte periodontal. O primeiro desenho possuía um grampo por ação de ponta em "I", o segundo, um encaixe de semiprecisão e o último, um encaixe do tipo ERA. Ambos os encaixes foram testados unindo-se ou não os dentes. O sistema

ERA, com retenção leve e pesada, foi testado também com e sem descansos nos dentes suportes. Os autores observaram que a perda periodontal acima de 35% e a proporção de 6:4 coroa-raiz resultaram em aumento da concentração de tensão e que o sistema ERA com retenção leve, associado à confecção dos descansos e à esplintagem dos dentes suportes, mostrou-se muito favorável, quando da comparação com a PPREL com grampo em “I” e dentes suportes não unidos.

Guedes et al. (1995), utilizando o MEF tridimensional, observaram os fenômenos mecânicos que ocorrem em função da localização dos apoios e suas conseqüências aos tecidos de suporte. Foram criados dois modelos de elementos finitos constituídos pelo primeiro pré-molar, rebordo residual e uma PPREL. Em um modelo, o grampo situou-se de distal para mesial, com apoio ocluso-distal e, no outro, de mesial para distal, com apoio ocluso-mesial. Os autores constataram que houve um deslocamento dentário após a aplicação da força compressiva sobre a base da PPR, quando o apoio localizou-se distalmente, sugerindo a formação do sistema de alavanca e a movimentação do elemento dentário de mesial para distal.

Laganá e Zanetti (1995) realizaram um estudo com o fim de determinar qual o tipo de prótese, fixa em cantilever ou removível de extremidade livre, que transmite maiores tensões aos dentes suportes e verificar se existe diferença de comportamento nas estruturas de suporte, com aplicação de carga sobre o primeiro, segundo ou em ambos os pânticos. Para tanto, foram confeccionados 32 corpos-de-prova (oito PPFs com um pântico suspenso; oito PPFs com dois pânticos suspensos; oito PPRs com um dente na sela e oito PPRs com dois dentes na sela) que foram submetidos à análise fotoelástica. Os autores

concluíram que o periodonto de sustentação dos dentes suportes da PPREL suporta, em média, uma carga quase quatro vezes maior que a PPF em cantilever e que não existe diferença de comportamento biomecânico do periodonto de sustentação dos dentes suportes entre as cargas aplicadas no primeiro, segundo ou em ambos os pânticos, independente dos dois tipos de próteses analisadas.

Laganá (1996) avaliou, por meio do MEF bidimensional, a distribuição interna das tensões geradas a partir de uma aplicação de carga de 100N em uma PPREL, com encaixe extracoronário rígido e semi-rígido, associada a uma PPF nas seguintes situações: carga aplicada no primeiro molar, no segundo e em ambos. Foram analisadas as regiões referentes aos tecidos de suporte periodontal e fibromucoso e as estruturas protéticas. Os resultados permitiram concluir que: 1) quando a carga foi aplicada somente no segundo molar, no sistema de encaixe extracoronário semi-rígido ocorreram as maiores tensões na estrutura da PPR e, as menores, no sistema, quando aplicada apenas no primeiro molar; 2) os encaixes do tipo rígido transmitiram as maiores tensões à PPF, nas três situações de carga e, as menores tiveram comportamento semelhante, apresentando-se com um terço do valor do sistema rígido; 3) as maiores tensões foram transmitidas ao encaixe, no sistema semi-rígido, com a carga aplicada no primeiro molar, e a menor, no segundo molar somente; 4) no sistema rígido, as maiores tensões foram transmitidas ao ligamento periodontal, quando a carga foi aplicada no primeiro molar e, as menores, quando ela incidiu sobre o segundo molar no sistema semi-rígido; 5) o sistema semi-rígido, com carga aplicada sobre os dois pânticos, transmitiu mais cargas à fibromucosa e, o rígido, com aplicação de carga no primeiro molar, transmitiu menos.

Igarashi et al. (1999) compararam, em dois pacientes, três

diferentes retentores (grampo com fio trefilado, circunferencial de Akers com apoio distal e coroa telescópica cônica) de PPRs classe I de Kennedy, sob a ação de uma força de 58 N aplicada na região de primeiro molar. Analisaram, ainda, a influência desta força na base de resina acrílica e na movimentação do dente suporte terminal. A média de valores da força de cisalhamento foi de 60, 42 e 20% para o grampo com fio trefilado, de Akers e coroa telescópica, respectivamente. A mobilidade dos dentes suportes ficou dentro da área de mobilidade fisiológica, exceto para o grampo com fio do lado direito do paciente A. A maior mobilidade foi observada com os grampos com fio, seguida pelo circunferencial de Akers e pela coroa telescópica cônica. Os autores puderam concluir que os retentores influenciam na distribuição da força oclusal; a força distribuída para a base de extremidade livre está diretamente relacionada com a rigidez do retentor; e, por fim, o suporte mucoso tem um valor imprescindível na distribuição da força junto dos retentores.

Kuboki et al. (1999) realizaram um estudo com 83 pacientes para comparar o nível de qualidade de vida entre pacientes que apresentavam edentulismo unilateral com extremidade livre distal mandibular, portadores de prótese sobre implante (grupo 1), PPREL convencional (grupo 2) e sem nenhum tipo de reabilitação (grupo 3). Para tanto, foi entregue para cada grupo de pacientes um questionário possuindo três divisões: condição bucal, condição geral e tratamento dentário. Os resultados indicaram que o grupo 1 apresentou escores mais altos com relação à condição bucal do que os grupos 2 e 3, e entre estes últimos, não houve diferença significativa. O mesmo ocorreu, entre os três grupos, com os quesitos condição geral e tratamento dentário. Os autores concluíram que os pacientes portadores de próteses implantossuportadas

apresentaram condições bucais superiores aos portadores de PPREL ou com ausência de reabilitação e que os níveis de qualidade de vida destes dois últimos grupos foram quase idênticos.

Silva e Gil (1999) realizaram um estudo analítico comparativo com o objetivo de elucidar aspectos com relação à ação e ao efeito dos sistemas de conexões elástica e rígida, no âmbito das PPRELS. Os autores puderam observar que estas próteses são as que apresentam maiores dificuldades no que se refere ao controle de forças sobre os dentes remanescentes e rebordos residuais e que o emprego do sistema rompe-forças não é unanimemente aceito pelos autores. Citam, ainda, que a utilização de conexões rígidas associadas a outros recursos como: redução do número de dentes artificiais e de suas superfícies oclusais no sentido mesio-distal; ferulização do suporte; apoio oclusal por mesial, associado com o braço de retenção, de oposição e placa proximal distal; moldagem funcional com limites precisos da área chapeável e bom equilíbrio oclusal, poderiam contribuir de forma mais eficaz para a diminuição dos efeitos negativos das PPRELS.

Frank et al. (2000) realizaram um estudo com 82 voluntários submetidos ao tratamento com PPR, classe I ou II de Kennedy, com o objetivo de verificar a correlação entre o planejamento da PPREL, segundo os Princípios, Conceitos e Práticas em Prótese (PCPP), determinados pela Academia Americana de Prótese, e a satisfação do paciente. Em relação a oito itens presentes no PCPP, 43% das PPRELS foram consideradas satisfatórias, 46% parcialmente satisfatórias e 11% insatisfatórias. O tempo médio necessário para o reembasamento da base da extremidade livre foi de 2,5 anos e de 3,4 anos para a substituição da prótese. Trinta e sete por cento dos pacientes afirmaram estar

insatisfeitos com sua prótese, sendo que 76% relacionaram sua insatisfação à falta de adaptação, 63% a danos ao dente natural e 89% à necessidade de ajustes. Quarenta e cinco por cento dos casos apresentaram inflamação na margem gengival e 27% no rebordo alveolar. Houve relação entre a inflamação e o formato incorreto do descanso, a extensão inadequada da base de resina acrílica, a presença de poucos apoios e a deficiente adaptação da estrutura metálica da PPR.

Sato et al. (2001) investigaram, através do MEF, a dimensão e a tensão de grampos a barra em "I", com a mesma rigidez e o desenho do grampo mecanicamente preferível. Modelos tridimensionais de grampos a barra em "I" foram criados com seções vertical e horizontal diretamente conectadas por uma seção curva, caracterizados por seis parâmetros: espessura e largura da ponta do grampo, raio da curvatura, distância horizontal entre a base e o eixo vertical, dimensão vertical entre a ponta e o eixo horizontal e o afilamento (mudança de largura por unidade ao longo do eixo). A tensão foi calculada com uma carga concentrada de 5 N aplicada a 2 mm da ponta do grampo, na direção vestibular. Um grampo menos espesso que tem um afilamento de 0,020-0,023 e raio de curvatura de 2,75-3,00 indicou menor tensão. Este formato de grampo à barra em "I" mostrou ser o preferível, do ponto de vista biomecânico.

Vanzeveren et al. (2003a) realizaram um estudo longitudinal para analisar reabilitações orais através de PPRs, com a finalidade de observar o comportamento dos dentes suportes. Foram atendidos 629 pacientes que receberam este tipo de prótese, no período compreendido entre os anos de 1983 a 1994 e que foram examinados entre 4 a 6 anos após a instalação das mesmas. Deste total, somente 254 (76,3%) retornaram, totalizando 292 PPRs instaladas.

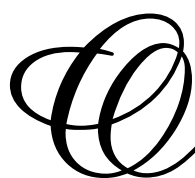
Destas, 218 (74,7%) ainda estavam sendo utilizadas e 74 (25,34%) foram consideradas satisfatórias. A maioria das falhas ocorreu nas próteses mandibulares, mais particularmente nos casos de extremidade livre (classe I de Kennedy), sendo que a satisfação dos pacientes diminuiu com o uso delas. Como conclusão, os autores relataram a necessidade de se usar todos os recursos para a manutenção dos dentes posteriores, evitando-se, desta forma, o aparecimento das extremidades livres. Acrescentaram, ainda, a extrema importância de se implantar um programa de retornos periódicos, beneficiando tanto os pacientes como os profissionais.

Em continuação ao trabalho realizado anteriormente, Vanzeveren et al. (2003b) analisaram as condições dos dentes e, em especial, dos dentes suportes. Do total de 292 PPRs avaliadas com 1893 dentes remanescentes e tendo 804 utilizados como suportes, as observações sobre o seu comportamento apresentaram os seguintes resultados: mais da metade (57,6%) dos dentes suportes eram coroas e, destas, 51 foram reparadas em algum tempo. Durante o período observado, perderam-se 79 dentes suportes (37 maxilares e 42 mandibulares), representando 9,8% do total. Os autores concluíram que, considerando o número de dentes analisados, as perdas não foram excessivas; nenhuma mudança foi observada em 92,2% dos dentes suportes maxilares e 85,8% dos dentes mandibulares; e dos 1089 dentes remanescentes, 95 apresentaram cárie ou novas restaurações; e que as PPRs não foram responsáveis pelo aumento na taxa de cárie.

2.2 Associação das próteses parciais removíveis com os implantes osseointegrados

*“É apenas com o coração que se pode ver direito;
o essencial é invisível aos olhos.”*

Saint-Exupéry



O sucesso dos implantes osseointegrados no tratamento de pacientes completamente desdentados já é bem conhecido. Os princípios da osseointegração desenvolvidos por Bränemark (1983) possibilitam tratamentos com índices de sucesso bastante elevados, em se tratando de próteses fixas totais ou parciais.

Entretanto, antes da consagração dos implantes osseointegrados, os autores buscavam dispositivos que cumprissem o papel do elemento dentário ausente. Desta forma, os implantes endósseos foram utilizados com este propósito sem, contudo, apresentarem sucesso clínico comprovado. Assim, com o objetivo de examinar os conceitos dos desenhos de PPREL, utilizados para solucionar o problema do comportamento viscoelástico dos dentes e rebordo residual, Monteith (1984) discorreu sobre quatro categorias básicas destes conceitos: 1) base flexível da PPR, representada pela utilização dos rompe-forças (próteses articuladas e elásticas); 2) técnica mucostática de moldagem, na qual o rebordo desdentado é relacionado ao dente suporte, através de pressão digital sobre este último; 3) conceito mucofuncional, que inclui as técnicas de moldagem

que registram a superfície dos tecidos moles, na forma assumida sob forças funcionais; e 4) implante endósseo, que procura eliminar todo movimento da base da PPR, através da reconstituição do suporte distal perdido. Na opinião do autor, o implante laminado não pode ser considerado como um verdadeiro análogo do dente distal ausente, visto que, devido à formação de tecido fibroso na interface osso-implante e ao seu comportamento sob cargas funcionais, não soluciona o problema da diferença de resiliência entre dente suporte e rebordo desdentado, mas sim, cria uma nova diferença de resiliência, desta vez entre ele e o dente suporte, que, segundo o autor, é quase a mesma existente no primeiro caso.

O crescimento da aceitação dos implantes dentais durante vários anos tem expandido as alternativas de tratamento que podem ser oferecidas aos pacientes. Os benefícios das próteses implantossuportadas são aparentes para os pacientes totalmente desdentados, entretanto a restauração de arcos parcialmente desdentados, onde implantes e dentes naturais coexistem, apresenta muitos desafios clínicos e oportunidades para novas pesquisas. Instigado por estes desafios, Ganz (1991) realizou um caso clínico onde dois implantes (13 x 3,75 mm), colocados no rebordo maxilar direito, na região entre o seio maxilar e a linha média e unidos por uma barra (Tissubar Attachment), serviram de suporte para uma PPR associada, por meio de encaixes, a uma PPF de quatro elementos.

Battistuzzi et al. (1992) relataram o tratamento de um paciente que apresentava um defeito ósseo na região dos dentes 45 a 35, em consequência de uma cirurgia radical para erradicação de um ameloblastoma. O tratamento consistiu da confecção de uma PPR suportada pelos dentes naturais

remanescentes (36, 46 e 47) e por quatro implantes que foram conectados por uma barra tipo Dolder. Segundo os autores, uma significativa melhora foi obtida no conforto e estabilidade desta prótese dentoimplantossuportada, comparando-se com a PPR tradicional que o paciente usou por vários anos.

George, também no ano de 1992, descreveu um caso clínico de um paciente classe I de Kennedy, em quem foi colocado um implante em ambos os lados da maxila, na região dos primeiros pré-molares, a fim de promover suporte posterior e estabilizar a oclusão, diminuindo a incidência de forças sobre os dentes anteriores remanescentes, que foram esplintados através de uma PPF. Sobre os implantes foram instaladas coroas parafusadas, as quais tiveram sua conexão com os últimos dentes suportes da PPF por meio de encaixes. Foi associada uma PPREL, com apoios distal e mesial nas coroas implantossuportadas, além de um encaixe resiliente, que promoveu retenção e minimizou a incidência de forças de torção sobre os implantes. As coroas anteriores esplintadas receberam descansos palatinos com o intuito de se obter um abraçamento máximo e promover estabilidade e desenho uniforme da PPR. O autor advoga que, com acompanhamento preciso e cuidados específicos por parte do paciente, o uso de implantes osseointegrados adiciona suporte e estabilidade a esta prótese, podendo ser uma alternativa viável à PPR convencional.

Com o intuito de resolver o problema da gradativa reabsorção óssea que ocorre sob a base da extremidade livre de PPRs, Keltjens et al. (1993) realizaram dois casos clínicos, com pacientes desdentados maxilar e parcialmente desdentados mandibular (classe I de Kennedy), nos quais foram colocados implantes osseointegrados na região mais posterior do rebordo

desdentado mandibular, a fim de promoverem estabilidade oclusal e melhora funcional. No primeiro caso clínico, dois implantes IMZ de 10,5 x 3,3 mm foram colocados na região de molares bilateralmente, e a estrutura metálica da PPR continha um capuz distal em contato com o implante. Assim, este serviu apenas como suporte para a base da PPREL. No segundo, dois implantes Dyna, de 10,0 x 3,0 mm foram colocados na mesma região, porém uma retenção adicional foi promovida pelo sistema Dyna de magnetos. Os autores citaram que o principal objetivo da colocação do implante nesta região é estabilizar a PPR numa direção vertical. Outras funções potenciais são: 1) prevenir reabsorção óssea sob a base da PPREL; 2) promover retenção adicional para a PPREL; 3) reduzir a tensão sobre os dentes suportes; 4) reduzir o número de grampos necessários para a PPREL e 5) melhorar o conforto para o paciente. Salientaram que a forma e o tamanho do implante devem estar relacionados com a função. Acreditam que implantes mais curtos e estreitos que os utilizados como suporte de PPF podem ser utilizados com sucesso para ancoragem da PPR. Assim, o uso de implantes com seis a oito milímetros de comprimento e com diâmetro de pelo menos 2,5 mm pode ser satisfatório.

Budtz-Jørgensen (1996) apresentou uma revisão de literatura na qual discutiu as opções de tratamento para pacientes parcialmente edêntulos classe I e II de Kennedy. Dentre elas, afirmou que as sobredentaduras são particularmente indicadas para pacientes com severa perda de inserção periodontal, condições estéticas e funcionais complicadas. As PPRs convencionais ou associadas a implantes podem ser recomendadas para pacientes classe I ou II de Kennedy e que esperam tratamento menos oneroso. Já as PPFs em cantilever ou suportadas por implantes são as opções para aqueles que se recusam a

utilizar uma prótese removível. Por fim, ressalta que, independente do tipo de tratamento eleito, é necessário um acompanhamento efetivo por parte do profissional, com o intuito de se atingir um bom prognóstico da reabilitação.

Giffin (1996) ressaltou a importância das PPRs para muitos casos de reconstrução oral, especialmente quando o rebordo posterior desdentado necessita ser restaurado. Teceu considerações sobre a biomecânica deste tipo de prótese e afirmou que uma prótese dentomucossuportada pode se transformar em uma dentoimplantossuportada. O autor descreveu um caso clínico onde um implante IMZ, de 8 x 3,3 mm foi colocado na região posterior da mandíbula com o objetivo de melhorar o suporte, a estabilidade e a retenção da PPREL, através de um encaixe resiliente do tipo ERA. O autor acredita que a colocação de um implante na região posterior, com um intermediário resiliente e retentivo, elimina a maioria dos problemas freqüentemente associados com a PPREL. Após a instalação da prótese, o paciente declarou sentir o lado implantossuportado mais natural que o lado oposto e o preferiu para a mastigação.

Jang et al. (1998) descreveram um caso clínico onde um implante unitário (16 x 4,1 mm) de um estágio cirúrgico, colocado na região do 43, recebeu uma PPF de dois elementos, com um cantilever na região do 42. Essa peça foi utilizada como suporte de uma PPR mandibular classe I que possuía apenas os dentes 41, 31, 32 e 33 como suporte natural. O acompanhamento radiográfico realizado 14 meses após a instalação das próteses não revelou perda óssea circunjacente ao implante. Clinicamente não houve problemas com a coroa protética, bolsa periimplantar, nem prejuízo algum ao implante. Os autores preconizaram um estudo clínico a longo prazo para avaliar um número maior de pacientes com relação ao sucesso da coroa implantossuportada,

quando usada como suporte de uma PPR e creditaram o sucesso deste caso à boa qualidade óssea apresentada pelo paciente, ao comprimento do implante utilizado e ao esquema oclusal estabelecido com precisão.

Com o objetivo de conter as alterações causadas pela síndrome de Kelly ou da combinação, Halterman et al. (1999) realizaram um caso clínico de PPREL mandibular suportada por implantes e PT convencional maxilar, para um paciente de 28 anos de idade. Após o preparo geral da boca, os dentes mantidos foram 31, 32, 34, 41, 42 e 44. Na região de molares, um implante de 13 x 3,25 mm foi colocado em ambos os lados. Os cicatrizadores serviram como restauração definitiva sobre os implantes e promoveram suporte vertical para a base de extremo livre da PPR contra as forças oclusais. Os autores afirmaram que a incorporação dos implantes no plano de tratamento resultou em suporte vertical aumentado e estabilidade para a PPR, além de diminuir sua rotação ao redor dos dentes suportes.

No ano de 1999, Lacerda analisou o comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da PPREL com encaixe intracoronário (Biloc KD – CNG) apoiada sobre um implante na região distal, utilizando o MEF bidimensional, após carregamento de forças verticais. Foi confeccionado um modelo representado por um segmento de mandíbula, que incluía a região de primeiro pré-molar até papila retromolar, com um implante de 7,0 x 3,5 mm (Branemark), posicionado na região do segundo molar e com ausência do segundo pré-molar e molares naturais. A autora observou que: 1) o encaixe rígido entre o dente suporte e a PPR transmitiu maiores tensões ao dente suporte e diminuiu as tensões sobre a fibromucosa e implante, comparando-o ao encaixe semi-rígido; 2) a ligação articulada entre implante e PPR diminuiu o momento

fletor transmitido ao implante e aumentou as tensões na fibromucosa e no dente suporte; 3) quanto maior a área de contato entre fibromucosa e PPR, maior foi a solicitação da fibromucosa e menores tensões foram transmitidas às demais estruturas de suporte; 4) a presença de uma estrutura metálica no interior da base de resina fez com que esta sofresse menor deflexão e comprimisse menos a fibromucosa, solicitando mais o dente suporte e o implante.

Pellecchia et al. (2000) confeccionaram, para um paciente desdentado total mandibular, uma PPREL bilateral associada a uma PPF de seis elementos suportada por três implantes (3,75x 13 mm), localizados na região interforames e que apresentava, em cada extremidade, um encaixe tipo Dalbo. Os autores afirmaram que esta opção de tratamento permite a diminuição da tensão sobre os implantes, uma vez que a mesma é direcionada para a conexão com a PPF. Afirmaram, ainda, que a característica rígida da prótese fixa minimiza o movimento da PPREL, diminuindo a compressão do rebordo desdentado e preservando-o.

Carvalho et al. (2001) relataram um caso clínico de uma paciente parcialmente desdentada que recebeu uma PPR maxilar implantorretida sem grampos, associada a três coroas metalocerâmicas nos dentes remanescentes (21, 11, 12). Os autores ressaltaram que este tipo de prótese permite uma fácil higiene oral por parte do paciente e promove estética e fonética superiores, nos casos de avançada reabsorção do rebordo residual. O uso dos encaixes tipo bola promoveu excelente retenção e estabilidade da prótese.

Por meio da análise fotoelástica, Mathias (2001) analisou a distribuição interna de tensões decorrentes do uso de uma PPR apoiada, na região distal, sobre implante osseointegrado (8 x 3,5 mm e 8 x 5,5 mm) com

magneto. Após a aplicação de forças de 3, 5, 7 e 10 kgf (29,4, 49, 68,6 e 98 N) em diferentes situações, o autor pôde concluir que: 1) nos modelos com os magnetos fixados e implante de largo diâmetro houve maior concentração de tensões ao seu redor, reduzindo as tensões sobre o rebordo; 2) a mesma situação com implantes de menor diâmetro causou maior concentração de tensões na mesial do implante, direcionando-se neste sentido para o rebordo residual; 3) a análise do modelo com magneto fixado, feita no lado oposto da aplicação de carga, não apresentou tensões visíveis; 4) nos modelos sem a fixação dos magnetos, a distribuição de tensões concentrou-se mais na região distal dos implantes e da base da PPR; 5) em nenhuma das situações analisadas foi possível a visualização de tensões nas estruturas adjacentes ao dente suporte do lado oposto da aplicação de carga.

Rocha (2001) realizou um estudo, utilizando o MEF bidimensional, com o intuito de avaliar a distribuição das tensões nas estruturas de suporte da PPREL associada a um implante osseointegrado - Sistema Bränemark - de 10,0 x 3,75 mm, localizado na porção distal do rebordo alveolar, atuando como suporte para a base da PPREL. Para isto, foram criados três modelos, que em corte sagital representaram: Modelo A (MA) - hemiarcada contendo somente os dentes naturais 33 e 34; Modelo B (MB) - semelhante ao MA, entretanto com uma PPREL convencional, substituindo os dentes ausentes; Modelo C (MC)- semelhante ao MB, com um implante na região posterior do rebordo, servindo como suporte para a PPR. Os modelos foram carregados com forças verticais de 50 N em cada ponta de cúspide. O autor concluiu que a presença da PPREL causou maiores valores de tensão para as estruturas de suporte e que o implante osseointegrado promoveu suporte para a base da PPREL, diminuindo a intrusão desta sobre a

fibromucosa e proporcionou menores níveis de tensão na porção posterior do rebordo.

Ainda no ano de 2001, Starr apresentou um caso clínico de um paciente que foi submetido à extração completa de seus dentes superiores devido à periodontite. O rebordo anterior apresentava tecido ósseo suficiente, possibilitando a colocação de implantes nesta região, não ocorrendo o mesmo com o rebordo posterior. Deste modo, foi confeccionada uma PPF implantossuportada na região anterior associada a uma PPR com encaixe. O autor admite ser esta opção vantajosa em relação a uma sobredentadura com encaixe barra-clipe ou tipo bola para situações como esta, de rebordo com diferentes níveis de reabsorção.

McAndrew (2002) relatou um caso clínico de uma paciente fumante, com comprometimento periodontal avançado, que sofreu extração de vários dentes maxilares, restando somente os dentes 21, 22 e 23. O plano de tratamento inicial baseou-se na confecção de uma prótese fixa suportada pelos dentes remanescentes e por quatro implantes. Os implantes foram colocados, sendo que três destes falharam e tiveram que ser removidos. Assim, foi estabelecido novo plano de tratamento, agora com uma PPR “swing-lock” associada a um implante com encaixe tipo bola na região do dente 13. O autor afirmou que este tipo de reabilitação protética promoveu retenção e estabilidade apropriada, preservação e manutenção dos dentes e tecidos de suporte e, principalmente, grande aceitação e conforto à paciente, em relação à PPR “swing-lock” convencional que usava anteriormente.

Lucas (2003), utilizando o MEF, avaliou a influência da força de mordida na associação da PPREL com um implante osseointegrado. Três modelos

foram confeccionados, representando um hemiarco parcialmente desdentado: Modelo A (MA) – hemiarco mandibular sem suporte posterior e presença do dente 33 apenas; Modelo B (MB) – semelhante ao MA, porém com uma PPREL convencional, com apoio incisivo-distal no dente 33, substituindo os dentes 34, 35, 36 e 37; Modelo C (MC) – semelhante ao MB, com presença de um implante osseointegrado Bränemark, de 10 x 3,75 mm, na região retromolar, sob a base da PPREL. Forças de 50N, fracionadas em cinco pontos de 10 N, foram aplicadas em cada ponta de cúspide nas direções vertical (0°) e oblíqua (45°), no sentido de mesial para distal e de distal para mesial. A autora concluiu que: a tendência ao deslocamento no MC foi menor que no MB; as forças oblíquas de 45° promoveram uma tendência de deslocamento e valores de tensão maiores que a força vertical; a força oblíqua no sentido de mesial para distal gerou valores de tensão menores que no sentido inverso e, a presença do implante sob a base da PPR promoveu alívio do dente suporte.

Mitrani et al. (2003), preocupados com os problemas encontrados no tratamento com PPREL, como a Síndrome da Combinação ou de Kelly, propuseram a associação de um implante na região posterior do rebordo para eliminar os possíveis sintomas desta Síndrome. Foram selecionados dez pacientes, classes I e II de Kennedy, que receberam implantes na região mais posterior possível do rebordo desdentado. Do total de 16 implantes, 14 foram colocados em duas etapas cirúrgicas e dois, em uma única etapa. Os pacientes foram divididos em dois grupos: no primeiro, com cinco pacientes do sexo masculino, com idade média de 68,8 anos, os implantes serviram apenas de suporte vertical; no segundo, com cinco pacientes também, sendo quatro mulheres e um homem, com idade média de 56,4 anos, sem retenção suficiente

nos dentes anteriores, os implantes receberam um elemento de retenção resiliente (OSO, Attachments International; Zaag, Preat; Hader Bar and Clip, Attachments International; ou ERA, Sterngold). O padrão oclusal estabelecido foi do tipo mutuamente protegido, exceto em dois casos com sobredentaduras, nos quais optou-se pela oclusão bilateral balanceada. Os pacientes foram controlados clinicamente entre um e 4,5 anos (média de 2,5 anos), avaliando-se: a satisfação do paciente; evolução clínica dos implantes e dos componentes protéticos; saúde dos tecidos moles; exames radiográficos e adaptação da base da prótese aos cicatrizadores ou encaixes. Para avaliar a crista óssea e seu nível de reabsorção, foram realizadas radiografias com a técnica do paralelismo e mensuração por meio de calibrador digital. Os autores concluíram que: 1) o uso de implantes associados a PPREL resulta em um sensível aumento da satisfação do paciente; 2) os pacientes apresentaram tecidos peri-implantares e rebordos saudáveis e estáveis e 3) a reabsorção óssea radiográfica observada foi compatível com a normalidade.

Ainda no ano de 2003, Verri avaliou a influência do diâmetro e do comprimento do implante osseointegrado associado à PPREL. Para tanto foram elaborados oito modelos: Modelo A (MA) – hemiarco mandibular sem suporte posterior, com a presença dos dentes 33 e 34; Modelo B (MB) – semelhante ao MA, com uma PPREL convencional substituindo os dentes 35, 36 e 37; Modelo (MC) – semelhante ao MB, diferenciando deste pela presença de um implante osseointegrado de 7 x 3,75 mm sob a base protética na região do 2º molar; Modelo D (MD) semelhante ao MC, com um implante de 10 x 3,75 mm; Modelo E (ME) semelhante ao MC, com um implante de 13 x 3,75 mm; Modelo F (MF) semelhante ao MC, com um implante de 7 x 5 mm; Modelo G (MG) semelhante ao

MC, com um implante de 10 x 5 mm; Modelo H (MH) semelhante ao MC, com um implante de 13 x 5 mm. Os modelos foram carregados com 50 N de força, fracionadas em cinco pontos de 10 N, em cada ponta de cúspide dos dentes. Por meio dos resultados, o autor concluiu que o MB apresentou tendência ao deslocamento superior aos demais modelos avaliados; o comprimento do implante influenciou o mapa de deslocamento, tendendo a uma diminuição de valores, mas o mesmo não ocorreu com o diâmetro; o MB apresentou níveis de tensão de von Mises superiores ao MA nas estruturas analisadas; os modelos com implantes tenderam a uma diminuição das tensões de von Mises quando comparados com o MB e por fim, o aumento do comprimento e do diâmetro influenciou positivamente na distribuição de tensão nos modelos com implantes associados às PPRs.

