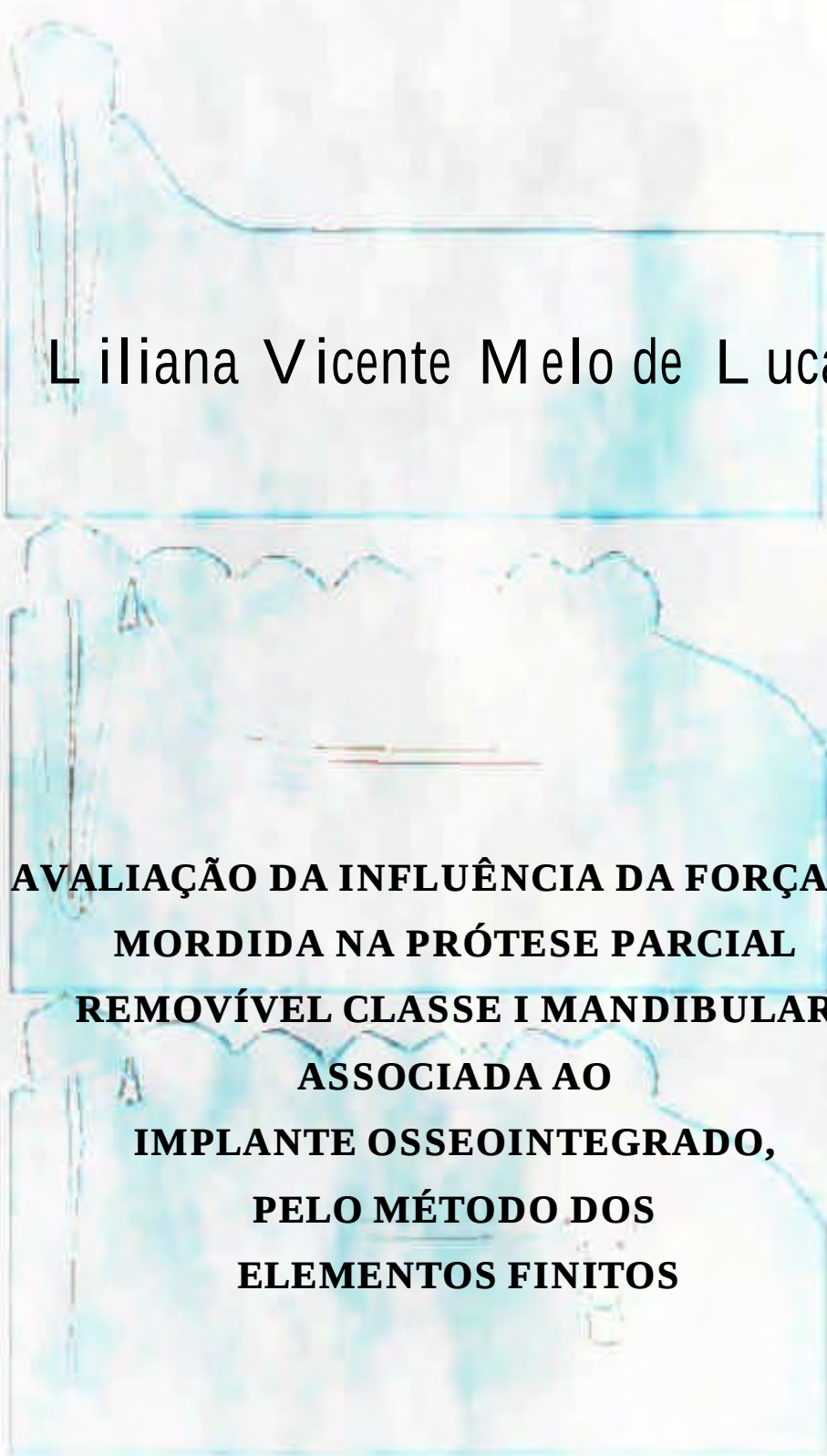




Liliana Vicente Melo de Lucas

**AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DA FORÇA DE
MORDIDA NA PRÓTESE PARCIAL
REMOVÍVEL CLASSE I MANDIBULAR
ASSOCIADA AO
IMPLANTE OSSEOINTEGRADO,
PELO MÉTODO DOS
ELEMENTOS FINITOS**

L iliana Vicente Melo de L ucas

**AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DA FORÇA DE
MORDIDA NA PRÓTESE PARCIAL REMOVÍVEL
CLASSE I MANDIBULAR ASSOCIADA AO
IMPLANTE OSSEOINTEGRADO,
PELO MÉTODO DOS
ELEMENTOS FINITOS**

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

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Piza Pellizzer

**Araçatuba - Estado de São Paulo
2003**

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca da FOA / UNESP

L933a

Lucas, Liliana Vicente Melo de

Avaliação da influência da força de mordida na prótese parcial removível classe I mandibular associada ao implante osseointegrado, pelo método dos elementos finitos. / Liliana Vicente Melo de Lucas. -- Araçatuba : [s.n.], 2003
195 f. : il.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, Araçatuba, 2003

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Piza Pellizzer

1. Prótese parcial removível. 2. Implante dentário. 3. Métodos dos elementos finitos. 4. Força de mordida.

Black D3
CDD 617.601



Dados Curriculares

L iliana Vicente Melo de L ucas

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.