Cunha (2004), utilizando também o MEF bidimensional, avaliou o deslocamento e a tensão em modelos com PPREL convencional e sobre implante, sob carregamento de forças verticais de 50 N em cada ponta de cúspide, variando-se a posição méso-distal do implante no rebordo parcialmente desdentado. Cinco modelos foram confeccionados: Modelo A (MA) – hemiarco mandibular sem suporte posterior, com a presença do dente 33; Modelo B (MB) – semelhante ao MA, com uma PPREL convencional substituindo os dentes 34, 35, 36 e 37; Modelo C (MC) – semelhante ao MB, diferenciando-se deste pela presença de um implante osseointegrado de 10 x 3,75 mm, sob a base protética na região do 2º molar; Modelo D (MD) – semelhante ao MC, diferenciando-se deste pela presença do implante sob a região central da base protética e Modelo E (ME) - semelhante ao MC, diferenciando-se deste pela presença do implante sob a região mais mesial da base protética, próximo do último dente suporte. A

autora concluiu que: 1) o MD apresentou os menores valores de tendência ao deslocamento, entretanto, no ME o dente suporte foi menos solicitado e 2) a aproximação do implante em direção ao dente suporte influenciou positivamente a distribuição de tensões nas estruturas analisadas.

Também em 2004, Kuzmanovic relatou um caso clínico de um paciente de 66 anos de idade, que apresentava espaços edêntulos em ambos os arcos, dentes suportes comprometidos e DVO reduzida. Após o preparo geral da boca, optou-se pela reabilitação protética com uma PPR maxilar classe I de Kennedy conjugada a coroas metalocerâmicas nos dentes 13 a 24, sendo que as coroas dos dentes 13 e 12 e 23 e 24 foram esplintadas e possuíam encaixes de precisão extracoronários. O arco mandibular recebeu uma PPR mandibular associada a dois implantes de 12 x 4,1 mm, localizados um na região do primeiro molar esquerdo e outro do segundo molar direito. Foi utilizado o sistema de retenção do tipo bola e encaixe “channel-shoulder-pin”. O autor concluiu que esta é uma opção de tratamento com custo relativamente baixo e que transforma a PPR dentomucossuportada em dentossuportada, trazendo benefícios ao paciente.

Mijiritsky e Karas (2004) descreveram um caso clínico no qual uma PPR, suportada por dentes e por implantes, foi confeccionada após o insucesso da opção de tratamento com PPF implantossuportada. Seis implantes foram instalados na mandíbula, na região dos elementos 47, 46, 45, 31, 33 e 34 e o paciente possuía os dentes 35, 36 e 37. Destes implantes, dois foram removidos (31 e 33) e devido ao extenso espaço protético resultante, optou-se pela confecção de uma PPR dento-implantossuportada, retida pelos dentes suportes remanescentes e pelos implantes, por meio de barra e encaixe tipo bola. Após

três anos de preservação, os dentes e os implantes mostraram-se saudáveis. Os autores citam como vantagens deste tipo de tratamento: retenção adicional, devido aos sistemas de encaixes; estética favorável, em comparação à PPR convencional e preservação e manutenção dos tecidos de sustentação e proteção.

Já em 2005, Santos avaliou a distribuição de tensão e a tendência ao deslocamento das estruturas de suporte em um modelo classe I mandibular, com PPREL associada a um implante, variando-se a angulação do mesmo, por meio do MEF bidimensional. Foram confeccionados seis modelos: Modelo A (MA) – simulando um hemiarco mandibular sem suporte posterior, com a presença do dente 33; Modelo B (MB) – semelhante ao MA, com uma PPREL convencional substituindo os dentes 34, 35, 36 e 37; Modelo C (MC) – semelhante ao MB, diferenciando-se deste pela presença de um implante osseointegrado de 10 x 3,75 mm, verticalizado a 0° na região distal do rebordo, sob a base protética; Modelo D (MD) – semelhante ao MC, com implante angulado a 5° para mesial; Modelo E (ME) – semelhante ao MC, com implante angulado a 15° para mesial e Modelo F (MF) – semelhante ao MC, com implante angulado a 30° para mesial. Os modelos foram carregados com força de 50 N em cada ponta de cúspide. O autor concluiu que: 1) quanto menor a angulação do implante, menores as tensões observadas nos modelos e 2) que o MD (com implante a 5°) foi o que apresentou as melhores combinações de resultados, sendo, portanto, a melhor opção de angulação, nas condições estudadas.

Maeda et al. (2005), objetivando estudar a eficácia de se utilizar implantes sob a base das PPRELs, construíram um modelo bidimensional de elemento finito da mandíbula com os dentes anteriores, área posterior edêntula com a fibromucosa, a maxila dentada com o osso temporal e o disco articular. O

suporte posterior foi promovido por uma PPF implantossuportada, por uma PPF em cantilever, por uma PPR convencional e por uma PPR suportada por implante. Uma mandíbula dentada foi utilizada como controle. O carregamento utilizado simulou os vetores de força dos músculos masseter, pterigóideo medial, pterigóideo lateral, temporal e digástrico, totalizando 50 N. A tensão na superfície do osso temporal, em cada tipo de reabilitação, foi comparada para avaliar a eficácia do suporte oclusal. A maior tensão observada no osso temporal foi encontrada no arco sem restauração, isto é, com a presença apenas dos dentes anteriores, seguido pelo arco restaurado com PPR convencional. A menor quantidade de tensão foi encontrada no arco reabilitado com PPF implantossuportada, seguido da reabilitação com PPR suportada por implante na região de segundo molar. Os autores afirmam que a PPF implantossuportada promoveu o suporte oclusal mais estável e favorável, entretanto, a PPR apoiada por implante também promoveu suporte estável com redução dos níveis de tensão na ATM.

Recentemente, Evren et al. (2006) relataram um caso clínico de uma paciente de 28 anos de idade que sofreu múltiplas fraturas nos ossos da face e perda extensa de tecido mole, após acidente automobilístico. Após as extrações dos dentes comprometidos, devido à subluxação, fratura e doença periodontal, restaram os dentes 17, 23, 24, 25, 26, 27, 43, 45 e 47. Frente ao desejo da paciente em manter tais dentes, o tratamento eleito, para a mandíbula, foi uma PPR conjugada com uma PPF com encaixes intracoronários. Para a maxila, optou-se por uma PPR associada a implantes e coroas metalocerâmicas, sendo que os dentes 23, 24 e 25 foram esplintados e a coroa do dente 23 recebeu um encaixe intracoronário na sua face mesial e os molares

receberam grampos circunferenciais. Um implante de 14 x 3,3 mm foi instalado na região anterior e outro de 14 x 4,1 mm na região posterior do arco, com encaixes tipo bola. Na mandíbula, uma PPF metalocerâmica promoveu a união dos dentes 43 e 45, o encaixe intracoronário foi instalado no pântico e uma barra pré-fabricada, de secção retangular uniu o dente 45 ao dente 47. Os autores afirmam que o emprego dos encaixes intracoronários promoveu vantagens estéticas e funcionais e que os implantes melhoraram ainda mais a retenção da PPR e permitiram uma excelente estabilização da prótese, restabelecendo a função em um nível semelhante ao existente antes do acidente.

Pellizzer (2006) avaliou, por meio do MEF bidimensional, a distribuição de tensão nas estruturas de suporte de uma PPREL associada a um implante de 10,0 x 3,75 mm (Sistema Branemark) com diferentes sistemas de retenção ("o'ring", ERA e coroa total unitária). Foram confeccionados cinco modelos mandibulares, de extremidade livre, com a presença apenas do dente 33, com as seguintes diferenças: Modelo A (MA) - com presença de uma PPREL convencional; Modelo B (MB) - com PPR e implante agindo apenas como suporte; Modelo C (MC) - com PPR, implante e sistema ERA-Sterngold; Modelo D (MD) - com PPR, implante e sistema "o'ring" Branemark; Modelo E (ME) - com PPR, implante e coroa fixa unitária sobre implante na região distal do rebordo. Com o auxílio do programa de elementos finitos ANSYS 9.0, os modelos foram carregados com forças axiais e oblíquas de 45° (de mesial para distal e de distal para mesial) de 50 N, em cada ponta de cúspide. Os resultados mostraram que o ME foi o que apresentou a maior tendência ao deslocamento, principalmente sob ação das forças oblíquas; o ME também foi o que mais sobrecarregou as estruturas de suporte, sendo o MC o que menos sobrecarregou. Os valores ao

redor do ápice dental se mostram similares para os diferentes sistemas de retenção. O autor concluiu que: 1) foram viáveis, em relação à tendência ao deslocamento, os modelos B (cicatrizador), C (ERA-Sterngold) e D ("o'ring"-Branemark); 2) o modelo C (ERA-Sterngold) foi o mais favorável na associação com a PPR; 3) não deve ser utilizada PPR com conector rígido associada a uma coroa unitária de prótese fixa sobre implante; 4) as forças oblíquas acentuaram a intensidade da tendência ao deslocamento e da tensão de von Mises nos modelos estudados.

Ainda no mesmo ano, Pellizzer e Verri realizaram uma revisão de literatura abordando as opções protéticas de tratamento da mandíbula posterior parcialmente desdentada. Citaram que a associação da PPREL com um implante osseointegrado é uma alternativa viável e promissora. Afirmam que são vários os benefícios obtidos com este tratamento, ao paciente, como: prevenção da reabsorção óssea sob a base de resina; retenção adicional; redução do estresse no dente suporte; redução do número de retentores extracoronários; maior conforto; aumento da eficiência mastigatória; estética mais favorável, quando da possibilidade de eliminar-se o grampo. Mostraram, ainda, um caso clínico como alternativa mais estética, utilizando o sistema ERA de retenção, no qual o implante foi colocado próximo ao último dente suporte da extremidade livre.

2.3 Influência da conformação do rebordo alveolar no tratamento com Prótese Parcial Removível de extremidade livre

*“Toda ser humano precisa de
uma provisão de sonhos.”*

José Saramago

Ilbrecht (1937, apud REBÓSSIO, 1963) foi quem primeiro relatou a influência da inclinação sagital da crista óssea alveolar nos casos de PPR. A sua posição em relação ao plano oclusal permite classificá-la em quatro tipos principais, a saber: 1) crista com orientação horizontal: na qual a prótese conserva sua posição sobre um rebordo horizontal, sendo a força transmitida verticalmente, perpendicular ao rebordo desdentado; 2) crista com inclinação descendente distal: a prótese se apóia em um plano inclinado e, na incidência de uma carga vertical, a tendência ao desalojamento da mesma ocorre para a distal, seguindo a orientação do rebordo; 3) crista com inclinação ascendente distal: a crista alveolar apresenta uma elevação para distal e, na incidência de uma carga vertical, a tendência ao desalojamento se dá para mesial, em direção aos dentes suportes; 4) crista com inclinação descendente - ascendente: representa a combinação da crista descendente distal com a crista com inclinação ascendente distal, respectivamente.

Atwood (1962) analisou, por meio de radiografias cefalométricas, 18 pacientes portadores de PTs, após a extração dos seus dentes remanescentes e afirma que a reabsorção dos rebordos residuais é comum e que varia entre

diferentes indivíduos e no mesmo indivíduo, em diferentes épocas. O autor divide os fatores relacionados à reabsorção em anatômicos, metabólicos, funcionais e protéticos, mas reforça que estão todos correlacionados. Os fatores anatômicos incluem o tamanho, formato e densidade dos rebordos, espessura e característica da mucosa, a relação intermaxilar e número e profundidade de bolsas periodontais. Os fatores nutricionais, hormonais e outros fatores metabólicos influenciam a atividade celular dos osteoblastos e osteoclastos. Como fatores funcionais, o autor cita a frequência, intensidade, duração e direção das forças aplicadas ao osso, que associadas à resistência do paciente, podem resultar em reabsorção ou aposição ósseas. Já os fatores protéticos incluem as técnicas, materiais, conceitos, princípios e prática que são incorporados durante a confecção das próteses. O autor acredita que como a reabsorção óssea depende da resposta das células à força, o entendimento de sua fisiologia e patologia facilitará a atuação clínica do profissional.

Cecconi et al. (1971), por meio de um estudo laboratorial, analisaram o efeito da inclinação sagital do rebordo residual, durante o carregamento uni e bilateral de forças verticais e oblíquas, sobre o movimento do dente suporte, adjacente ao espaço protético. Os resultados indicaram que a angulação do rebordo residual, no plano sagital, altera a direção e a magnitude do movimento do dente suporte; que o dente suporte mostrou maior movimento no lado oposto ao carregamento, quando do carregamento unilateral e que o carregamento bilateral da PPR é mais favorável do que o unilateral, em relação ao movimento do dente suporte.

Em 1980, Tallgren et al. estudaram a reabsorção óssea que ocorre após as perdas dentais e o uso de PT dupla imediata em 18 indivíduos. Registros

cefalométricos, utilizando 177 pontos de referência, foram feitos antes da extração dos dentes anteriores remanescentes e após três semanas, três e seis meses e um ano após a instalação das próteses. A redução do rebordo alveolar foi mais rápida durante os três primeiros meses de uso das próteses, particularmente, nas três primeiras semanas e mostrou grande variação individual. A redução da altura do rebordo anterior mandibular foi duas vezes maior que na maxila, na mesma região. A reabsorção da crista óssea e os ajustes realizados nas próteses, que foram medidos em pontos pré-determinados, mostraram um movimento de rotação da mandíbula para cima, resultando em diminuição da DVO e do trespasse horizontal das dentaduras. O autor acredita que o presente estudo confirma, clinicamente, a necessidade de controles regulares, com ajuste preciso das PTs, prevenindo, desta maneira, as alterações oclusais causadas pela reabsorção do rebordo alveolar.

Zanetti e Laganá (1988) afirmam que, clinicamente, o melhor tipo de rebordo para receber as forças mastigatórias é o ascendente-distal, desde que sua ascendência seja de constituição óssea. A força incidida sobre o rebordo é decomposta e sua resultante incide para o interior do rebordo e para mesial, não ocorrendo, desta maneira, o tracionamento do dente suporte em direção ao espaço protético. O tipo de rebordo menos favorável é o descendente-distal, já que a resultante da força decomposta se orienta para distal, tendendo a tracionar o dente suporte para a mesma direção, isto é, em direção ao espaço protético.

Todescan et al. (1996) citam que o rebordo desdentado é formado por uma crista, considerada a zona principal de suporte, e por duas vertentes, a vestibular e a lingual, consideradas zonas de suporte secundárias. A região de

suporte principal deve neutralizar as cargas verticais e as zonas secundárias de suporte, as horizontais. Com relação ao prognóstico dos quatro tipos de rebordos, apresentados por Elbrecht (1937, apud Rebóssio, 1963), os autores acreditam que o rebordo horizontal promove uma distribuição mais equilibrada das forças mastigatórias. No rebordo ascendente-distal, a resultante das forças seria para mesial, sendo anulada pelos dentes anteriores, e assim, os dois rebordos citados previamente, apresentariam um bom prognóstico. Já os rebordos descendente-distal e descendente-ascendente causariam a decomposição das forças e sua resultante tracionaria a prótese para distal.

Guedes (2000) avaliou o comportamento biomecânico do sistema fibroso do rebordo residual de pacientes portadores de PPREL. A metodologia empregada consistiu de tomadas radiográficas periapicais e de dados individuais de 64 pacientes. Duas radiografias foram obtidas de cada área da extremidade livre e, a partir de traçados usando como referência o plano oclusal de cada indivíduo, foram obtidos os ângulos formados pela reabsorção óssea na altura do primeiro molar inferior. O autor constatou: 1) a prevalência de topografia descendente distal, do rebordo desdentado; 2) aumento, estatisticamente significativo, da angulação do rebordo descendente distal, em indivíduos portadores de PPR mandibular em comparação a não portadores; 3) os indivíduos portadores de PPR sofrem influência do tipo de arco antagonista; 4) com a presença dos segundos pré-molares inferiores, as inclinações foram maiores que as encontradas na presença dos caninos, com e sem uso da PPR; 5) houve prevalência de reabsorção do rebordo nos indivíduos do sexo feminino; 6) não foram encontrados dados significativos que possam relacionar a idade isoladamente com a reabsorção do rebordo alveolar; 6) dos 64 pacientes, três

apresentaram rebordo ascendente distal (4,68%), um apresentou rebordo horizontal (1,56%) e sessenta apresentaram conformação descendente distal (93,76%); 8) a média de inclinação para rebordos descendentes, quando o canino era o dente adjacente ao espaço protético, foi de 16,1° e quando o segundo pré-molar o era, a média foi de 19,8°, sendo que a média geral dos rebordos descendentes foi de 17,95°, variando de 8 a 27° e dos ascendentes distais variou entre 2 e 4° .

Tallgren (2003), em seu estudo longitudinal de 25 anos, avaliou a reabsorção óssea contínua do rebordo residual de indivíduos portadores de PT dupla, por meio de radiografia cefalométrica. No primeiro grupo, nove indivíduos foram avaliados após 13,5 anos e destes, seis foram novamente avaliados após 15 anos (média de idade de 63,7 anos). As PTs foram confeccionadas em resina acrílica com dentes de porcelana e algumas foram reembasadas ou substituídas após 13,5 anos. O segundo grupo era composto de 20 mulheres (média de idade de 72,1 anos) que receberam PTs confeccionadas em vulcanite com dentes de porcelana e foram analisadas após 25 anos. Destas pacientes, sete ainda utilizavam as mesmas próteses no momento da avaliação, sem ter recebido correção alguma. Os resultados mostraram que: a média de reabsorção da altura do rebordo anterior mandibular foi quatro vezes maior que no rebordo maxilar; a magnitude e o padrão da perda óssea mostrou grande variação individual; o formato da mandíbula apresentou relação com a perda óssea anterior, pois os indivíduos com curvatura da base da mandíbula acentuada apresentaram uma reabsorção pronunciada comparando-se aos indivíduos com base mandibular plana. O autor sugere controles regulares, pelo profissional, pois os mesmos podem prevenir a instabilidade da prótese e as

mudanças ocorridas no relacionamento entre-arcos e oclusal. Aconselham controles periódicos no primeiro ano de uso das próteses, uma vez que a reabsorção é mais rápida neste período, e após, controles anuais.

Plaza (2004) avaliou, pelo MEF bidimensional, a distribuição de tensões geradas nas estruturas de suporte das PPRs, em modelos de arcos parcialmente desdentados de extremidade livre inferior, em rebordo horizontal (MA) e descendente-ascendente (MB). Foram criados dois modelos de quadrante de mandíbula, contendo apenas o primeiro pré-molar e rebordo residual, sendo repostos o segundo pré-molar e o primeiro molar pela PPREL, tendo como dente suporte o primeiro pré-molar com apoio disto-oclusal. Posteriormente, foi aplicada carga axial de 100 N nas cúspides dos dentes artificiais da PPREL, de duas maneiras: somente sobre o primeiro molar (C1) e somente sobre o segundo pré-molar (C2). A autora observou que no osso esponjoso a maior deformação e tensão de compressão foram observadas ao redor do dente suporte, principalmente no terço cervical distal para a deformação e no ápice do dente suporte, para a tensão de compressão, durante a aplicação da carga C2 no rebordo horizontal. Já no rebordo descendente-ascendente, as áreas solicitadas foram as mesmas, apresentando deformação e tensão de compressão máxima. Para a fibromucosa, observou que, no rebordo horizontal, a maior deformação e tensão de compressão ocorreram abaixo do ponto de aplicação de carga, ou seja, no primeiro molar. No rebordo descendente-ascendente, a área de maior deformação e tensão de compressão localizaram-se na porção ascendente do rebordo, em direção ao trígono retromolar. Com isso, foi possível concluir que: 1) o osso cortical apresentou uma concentração de tensões maior que o osso esponjoso; 2) o osso cortical apresentou uma deformação mais restrita em área

que o esponjoso; 3) o rebordo descendente-ascendente, com aplicação de carga sobre o primeiro molar (MB-C1) apresentou a maior deformação da fibromucosa, quando comparado à deformação sofrida pelo ligamento periodontal, na proporção de 10:1; 4) o rebordo descendente-ascendente apresentou uma distribuição de tensão menos favorável que o rebordo horizontal e 5) a aplicação de carga no primeiro molar gerou mais torque sobre o dente suporte para distal do que a mesma sobre o segundo pré-molar.

Camargo (2005) realizou uma análise comparativa, utilizando o MEF bidimensional linear, das deformações e tensões geradas a partir da aplicação de uma carga de 100 N nas estruturas de suporte de dois modelos que simularam um hemiarco mandibular, com a presença do primeiro pré-molar apenas, associado a uma PPREL convencional, variando a inclinação do rebordo residual no plano sagital. O Modelo A (MA) foi desenhado com um rebordo ascendente distal, com 15° de inclinação e o Modelo B (MB), com um rebordo descendente distal, com 15° negativos, ambos em relação ao plano oclusal. Nos dois modelos, aplicou-se uma carga primeiramente na cúspide médio-vestibular do primeiro molar inferior artificial (C1) e depois na cúspide vestibular do segundo pré-molar inferior artificial (C2). Após ter feito uma análise comparativa dos carregamentos (C1 e C2) em cada modelo individualmente e entre os dois modelos (MA e MB), o autor concluiu que: 1) a inclinação do rebordo residual no plano sagital influenciou na distribuição e na intensidade das tensões nas estruturas de suporte; 2) no osso cortical as tensões foram mais localizadas e de maior intensidade que no osso esponjoso; 3) a diferença de deformação na fibromucosa e no ligamento periodontal foi maior quando a carga foi aplicada no primeiro molar de ambos os modelos, sendo a mais

expressiva no rebordo ascendente distal; 4) as tensões de compressão foram maiores em intensidade e melhor distribuídas no osso esponjoso e no osso cortical, quando comparadas às tensões de tração; 5) o rebordo ascendente distal mostrou-se mais favorável à distribuição das tensões nas estruturas de suporte, quando comparado ao rebordo descendente distal; 6) nos dois modelos a aplicação da carga C1 gerou um maior torque sobre o dente suporte para a distal do que quando aplicada a carga C2, principalmente no rebordo descendente distal; 7) as estruturas de suporte do rebordo residual foram mais solicitadas em C1 que em C2, em ambos os modelos, principalmente no rebordo ascendente distal e 8) no dente natural, as tensões nas estruturas de suporte foram mais axiais quando o carregamento ocorreu no segundo pré-molar (C2), em ambos os modelos.

Martin Junior (2005), objetivando avaliar, através do MEF bidimensional, a influência do formato do rebordo alveolar na distribuição interna das tensões, confeccionou 12 modelos, sendo: Modelo A (MA) – hemiarçada com a representação do dente 33 e o rebordo desdentado para distal; Modelo B (MB) – semelhante ao MA com uma PPREL convencional substituindo os dentes ausentes 34, 35, 36 e 37; Modelo C (MC) – semelhante ao MB, porém com um implante de 10 x 3,75 mm posicionado na região retromolar, sob a base da prótese; Modelos A1, A2, A3, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3, C4 foram baseados nos respectivos modelos A, B e C, com a identificação numérica seguindo a forma do rebordo alveolar no plano sagital, como descrito: descendente distal (1), côncavo (2), plano (3) e ascendente distal (4). Após o carregamento vertical com forças de 50 N, os resultados permitiram ao autor concluir que: 1) a PPREL promoveu maiores tensões e deslocamentos às

estruturas de suporte; 2) não houve grandes diferenças na distribuição das tensões e da tendência ao deslocamento, em função dos formatos do rebordo alveolar analisados; 3) o implante osseointegrado promoveu redução das tensões na metade posterior do rebordo (fibromucosa e osso medular) e 4) mas não reduziu a solicitação do dente suporte.

Assim, levando-se em consideração a literatura consultada, é possível notar que a associação da PPREL com implante osseointegrado é uma opção protética que vem sendo indicada e pesquisada cada vez mais e, somando-se a isso a complexa biomecânica das PPREs e os diferentes tipos de conformação do rebordo alveolar, torna-se favorável a realização deste estudo, para contribuir com as pesquisas já existentes e beneficiar o grande número de pacientes parcialmente desdentados que necessitam de tratamento com PPR.



Proposição

3 Proposição

É

proposta deste trabalho, utilizando o Método de análise bidimensional dos Elementos Finitos e modelos com diferentes tipos de rebordo, com PPREL convencional e sobre implante com sistema ERA de retenção:

1. Constatar em qual formato de rebordo as estruturas apresentam a maior tendência ao deslocamento;
2. Verificar em qual formato de rebordo as estruturas apresentam diminuição da tendência ao deslocamento, na presença do implante;
3. Verificar qual tipo de rebordo que apresenta as tensões mais desfavoráveis às estruturas de suporte, tanto nos modelos com PPR convencional ou sobre implante;
4. Averiguar, nos modelos com PPREL sobre implante, o tipo de rebordo mais favorável às estruturas de suporte.



*Material e
Método*

4 Material e Método

A

metodologia utilizada neste estudo baseou-se no trabalho de Rocha (2001), com as modificações realizadas por Lucas (2003), Verri (2003), Cunha (2004) e Santos (2005). Para desenvolvê-la, foi necessária a utilização de:

- um computador (Pentium IV – 3.2 Ghz/512 Mb de memória RAM, 80 Gb de disco rígido);
- de uma impressora multifuncional (Hewlett Packard 1315);
- de um programa de desenho assistido AutoCAD 2000 (Autodesk Inc, USA);
- do programa de elementos finitos ANSYS 9.0 (Swanson Analysis Systems, Houstoun, PA, USA);
- Resina acrílica ORTOCLASS, Artigos Odontológicos Clássico LTDA, São Paulo;
- Implante 3,75 mm x 10,00 mm, sistema Branemark, Nobel Biocare;
- Sistema ERA RV, Sterngold - Implamed;
- Recortadora Metalográfica ISOMET-BUHELER 1000.

4.1 Modelos:

Foram elaborados oito modelos que, sob o aspecto sagital, simulam hemiarcos parcialmente desdentados sem suporte dental posterior, nos quais permaneceram constantes o dente remanescente, a extensão do rebordo na extremidade livre, a característica do periodonto de suporte e de proteção, as distâncias biológicas (crista alveolar, junção cimento-esmalte e inserção conjuntiva), a espessura da estrutura metálica de Cobalto-Cromo (CoCr) e o número de dentes artificiais, sendo que o formato do rebordo alveolar e a sela protética sofreram variações. Os modelos elaborados estão descritos a seguir:

Modelo A (MA) – representa uma hemiarcada com rebordo horizontal, sem suporte posterior, com a presença do dente 33 e de uma PPREL convencional, com apoio metálico na incisal do dente 33, em substituição aos dentes 34, 35, 36 e 37 (Figura 1).

Modelo B (MB) – semelhante ao MA, diferenciando-se deste pela presença de um implante de 3,75 x 10,00 mm, verticalizado a 0°, com sistema ERA de retenção, na região posterior da base da PPREL (Figura 2).

Modelo C (MC) – semelhante ao MA, entretanto o rebordo distal apresenta uma conformação ascendente distal (Figura 3).

Modelo D (MD) – semelhante ao MC, diferenciando-se deste pela presença de um implante de 3,75 x 10,00 mm, verticalizado a 0°, com sistema ERA de retenção, na região posterior da base da PPREL (Figura 4).

Modelo E (ME) – semelhante ao MA, entretanto o rebordo distal apresenta um formato descendente distal (Figura 5).

Modelo F (MF) – semelhante ao ME, diferenciando-se deste pela

presença de um implante de 3,75 x 10,00 mm, verticalizado a 0°, com sistema ERA de retenção, na região posterior da base da PPREL (Figura 6).

Modelo G (MG) – semelhante ao MA, entretanto o rebordo distal apresenta uma conformação descendente-ascendente (Figura 7).

Modelo H (MH) – semelhante ao MG, diferenciando-se deste pela presença de um implante de 3,75 x 10,00 mm, verticalizado a 0°, com sistema ERA de retenção, na região posterior da base da PPREL (Figura 8).

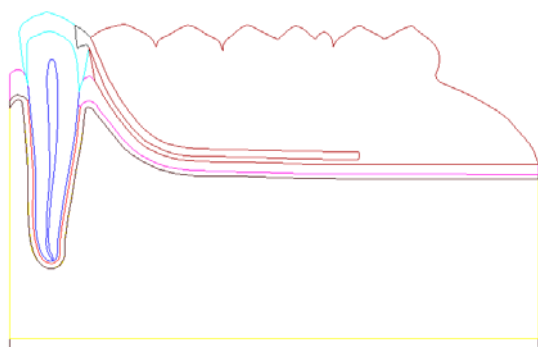


FIGURA 1 - Modelo A representando uma hemiarcada mandibular com rebordo horizontal e sem suporte posterior, com a presença do dente 33 e de uma PPREL convencional.

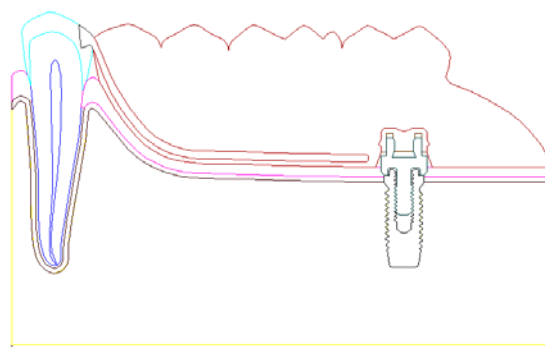


FIGURA 2 - Modelo B representando uma hemiarcada com rebordo horizontal, com a presença do dente 33, da PPREL e de um implante de 3,75 x 10,00 mm, com sistema ERA de retenção.



FIGURA 3 - Modelo C representando uma hemiarcada mandibular com rebordo ascendente distal e sem suporte posterior, com a presença do dente 33 e de uma PPREL convencional.

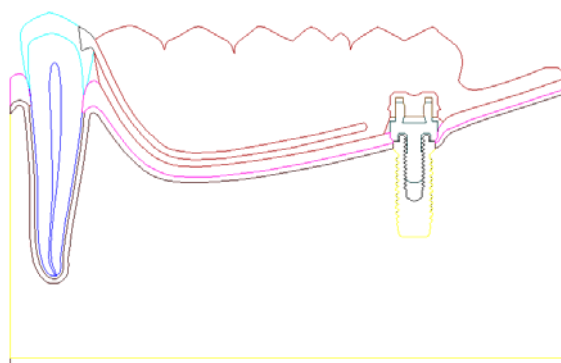


FIGURA 4 - Modelo D representando uma hemiarcada com rebordo ascendente distal, com a presença do dente 33, da PPREL e de um implante de 3,75 x 10,00 mm, com sistema ERA de retenção.



FIGURA 5 - Modelo E representando uma hemiarcada mandibular com rebordo descendente distal e sem suporte posterior, com a presença do dente 33 e de uma PPREL convencional.

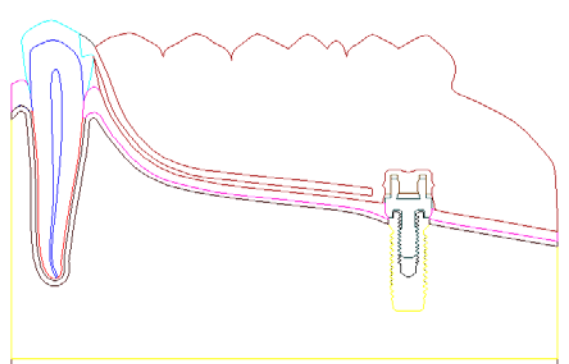


FIGURA 6 - Modelo F representando uma hemiarcada com rebordo descendente distal, com a presença do dente 33, da PPREL e de um implante de 3,75 x 10,00 mm, com sistema ERA de retenção.

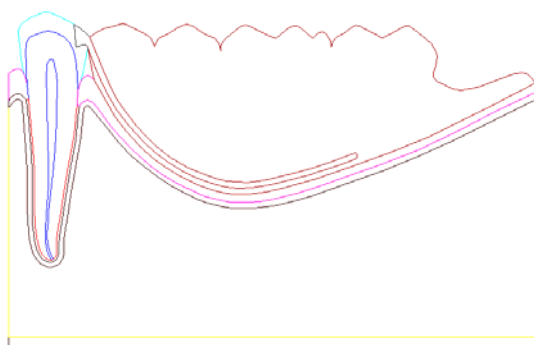


FIGURA 7 - Modelo G representando uma hemiarcada mandibular com rebordo descendente-ascendente e sem suporte posterior, com a presença do dente 33 e de uma PPREL convencional.

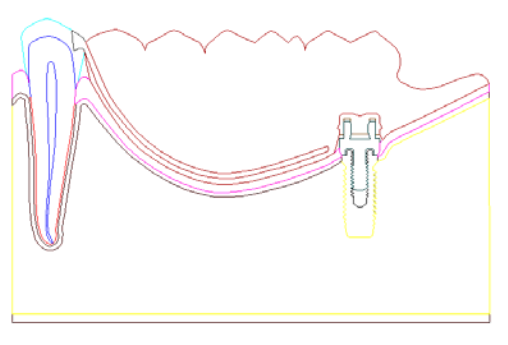


FIGURA 8 - Modelo H representando uma hemiarcada com rebordo descendente-ascendente, com a presença do dente 33, da PPREL e de um implante de 3,75 x 10,00 mm, com sistema ERA de retenção.

4.2 Programas:

O programa utilizado para a elaboração dos modelos foi o AutoCAD 2000 (Autodesk Inc, USA), que permite a elaboração de desenhos com dimensões bastante próximas da realidade. Os elementos e os componentes dos modelos puderam, assim, ser reproduzidos dentro de um padrão de fidelidade elevado. Este programa possui grande aplicabilidade nas áreas de engenharia e,

atualmente, tem sido muito utilizado para a elaboração de modelos matemáticos para execução de trabalhos na área odontológica.

Após a elaboração dos modelos, os mesmos foram exportados para o programa de elementos finitos – ANSYS 9.0 (Swanson Analysis Systems, Houston, Pa). Esse programa toma um problema complexo e o subdivide em vários outros (elementos de forma geométrica pré-determinada), resolvendo-os e combinando-os, adequadamente, a fim de oferecer a solução para todo o conjunto. Foi desenvolvido no início dos anos 60 para auxiliar a indústria aeroespacial e hoje, em versão atualizada, apresenta uma gama variada de aplicações (GENG et al., 2001; RUBO; SOUZA, 2001).

4.3 Geometria das Estruturas:

4.3.1 Mandíbula e Ligamento Periodontal:

A mandíbula foi representada por um bloco envolvendo o dente suporte, à semelhança do realizado por Rocha (2001), sendo que as dimensões das estruturas, como osso cortical, ligamento periodontal, fibromucosa, inserção conjuntiva e epitélio juncional, foram baseadas na literatura específica e estão apresentadas no Quadro 1:

Quadro 1 – Dimensões, em milímetros, do osso cortical, ligamento periodontal, fibromucosa, inserção conjuntiva e epitélio juncional

Autor	Estrutura	Dimensão (mm)
Lacerda (1999)	Osso Cortical	0,50
Coolidge (1937)	Ligamento Periodontal	0,25
Rebóssio (1963)	Fibromucosa	1,00
Gargiulo et al. (1961)	Inserção Conjuntiva	1,00
Gargiulo et al. (1961)	Epitélio Juncional	1,00

4.3.2 Dentes naturais e artificiais

As dimensões dos dentes 33, 34, 35, 36, 37 foram registradas de acordo com os dados estabelecidos por Figún (1986), presentes no Quadro 2. Vale ressaltar que as propriedades mecânicas dos dentes artificiais foram consideradas idênticas às da base de resina acrílica, formando com esta uma estrutura única e, deste modo, apenas a distância coronária dos dentes artificiais, no sentido méso-distal, foi registrada.

Quadro 2 – Dimensões dos dentes 33, 34, 35, 36 e 37, em milímetros, de acordo com valores estabelecidos por Figún (1986)

Dentes	33	34	35	36	37
Dimensões					
Distância méso-distal da coroa	6,9	6,9	7,3	11,2	10,7
Altura da coroa	10,3	–	–	–	–
Raiz	15,3	–	–	–	–
Comprimento total	25,3	–	–	–	–

4.3.3 Prótese Parcial Removível

As dimensões da estrutura metálica da PPR foram padronizadas de acordo com o estudo de Rocha (2001), que realizou mensurações da estrutura metálica em 5 pontos distintos utilizando um paquímetro digital e obteve uma média de 0,8 mm de espessura na extensão da estrutura metálica e de 2,0 mm para o apoio disto-incisal.

A PPR apresentou quatro dentes artificiais de resina acrílica (dentes 34, 35, 36, 37) unidos à base de resina, que abrangeu toda a extensão referente à fibromucosa, incluindo a malha de retenção e o conector menor.

4.3.4 Sistema de Implante e a Conexão com a PPR

O sistema de implante utilizado no estudo foi o Sistema Bränemark (Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia). Utilizou-se um implante padrão liso rosqueado e de dimensões de 10,00 x 3,75 mm, como utilizado por Cunha (2004), Lucas (2003), Rocha (2001) e Santos (2005). O sistema de conexão utilizado foi o sistema de retenção ERA RV (Sterngold-Implamed, São Paulo, Brasil), de retenção leve, como empregado por Pellizzer (2006).

Para a confecção do modelo matemático representativo do implante, seguiu-se a técnica estabelecida por Darbar et al. (1995) com modificações. Assim, o implante e o sistema de retenção foram incluídos em resina acrílica ativada quimicamente (Ortoclas, Artigos Odontológicos Clássico Ltda). Após acabamento e polimento criteriosos do bloco acrílico, o mesmo foi seccionado ao meio, no seu longo eixo, em uma máquina recortadora (Isomet 1000 Precision Saw, Buehler, Lake Bluff, IL, USA), utilizando um disco

diamantado. Este procedimento permitiu a visualização direta do passo de rosca, da superfície interna e da adaptação entre os componentes.

Com o auxílio de um scanner de mesa (Hewlett Packard psc 1315 all-in-one) o bloco foi digitalizado e exportado para o programa de desenho gráfico AutoCAD 2000 (Autodesk Inc., USA). Pela padronização de medidas permitida pelo programa, foi possível reproduzir com alta fidelidade as dimensões, os formatos interno e externo do implante, além de sua relação com o sistema de retenção (Figuras 9 a 12).



FIGURA 9 - Máquina recortadora ISOMET-BUEHLER em sua visão geral.



FIGURA 10 - Detalhe da superfície de corte com bloco de resina fixado.



FIGURA 11 - Bloco de resina com implante sendo seccionado.

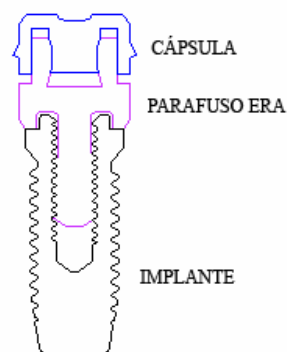


FIGURA 12 - Implante com sistema de retenção ERA Sterngold modelado no AutoCAD 2000, após digitalização.

4.4 Desenvolvimento dos modelos de Elementos Finitos

O Método dos Elementos Finitos trata-se de uma técnica de interação numérica computadorizada para determinar deslocamento e fadiga, através de um modelo pré-desenhado (FARAH et al., 1988). Para o programa ser processado, é necessária a descrição de algumas características dos tecidos de suporte e da prótese construída. Para todos os elementos, foram determinadas características mecânicas inerentes à sua função e localização, de acordo com os dados fornecidos pela literatura específica, como pode ser observado adiante.

Os modelos criados no programa AutoCAD 2000 foram exportados para o programa de elementos finitos ANSYS 9.0 para determinação das regiões e geração da malha de elementos finitos.

Para a geração dessa malha, utilizou-se o elemento sólido bidimensional PLANE 2, que apresenta 6 nós e 3 arestas, descrevendo uma parábola (Figura 13). A utilização de elementos com esta configuração e número de nós permite um refinamento apropriado da malha, principalmente, em locais de interesse, como no implante.

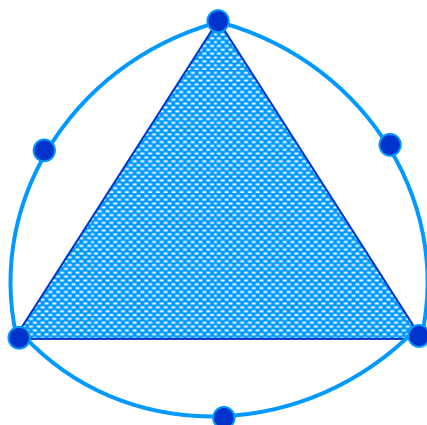


FIGURA 13 - Elemento PLANE 2, com 3 arestas em parábola e 6 nós

Os materiais envolvidos no estudo foram considerados como homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos e os modelos assumidos em estado plano de tensão.

Assim, após a geração da malha, cada modelo apresentou as seguintes características:

Modelo A: 4571 nós e 2199 elementos (Figura 14);

Modelo B: 6586 nós e 3157 elementos (Figura 15);

Modelo C: 4616 nós e 2221 elementos (Figura 16);

Modelo D: 6629 nós e 3176 elementos (Figura 17);

Modelo E: 4591 nós e 2206 elementos (Figura 18);

Modelo F: 6639 nós e 3174 elementos (Figura 19);

Modelo G: 4710 nós e 2265 elementos (Figura 20);

Modelo H: 6706 nós e 3215 elementos (Figura 21).

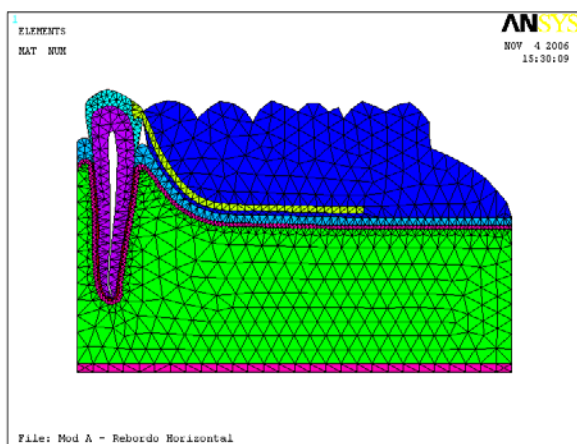


FIGURA 14 – Modelo A após a geração da malha de elementos finitos.

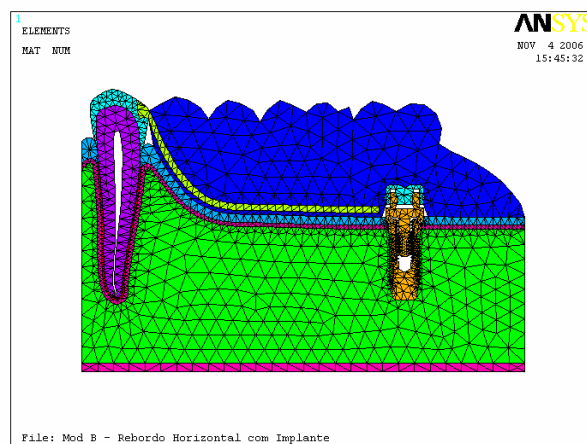


FIGURA 15 – Modelo B após a geração da malha de elementos finitos.

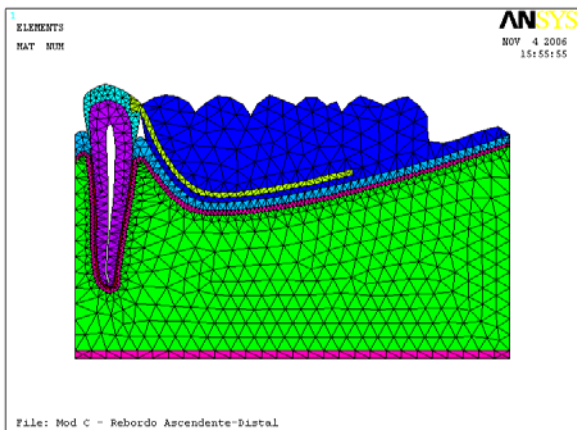


FIGURA 16 – Modelo C após a geração da malha de elementos finitos.

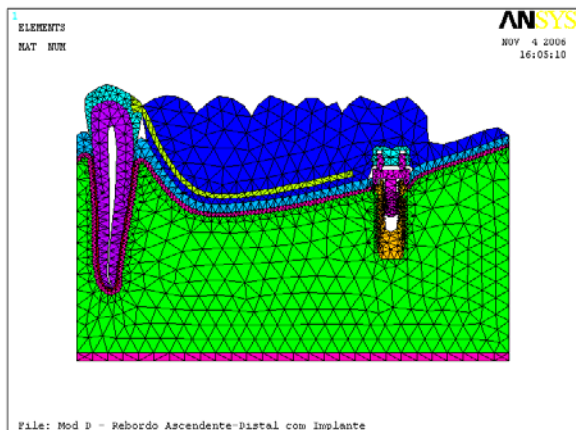


FIGURA 17 – Modelo D após a geração da malha de elementos finitos.

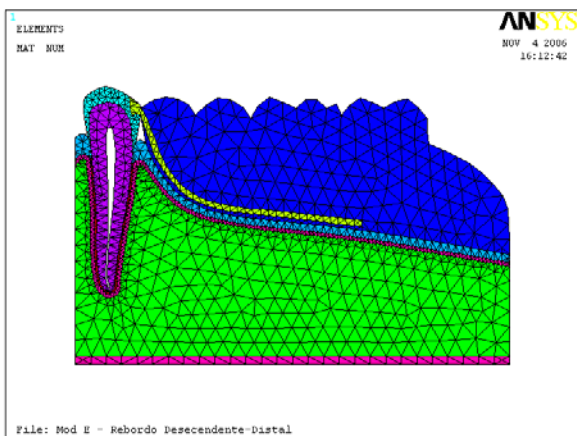


FIGURA 18 – Modelo E após a geração da malha de elementos finitos.

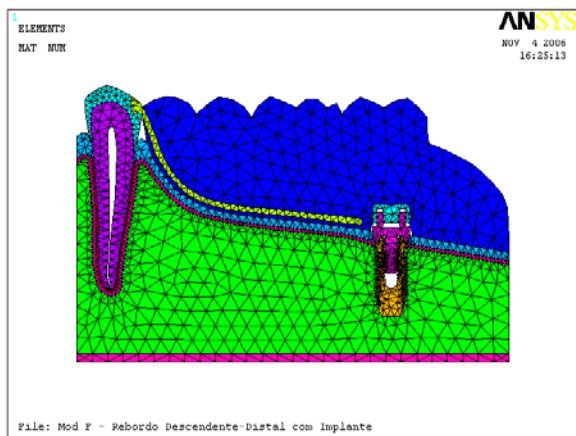


FIGURA 19 – Modelo F após a geração da malha de elementos finitos.

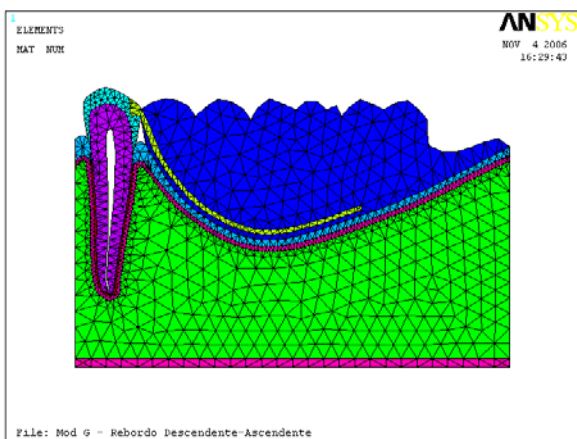


FIGURA 20 – Modelo G após a geração da malha de elementos finitos.

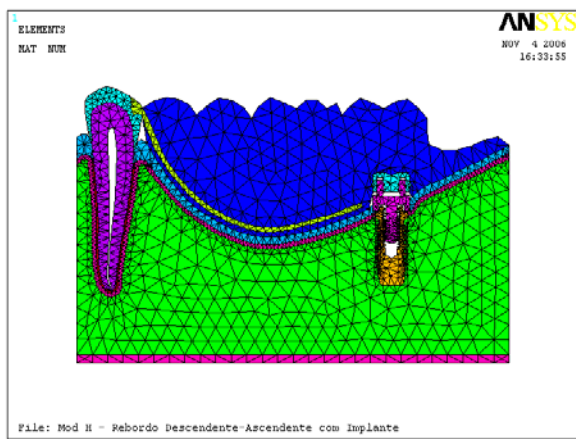


FIGURA 21 – Modelo H após a geração da malha de elementos finitos.

A seguir, foram incorporadas as propriedades mecânicas de cada estrutura, listadas no Quadro 3, assim como a condição de contorno e o

carregamento.

Quadro 3 – Propriedades mecânicas dos elementos que compõem os modelos

Estrutura	Módulo de Elasticidade E (GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Fonte
Esmalte	41,0	0,30	Ko et al. (1992)
Dentina	18,60	0,31	Farah et al. (1988)
Ligamento Periodontal	0,0689	0,45	Farah et al. (1988)
Fibromucosa	0,68	0,45	Ko et al. (1992)
Ossos Cortical	13,70	0,30	Sertgoz e Gunever (1996)
Ossos Esponjoso	1,37	0,30	Sertgoz e Gunever (1996)
Implante (Ti)	103,40	0,35	Meijer et al. (1992)
Sistema ERA (Ti)	103,40	0,35	Meijer et al. (1992)
Cápsula de Nylon	2,4	0,39	www.mse.cornell.edu
Estrutura de CoCr	185,00	0,35	Williams (1981)
Resina Acrílica	8,30	0,28	Darbar et al. (1995)
Dentes Artificiais	8,30	0,28	Darbar et al. (1995)

4.5 Condições de contorno

Para a correta utilização do programa de elementos finitos é necessário que o modelo seja fixado em pontos estratégicos, para que não sofra ação da inércia, nem realize movimentos ou deformações indesejáveis, ou mesmo para determinar restrições que simulem a realidade. Assim, todo o lado direito e o lado esquerdo foram fixados na direção x , horizontal. Além disso, a base do modelo foi fixada nas duas direções, x e y . Dessa forma, o movimento de intrusão não foi bloqueado em nenhuma estrutura a ser analisada, estando o osso cortical da base como verdadeiro suporte de todo o modelo (Figura 22).

4.6 Carregamento

O carregamento foi realizado com aplicação de forças verticais de 50 N, nas pontas de cúspide dos dentes naturais e artificiais simulados, as quais foram fracionadas em cinco pontos de 10 N. A Figura 22 ilustra as condições de carregamento e contorno no MB.

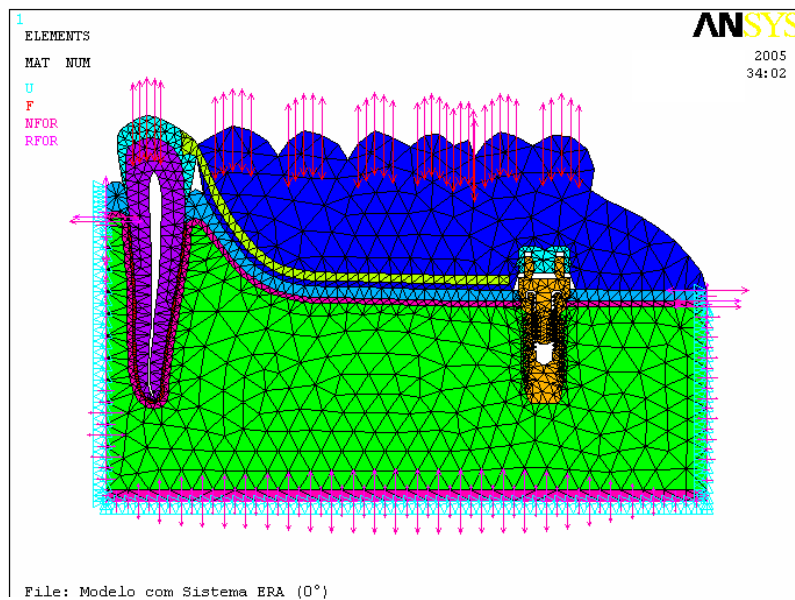



FIGURA 22 – Condições de contorno e carregamento de forças no MB.

Em seguida, o programa de elementos finitos resolve o problema matemático e gera resultados, os quais podem ser visualizados na forma de mapas de tendência ao deslocamento e de tensão de von Mises, para que, então, seja realizada sua análise e interpretação.



Resultado

5 Resultado

Os resultados obtidos foram visualizados através de mapas da tendência ao deslocamento, com unidades em milímetros (mm) e mapas da tensão de von Mises, em Mega Pascal (MPa).

Os valores máximos e mínimos da tendência ao deslocamento e das tensões encontrados em cada modelo estão representados nos Quadros 4 e 5. Os números em azul nos quadros indicam os valores mínimos de deslocamento e tensão e os em vermelho, os valores máximos para cada estrutura analisada. A partir do menor valor mínimo e do maior valor máximo de deslocamento e tensão obtidos, as estruturas foram geradas novamente padronizando sua escala de valores, a fim de facilitar a visualização gráfica dos resultados. As figuras a seguir estão com suas escalas de valores padronizadas, enquanto que as originais, que geraram os quadros de valores máximos e mínimos (Quadros 4 e 5) encontram-se no anexo deste trabalho.

5.1 Mapas de deslocamento:

O Quadro 4 apresenta os valores mínimos e máximos da

tendência ao deslocamento de cada modelo analisado.

Quadro 4 – Valores mínimos e máximos (em milímetros) da tendência ao deslocamento, nos modelos A, B, C, D, E, F, G e H

Modelos	Deslocamento	
	Mínimo	Máximo
Modelo A	0	0,124328
Modelo B	0	0,112577
Modelo C	0	0,143733
Modelo D	0	0,12569
Modelo E	0	0,113717
Modelo F	0	0,106385
Modelo G	0	0,120107
Modelo H	0	0,106447

Comparando-se a tendência ao deslocamento nos modelos com PPR convencional (MC, ME e MG) em relação ao MA (com rebordo horizontal), observa-se um aumento de 15,6% no MC e uma diminuição de 8,6% e 3,4% nos modelos E e G, respectivamente. Quando da comparação dos modelos com implante e sistema ERA de retenção, em relação ao MB, é notado um aumento de 11,7% para o MD e uma diminuição de 5,5% para os modelos F e H. Também fica aparente que, com a introdução do implante e do sistema de retenção ERA, há uma diminuição desta tendência nos modelos B, D, F e H (Quadro 4)

Nas Figuras 23 a 30 pode-se visualizar melhor o padrão de distribuição desta tendência ao deslocamento nos diversos modelos, lembrando que o valor máximo de deslocamento foi padronizado em todos os modelos, a fim de facilitar a comparação por meio da distribuição das franjas coloridas.

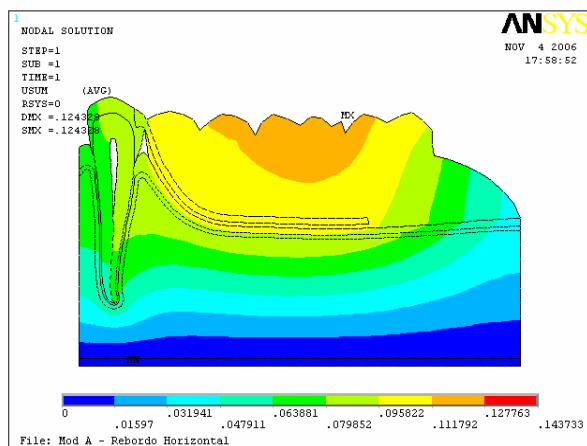


FIGURA 23 – Mapa da tendência ao deslocamento do MA.

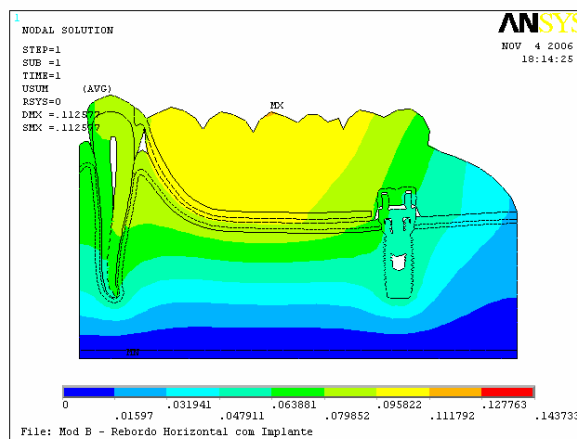


FIGURA 24 – Mapa da tendência ao deslocamento do MB.

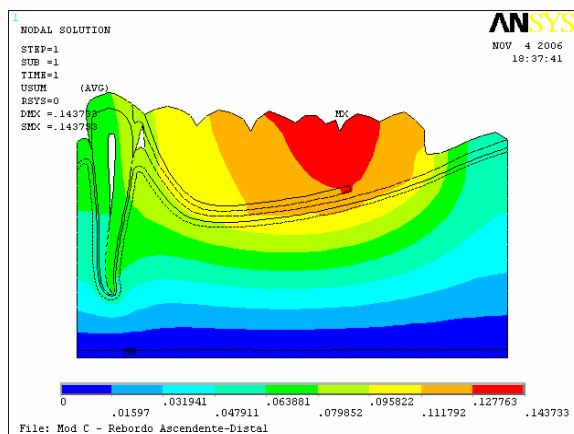


FIGURA 25 – Mapa da tendência ao deslocamento do MC.

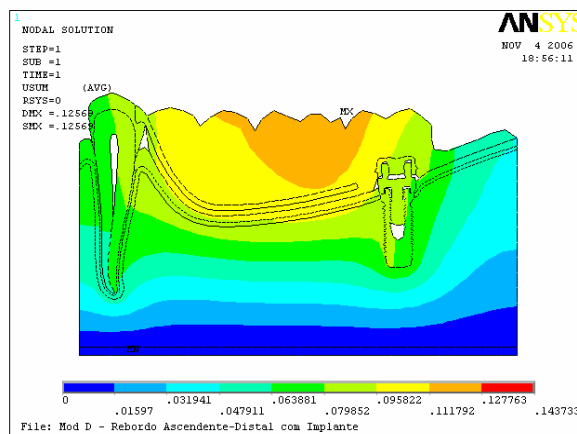


FIGURA 26 – Mapa da tendência ao deslocamento do MD.

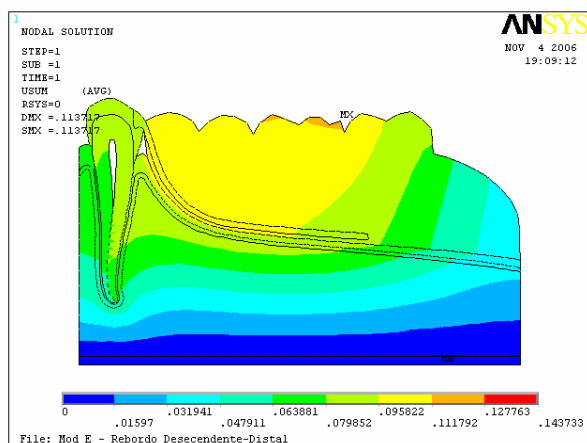


FIGURA 27 – Mapa da tendência ao deslocamento do ME.

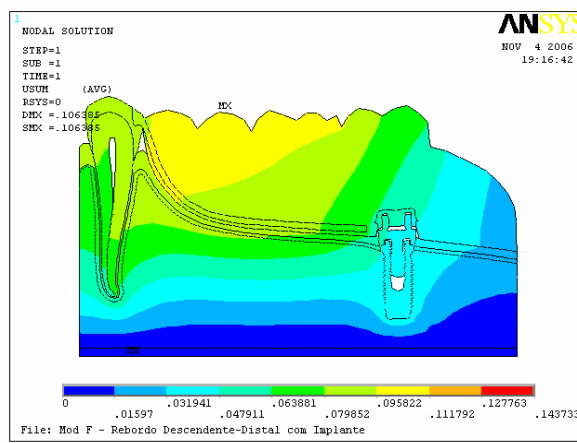


FIGURA 28 – Mapa da tendência ao deslocamento do MF.

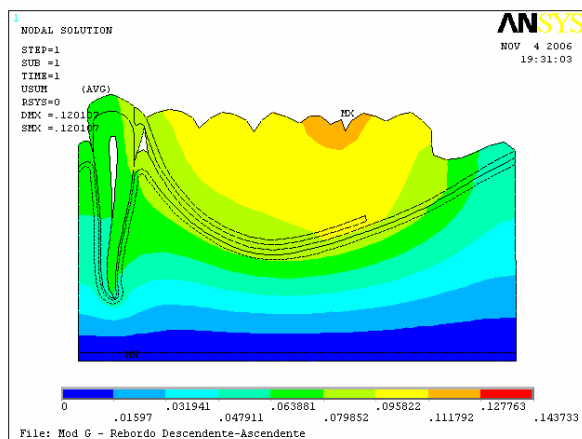


FIGURA 29 – Mapa da tendência ao deslocamento do MG.

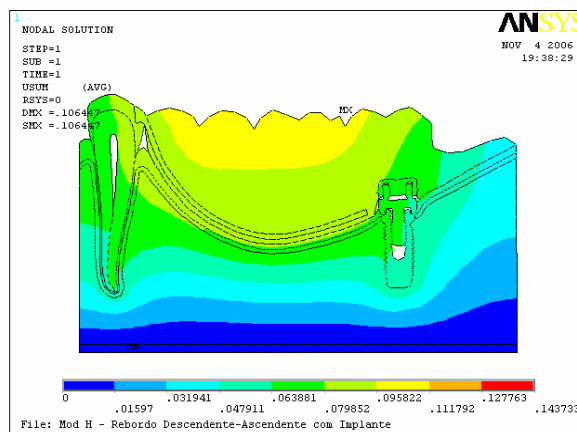


FIGURA 30 – Mapa da tendência ao deslocamento do MH.

A distribuição geral da tendência ao deslocamento mostra-se com uma maior área de deslocamento na região dos dentes artificiais 35, 36 e 37, diminuindo esta tendência até a base dos modelos, sendo que o MC apresenta a maior área de deslocamento na região dos dentes 36 e 37, atingindo até a base acrílica da PPR.