Dedicatória



Dedicatória

A os meus pais L ucas e D ora, por todos os momentos de apoio, carinho e compreensão; pelo exemplo de vida digna, por me amarem...

A vocês dedico esta conquista, minha vida e meu imenso amor.

À minha família (...razão do meu viver...)

Meus irmãos Carla e Júnior,

Meus sobrinhos Caio, Tiago e Isabela,

Meus cunhados Alessandra e Pércio:

por terem compreendido minha ausência e,
principalmente, por me incentivarem sempre.

A os meus queridos avós Pedrina e Orlando (in memorian) e Hermínia e Luiz Benedito, por tudo que representam em minha vida. Por terem gerado pessoas tão maravilhosas como meus pais.

À minha prima Fabiana (muitas saudades...).

À minha tia e madrinha Édme.

À minha segunda família:

Sr. Marinho e D. Shirley, pelo carinho ;

A o meu namorado Rodrigo, por ter participado
desta trajetória com muita paciência e amor.



A gradecimentos E especiais



Agradecimentos Especiais

A o professor e Orientador, Eduardo Piza Pellizzer,
pelos ensinamentos e conselhos doados,
pela convivência nestes anos de trabalho
e por sua dedicação.

A Deus, pela dádiva da vida e por Sua eterna proteção.

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba – Unesp, na pessoa do diretor Francisco Antônio Bertoz.

Ao professor, coordenador do programa de Pós-Graduação e grande amigo, Wilson Roberto Poi, por ter descoberto em mim o gosto pela pesquisa e tê-lo incentivado, doando sua sabedoria, atenção e carinho. À sua esposa Isabel Cristina Lui Poi, por seu auxílio na formatação deste trabalho e por sua amizade.

Ao professor Eduardo Passos Rocha, pela atenção dispensada e por sua disponibilidade.

À minha prima Édme, por ter me apresentado à Odontologia.

Aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – Unesp, por estarem prontos a ajudar, em todas as horas.

Aos funcionários da Biblioteca desta Instituição, sempre tão prestativos e amigos.

A o Professor João Antonio Pereira, do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira - Unesp, pelo manuseio do programa A N S Y S. Por compartilhar seu conhecimento e disponibilizar seu tempo durante a fase de interpretação dos resultados.

A o professor Alberto Carlos Botazzo Delbem, por possibilitar a utilização das instalações do laboratório da Disciplina de Odontopediatria desta Instituição.

Muito obrigada!!!



A gradecimentos



Agradecimentos

A os Colegas de Pós- Graduação: A imeé, Fellippo, K arina, Paulo e R icardo, pela convivência e troca de experiências.

A o professor Tetuo Okamoto, pelos ensinamentos doados durante minha I niciação Científica (onde tudo começou).

A o professor e também vice-diretor desta Faculdade Paulo Roberto B otacin, pela amizade e incentivo desde o primeiro ano de graduação.

A os professores: Jorge Komatsu, por ter me dado a oportunidade de iniciar na carreira acadêmica, como professora e José Eduardo R odrigues, pela confiança depositada em mim, durante nosso primeiro trabalho juntos.

A os meus alunos e funcionários da U niversidade Paulista de Araçatuba – U N I P , por terem me recebido tão bem e por

possibilitarem o nascimento de uma sincera amizade.

A os amigos professores da Disciplina de Clínica Integrada desta Faculdade.

A todos meus professores de graduação, que além de terem participado de minha formação profissional e intelectual, ensinaram-me a praticar uma Odontologia ética.

Às professoras Marisa Lautenschlager dos Santos, pela cuidadosa correção gramatical e Maria Teresa Galvani Zin, pela atenção doada durante a fase final de redação deste trabalho.

Às minhas grandes amigas Vanessa Marques Gibran e Fernanda Figuerôa Sanches, por compreenderem minha ausência e, principalmente, por estarem sempre ao meu lado.

O meu agradecimento é repleto de carinho por todos...



Επίγραφε



Epígrafe

Ser um claro destino
Com um sonho profundo
E sonhar, como o anjo,
Outra paz e outro mundo.
E depois, quando voltes,
Enquanto a vida passa,
Sentirás que é o céu
Quem habita a tua casa.