Nos modelos com implante e sistema de retenção (MB, MD, MF e MH) nota-se uma diminuição da tendência ao deslocamento, em relação aos modelos com PPR convencional (MA, MC, ME e MG), sendo que a forma do rebordo ascendente distal (MD) foi a mais beneficiada com a presença do implante, pois há uma diminuição de 12,6% na tendência ao deslocamento. No modelo com rebordo descendente-ascendente (MH) a diminuição foi de 11,4%, no modelo com rebordo horizontal (MB), 9,5% e no modelo com rebordo descendente distal (MF), 6,5%.

O ponto máximo da tendência ao deslocamento mostra-se constante nos modelos A, C, D, E, G e H (cúspide distal do primeiro molar). No MB o ponto máximo localiza-se na cúspide mesial do primeiro molar e no MF, na cúspide do segundo pré-molar.

No dente suporte, observa-se uma tendência ao deslocamento na faixa de 0,047911 a 0,095822 mm, sendo que os modelos E e F (com rebordo descendente distal) apresentam maior área nesta estrutura atingida pela faixa de 0,079852 a 0,095822 mm de deslocamento, seguidos respectivamente pelos modelos A, B, D, H, C e G.

Já com relação ao implante e seu sistema de retenção, nota-se que a maior tendência ao deslocamento é encontrada no MD (0,63881 a 0,95822 mm) e a menor, no MF (0,31941 a 0,47911 mm), sendo que os modelos B e H apresentam padrão de deslocamento semelhante nesta região.

No gráfico abaixo pode-se observar os valores máximos da tendência ao deslocamento, nos diferentes modelos estudados.

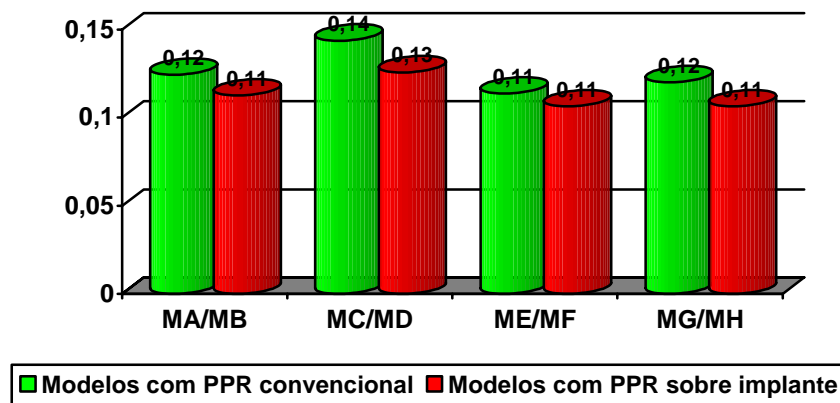


GRÁFICO 1 – Gráfico de colunas comparando os valores máximos da tendência ao deslocamento (em milímetros), nos modelos A, B, C, D, E, F, G e H.

5.2 Mapas de tensão:

Os mapas de tensão de von Mises, tanto da área total dos modelos como das estruturas individualizadas, possibilitaram a confecção do

Quadro 5, que mostra os valores máximos e mínimos de tensão. As figuras que originaram este quadro estão no anexo deste trabalho.

Quadro 5 – Valores mínimos e máximos (em MPa) da tensão de von Mises das diferentes estruturas dos modelos A, B, C, D, E, F, G e H

		Mapa de Tensão Geral	Osso Cortical	Osso Esponjoso	Fibromucosa	Dente	Sistema de Retenção	Implante
MA	<i>Mín</i>	0,21587	1,748	1,175	0,21587	1,188	–	–
	<i>Máx</i>	70,316	57,472	17,715	7,738	62,154	–	–
MB	<i>Mín</i>	0,048498	0,841719	0,460901	0,469314	1,043	2,854	0,048498
	<i>Máx</i>	140,323	55,296	20,487	9,347	62,187	117,636	140,323
MC	<i>Mín</i>	0,271253	1,177	0,706559	0,271253	0,467217	–	–
	<i>Máx</i>	62,612	55,633	16,728	9,094	54,399	–	–
MD	<i>Mín</i>	0,049789	1,461	0,445578	0,216551	0,745737	3,64	0,049789
	<i>Máx</i>	144,703	54,956	22,405	9,878	59,643	125,976	144,703
ME	<i>Mín</i>	0,007368	1,415	1,143	0,007368	0,648685	–	–
	<i>Máx</i>	73,579	57,42	17,972	9,872	62,658	–	–
MF	<i>Mín</i>	0,031393	1,039	0,491321	0,031393	1,048	2,895	0,032256
	<i>Máx</i>	148,153	54,982	20,168	11,498	61,491	114,05	148,153
MG	<i>Mín</i>	0,265273	1,003	0,735305	0,265273	0,462106	–	–
	<i>Máx</i>	57,394	50,965	16,116	8,686	57,394	–	–
MH	<i>Mín</i>	0,037103	0,34692	0,469299	0,259531	0,904693	3,43	0,037103
	<i>Máx</i>	130,833	51,157	20,385	10,956	61,283	111,43	130,833

Analisando-se o valor máximo da tensão de von Mises, para os mapas de tensão geral (Quadro 5 e Gráfico 2), em relação ao MA, observa-se que o ME (com formato de rebordo descendente distal) apresenta um aumento do valor máximo de 4,7%, já o MC (ascendente distal) mostra uma diminuição de 11% e o MG, de 18,4%, comparando-se somente os modelos com PPR convencional. Já quando se comparam os modelos com implante e sistema ERA de retenção entre si, observa-se que, em relação ao MB, há um aumento de 5,6%

e de 3,1%, respectivamente, nos modelos F (rebordo descendente distal) e D (rebordo ascendente distal), enquanto que o MH mostra uma diminuição de 6,8%.

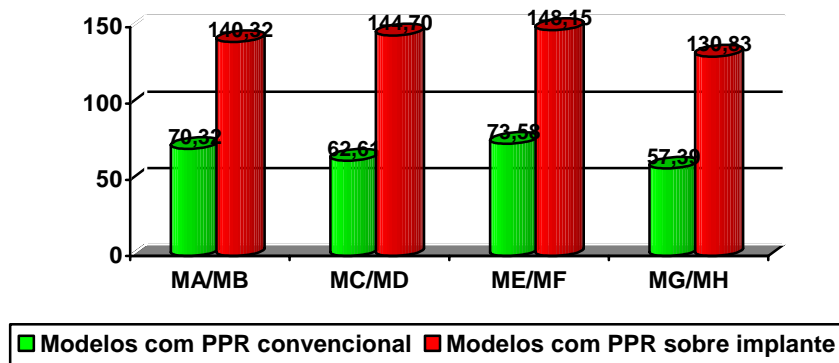


GRÁFICO 2 – Gráfico de colunas comparando os valores máximos da tensão geral (em MPa), nos modelos A, B, C, D, E, F, G e H.

5.2.1 Mapa de tensão do osso cortical

As Figuras de 31 a 38 mostram os mapas de tensão de von Mises do osso cortical dos modelos A, B, C, D, E, F, G e H.

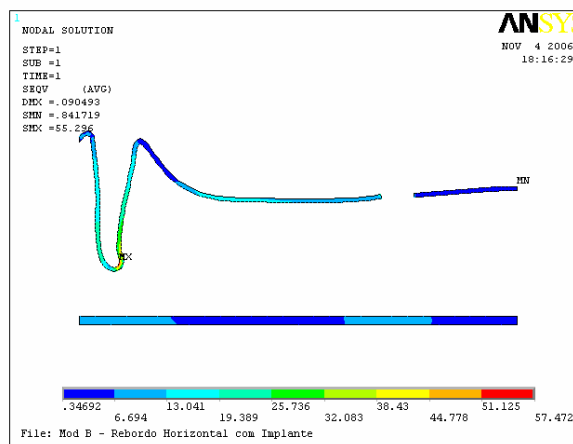
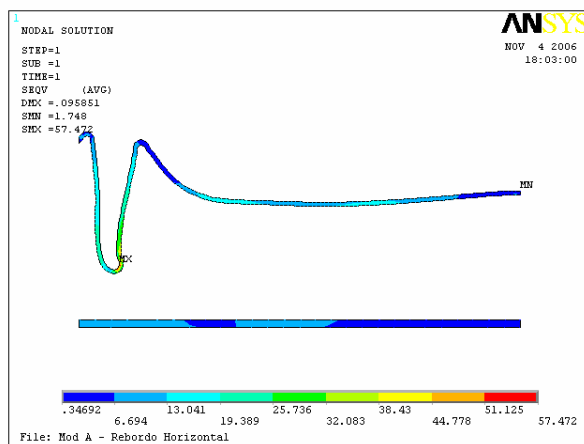


FIGURA 31 – Mapa de tensões do osso cortical do MA.

FIGURA 32 – Mapa de tensões do osso cortical do MB.

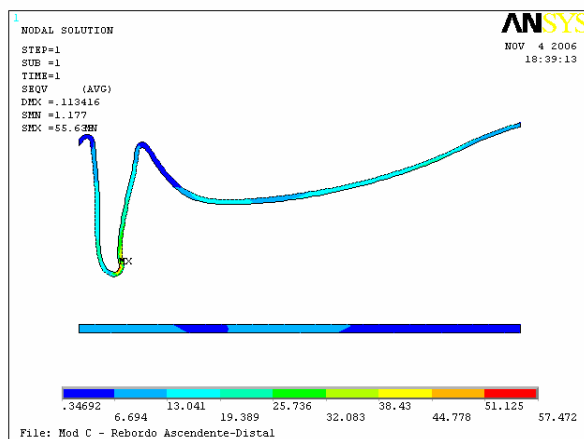


FIGURA 33 – Mapa de tensões do osso cortical do MC.

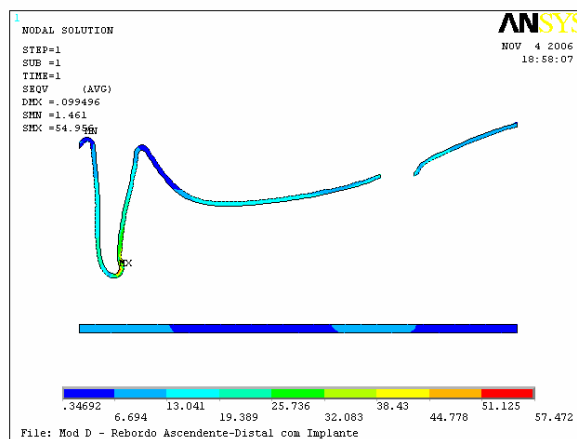


FIGURA 34 – Mapa de tensões do osso cortical do MD.

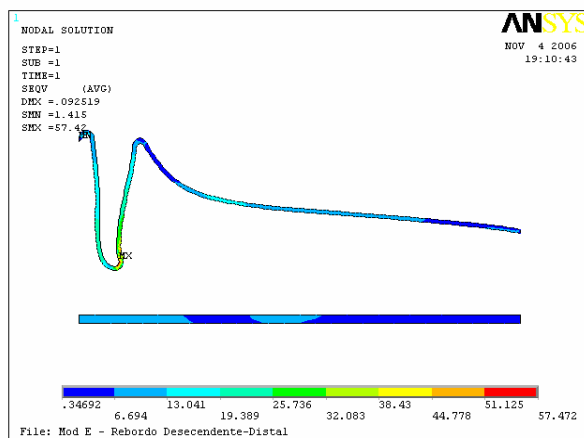


FIGURA 35 – Mapa de tensões do osso cortical do ME.

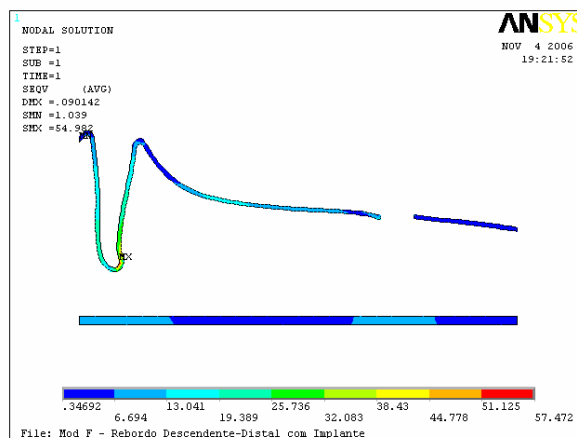


FIGURA 36 – Mapa de tensões do osso cortical do MF.

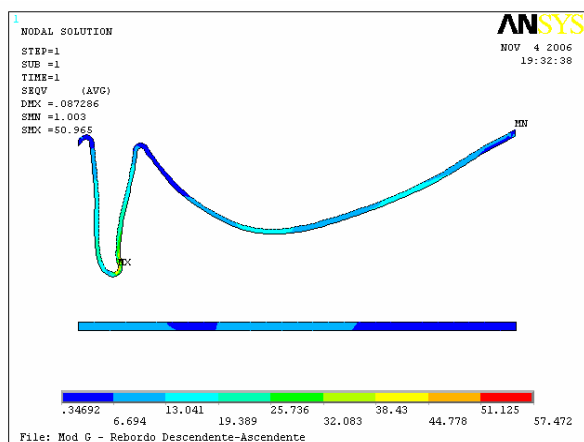


FIGURA 37 – Mapa de tensões do osso cortical do MG.

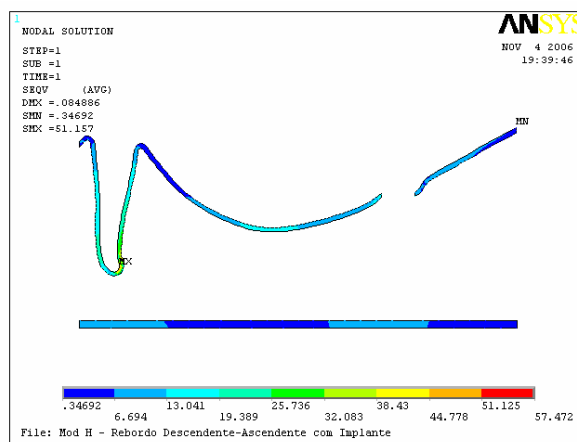


FIGURA 38 – Mapa de tensões do osso cortical do MH.

O osso cortical que circunda o dente suporte apresenta padrão de distribuição de tensão similar nos oito modelos. O ponto máximo localiza-se no ápice do dente suporte, na sua região distal, sendo que o MA apresenta o maior valor de tensão (57,472 MPa) e o MH, o menor (0,34692 MPa), na extremidade mais distal do rebordo desdentado.

Na região do rebordo desdentado, esta estrutura mostra-se mais sobrecarregada no MC (com formato ascendente distal), com tensões na faixa de 13,041 a 25,736 MPa, seguido pelo MG (6,694 a 19,389 MPa). Os mesmos valores são notados nos modelos com implante, entretanto, com diminuição discreta da extensão das tensões.

Os modelos C, E e G mostram uma diminuição dos níveis de tensões em relação ao MA, de 3,2%, 0,1% e 11,3% respectivamente. Comparando-se os modelos com implante, também ocorre uma diminuição dos níveis de tensões em relação ao MB, sendo que os modelos D e F apresentam diminuição de 0,6% e o MH, de 7,5%. Com a incorporação do implante e do sistema de retenção, nota-se diminuição da tensão máxima de 4,3%, 3,8% e 1,2% nos modelos F (rebordo descendente distal), B (rebordo horizontal) e C (rebordo ascendente distal), respectivamente, enquanto que o MH (descendente-ascendente) apresenta discreto aumento da tensão (0,4%), em relação aos modelos com PPR convencional, o que pode ser visualizado no Gráfico 3.

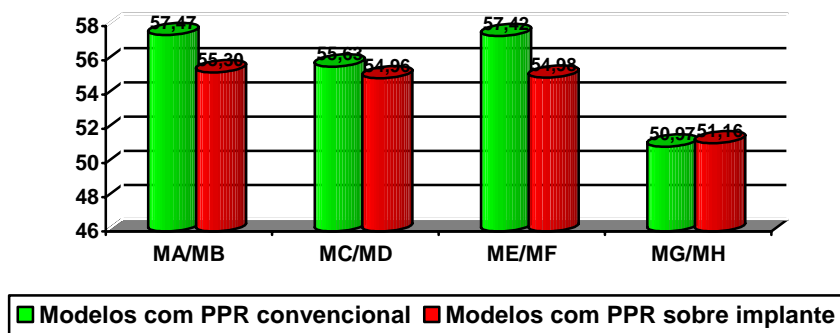


GRÁFICO 3 – Gráfico de colunas comparando os valores máximos da tensão do osso cortical (em MPa), nos modelos A, B, C, D, E, F, G e H.

5.2.2 Mapa de tensão do osso esponjoso

Os mapas de tensão de von Mises do osso esponjoso de todos os modelos podem ser visualizados nas Figuras de 39 a 46.

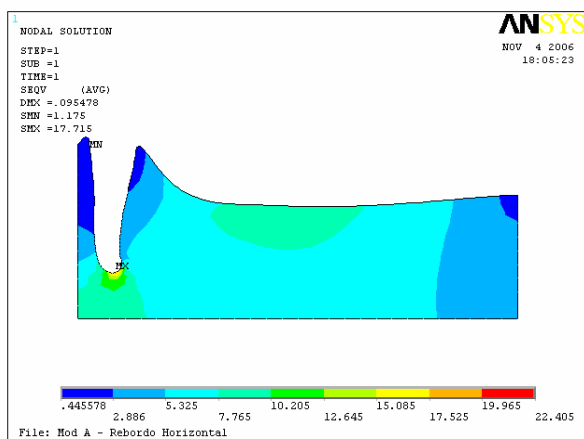


FIGURA 39 – Mapa de tensões do osso esponjoso do MA.

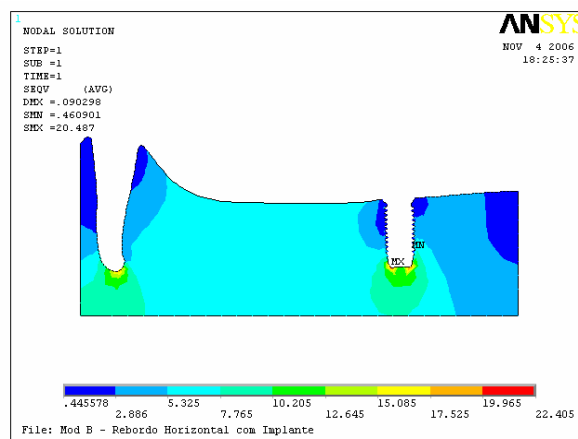


FIGURA 40 – Mapa de tensões do osso esponjoso do MB.

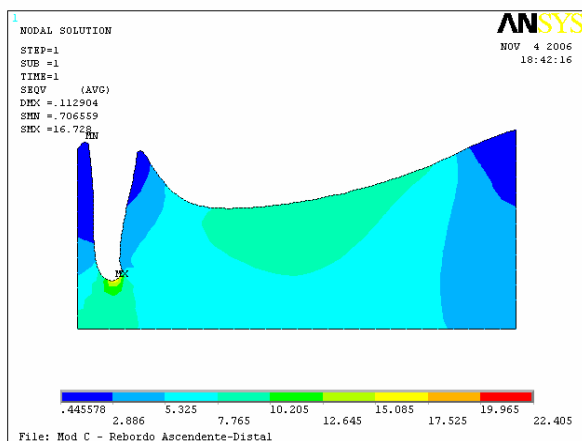


FIGURA 41 – Mapa de tensões do osso esponjoso do MC.

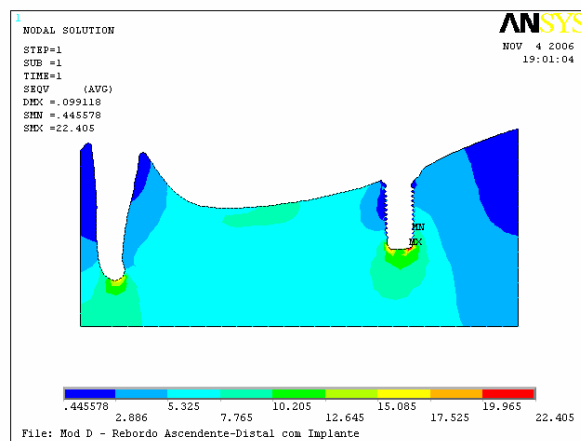


FIGURA 42 – Mapa de tensões do osso esponjoso do MD.

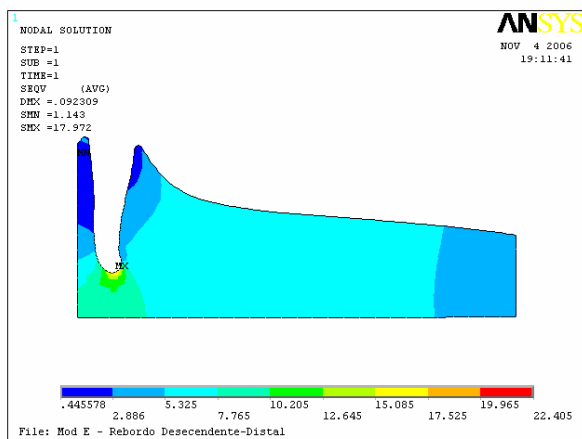


FIGURA 43 – Mapa de tensões do osso esponjoso do ME.

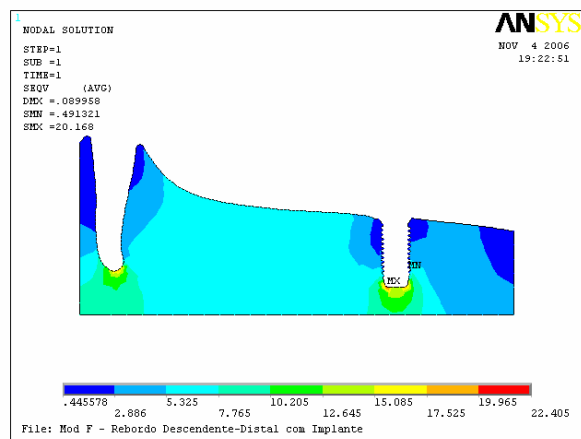


FIGURA 44 – Mapa de tensões do osso esponjoso do MF.

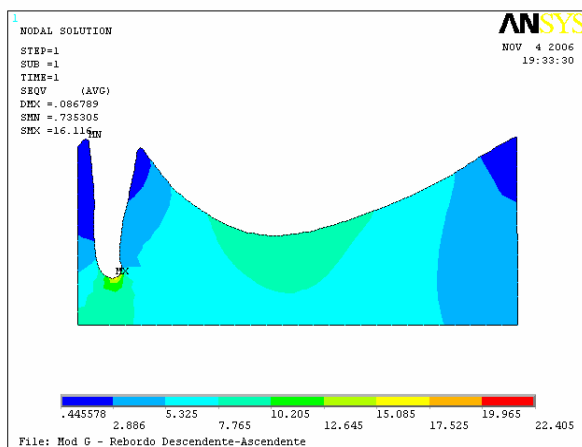


FIGURA 45 – Mapa de tensões do osso esponjoso do MG.

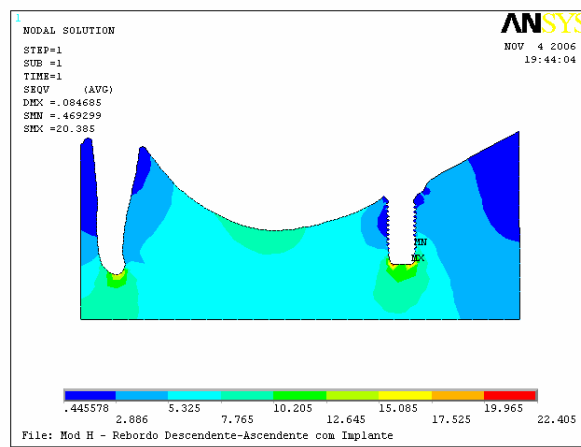


FIGURA 46 – Mapa de tensões do osso esponjoso do MH.

Observa-se, pelos mapas de tensão do osso esponjoso, que nos modelos com PPR convencional (modelos A, C, E, G) o ponto máximo de tensão localiza-se no ápice do dente suporte e nos modelos com implante e sistema de retenção (modelos B, D, F e H) o ponto máximo desloca-se para a região do ápice do implante.

Comparando-se os modelos com PPR convencional, é possível notar que o MC apresenta grande concentração de tensão na região média do rebordo desdentado, representada pela faixa de 7,765 a 10,205 MPa, seguido pelo MG e MA, respectivamente. Com a introdução do implante e seu sistema de retenção, a extensão da área sobrecarregada nesta estrutura diminui substancialmente, como é notado nos modelos D, H e B.

O MD apresenta a menor tensão de von Mises (0,445578 MPa), na região médio-apical do implante, no lado distal. No mesmo modelo nota-se a maior tensão (22,405 MPa), na porção apical distal do implante.

Em relação ao MA, é possível observar que enquanto os modelos G e C apresentam diminuição dos níveis de tensão (9% e 5,6% respectivamente), o ME (com rebordo descendente distal) apresenta um aumento de 1,5% aproximadamente. Com relação aos modelos com implante e sistema de retenção (ERA), o MD mostra um aumento de 9,4% e os modelos F e H, uma diminuição de 1,5% e 0,5% nos níveis de tensão, em relação ao MB. Comparando os modelos de mesmo formato de rebordo, com e sem implante e sistema de retenção, observa-se um aumento de 34%, 26,5%, 15,7% e 12,2% nos modelos com formatos ascendente distal (MD), descendente-ascendente (MH), horizontal (MB) e descendente distal (MF) (Gráfico 4).

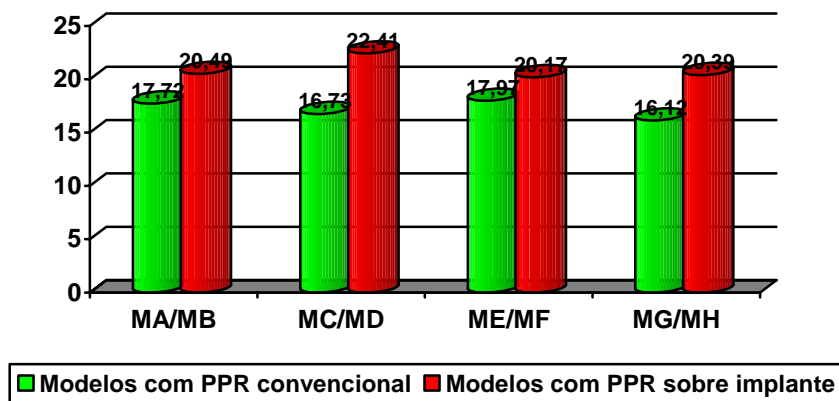


GRÁFICO 4 – Gráfico de colunas comparando os valores máximos da tensão do osso esponjoso (em MPa), nos modelos A, B, C, D, E, F, G e H.

5.2.3 Mapa de tensão da fibromucosa

As Figuras 47 a 54 mostram o padrão de distribuição da tensão de von Mises para a fibromucosa nos modelos A, B, C, D, E, F, G e H.

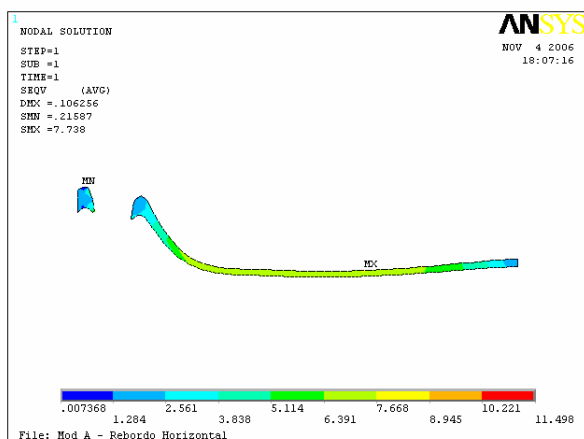


FIGURA 47 – Mapa de tensões da fibromucosa do MA.

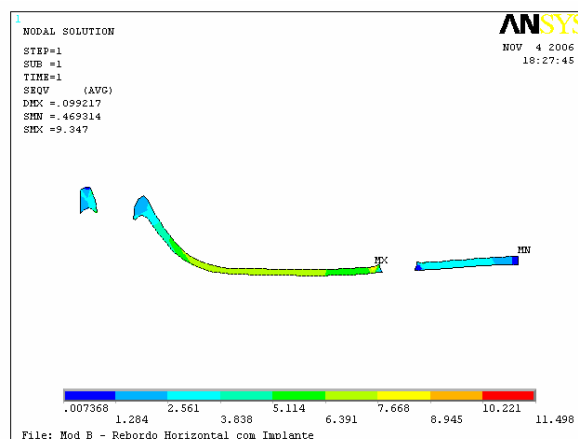


FIGURA 48 – Mapa de tensões da fibromucosa do MB.

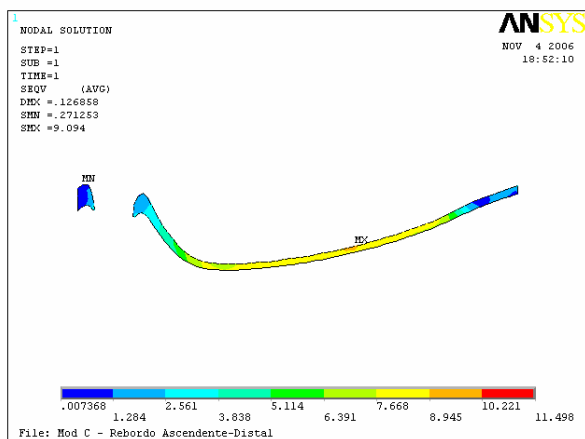


FIGURA 49 – Mapa de tensões da fibromucosa do MC.

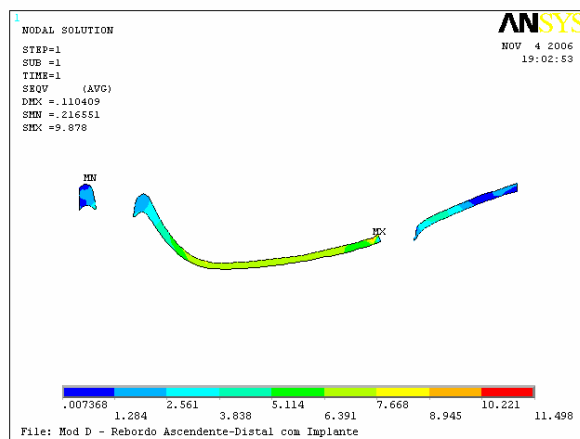


FIGURA 50 – Mapa de tensões da fibromucosa do MD.

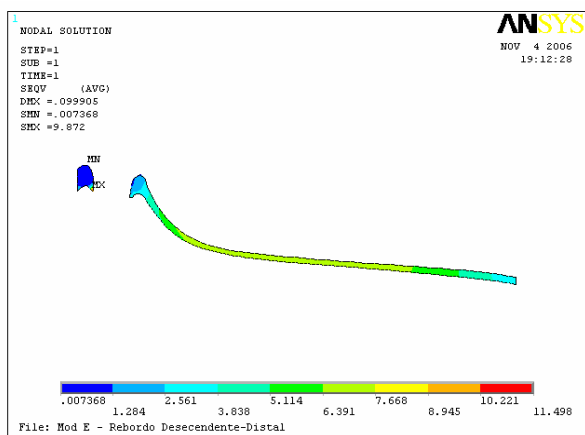


FIGURA 51 – Mapa de tensões da fibromucosa do ME.

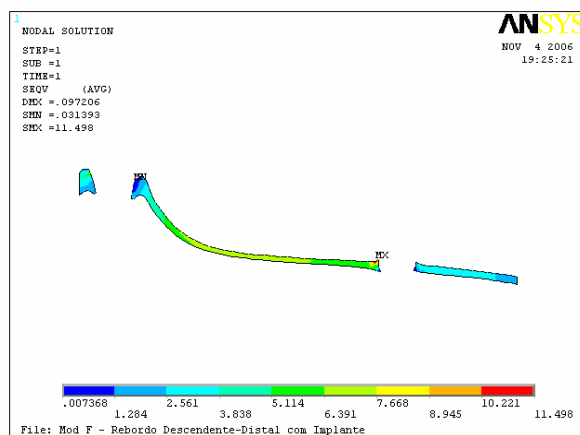


FIGURA 52 – Mapa de tensões da fibromucosa do MF.

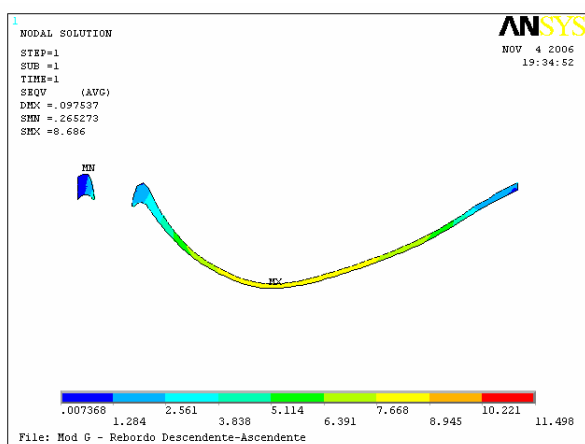


FIGURA 53 – Mapa de tensões da fibromucosa do MG.

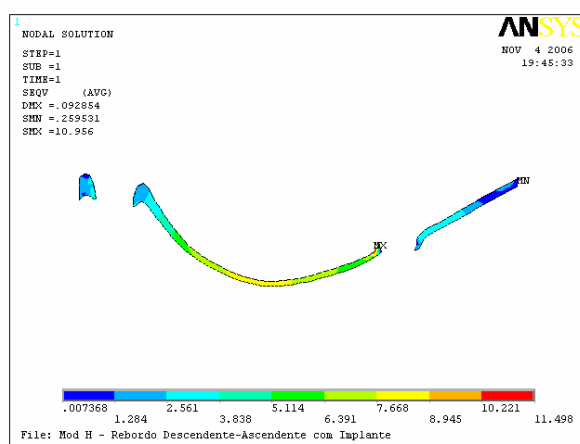


FIGURA 54 – Mapa de tensões da fibromucosa do MH.

Pela análise comparativa dos modelos com PPR convencional pode-se observar que o MC, seguido pelo MG, apresenta a maior concentração de tensão desta estrutura, na faixa de 7,668 a 10,221 MPa, na região referente ao terço médio do rebordo desdentado.

O ponto máximo é observado na porção média do rebordo desdentado nos modelos A, C e G, nos modelos B, D, F e H ele localiza-se na região mesial do implante osseointegrado e no ME, na região mesial do dente suporte.

Numa comparação entre os modelos com PPR convencional, é possível observar um aumento dos níveis de tensão dos modelos com rebordo descendente distal (ME), ascendente distal (MC) e descendente-ascendente (MG) em relação ao MA, com valores de 27,6%, 17,5%, e 12,3% respectivamente. Nos modelos com PPR e implante, também pode ser observado um aumento do ponto máximo de tensão, na porcentagem de 23% para o modelo com rebordo descendente distal (MF), 17,2% para o descendente-ascendente (MH) e 5,7% para o ascendente distal (MD), em relação ao MB. Comparando-se os modelos com PPR convencional e com PPR sobre o implante entre si, observa-se um aumento no ponto máximo de tensão de 26,2%, 20,8%, 16,5% e de 8,6% nos modelos com formato de rebordo descendente-ascendente (MH), horizontal (MB), descendente distal (MF) e ascendente distal (MD).

Entretanto, pela análise comparativa da distribuição das tensões nesta estrutura, observa-se que, com a incorporação do implante, a tensão diminui nos quatro modelos, sendo que o modelo com rebordo ascendente distal (MD) é o maior beneficiado, seguido do modelo descendente-ascendente (MH). A tensão de 7,668 a 10,221 MPa, observada no MC, diminui para 5,114 a 7,668

MPa no MD (Figuras 49 e 50).

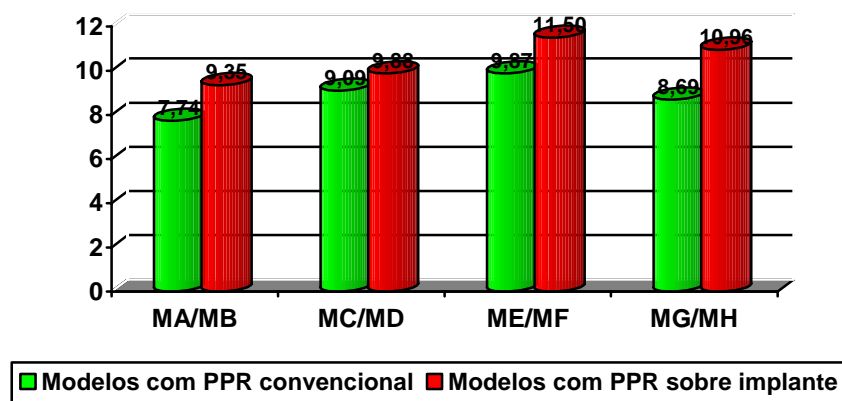


GRÁFICO 5 – Gráfico de colunas comparando os valores máximos da tensão da fibromucosa (em MPa), nos modelos A, B, C, D, E, F, G e H.

5.2.4 Mapa de tensão do dente suporte

As Figuras 55 a 62 mostram o padrão de distribuição da tensão de von Mises no dente suporte, nos modelos A, B, C, D, E, F, G e H.

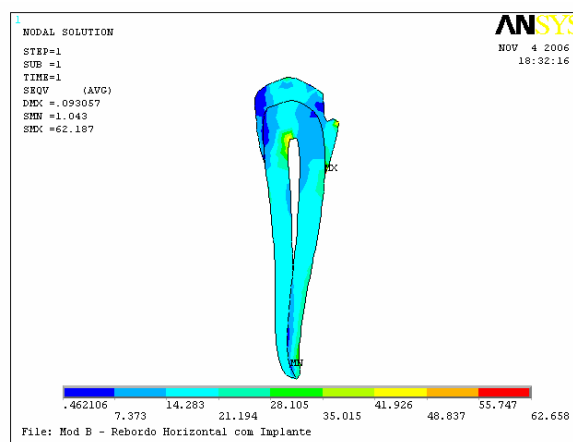
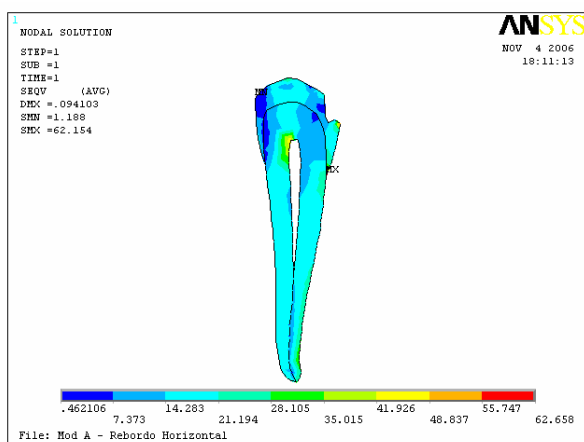


FIGURA 55 – Mapa de tensões do dente suporte do MA.

FIGURA 56 – Mapa de tensões do dente suporte do MB.

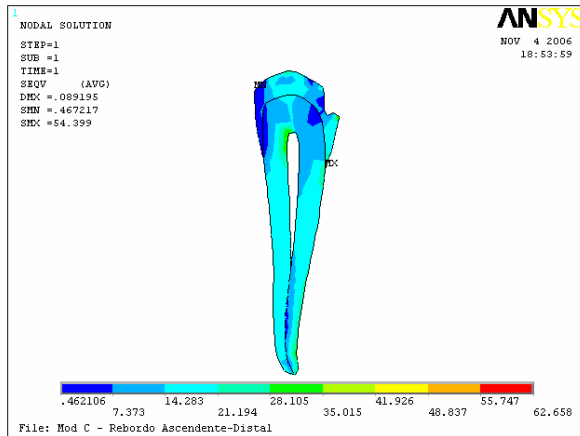


FIGURA 57 – Mapa de tensões do dente suporte do MC.

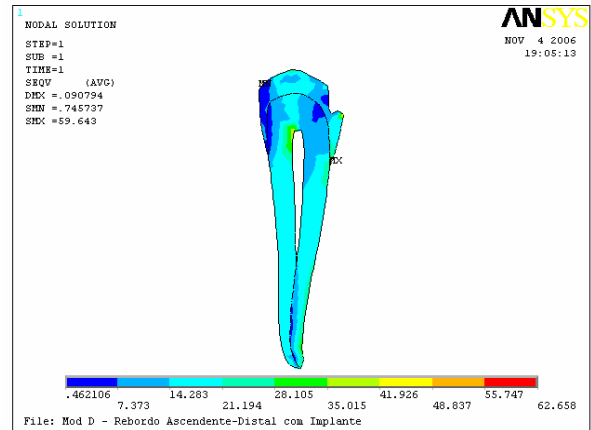


FIGURA 58 – Mapa de tensões do dente suporte do MD.

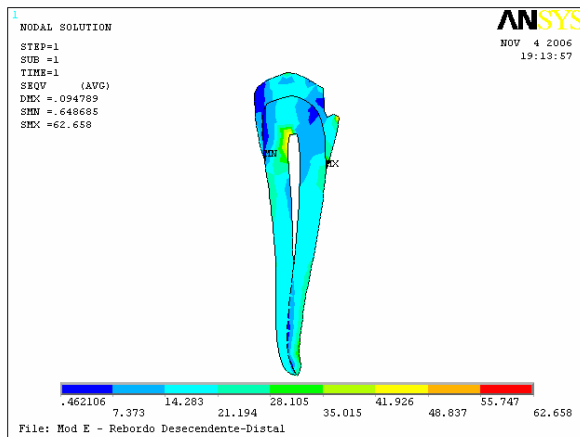


FIGURA 59 – Mapa de tensões do dente suporte do ME.

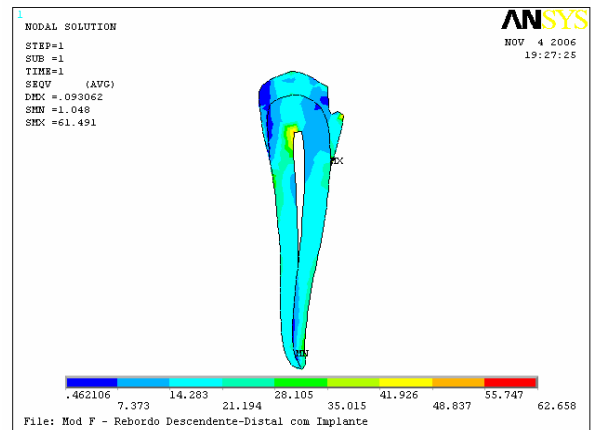


FIGURA 60 – Mapa de tensões do dente suporte do MF.

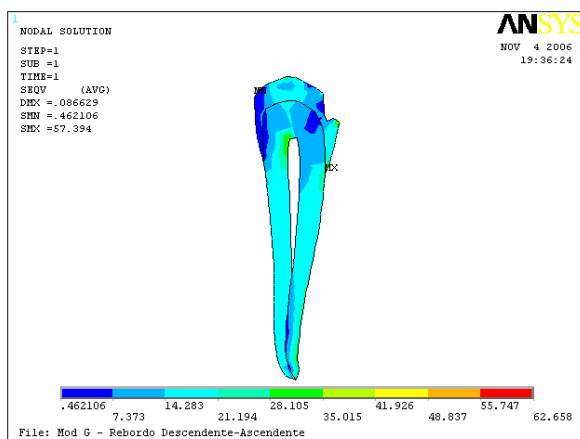


FIGURA 61 – Mapa de tensões do dente suporte do MG.

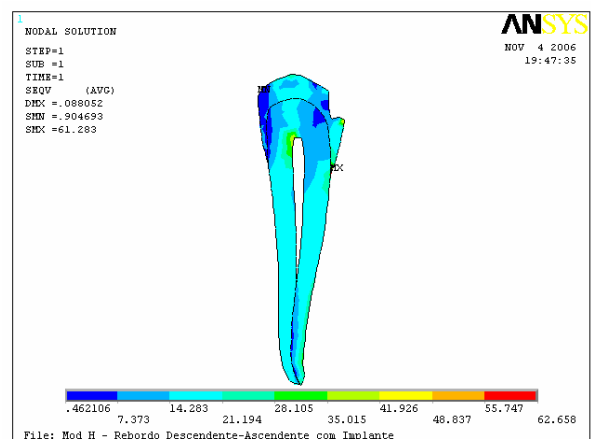


FIGURA 62 – Mapa de tensões do dente suporte do MH.

O padrão de distribuição das tensões mostra-se semelhante nesta estrutura, em todos os modelos, com o ponto máximo localizado na união esmalte-cimento, no lado distal. O valor máximo de tensão encontra-se no modelo com rebordo descendente distal (62,658 MPa), na região citada acima e o valor mínimo, no MG (0,462106 MPa), na porção coronária, nível do esmalte dentário, no lado mesial.

Os modelos com rebordo horizontal (MA e MB) e com rebordo descendente distal (ME e MF) apresentam concentração de tensão mais acentuada que nos demais modelos, na região mesial do teto da câmara pulpar e na região do apoio incisal distal, com tensões na faixa de 41,926 a 55,747 MPa.

Numa comparação entre os modelos com PPR convencional, é possível observar que enquanto os modelos C e G apresentam diminuição dos níveis de tensão (12,5% e 7,7% respectivamente) o modelo com rebordo descendente distal (ME) apresenta um aumento de 0,9%, em relação ao MA. Com relação aos modelos com implante, é possível observar uma diminuição dos níveis de tensão ao redor de 4,1% no modelo com rebordo ascendente distal (MD), 1,5% no descendente-ascendente (MH) e 1,1% no descendente distal (MF), comparando-os ao rebordo horizontal (MB).

Comparando-se os modelos de mesmo formato de rebordo, com e sem implante e sistema de retenção, com relação ao ponto máximo, observa-se um aumento de 9,7% no modelo ascendente distal (MD) em relação ao MC, de 6,8% no descendente-ascendente (MH) em relação ao MG e de 0,5% no horizontal em relação ao MA, enquanto que no modelo descendente distal (MF) é notado uma diminuição de 1,9%, comparando-o ao ME.

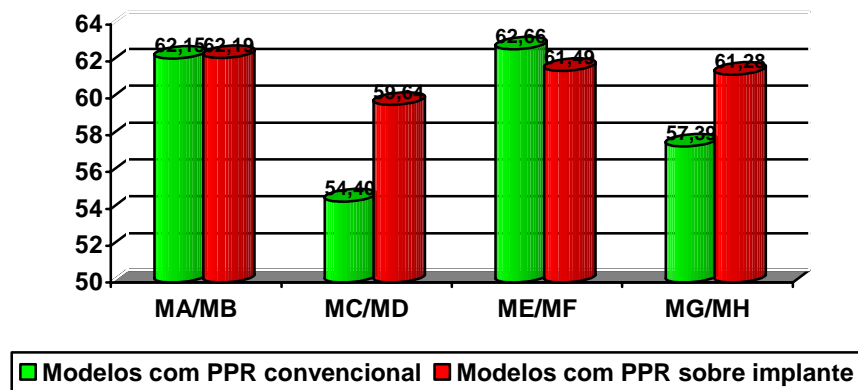


GRÁFICO 6 – Gráfico de colunas comparando os valores máximos da tensão do dente suporte (em MPa), nos modelos A, B, C, D, E, F, G e H.

5.2.6 Mapa de tensão do implante

Nas Figuras 63 a 66 pode-se observar o padrão de distribuição da tensão de von Mises no implante osseointegrado, nos modelos B, D, F e H.

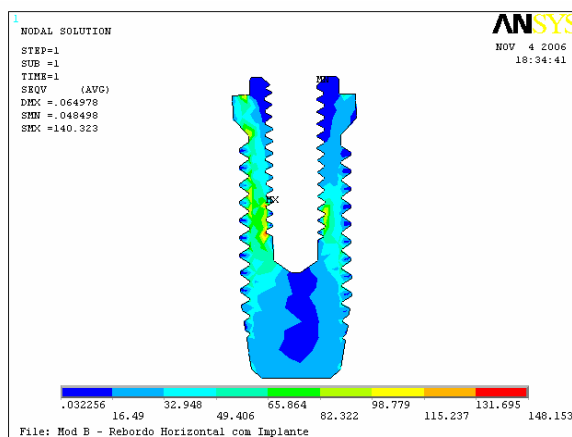


FIGURA 63 – Mapa de tensões do implante do MB.

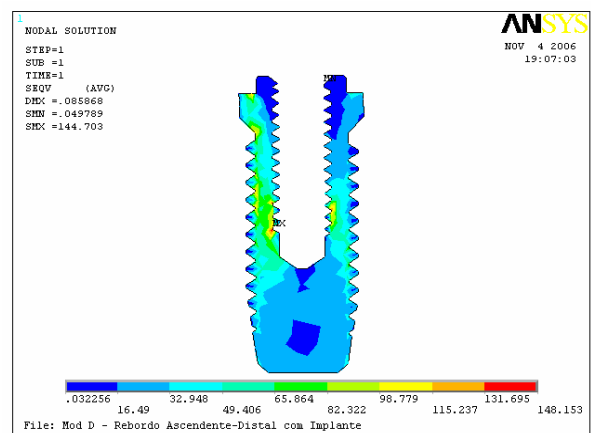


FIGURA 64 – Mapa de tensões do implante do MD.

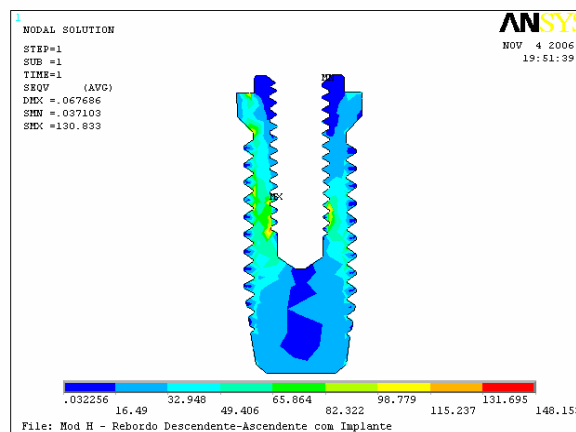
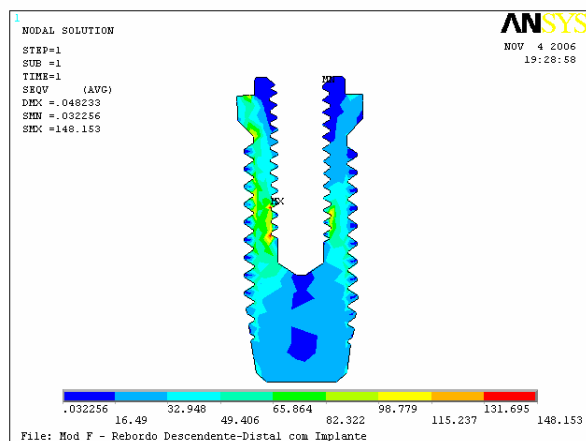


FIGURA 65 – Mapa de tensões do implante do MF.

FIGURA 66 – Mapa de tensões do implante do MH.

Pode-se observar que as tensões do implante estão distribuídas de maneira semelhante nos quatro modelos (MB, MD, MF, MH), sendo que no modelo com rebordo horizontal (MB), o terço apical desta estrutura mostra-se mais aliviada em relação aos demais modelos. O ponto máximo localiza-se nas roscas internas do implante, na altura do terço médio, com exceção do MD, no qual o ponto máximo encontra-se ligeiramente mais inferior que nos demais modelos. O ponto de menor tensão localiza-se na região do hexágono externo, também nas roscas internas, no lado distal, nos quatro modelos.

Os valores máximos (148,153, MPa) e mínimo (0,032256 MPa) podem ser observados no MF, como especificado no Quadro 5.

Comparando-se os modelos com PPR e implante, pode ser observado um aumento de 3,1% (MD) e de 5,6% (MF) nos níveis de tensão, enquanto que no MH, ocorre diminuição destes níveis, em torno de 6,8%, comparando-os ao MB, o que pode ser melhor visualizado no Gráfico 7.

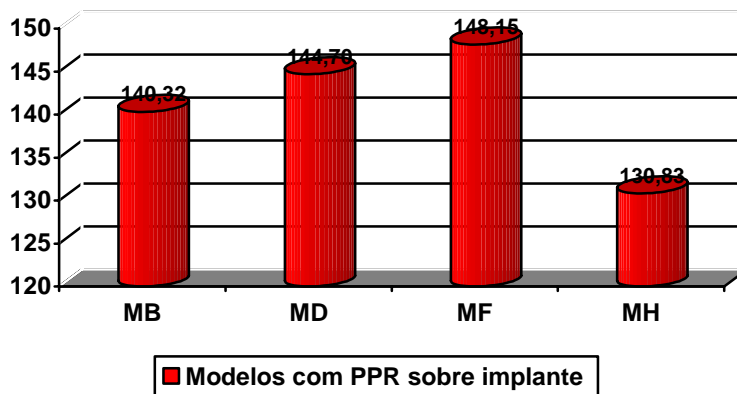


GRÁFICO 7 – Gráfico de colunas comparando os valores máximos da tensão do implante e do sistema de retenção (em MPa), nos modelos B, D, F e H.

5.2.7 Mapa de tensão do sistema de retenção (ERA)

As figuras a seguir mostram a distribuição de tensão no sistema de retenção (ERA), nos modelos B, D, F e H.

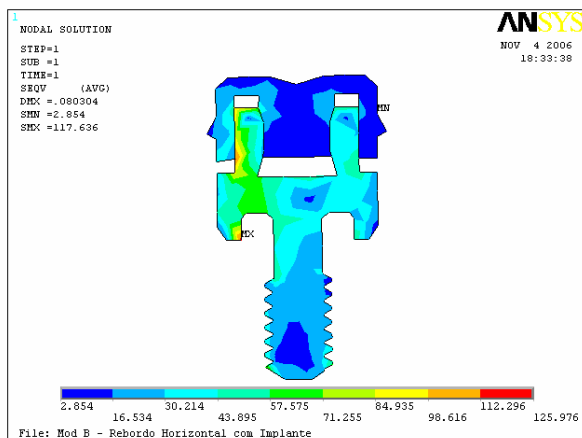


FIGURA 67 – Mapa de tensões do sistema de retenção ERA do MB.

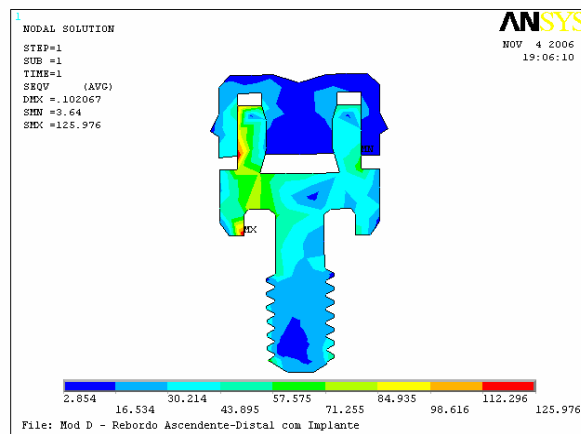


FIGURA 68 – Mapa de tensões do sistema de retenção ERA do MD.

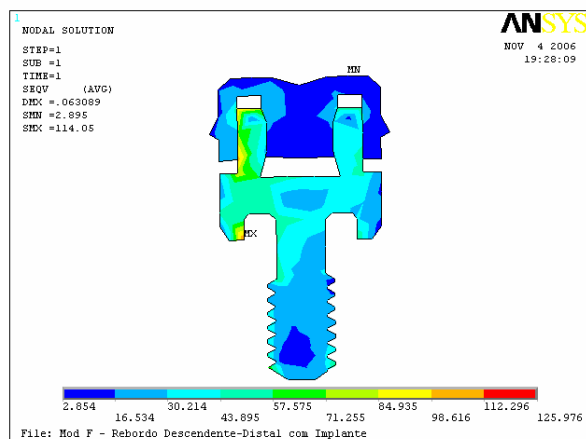


FIGURA 69 – Mapa de tensões do sistema de retenção ERA do MF.

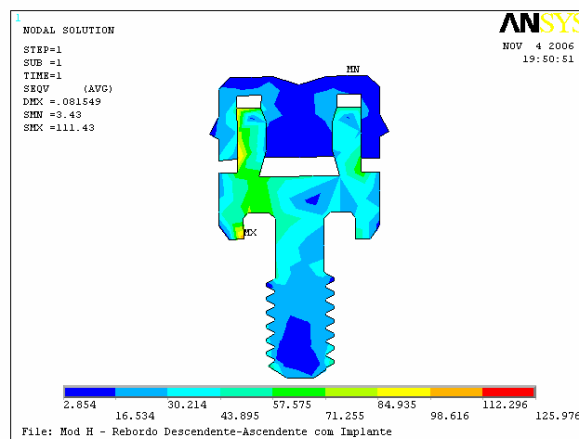


FIGURA 70 – Mapa de tensões do sistema de retenção ERA do MH.

Os modelos B, D, F e H mostram padrão semelhante de distribuição de tensão no sistema de retenção (ERA). O MD apresenta a maior concentração de tensão na região mesial desta estrutura, seguido pelo MB e MH. O MF apresenta uma discreta diminuição de tensão na região citada, comparando-o aos demais modelos (D, B e F).

O ponto máximo mostra-se em localização semelhante nos quatro modelos citados, na região mesial do componente fêmea que fica sobre o espelho do implante, em contato com o hexágono externo. O ponto mínimo apresenta ligeira variação de posição, sendo que nos modelos F e H o mesmo encontra-se na porção superior do componente macho, no lado distal. No MB o ponto localiza-se na região distal do componente macho e no MD, na região inferior distal do mesmo.

O valor máximo localiza-se no MD (125,976 MPa), na região citada acima e o valor mínimo (2,854 MPa), na porção distal do componente macho do MB.

Em relação ao MB, nota-se um aumento de 7% nos níveis de

tensão no MD e uma diminuição destes níveis nos modelos F e H (3% e 5,3% respectivamente), quando da análise comparativa dos modelos com PPR e implante. O gráfico a seguir ilustra o citado anteriormente.

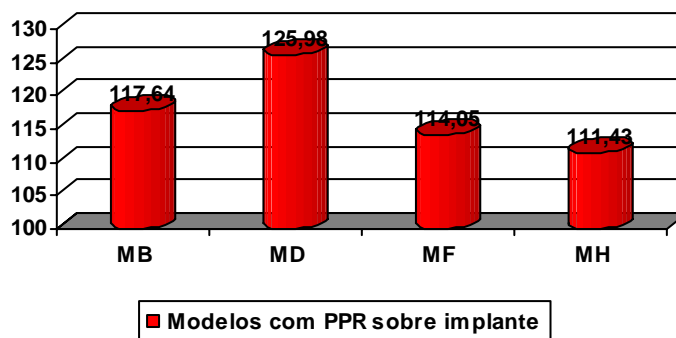


GRÁFICO 8 – Gráfico de colunas comparando os valores máximos da tensão do sistema de retenção (em MPa), nos modelos B, D, F e H.



Discussão

6 Discussão

A realização de estudos que simulam o comportamento das estruturas bucais implica em uma análise bastante complexa devido às características dos elementos que compõem o sistema estomatognático. Não raramente, estes estudos estão associados à aplicação de forças com a intenção de imitar as que ocorrem na mastigação. Se uma PPREL for incluída nestas investigações, aumentar-se-á ainda mais a complexidade de sua interpretação e, dependendo do método de análise utilizado, resultados conflitantes poderão ser encontrados.

As PPRs continuam sendo uma consideração protética essencial em muitos casos de reconstrução oral, especialmente quando o rebordo desdentado posterior necessita ser restaurado. As PPREs apresentam um grande desafio com relação ao seu desenho. Uma particular preocupação é equilibrar a distribuição das forças a fim de manter o rebordo alveolar e os dentes remanescentes em ótimo estado de saúde e promover ao paciente conforto e melhor função (ARGERAKIS, 1985; GIFFIN, 1996). Além do mais, o retorno da estabilidade oclusal, através da instalação de uma PPREL, remove forças indevidas sobre os dentes anteriores e minimiza possíveis migrações dentárias

(GEORGE, 1992).

Dentre os fatores identificados como responsáveis por essa série de dificuldades pode-se destacar a diferença entre o tipo de suporte em relação à transmissão de cargas: o suporte dental e o mucoso. O dente, em condições normais, apresenta mobilidade de aproximadamente 0,1 mm no interior do alvéolo devido ao ligamento periodontal, enquanto que o grau médio de compressibilidade da fibromucosa situa-se ao redor de 1,3 mm, ou seja, treze vezes maior (TODESCAN et al., 1996). Esta condição de instabilidade, quando não controlada, contribui para incrementar a mobilidade dos dentes suportes, o que pode, se houver placa bacteriana associada, desencadear a perda destes elementos e o conseqüente fracasso do tratamento (CARDOSO et al., 1988; McCracken, 1960; Nairn, 1966; Nally, 1973; TODESCAN et al, 1996).

Existem trabalhos na literatura que afirmam que o uso da PPR pode causar danos às estruturas periodontais (Frank et al., 2000; Tuominen et al., 1989). O estudo de Kuboki et al. (1999) vem corroborar com esses dados, pois constatou melhor condição bucal no grupo de pacientes portadores de prótese sobre implante, do que em pacientes portadores de PPREL convencional ou desdentados parciais unilaterais mandibulares. Entretanto, Kratochvil et al. (1982), em um período de um e cinco anos de controle, observaram diminuição da profundidade das bolsas periodontais e um pequeno aumento na perda óssea ao redor dos dentes suportes, sendo que este aumento foi similar ao ocorrido nos demais dentes. Bergman e Ericson (1989) e Vanzeveren et al. (2003a, b) concordam com Kratochvil et al. (1982) e afirmam que, com cuidadoso plano de tratamento e adequado controle periódico, a reabilitação com PPR pode causar pequeno ou, ainda, nenhum dano aos tecidos periodontais.