Hamlet Lima Quintana



Sumário

Lista de Figuras.....	15
Lista de Tabelas	22
Lista de Abreviaturas e Símbolos.....	23
1 Introdução.....	25
2 Revisão da Literatura	30
2.1 Forças Mastigatórias.....	31
2.2 As Próteses Parciais Removíveis de Extremidade Livre.....	56
2.3 Associação entre a Prótese Parcial Removível e os Implantes Osseointegrados.....	72
3 Proposição.....	85
4 Material e Método	87
4.1 Modelos:	87
4.2 Programas:.....	90
4.3 Geometria das Estruturas:.....	90
4.3.1 Mandíbula e Ligamento Periodontal:.....	90
4.3.2 Dentes naturais e artificiais.....	91
4.3.3 Prótese Parcial Removível	92
4.3.4 Sistema de Implante e a Conexão com a PPR.....	93
4.4 Desenvolvimento dos modelos de Elementos Finitos	95
4.5 Condições de contorno.....	99
4.6 Carregamento	100
5 Resultado	102
6 Discussão.....	159
7 Conclusão.....	174
8 Referências Bibliográficas	176
Resumo.....	193
Abstract	196



Lista de Figuras

Figura 1 -	Modelo A representando um hemiarco mandibular sem suporte posterior, com a presença do dente 33.	87
Figura 2 -	Modelo B representando um hemiarco mandibular com a presença do dente 33 e de uma PPREL convencional.	88
Figura 3 -	Modelo C representando um hemiarco mandibular com a presença do dente 33, da PPREL e de um implante osseointegrado Bränemark de 10 x 3,75 mm, sob a base da PPREL.	88
Figura 4 -	Máquina recortadora ISOMET-BUEHLER em sua visão geral.	92
Figura 5 -	Máquina recortadora ISOMET-BUEHLER mostrando os seus dispositivos para fixação e corte.	92
Figura 6 -	Seccionamento do sistema de implante.	93
Figura 7 -	Sistema de implante seccionado.	93
Figura 8 -	Elemento PLANE 2, com 3 arestas em parábola e 6 nós.	94
Figura 9 -	Modelo A após a geração da malha de elementos finitos.	95
Figura 10 -	Modelo B após a geração da malha de elementos finitos.	96
Figura 11 -	Modelo C após a geração da malha de elementos finitos.	96
Figura 12 -	Exemplo de aplicação da força de 45°, no sentido de mesial para distal.	98
Figura 13 -	Mapa de deslocamentos do MA, com aplicação de força vertical.	101
Figura 14 -	Mapa de deslocamentos do MA, com aplicação de força de 45° de mesial para distal.	101
Figura 15 -	Mapa de deslocamentos do MA, com aplicação de força de 45° de distal para mesial.	101
Figura 16 -	Mapa de deslocamentos do MB, com aplicação de força	

	vertical.	102
Figura 17 -	Mapa de deslocamentos do MB, com aplicação de força de 45° de mesial para distal.	102
Figura 18 -	Mapa de deslocamentos do MB, com aplicação de força de 45° de distal para mesial.	103
Figura 19 -	Mapa de deslocamentos do MC, com aplicação de força vertical.	103
Figura 20 -	Mapa de deslocamentos do MC, com aplicação de força de 45° de mesial para distal.	104
Figura 21 -	Mapa de deslocamentos do MC, com aplicação de força de 45° de distal para mesial.	104
Figura 22 -	Mapa geral das tensões do MA, sob força vertical.	106
Figura 23 -	Mapa de tensões do esmalte (MA), sob aplicação de força vertical.	107
Figura 24 -	Mapa de tensões da dentina (MA), sob aplicação de força vertical.	107
Figura 25 -	Mapa de tensões do osso cortical (MA), sob aplicação de força vertical.	108
Figura 26 -	Mapa de tensões osso esponjoso (MA), sob aplicação de força vertical.	108
Figura 27 -	Mapa de tensões da fibromucosa (MA), sob aplicação de força vertical.	109
Figura 28 -	Mapa de tensões do ligamento periodontal (MA), sob aplicação de força vertical.	109
Figura 29 -	Mapa de tensões geral do MA, sob força de 45° de mesial para distal.	110
Figura 30 -	Mapa de tensões do esmalte (MA), sob força de 45° de mesial para distal.	111
Figura 31 -	Mapa de tensões da dentina (MA), sob força de 45° de mesial para distal.	111
Figura 32 -	Mapa de tensões do osso cortical (MA), sob força de 45° de mesial para distal.	112
Figura 33 -	Mapa de tensões do osso esponjoso (MA), sob força de 45° de mesial para distal.	112
Figura 34 -	Mapa de tensões da fibromucosa (MA), sob força de 45° de	