E, apesar da dedicação de vários estudiosos em melhorarem o comportamento biomecânico destas próteses (BEN-UR et al., 1988; CARDOSO et al., 1988; CHOU et al., 1989; CHOU et al., 1991; CRAIG; FARAH, 1978; ELIASON, 1983; GUEDES et al., 1995; IGARASHI et al., 1999; KRATOCHVIL, 1963; KRATOCHVIL; CAPUTO, 1974; LAGANÁ, 1996; LAGANÁ; ZANETTI, 1995; SATO et al., 2001; SILVA; GIL, 1999; WEINBERG, 1956), pode-se observar clinicamente que a PPREL convencional ainda representa um desafio com relação ao tratamento reabilitador. Assim, antes mesmo da consagração dos implantes osseointegrados, Monteith (1984), já sugeria a utilização de implantes laminados para minimizar a descompensação biomecânica da PPREL, sem entretanto, alcançar sucesso clínico comprovado. Enfim, com os princípios da osseointegração desenvolvidos por Bränemark (1983) apresentando sucesso clínico e científico comprovados, a possibilidade de associar um implante, agindo como suporte ou como retenção à PPR, trouxe novas perspectivas de sucesso ao tratamento, garantindo melhor capacidade mastigatória, maior estabilidade e/ou retenção da prótese e, conseqüentemente, maior conforto ao paciente, além de minimizar a sobrecarga dos dentes suportes e do rebordo alveolar. Várias evidências clínicas favorecem essa associação (BATTISTUZZI et al. 1992; BUDTZ-JORGENSEN et al., 1996; CARVALHO et al., 2001; EVREN et al., 2006; GANZ, 1991; GEORGE, 1992; GIFFIN, 1996; HALTERMAN et al., 1999; JANG, 1998; KELTJENS et al., 1993; KUZMANOVIC et al., 2004; McANDREW, 2002; MIJIRITSKY; KARAS, 2004; MITRANI et al., 2003; PELLECCIA et al., 2000; PELLIZZER; VERRI, 2006; STARR, 2001) além de um número crescente de pesquisas científicas (CUNHA, 2004; LACERDA, 1999; LUCAS, 2003; MAEDA et al., 2005; MARTIN JÚNIOR, 2005; MATHIAS, 2001; PELLIZZER, 2006; ROCHA,

2001; SANTOS, 2005; VERRI, 2003).

Do ponto de vista anatômico e fisiológico, os dentes são fixados no interior dos alvéolos dentais pelas fibras do ligamento periodontal, sendo que 80% delas são do tipo oblíquas e são as principais responsáveis pelo suporte das cargas mastigatórias. Por outro lado, o rebordo residual não apresenta qualquer estrutura para suportar essas cargas, contudo é freqüentemente utilizado para tal fim (CARDOSO et al., 1988). Deste modo, o estudo do comportamento do rebordo alveolar da extremidade livre mostra-se muito importante, visto que, nas PPRELs, parte das forças mastigatórias é distribuída a essa estrutura anatômica, assim como o é aos dentes suportes.

É comum ocorrer uma reabsorção dos rebordos residuais após a extração dos dentes e existe uma variação entre diferentes indivíduos e no mesmo indivíduo (ATWOOD, 1962; TALLGREN, 2003; TALLGREN et al., 1980). Atwood (1962) cita que os fatores funcionais como freqüência, intensidade, duração e direção das forças aplicadas ao osso, associados à resistência do paciente, podem resultar em reabsorção. Tallgren et al. (1980) afirmam que a redução do rebordo alveolar é mais rápida durante os três primeiros meses de uso das próteses, após a extração dos dentes, enquanto que Tallgren (2003) cita uma reabsorção mais rápida no primeiro ano.

Da mesma maneira, pode-se observar clinicamente que o rebordo residual, sob a base da PPREL convencional, sofre constante e progressiva reabsorção, que se torna acentuada quando há excessiva concentração de cargas oclusais e quando sua distribuição ocorre de maneira irregular e não homogênea, por toda a extensão do rebordo remanescente (CARDOSO et al., 1988; KELLY, 1972).

Preocupado com a distribuição das forças mastigatórias sobre o rebordo alveolar de pacientes parcialmente desdentados com extremidade livre, Elbrecht (1937, apud REBÓSSIO, 1963) descreveu os tipos de formatos anatômicos que esta estrutura pode assumir, no plano sagital. Desta época em diante, raros trabalhos de investigação foram realizados para analisar a influência do formato do rebordo distal sobre as estruturas de suporte da PPREL (CAMARGO, 2005; CECCONI et al., 1971; GUEDES, 2000; PLAZA, 2004; MARTIN JUNIOR, 2005) sendo que os livros de PPR abordam o assunto restringindo-se à citação da classificação de Elbrecht e do padrão de distribuição das forças no rebordo, baseados nos conceitos da física (REBÓSSIO, 1963; TODESCAN et al., 1996; ZANETTI; LAGANÁ, 1988), indicando um ou outro tipo de formato como sendo o ideal.

Assim, com relação à tendência ao deslocamento dos modelos, observa-se que entre o menor e o maior valor desta tendência houve uma variação em torno de 20% (Quadro 4). Estes resultados corroboram com os achados de Cecconi et al. (1971), que estudaram o efeito da inclinação sagital do rebordo residual, com carregamento uni e bilateral de forças verticais e oblíquas, sobre o movimento do dente suporte e observaram que a angulação do rebordo altera a direção e a magnitude do movimento deste dente. Através da análise dos mapas da tendência ao deslocamento nos modelos com PPR convencional (Figuras 23, 25, 27 e 29), observa-se que o modelo com rebordo ascendente (MC) apresentou a maior tendência à movimentação (0,143733 mm), seguido pelos modelos com rebordo horizontal (MA) e com rebordo descendente-ascendente (MG), com valores muito próximos. A menor tendência ao deslocamento foi observada no modelo com rebordo descendente distal (ME),

entretanto, de acordo com Pellizzer (2006), a análise restrita ao ponto máximo deve ser feita com ressalvas, pois além deste ponto é importante analisar também a área que envolve a tendência à movimentação. Analisando o MC, verifica-se que o ponto máximo, juntamente com a área de maior tendência ao deslocamento (0,127763 a 0,143733 mm), localiza-se na região da resina acrílica, enquanto que no dente suporte a área compreendida entre 0,079852 a 0,95882 mm é bem menor do que a encontrada no rebordo descendente distal (ME). Com relação ao dente suporte, o ME mostrou-se mais desfavorável e o modelo com rebordo descendente-ascendente (MG), o mais favorável. Estes resultados, em parte, estão de acordo com os achados de Martin Junior (2005), que também observou maior tendência ao deslocamento do dente suporte no modelo com rebordo descendente distal, entretanto, não há semelhança de resultados com relação à localização do ponto máximo de deslocamento, em se tratando de PPREL convencional.

Fica aparente no presente estudo que, com a introdução do implante e do sistema de retenção ERA, há uma diminuição da tendência ao deslocamento nos modelos B, D, F e H, em relação aos modelos com PPR somente, independente do tipo de rebordo, sendo que o modelo com rebordo ascendente distal (MD) é o maior beneficiado dessa associação, com uma diminuição de 12,6% (Gráfico 1). Esses achados estão de acordo com os trabalhos de pesquisa que também observaram diminuição da tendência ao deslocamento nos modelos com PPREL associada ao implante (CUNHA, 2004; LACERDA, 1999; LUCAS, 2003; PELLIZZER, 2006; ROCHA, 2001; SANTOS, 2005; VERRI, 2003) e com os trabalhos clínicos que analisaram essa associação e relatam preservação do rebordo alveolar, melhor estabilidade e/ou retenção da prótese e, conseqüentemente,

maior conforto ao paciente (BATTISTUZZI et al. 1992; BUDTZ-JORGENSEN et al., 1996; CARVALHO et al., 2001; EVREN et al., 2006; GANZ, 1991; GEORGE, 1992; GIFFIN, 1996; HALTERMAN et al., 1999; JANG, 1998; KELTJENS et al., 1993; KUZMANOVIC et al., 2004; McANDREW, 2002; MIJIRITSKY; KARAS, 2004; MITRANI et al., 2003; PELLECCIA et al., 2000; PELLIZZER; VERRI, 2006; STARR, 2001). Entretanto, são contrários ao observado por Martin Junior (2005) que encontrou aumento da tendência ao deslocamento com a incorporação do implante. Isto se deve provavelmente à configuração diferente do ligamento periodontal e à diferença do ângulo de inclinação dos rebordos.

Analisando-se o gráfico comparativo dos valores máximos da tensão geral (em MPa), nos oito modelos (Gráfico 2), observa-se que o valor máximo das tensões de von Mises praticamente duplica nos modelos com PPR sobre implante, em comparação aos modelos com PPR convencional. Esses resultados estão de acordo com Martin Junior (2005), porém o aumento do valor máximo encontrado por este autor, em relação aos modelos com PPR convencional e diferentes rebordos, foi menor, provavelmente, devido ao fato do mesmo ter utilizado o implante apenas como suporte. E também está de acordo com os trabalhos que estudaram a associação da PPR com implante em rebordos horizontais (CUNHA, 2004; LUCAS, 2003; PELLIZZER, 2006; ROCHA, 2001; SANTOS, 2005; VERRI, 2003), sendo que este fato pode ser explicado pelo alto módulo de elasticidade da liga de titânio.

O formato de rebordo descendente distal (ME e MF) foi o que apresentou piores resultados, tanto nos modelos com PPR convencional como nos modelos com PPR associada ao implante e sistema ERA de retenção (Gráfico 2), o que justifica os achados clínicos de Todescan et al. (1996) e de Zanetti e

Laganá (1988), que citam ser o rebordo do tipo descendente distal o mais desfavorável devido à decomposição das forças mastigatórias, o que gera uma resultante para distal e provoca a movimentação do dente suporte, vizinho ao rebordo desdentado, para essa mesma direção. O que também está de acordo com Camargo (2005) que, apesar de ter comparado apenas modelos com rebordo ascendente distal e descendente distal em PPREL convencional, observou que o formato descendente distal mostrou-se mais desfavorável. A respeito desta observação, Guedes (2000) encontrou uma maior prevalência de topografia descendente distal, numa amostra de 64 pacientes parcialmente desdentados, o que causa ainda maior preocupação. Vale ressaltar que além de ser o tipo mais desfavorável de rebordo para a reabilitação com PPREL, o rebordo descendente distal apresenta ainda condições mais complexas de indicação do implante em associação com essa prótese, pois se sabe que, devido à sua conformação anatômica, ele apresenta pequena altura óssea na sua região distal. Assim, é necessária a colocação do implante mais próximo do último dente suporte, onde há maior altura óssea (CUNHA, 2004) e pode-se suprimir o grampo extracoronário quando da utilização do sistema ERA (PELLIZZER, 2006; PELLIZZER; VERRI, 2006) ou ainda a indicação de implante de menor comprimento e maior diâmetro, para a região posterior do rebordo, como citado por Keltjens et al. (1993) e Verri (2003).

Dentre as estruturas que compõem os modelos, é essencial a análise dos ossos cortical e esponjoso, fibromucosa, implante e o sistema de retenção ERA e dente suporte, para verificar o nível de tensão, pois quando se planeja uma PPR associada a um implante, o objetivo maior é diminuir a distribuição de estresse às estruturas de suporte.

Assim, analisando-se primeiramente o osso cortical, observa-se que, ao redor do dente suporte, esta estrutura apresenta padrão de distribuição de tensão similar nos oito modelos, independente da presença ou não do implante. O ponto máximo localiza-se no ápice do dente suporte, na sua região distal, sendo que o modelo com rebordo horizontal (MA) apresenta o maior valor de tensão (57,472 MPa), como pode ser observado no Quadro 5. Estes resultados de certa forma são semelhantes aos de Martin Junior (2005), que apesar de ter dividido o osso cortical radicular em cinco regiões, quando da análise da região apical, encontrou o valor máximo no modelo horizontal.

A análise do gráfico comparativo (Gráfico 3) das tensões nesta estrutura permite observar que, nos modelos com implante e sistema de retenção, o valor do ponto máximo diminui em 4,3% no modelo com rebordo descendente distal (MF), 3,8% no modelo com rebordo horizontal (MB) e 1,2% no ascendente distal (MD), sendo que este valor praticamente permanece constante no modelo com rebordo descendente-ascendente (MH), comparando-os aos modelos sem implante (MA, MC, ME e MG). Na região do rebordo desdentado, nos modelos com PPR convencional, esta estrutura mostra-se mais sobrecarregada no modelo com rebordo ascendente distal (MC), com tensões na faixa de 13,041 a 19,389 MPa, seguido pelo modelo descendente-ascendente (MG), com tensões de 6,694 a 19,389 MPa. O mesmo é notado nos modelos com implante, entretanto, com diminuição discreta da extensão das tensões (Figuras 33, 34, 37 e 38). Cunha (2004), Lucas (2003), Rocha (2001), Santos (2005) e Verri (2003) também observaram diminuição das tensões, nesta estrutura, nos modelos com PPR associada com implante, entretanto, vale lembrar que esses autores analisaram modelos com rebordo horizontal e implante agindo apenas

como suporte, já Pellizzer (2006), apesar de também avaliar a associação da PPR com implante em rebordo horizontal, utilizou o sistema ERA de retenção e também observou diminuição das tensões no osso cortical.

Os mapas de tensões do osso esponjoso são os que permitem maior visibilidade do padrão de distribuição. Assim, observa-se que nos modelos com PPR convencional (MA, MC, ME e MG) o ponto máximo de tensão localiza-se no ápice do dente suporte (Figuras 39, 41, 43 e 45) e nos modelos com implante e sistema de retenção (MB, MD, MF e MH) o ponto máximo desloca-se para a região do ápice do implante (Figuras 40, 42, 44 e 46), diferentemente do encontrado por Martin Junior (2005). Entretanto, essa diferença na localização dos pontos máximos de tensão pode ser explicada pelo fato deste autor ter instituído diferentes angulações para o implante, o que não ocorreu no presente trabalho.

Comparando-se os modelos com PPR convencional, é possível notar que o MC (com rebordo ascendente distal) apresenta grande concentração de tensão na região média do rebordo desdentado, representada pela faixa de 7,765 a 10,205 MPa (Figura 41), seguido pelo MG (rebordo descendente-ascendente) e MA (rebordo horizontal), respectivamente. Martin Junior (2005) encontrou maior tensão, nesta mesma região, nos modelos com rebordo descendente-ascendente e ascendente distal, nessa ordem.

Com a incorporação do implante e seu sistema de retenção, a extensão da área sobrecarregada nesta estrutura diminui substancialmente. Analisando somente os modelos com conformação horizontal (Figuras 39 e 40), é possível comparar os resultados deste estudo com de outros autores, como Pellizzer (2006), Santos (2005) e Verri (2003), que também encontraram área de

alívio, ainda que em menores proporções. Porém, Cunha (2004) não verificou alívio entre a área do dente e do implante, por apresentar, nos dois modelos envolvidos no estudo, uma placa e não apoio distal, o que provavelmente explica essa diferença, pois a placa distal permite uma movimentação da PPR no eixo vertical. Analisando os demais modelos, observa-se que o MD (rebordo ascendente distal) e o MH (rebordo descendente-ascendente) apresentam significativa diminuição das tensões internas, representada pela pequena extensão da faixa de 7,765 a 10,205 MPa, em relação à tensão de mesmo valor nos seus respectivos modelos sem implante (MC e MG) (Figuras 42 e 46). O MF (com rebordo descendente distal) foi o menos beneficiado após a incorporação do implante (Figura 44). Embora com números mais discretos, Martin Junior (2005) também observou diminuição das tensões no osso esponjoso, quando da colocação do implante nos modelos.

O MD apresenta a maior tensão (22,405 MPa), na porção apical distal do implante (Quadro 5). Martin Junior (2005) também encontrou maior tensão no modelo com PPR e implante, com rebordo ascendente, mas o ponto máximo localizou-se em posição diferente, muito provavelmente devido à inclinação de 15° para mesial do implante.

Ainda com relação ao osso esponjoso, o padrão de distribuição das tensões na região apical do dente suporte mostra-se semelhante entre os modelos com PPR convencional e com PPR com implante e sistema de retenção ERA, o que está de acordo com o resultado encontrado por Pellizzer (2006), quando analisou o modelo com implante e sistema ERA de retenção ao modelo com PPR somente, em rebordo horizontal.

Da mesma maneira com que acontece com o osso esponjoso, com

a introdução do implante, a tensão da fibromucosa fica diminuída nos modelos B, D, F e H, sendo que este último (modelo com rebordo descendente-ascendente) apresenta maior concentração de tensão, na região de concavidade, com valores de 7,688 a 8,945 MPa (Figura 54). Martin Junior (2005) não encontrou resultados efetivos com relação à diminuição de tensões nesta estrutura, quando da presença do implante servindo como apoio à PPR. O fato de o presente estudo utilizar um sistema de retenção (ERA) poderia justificar esta diferença de resultados, pois a PPR fica impedida de se deslizar sobre o modelo, uma vez que há um elemento que a retém sobre o implante.

Nos quatro modelos com PPR sobre implante (modelos B, D, F e H), o ponto máximo de tensão pode ser observado na região mesial do implante osseointegrado, sendo que o maior valor encontra-se no MF, com rebordo descendente distal. Nos modelos com PPR convencional, ele é observado na porção média do rebordo desdentado do modelo com rebordo horizontal (MA), ascendente distal (MC) e descendente-ascendente (MG), enquanto que no modelo descendente distal (ME), ele localiza-se na região de sua inserção ao dente suporte, no lado mesial, novamente apresentando o maior valor de tensão (Figuras 48, 50, 52 e 54). Em todos os modelos de seu estudo, Martin Junior (2005) encontrou o ponto máximo de tensão na região da inserção da fibromucosa ao dente suporte, no lado mesial.

Numa comparação entre os modelos com PPR convencional e sobre implante, é possível observar um alívio na região posterior do rebordo, o que está de acordo com Martin Júnior (2005), que também verificou diminuição das tensões com a incorporação do implante nos modelos com diferentes tipos de rebordo e também com Cunha, (2004), Lucas (2003), Pellizzer (2006), Rocha

(2001), Santos (2005) e Verri (2003), que analisaram a associação da PPR com implante em modelos com rebordo horizontal.

Com relação ao dente suporte, observa-se que o ponto máximo da tensão localiza-se no modelo descendente distal (ME), como pode ser observado no Quadro 5, na união amelo-dentinária do lado distal, com valor de 62,658 MPa (Figura 59), o que representa um aumento de 0,8%, em relação ao modelo com rebordo horizontal (MA), o que corrobora com Todescan et al. (1996) e com Zanetti e Laganá (1988), que afirmam que o dente suporte é sobrecarregado, nos rebordos descendentes distais, pois sofre um tracionamento para distal, devido à decomposição das forças mastigatórias. É possível observar também que, mesmo com a incorporação do implante e seu sistema de retenção ERA, este tipo de rebordo ainda mostrou uma concentração de tensão na região mesial do teto da câmara pulpar e na região do apoio incisal distal, em relação aos demais tipos de rebordos (Figura 60), seguido pelo modelo com rebordo horizontal (MB). Entretanto, com a presença do implante (MF), nota-se uma diminuição do valor máximo de tensão de 1,9%, em relação ao modelo de mesmo formato de rebordo, sem o implante e o sistema de retenção (ME). Nos estudos de Camargo (2005) e Martin Junior (2005), o dente suporte não foi individualizado, para se verificar a distribuição das tensões internas.

Numa análise das tensões internas do implante (Figuras 63, 64, 65 e 66), pode-se observar que as mesmas estão distribuídas de maneira semelhante nos quatro modelos (MB, MD, MF, MH). O ponto máximo localiza-se nas roscas internas do implante, na altura do terço médio, com exceção do MD, no qual o ponto máximo encontra-se ligeiramente mais inferior que nos demais modelos, todos no lado mesial do implante. O ponto de menor tensão localiza-se

na região do hexágono externo, também nas roscas internas, no lado distal, nos quatro modelos. Os resultados observados no implante, nos diferentes tipos de rebordos, ficam impossibilitados de comparação com Martin Junior (2005), pois o mesmo utilizou diferentes angulações para esta estrutura em seu estudo. Entretanto, para o modelo com rebordo horizontal, é possível fazer uma comparação com os trabalhos que envolvem a associação PPR e implante. Assim, Cunha (2004), Rocha (2001) e Santos (2005) observaram maior concentração de tensão na região das roscas internas, na metade direita do implante, provavelmente devido à falta de um sistema de retenção sobre o implante ou ainda, devido à diferença na configuração do modelo. Entretanto, Lucas (2003) e Verri (2003) encontraram maiores concentrações no lado esquerdo, também na região das roscas internas, no terço médio, assim como observado no presente estudo.

Já o sistema de retenção tipo ERA sofreu maior solicitação no modelo com rebordo de formato ascendente distal (MD) (Figura 68), seguido pelo MB, MH e MF, respectivamente: modelos com formato horizontal, descendente-ascendente e descendente distal (Figuras 67, 69 e 70). O ponto máximo mostra-se em localização semelhante nos quatro modelos citados, na região mesial do componente fêmea que fica sobre o espelho do implante, em contato com o hexágono externo, assim como o observado por Pellizzer (2006), em modelo com rebordo horizontal. Numa comparação dos valores máximos desta estrutura nos diferentes tipos de rebordos estudados, nota-se um aumento de 7% nos níveis de tensão no MD (rebordo ascendente distal) e uma diminuição destes níveis nos modelos F e H (3% e 5,3% respectivamente), em relação ao MB.

Entretanto, o sistema ERA, além de distribuir o estresse de uma

forma satisfatória, proporciona ao paciente estética mais favorável e retenção adequada, permitindo o emprego de diferentes níveis de retenção, com fácil manutenção, versatilidade e durabilidade. Certamente, todas estas características influenciaram autores como Giffin (1996), Mitrani et al. (2003), Pellizzer & Verri (2006) a utilizar este sistema nos seus casos clínicos de associação da PPR com implantes osseointegrados ou de PPR convencional (BERG; CAPUTO, 1993).

Assim, os resultados deste estudo mostram que, por meio da análise dos mapas de tensão das estruturas individualizadas, como fibromucosa e dente, tanto no modelo com PPR como no modelo com PPR sobre implante, o modelo com rebordo descendente distal é o mais desfavorável. Já em relação ao osso cortical e ao osso esponjoso, ele se mostra mais desfavorável apenas nos modelos com PPR convencional (Quadro 5).

Fica evidente que, devido à carência de pesquisas científicas, nesta área, novos estudos devem ser realizados para se analisar a influência dos formatos de rebordo na associação da PPREL com implante e sistema de retenção associado. Com a criação de uma base científica precisa, essa associação poderá beneficiar o grande número de pacientes parcialmente desdentados, que fazem uso das PPRELs e sofrem com o comportamento biomecânico das mesmas.



Conclusão

7 Conclusão

Com base na metodologia empregada e nos resultados obtidos, foi possível concluir que:

1. O rebordo ascendente distal (MC e MD) foi o que apresentou a maior tendência ao deslocamento, entretanto, em relação ao dente suporte, o rebordo descendente distal (ME e MF) foi o mais desfavorável;
2. Independente do tipo de formato de rebordo, todos os modelos que receberam implante apresentaram diminuição da tendência ao deslocamento;
3. O rebordo descendente distal apresentou as maiores tensões no modelo com a PPR convencional (ME) ou associada com implante (MF);
4. O rebordo horizontal (MB) aliviou mais as estruturas de suporte, como dente e osso esponjoso, quando da presença do implante.



Referências

Bibliográficas

Referências Bibliográficas

- ARGERAKIS, G. P. Functional forces with RPD. *Dent. Clin. North Am.*, Philadelphia, v. 29, n. 1, p. 67-80, Jan. 1985.
- ATWOOD, D. A. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 12, n.3, p.441-450, May/June 1962.
- BATTISTUZZI, P. G. F. C. M.; VAN SLOOTEN, H.; KÄYSER, A. F. Management of an anterior defect with a removable partial denture supported by implants and residual teeth: a case report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Lombard, v. 7, n. 1, p. 112-115, Spring 1992.
- BEN-UR, Z.; AVIV, I.; CARDASH, H. S. A modified direct retainer design for distal-extension removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 60, n. 3, p. 342-344, Sept. 1988.
- BERG, T.; CAPUTO, A. A. Load transfer by a maxillary distal-extension removable partial denture with cap and ring extracoronal attachments. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 68, n. 5, p.784-9, Nov. 1992.
- BERGMAN, B.; ERICSON, G. Cross-sectional study of the periodontal status of removable partial denture patients. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 61, n. 2, p. 208-211, Feb. 1989.
- BRANEMARK, P. I. Osseointegration and its experimental background. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 50, n. 3, p. 399-410, Sept. 1983.
- BUDTZ-JÖRGENSEN, E. Restauration of the partially edentulous mouth – a comparison of overdentures, removable partial dentures, fixed partial dentures and implant treatment. *J. Dent., Bristol*, v. 24, n. 4, p. 237-244, July 1996.
- CAMARGO, R. Z. B. *Análise comparativa pelo método dos elementos finitos bidimensional das tensões geradas nas estruturas de suporte de*
-

prótese parcial removível de extremidade livre inferior sobre rebordo residual ascendente distal e descendente distal. 2005. 193 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

- CARDOSO, A. C.; ASCKAR, E. M.; VIEIRA, L. F.; BONACHELA, W. C.; VALLE, A. L. Estudo da transmissão de forças às estruturas de suporte, em prótese parcial removível (PPR) de extremidade livre. *Rev. Odontol. USP*, São Paulo, v. 2, n. 3, p. 161-166, set. 1988.
- CARVALHO, W. R.; BARBOZA, E. P.; CAÚLA, A. L. Implant-retained removable prosthesis with ball attachments in partially edentulous maxilla. *Implant Dent.*, Baltimore, v. 10, n. 4, p. 280-284, Dec. 2001.
- CECCONI, B.T.; ASGAR, K.; DOOTZ, E. Removable partial denture abutment tooth movement as affected by inclination of residual ridges and type of loading. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 25, n. 4, p. 375-381, Mar. 1971.
- CHOU, T. M.; CAPUTO, A. A.; MOORE, D. J.; XIAO, B. Photoelastic analysis and comparison of force-transmission characteristics of intracoronal attachments with clasp distal-extension removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 62, n. 3, p. 313-319, Sept. 1989.
- CHOU, T. M.; EICK, J. D.; MOORE, D. J.; TIRA, D. E. Stereophotogrammetric analysis of a abutment tooth movement in distal-extension partial dentures with intracoronal attachments and clasps. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 66, n. 3, p. 343-349, Sept. 1991.
- COOLIDGE, E. D. The thickness of the human periodontal membrane. *J. Am. Dent. Assoc. & D. Cos.*, Chicago, v. 24, n. 8, p. 1260-1270, Aug. 1937.
- CRAIG, R. G.; FARAH, J. W. Stresses from loading distal-extension removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 39, n. 3, p. 274-277, Mar. 1978.
- CUNHA, L. D. A. P. *Avaliação da influência da localização do implante osseointegrado associado à PPR classe I mandibular. Estudo pelo método dos elementos finitos*. 2004. 182 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2004.
- DARBAR, U. R.; HUGGETT, R.; HARRISON, A.; WILLIAMS, K. Finite element analysis of stress distribution at the tooth-denture base interface of acrylic resin teeth debonding from the denture base. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 74, n. 6, p. 591-594, Dec. 1995.

- ELIASON, C. M. RPA clasp design for distal-extension removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 49, n. 1, p. 25-27, Jan. 1983.
- EVREN, B. A.; BASA, S.; OZKAN, Y.; TANYERI, H.; OZKAN, Y. K. Prosthodontic rehabilitation after traumatic tooth and bone loss: a clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 95, n. 1, p. 22-25, Jan. 2006.
- FARAH, J. W.; CRAIG, R. G.; MEROUEH, K. A. Finite element analysis of a mandibular model. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v. 15, n. 6, p. 615-624, Nov. 1988.
- FRANK, R. P.; BRUDVIK, J. S.; LEROUX, B.; MILGROM, P.; HAWKINS, N. Relationship between the standards of removable partial denture construction, clinical acceptability, and patient satisfaction. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 83, n. 5, p. 521-527, May 2000.
- FIGÚN, M. E. *Anatomia odontológica funcional e aplicada*. São Paulo: Ed. Panamericana, 1986. p.286-314.
- GANZ, S. D. Combination natural tooth and implant-borne removable partial denture: a clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 66, n. 1, p. 1-5, July 1991.
- GARGIULO, A. W., WENTZ, F. M. ORBAN, B. Dimensions and relations of the dentogingival junction in humans. *J. Periodontol.*, Chicago, v. 32, n. 7, p. 261-267, July 1961.
- GENG, J. P.; TAN, K. B. C.; LIU, G. R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 85, n. 6, p. 585-598, June 2001.
- GEORGE, M. A. Removable partial denture design assisted by osseointegrated implants. *J. Calif. Dent. Assoc.*, Sacramento, v. 20, n. 1, p. 64-66, Jan. 1992.
- GIFFIN, K. M. Solving the distal extension removable partial denture base movement dilemma: A clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 76, n. 4, p. 347-349, Oct. 1996.
- GUEDES, G. G. *Análise da prevalência na topografia do rebordo residual nas extremidades livres inferiores no plano sagital*. 2000. 123 f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.
- GUEDES, C. G.; ZANETTI, A. L.; MATSON, E.; MARRA, J. L. Influência da

- localização dos apoios oclusais em prótese parcial removível de extremidade livre, através do método dos elementos finitos. *Rev. Pós Grad.*, São Paulo, v. 2, n. 4, p. 245-249, dez. 1995.
- HALTERMAN, S. M.; RIVERS, J. A.; KEITH, J. D.; NELSON, D. R. Implant support for removable partial overdentures: a case report. *Implant Dent.*, Baltimore, v. 8, n. 1, p. 74-78, Mar. 1999.
- IGARASHI, Y.; OGATA, A.; KUROIWA, A.; WANG, C. H. Stress distribution and abutment tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers: an in vivo study. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v. 26, n. 2, p. 111-116, Feb. 1999.
- JANG, Y.; EMTIAZ, S.; TARNOW, D. P. Single implant-supported crown used as an abutment for a removable cast partial denture: a case report. *Implant Dent.*, Baltimore, v. 7, n. 3, p. 199-204, Sept. 1998.
- KELLY, E. Changes caused by a mandibular removable partial denture opposing a maxillary complete denture. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 27, n. 2, p. 140-150, Feb. 1972.
- KELTJENS, H. M. A. M.; KÄYSER, A. F.; HERTEL, R.; BATTISTUZZI, P. G. F. C. M. Distal extension removable partial dentures supported by implants and residual teeth: considerations and case reports. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Lombard, v. 8, n. 2, p. 208-213, Mar/Apr. 1993.
- KO, C. C., CHU, C. S.; CHUNG, K. H.; LEE, M. C. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 68, n. 3, p. 421-427, Sept. 1992.
- KRATOCHVIL, F. J. Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 13, n. 1, p. 114-124, Jan. 1963.
- KRATOCHVIL, F. J.; DAVIDSON, P. N.; TANDARTS, J. G. Five-year survey of treatment with removable partial dentures. Part I. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 48, n. 3, p. 237-244, Sept. 1982.
- KRATOCHVIL, F. J.; CAPUTO, A. A. Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 32, n. 1, p. 52-61, July 1974.
- KUBOKI, T.; OKAMOTO, S.; SUZUKI, H.; KANYAMA, M.; ARAKAWA, H.; SONOYAMA, W.; YAMASHITA, A. Quality of life assessment of bone-anchored fixed partial denture patients with unilateral mandibular distal-extension edentulism. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 82, n. 2, p.

182-187, Aug. 1999.

- KUZMANOVIC, D. V.; PAYNE, A. G. T.; PURTON, D. G. Distal implants to modify the Kennedy classification of a removable partial denture. A clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 92, n. 1, p. 8-11, July 2004.
- LACERDA, T. S. P. *Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível apoiada sobre implante na região distal*. 1999. 152 f. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1999.
- LAGANÁ, D. C.; ZANETTI, A. L. Estudo comparativo do comportamento biomecânico das próteses parciais removíveis de extremidade livre e das próteses parciais fixas em cantilever: análise fotoelástica das reações das estruturas de suporte. *Rev. Pós Grad.*, São Paulo, v. 2, n. 2, p. 45-51, jun. 1995.
- LAGANÁ, D. C. *Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível de extremidade livre, com encaixe extracoronário rígido e semi-rígido*. 1996. 179 f. Tese (Livre Docência) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1996.
- LUCAS, L. V. M. *Avaliação da influência da força de mordida na prótese parcial removível classe I mandibular associada ao implante osseointegrado, pelo método dos elementos finitos*. 2003. 195 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2003.
- MAEDA, T.; SOGO, M.; TSUTSUMI, S. Efficacy of a posterior implant support for extra shortened dental arches: a biomechanical model analysis. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v. 36, n. 1, p. 656-660, Jan. 2005.
- MARTIN JUNIOR, M. *Influência do formato do rebordo alveolar na distribuição interna das tensões em prótese parcial dento-implantossuportada*. 2005. 196 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2005.
- MATHIAS, A. C. *Análise fotoelástica das estruturas de suporte das próteses parciais removíveis apoiadas sobre implantes na região distal*. 2001. 140 f. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.
- MCANDREW, R.; Prosthodontic rehabilitation with a swing-lock removable partial denture and a single osseointegrated implant: a

- clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, St. Luis, v. 88, n. 2, p. 128-131, Aug., 2002.
- MCCRACKEN, W. L. *Partial denture construction*. St. Louis: Mosby Co, 1960. 528 p.
- MEIJER, H. J. A.; KUIPER, J. H.; STARMANS, F. J. M.; BOSMAN, F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 68, n. 1, p. 96-102, July 1992.
- MIJIRITSKY, E.; KARAS, S. Removable partial denture design involving teeth and implants as an alternative to unsuccessful fixed implant therapy: a case report. *Implant Dent.*, Baltimore, v. 13, n. 3, p. 218-222, Sept. 2004.
- MITRANI, R.; BRUDVIK, J. S.; PHILLIPS, K. M. Posterior implants for distal extension removable protheses: a retrospective study. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, Chicago, v. 23, n. 4, p. 353-359, Aug. 2003.
- MONTEITH, B. D. Management of loading forces on mandibular distal-extension protheses. Part I: evaluation of concepts for design. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 52, n. 5, p. 673-681, Nov. 1984.
- NAIRN, R. I. The problem of free-end denture bases. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 16, n. 3, p. 522-532, May/June 1966.
- NALLY, J. N. Methods of handing abutment teeth in Class I partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 30, n. 4, p. 561-566, Oct. 1973.
- PELLECCHIA, M.; PELECCCHIA, R.; EMTIAZ, S. Distal extension mandibular removable partial denture connected to an anterior fixed implant-supported prosthesis: A clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 83, n. 6, p. 607-612, June 2000.
- PELLIZZER, E. P. *Influência do sistema de retenção entre um implante osseointegrado e uma prótese parcial removível. Estudo através do Método dos Elementos Finitos*. 2006. 249p. Tese (Livre Docência) - Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2006.
- PELLIZZER, E. P.; VERRI, F. R. Opções de tratamento de mandíbula posterior parcialmente desdentada – Parte II – Opções protéticas. *ImplantNews*, São Paulo, v. 3, n. 2, p. 118-121, Mar./Abr. 2006.

- PLAZA, C. A. S. *Análise comparativa, pelo método dos elementos finitos bidimensional, das tensões geradas nas estruturas de suporte de prótese parcial removível de extremidade livre inferior, em rebordo horizontal e descendente-ascendente*. 2004. 170 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2004.
- REBÓSSIO, A. D. *Protesis parcial removible*. 3.ed. Buenos Aires: Ed. Mundi, 1963. p.16-17.
- ROCHA, E. P. *Prótese Parcial Removível de extremidade livre associada a um implante osseointegrado: estudo através do Método dos Elementos Finitos*. 2001. 123 f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade de Campinas, Piracicaba, 2001.
- RUBO, J. H.; SOUZA, E. A. C. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. *Rev. FOB*, Bauru, v. 9, n. 3/4, p. 97-103, jul./dez. 2001.
- SANTOS, C. M. F. *Avaliação da influência da angulação do implante osseointegrado associado à prótese parcial removível classe I mandibular pelo método dos elementos finitos*. 2005. 202 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2005.
- SATO, Y.; TSUGA, K.; ABE, Y.; ASAHARA, S.; AKAGAWA, Y. Finite elements analysis on preferable I-bar clasp shape. *J. Oral Rehabil.*, v. 28, n. 5, p. 413-417, May 2001.
- SERTGÖZ, A.; GÜVENER, S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 76, n. 2, p. 165-169, Aug. 1996.
- SILVA, L. G.; GIL, C. Ação e efeitos das conexões rígidas e elásticas na distribuição de esforços em arcos parcialmente edentados de extremidade livre: um estudo comparativo. *Rev. Pós Grad.*, São Paulo, v. 6, n. 3, p. 253-261, set. 1999.
- STARR, N. L. The distal extension case: an alternative restorative design for implant prosthetics. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, Chicago, v. 21, n. 1, p. 61-67, Feb. 2001.
- TALLGREN, A. The continuing reduction of the residual alveolar ridge in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 89, n. 5, p. 427-435, May 2003. (reimpressão)

- TALLGREN, A.; LANG, B. R.; WALKER, G. F.; ASH JUNIOR, M. M. Roentgen cephalometric analysis of ridge resorption and changes in jaw and occlusal relationships in immediate complete denture wearers. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v. 7, n. 1, p. 77-94, Jan. 1980.
- TODESCAN, R.; SILVA, E. E. B; SILVA, O. J. *Atlas de prótese parcial removível*. São Paulo: Santos, 1996. 345 p.
- TUOMINEM, R.; RANTA, K.; PAUNIO, I. Wearing of removable partial dentures in relation to periodontal pockets. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v. 16, n. 2, p. 119-126, Mar.1989.
- VANZEVEREN, C.; D'HOORE, W.; BERCY, P.; LELOUP, G. Treatment with removable partial dentures: a longitudinal study. Part I. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v. 30, n. 5, p. 447-458, May 2003a.
- VANZEVEREN, C.; D'HOORE, W.; BERCY, P.; LELOUP, G. Treatment with removable partial dentures: a longitudinal study. Part II. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v. 30, n. 5, p. 459-469, May 2003b.
- VERRI, F. R. *Avaliação do diâmetro e comprimento do implante osseointegrado associado à PPR classe I mandibular pelo método dos elementos finitos*. 2003. 202 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2003.
- WEINBERG, L. A. Lateral force in relation to the denture base and clasp design. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 6, n. 6, p. 785-800, Nov. 1956.
- WILLIAMS, D. F. *Biocompatibility of clinical implant materials*. Boca Raton: CRC Press, 1981. p.99-127.
- ZANETTI, A. L.; LAGANÁ, D. C. *Planejamento:prótese parcial removível*. São Paulo: Sarvier, 1988, 150 p.



Anexas



Anexas

*A*s Figuras a seguir mostram os mapas da tendência ao deslocamento e da tensão de von Mises dos modelos A, B, C, D, E, F, G e H com suas escalas originais.

Modelo A

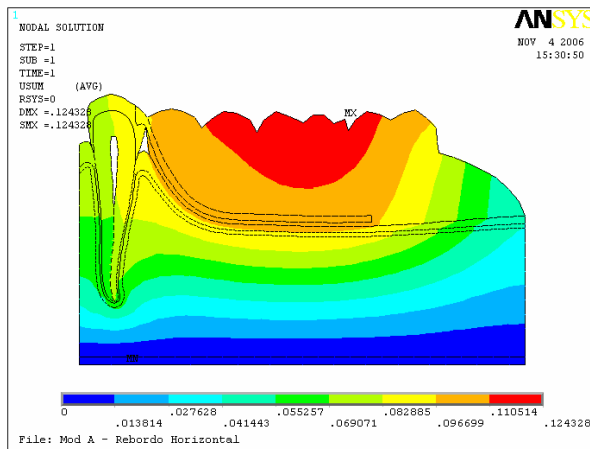


FIGURA 1 – Mapa da tendência ao deslocamento.

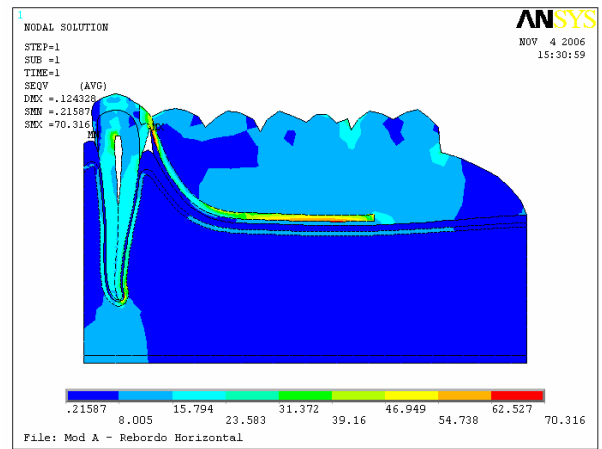


FIGURA 2 – Mapa geral da tensão de von Mises.

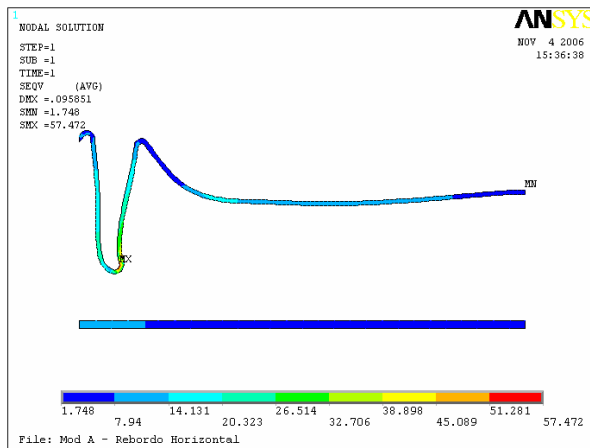


FIGURA 3 – Mapa da tensão de von Mises do osso cortical.

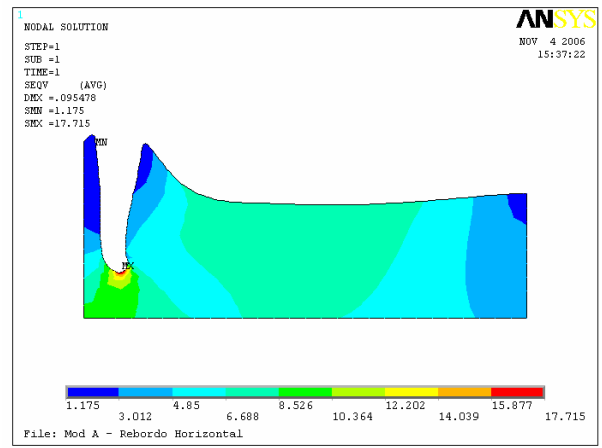


FIGURA 4 – Mapa da tensão de von Mises do osso esponjoso.

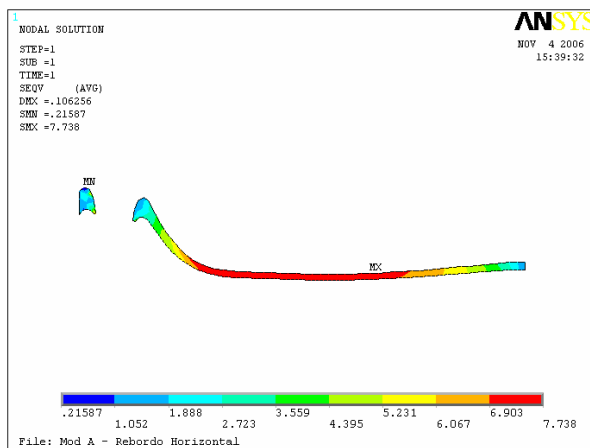


FIGURA 5 – Mapa da tensão de von Mises da fibromucosa.

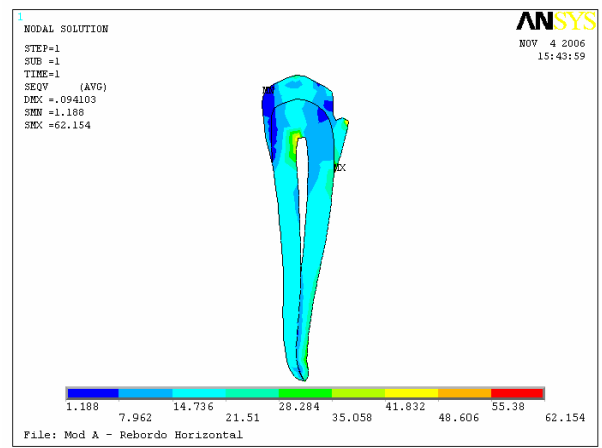


FIGURA 6 – Mapa da tensão de von Mises do dente suporte.

Modelo B:

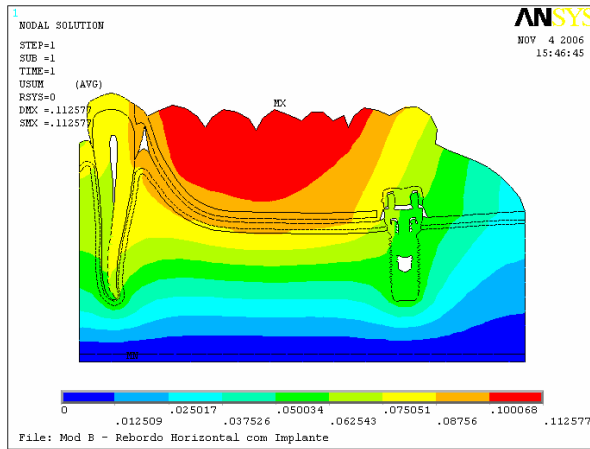


FIGURA 7 – Mapa da tendência ao deslocamento.

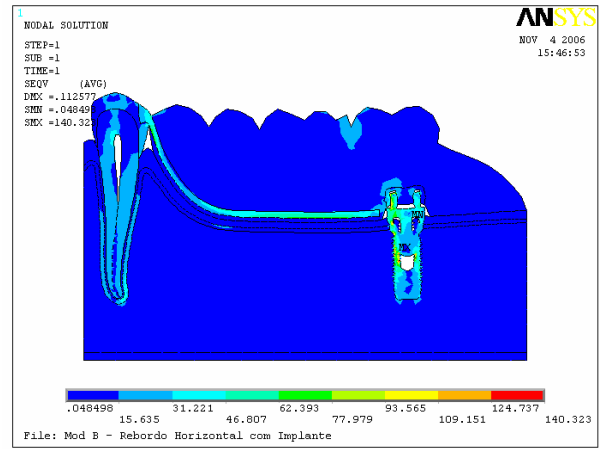


FIGURA 8 – Mapa geral da tensão de von Mises.

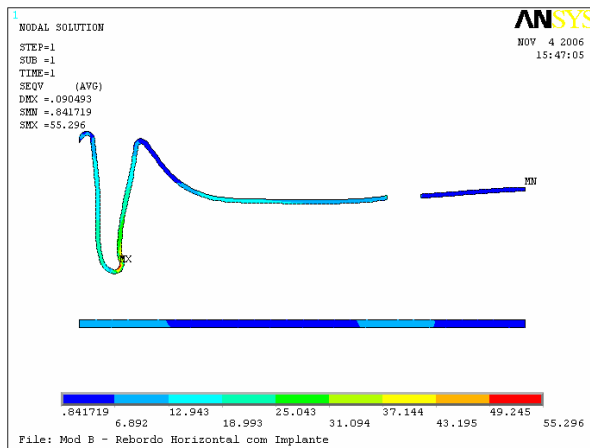


FIGURA 9 – Mapa da tensão de von Mises do osso cortical.

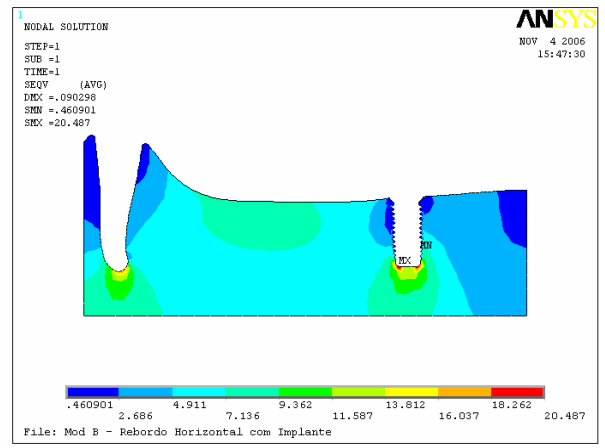


FIGURA 10 – Mapa da tensão de von Mises do osso esponjoso.

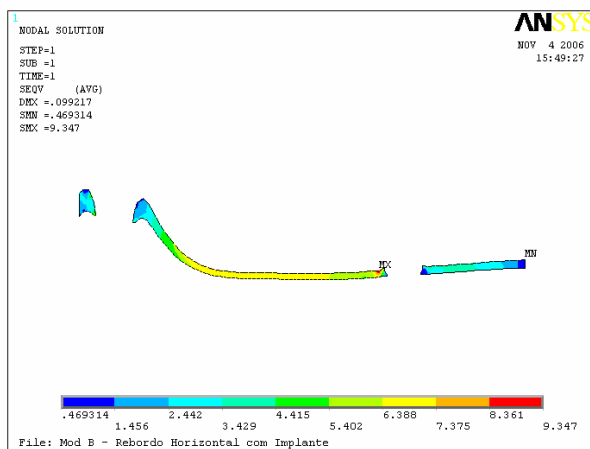


FIGURA 11 – Mapa da tensão de von Mises da fibromucosa.

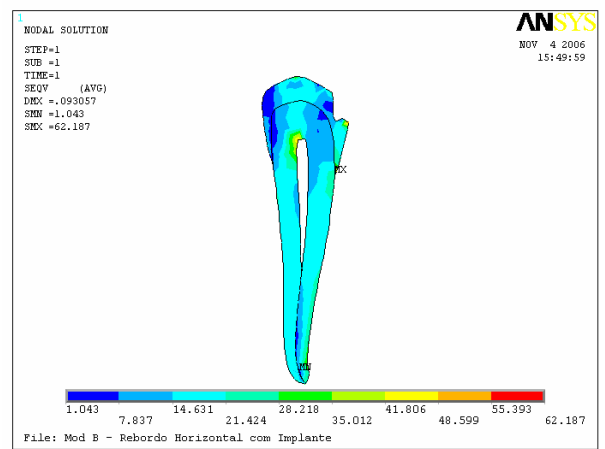


FIGURA 12 – Mapa da tensão de von Mises do dente suporte.

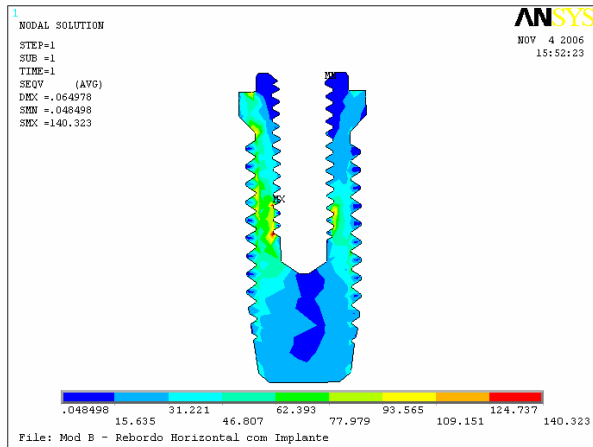


FIGURA 13 – Mapa da tensão de von Mises do implante.

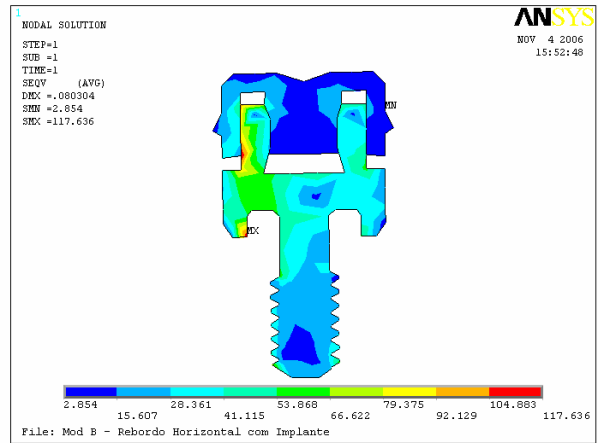


FIGURA 14 – Mapa da tensão de von Mises do sistema de retenção ERA.

Modelo C

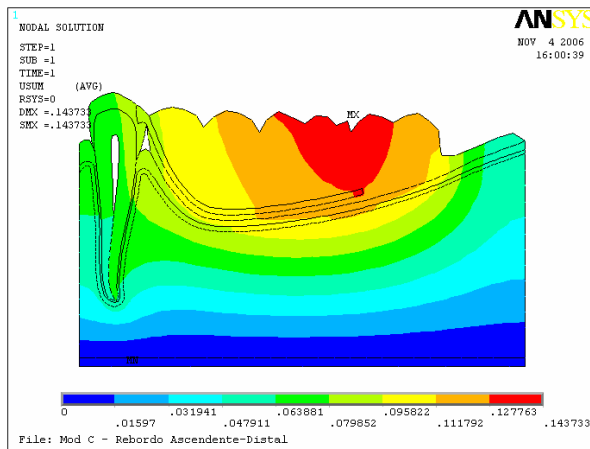


FIGURA 15 – Mapa da tendência ao deslocamento.

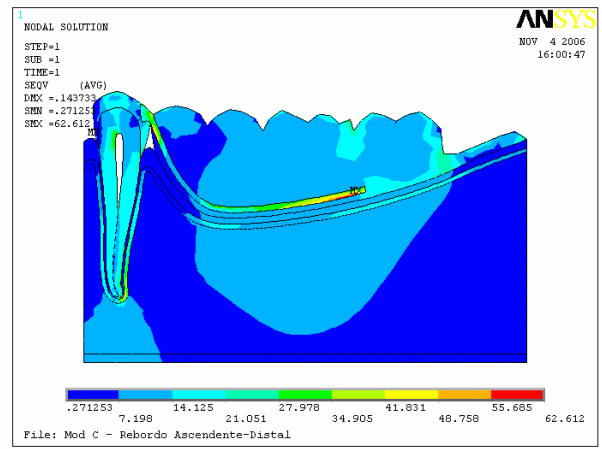


FIGURA 16 – Mapa geral da tensão de von Mises.

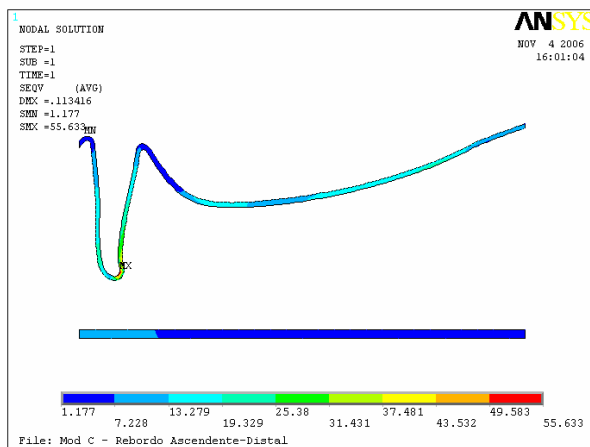


FIGURA 17 – Mapa da tensão de von Mises do osso cortical.

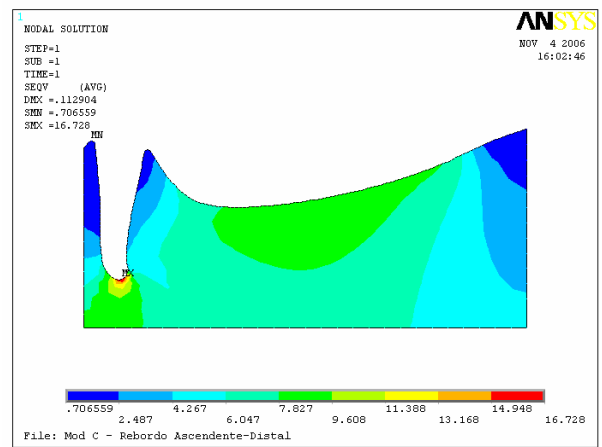


FIGURA 18 – Mapa da tensão de von Mises do osso esponjoso.

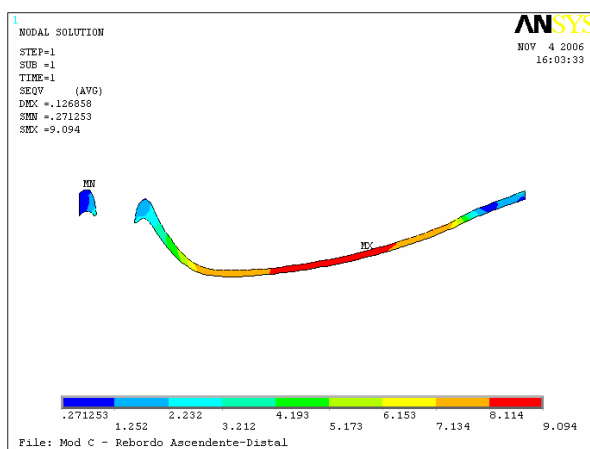


FIGURA 19 – Mapa da tensão de von Mises da fibromucosa.

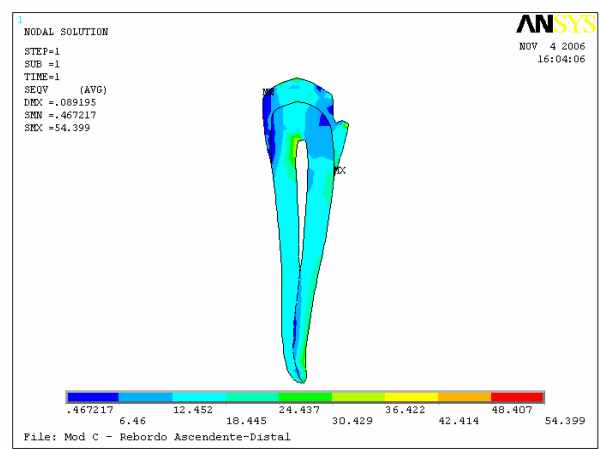


FIGURA 20 – Mapa da tensão de von Mises do dente suporte.

Modelo D

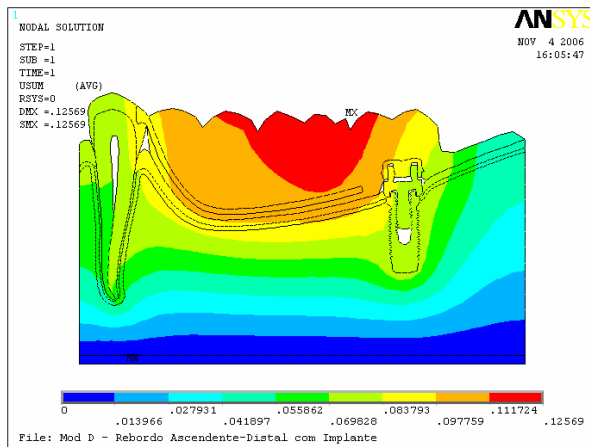


FIGURA 21 – Mapa da tendência ao deslocamento.

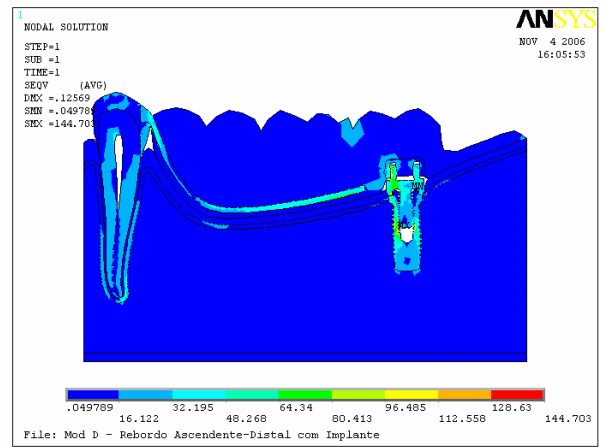


FIGURA 22 – Mapa geral da tensão de von Mises.

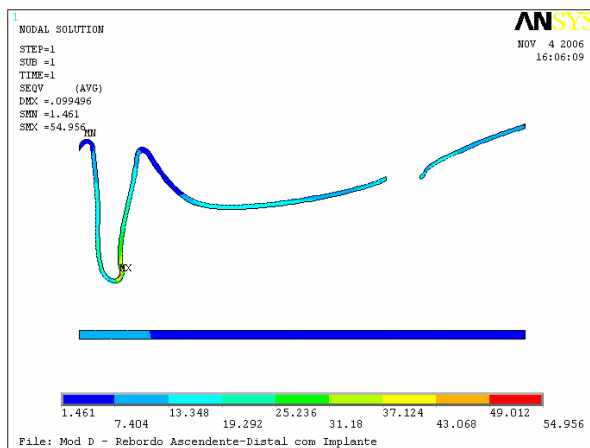


FIGURA 23 – Mapa da tensão de von Mises do osso cortical.

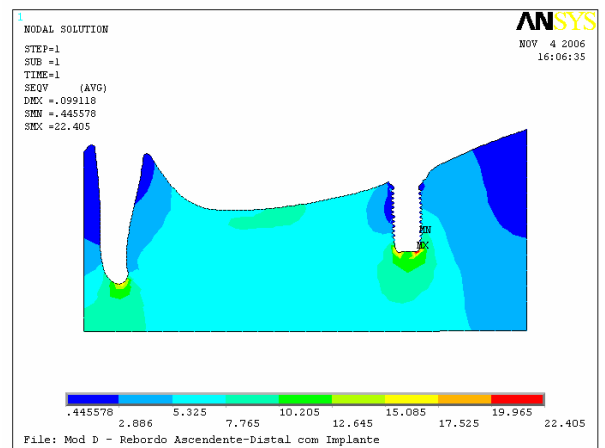


FIGURA 24 – Mapa da tensão de von Mises do osso esponjoso.

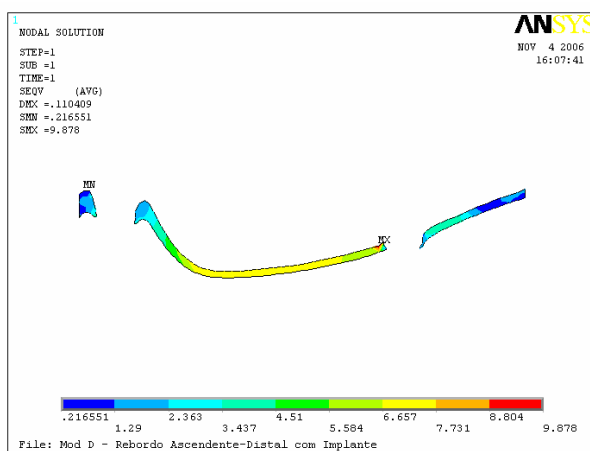


FIGURA 25 – Mapa da tensão de von Mises da fibromucosa.

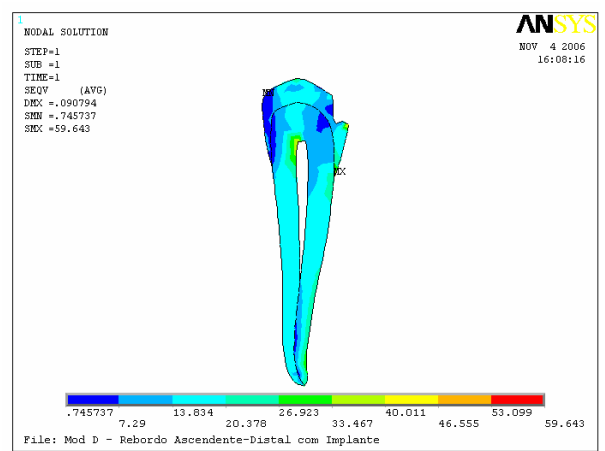


FIGURA 26 – Mapa da tensão de von Mises do dente suporte.

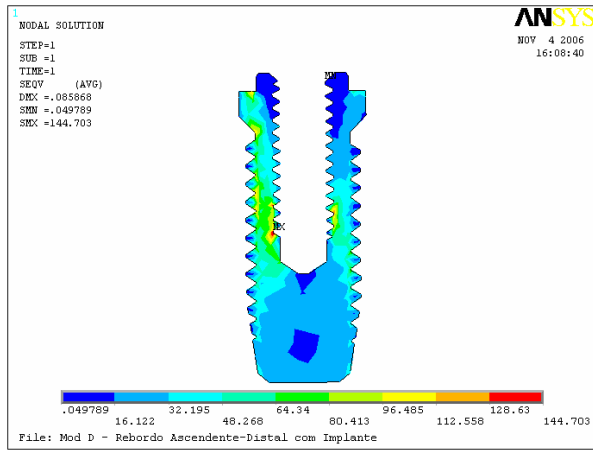


FIGURA 27 – Mapa da tensão de von Mises do implante.

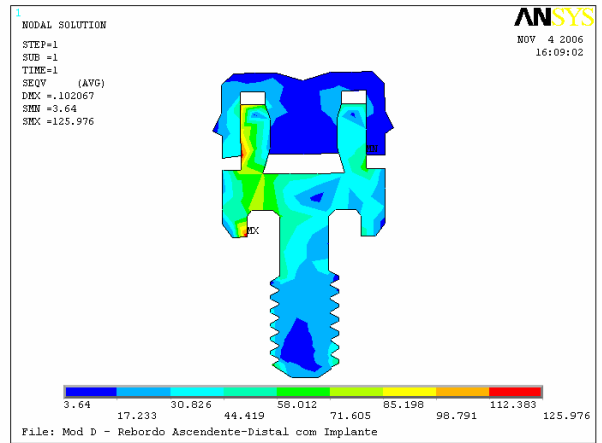


FIGURA 28 – Mapa da tensão de von Mises do sistema de retenção ERA.

Modelo E

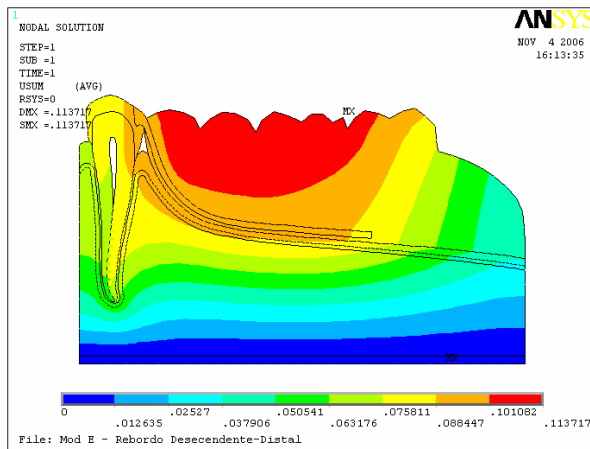


FIGURA 29 – Mapa da tendência ao deslocamento.

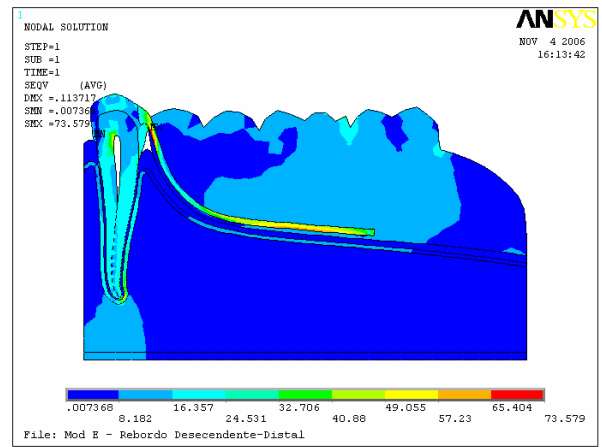


FIGURA 30 – Mapa geral da tensão de von Mises.

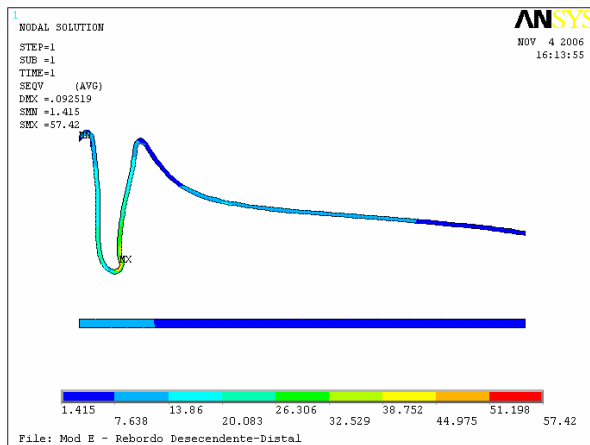


FIGURA 31 – Mapa da tensão de von Mises do osso cortical.

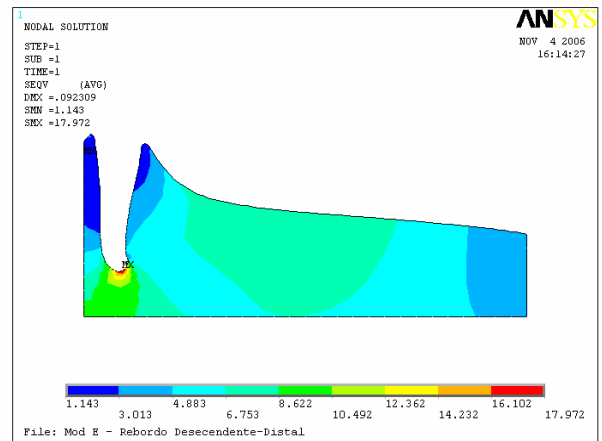


FIGURA 32 – Mapa da tensão de von Mises do osso esponjoso.

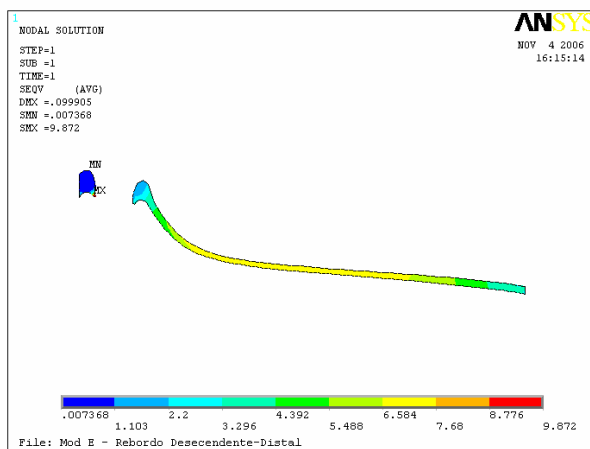


FIGURA 33 – Mapa da tensão de von Mises da fibromucosa.

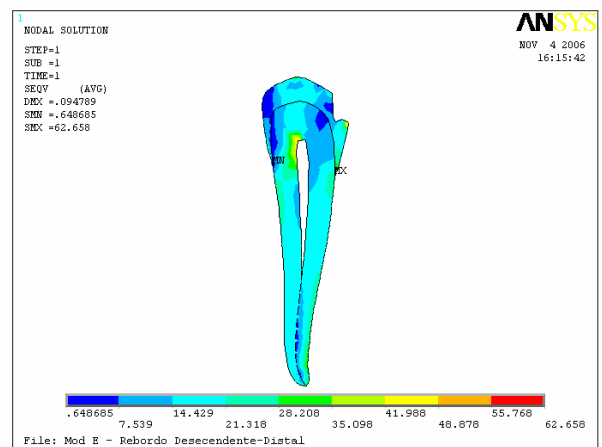


FIGURA 34 – Mapa da tensão de von Mises do dente suporte.

Modelo F

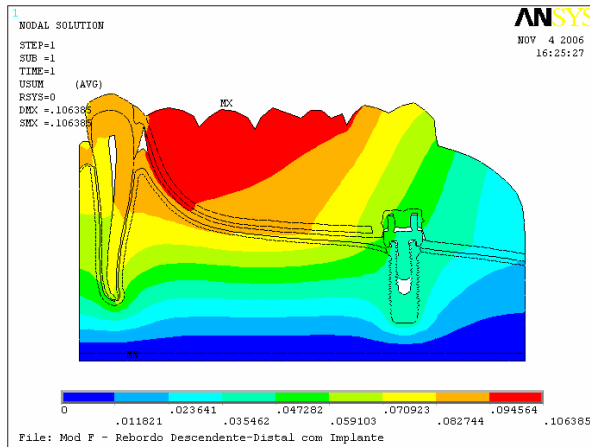


FIGURA 35 – Mapa da tendência ao deslocamento.

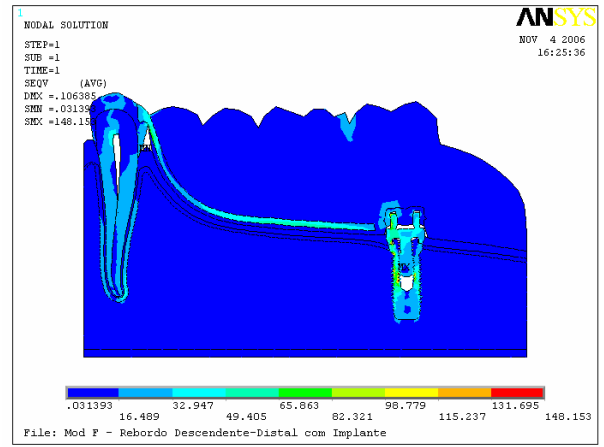


FIGURA 36 – Mapa geral da tensão de von Mises.

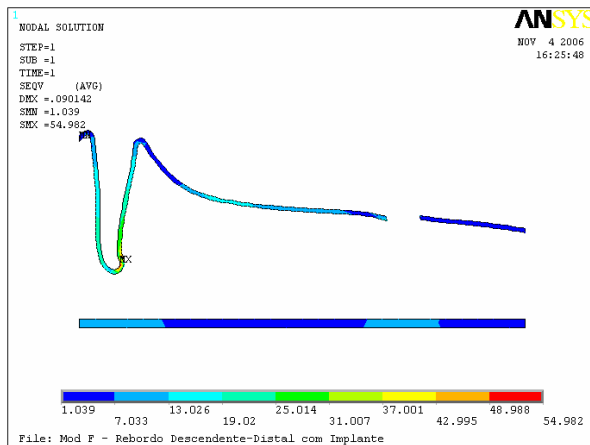


FIGURA 37 – Mapa da tensão de von Mises do osso cortical.

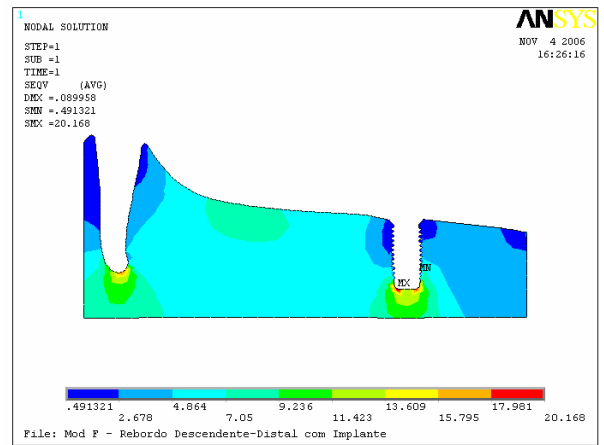


FIGURA 38 – Mapa da tensão de von Mises do osso esponjoso.

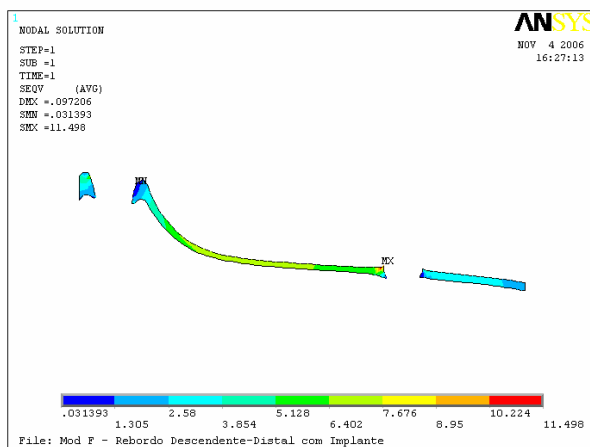


FIGURA 39 – Mapa da tensão de von Mises da fibromucosa.

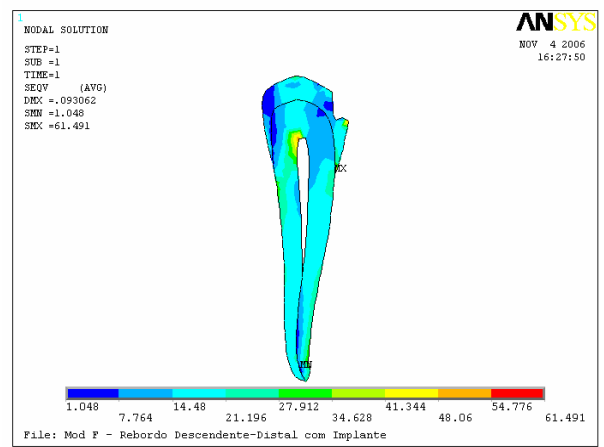


FIGURA 40 – Mapa da tensão de von Mises do dente suporte.

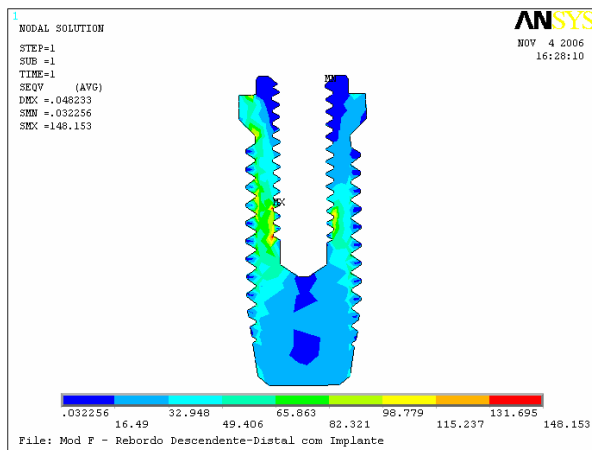


FIGURA 41 – Mapa da tensão de von Mises do implante.

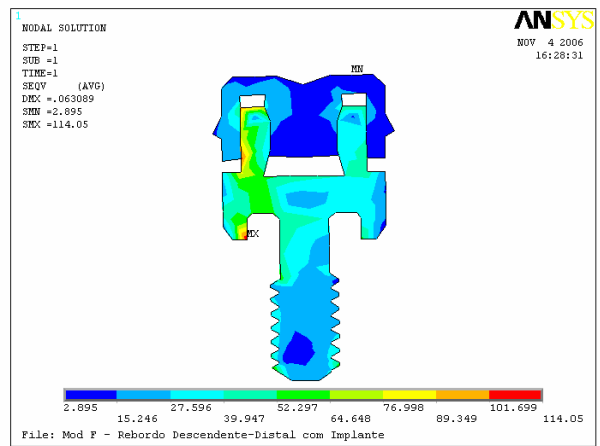


FIGURA 42 – Mapa da tensão de von Mises do sistema de retenção ERA.

Modelo G

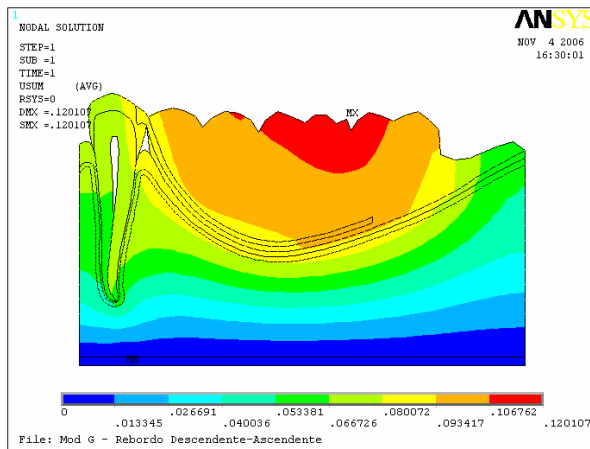


FIGURA 43 – Mapa da tendência ao deslocamento.

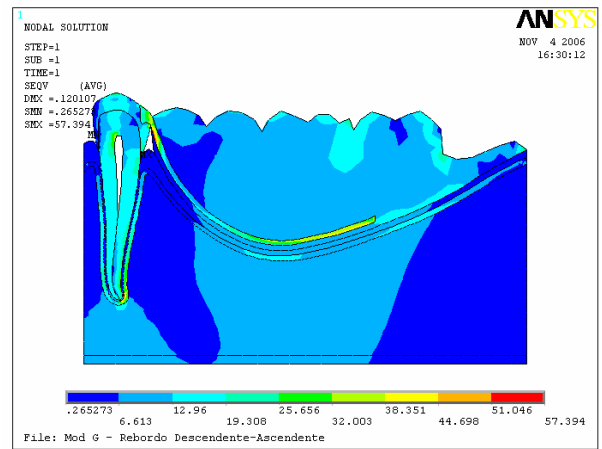


FIGURA 44 – Mapa geral da tensão de von Mises.

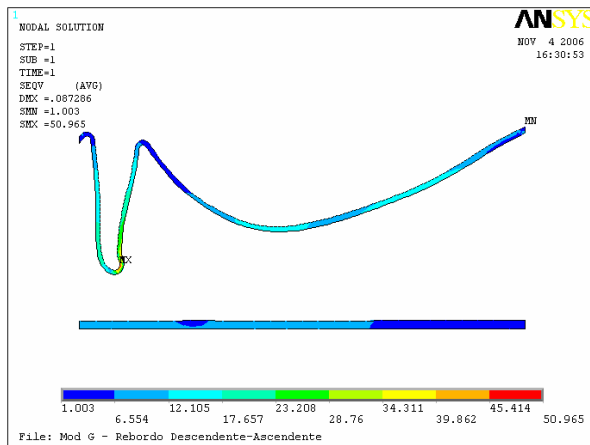


FIGURA 45 – Mapa da tensão de von Mises do osso cortical.

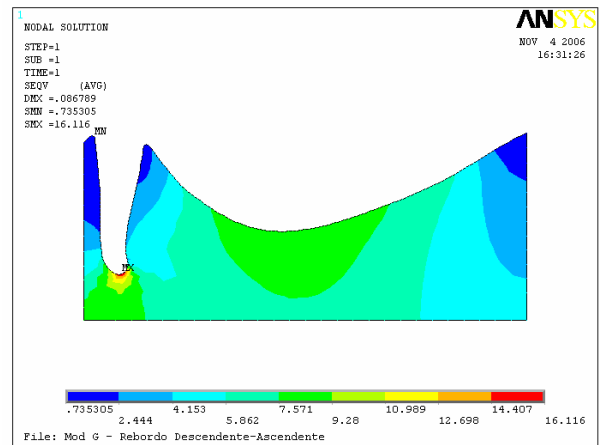


FIGURA 46 – Mapa da tensão de von Mises do osso esponjoso.

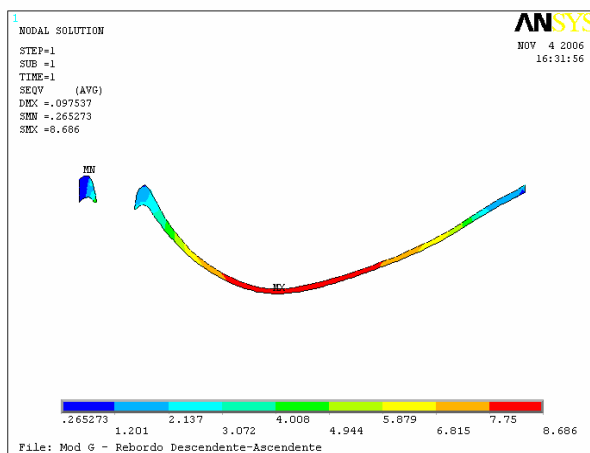


FIGURA 47 – Mapa da tensão de von Mises da fibromucosa.

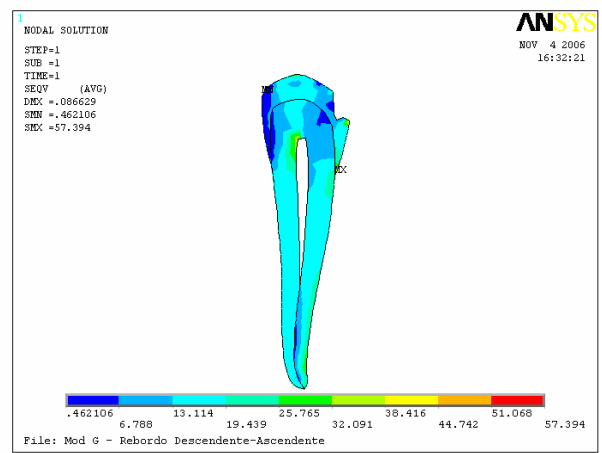


FIGURA 48 – Mapa da tensão de von Mises do dente suporte.

Modelo H

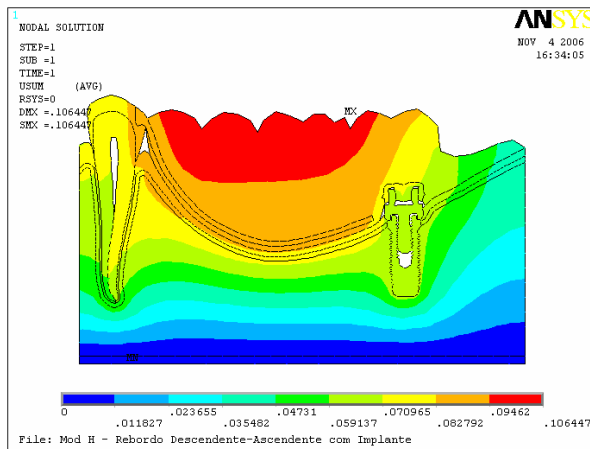


FIGURA 49 – Mapa da tendência ao deslocamento.

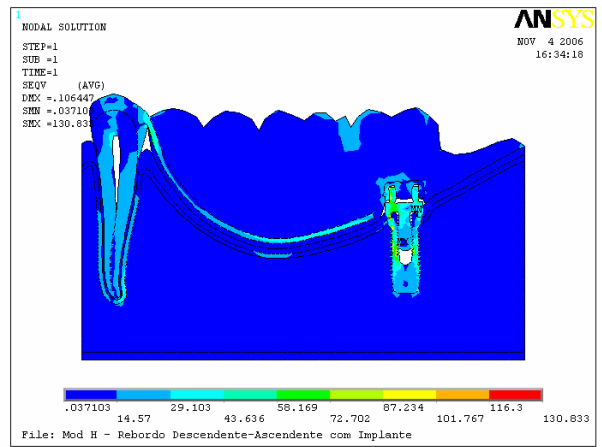


FIGURA 50 – Mapa geral da tensão de von Mises.

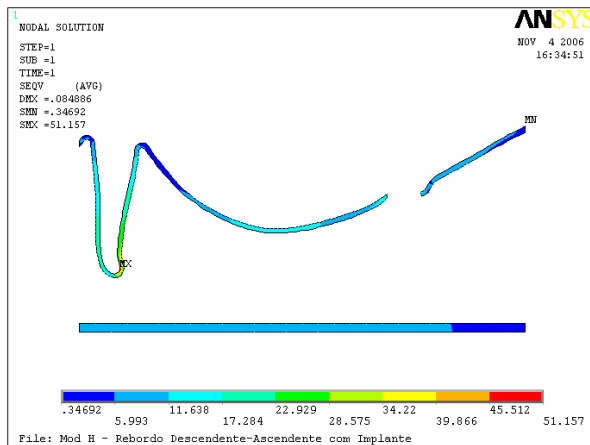


FIGURA 51 – Mapa da tensão de von Mises do osso cortical.

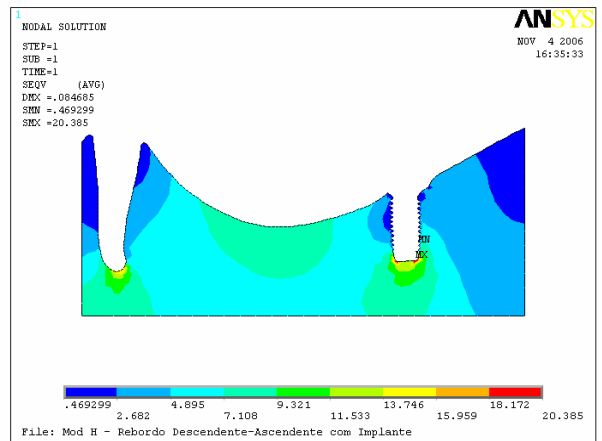


FIGURA 52 – Mapa da tensão de von Mises do osso esponjoso.

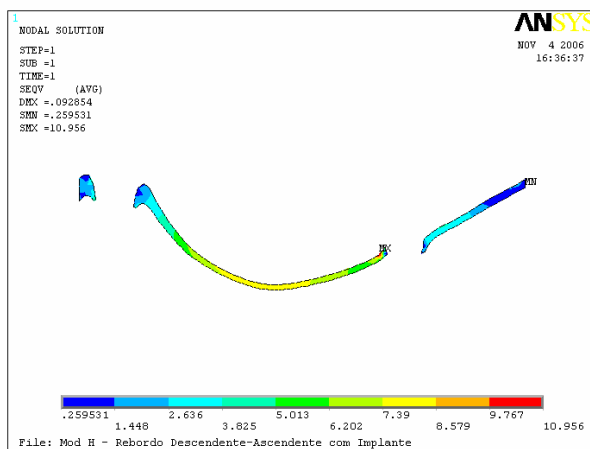


FIGURA 53 – Mapa da tensão de von Mises da fibromucosa.

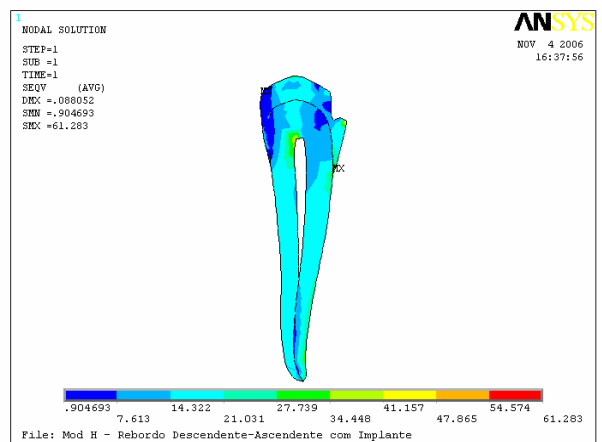


FIGURA 54 – Mapa da tensão de von Mises do dente suporte.

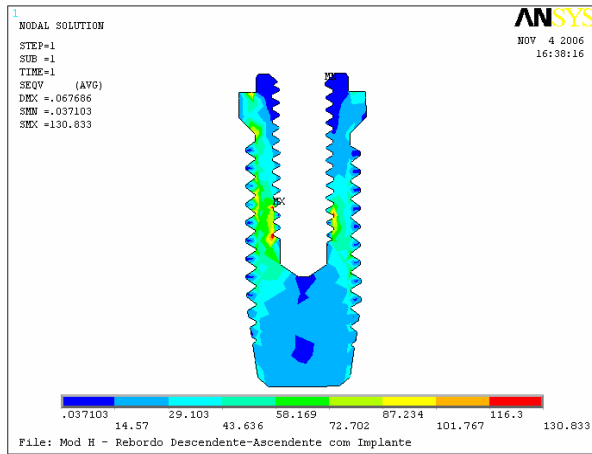


FIGURA 55 – Mapa da tensão de von Mises do implante.

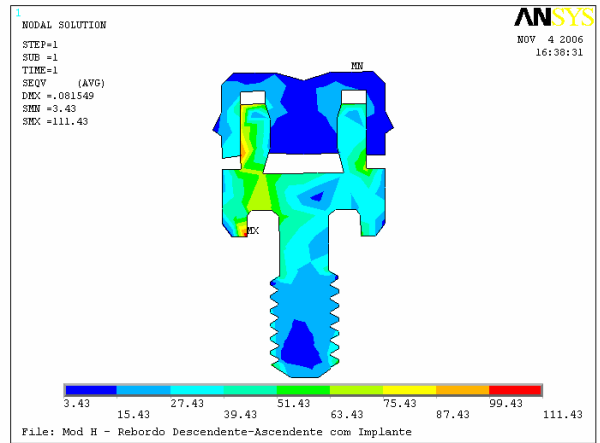


FIGURA 56 – Mapa da tensão de von Mises do sistema de retenção ERA.

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](#)