	mesial para distal.	113
Figura 35 -	Mapa de tensões do ligamento periodontal (MA), sob força de 45° de mesial para distal.	113
Figura 36 -	Mapa geral das tensões do MA, sob força de 45° de distal para mesial.	114
Figura 37 -	Mapa de tensões do esmalte (MA), sob força de 45° de distal para mesial.	115
Figura 38 -	Mapa de tensões da dentina (MA), sob força de 45° de distal para mesial.	115
Figura 39 -	Mapa de tensões do osso cortical (MA), sob força de 45° de distal para mesial.	116
Figura 40 -	Mapa de tensões do osso esponjoso (MA), sob força de 45° de distal para mesial.	116
Figura 41 -	Mapa de tensões da fibromucosa (MA), sob força de 45° de distal para mesial.	117
Figura 42 -	Mapa de tensões do ligamento periodontal (MA), sob força de 45° de distal para mesial.	117
Figura 43 -	Mapa de tensões geral do MB, sob força vertical.	119
Figura 44 -	Mapa de tensões do esmalte (MB), sob força vertical.	120
Figura 45 -	Mapa de tensões da dentina (MB), sob força vertical.	120
Figura 46 -	Mapa de tensões do osso cortical (MB), sob força vertical.	121
Figura 47 -	Mapa de tensões do osso esponjoso (MB), sob força vertical.	121
Figura 48 -	Mapa de tensões da fibromucosa (MB), sob força vertical.	122
Figura 49 -	Mapa de tensões do ligamento periodontal (MB), sob força vertical.	122
Figura 50 -	Mapa de tensões da parte acrílica da PPR (MB), sob força vertical.	123
Figura 51 -	Mapa de tensões da estrutura metálica da PPR (MB), sob força vertical.	123
Figura 52 -	Mapa de tensões geral do MB, sob força de 45° de mesial para distal.	124
Figura 53 -	Mapa de tensões do esmalte (MB), sob força de 45° de mesial para distal.	125
Figura 54 -	Mapa de tensões da dentina (MB), sob força de 45° de mesial para distal.	125

Figura 55 -	Mapa de tensões do osso cortical (MB), sob força de 45° de mesial para distal.	126
Figura 56 -	Mapa de tensões do osso esponjoso (MB), sob força de 45° de mesial para distal.	126
Figura 57 -	Mapa de tensões da fibromucosa (MB), sob força de 45° de mesial para distal.	127
Figura 58 -	Mapa de tensões do ligamento periodontal (MB), sob força de 45° de mesial para distal.	127
Figura 59 -	Mapa de tensões da parte acrílica da PPR (MB), sob força de 45° de mesial para distal.	128
Figura 60 -	Mapa de tensões da estrutura metálica da PPR (MB), sob força de 45° de mesial para distal.	128
Figura 61 -	Mapa geral das tensões do MB, sob força de 45° de distal para mesial.	129
Figura 62 -	Mapa de tensões do esmalte (MB), sob força de 45° de distal para mesial.	130
Figura 63 -	Mapa de tensões da dentina (MB), sob força de 45° de distal para mesial.	130
Figura 64 -	Mapa de tensões do osso cortical (MB), sob força de 45° de distal para mesial.	131
Figura 65 -	Mapa de tensões do osso esponjoso (MB), sob força de 45° de distal para mesial.	131
Figura 66 -	Mapa de tensões da fibromucosa (MB), sob força de 45° de distal para mesial.	132
Figura 67 -	Mapa de tensões do ligamento periodontal (MB), sob força de 45° de distal para mesial.	132
Figura 68 -	Mapa de tensões da parte acrílica da PPR (MB), sob força de 45° de distal para mesial.	133
Figura 69 -	Mapa de tensões da estrutura metálica da PPR (MB), sob força de 45° de distal para mesial.	133
Figura 70 -	Mapa geral das tensões do MC, sob força vertical.	135
Figura 71 -	Mapa de tensões do esmalte (MC), sob força vertical.	136
Figura 72 -	Mapa de tensões da dentina (MC), sob força vertical.	136
Figura 73 -	Mapa de tensões do osso cortical (MC), sob força vertical.	137
Figura 74 -	Mapa de tensões do osso esponjoso (MC), sob força vertical.	137

Figura 75 -	Mapa de tensões da fibromucosa (MC), sob força vertical.	138
Figura 76 -	Mapa de tensões do ligamento periodontal (MC), sob força vertical.	138
Figura 77 -	Mapa de tensões da parte acrílica da PPR (MC), sob força vertical.	139
Figura 78 -	Mapa de tensões da estrutura metálica (MC), sob força vertical.	139
Figura 79 -	Mapa de tensões do implante (MC), sob força vertical.	140
Figura 80 -	Mapa de tensões geral do MC, sob força de 45° de mesial para distal.	141
Figura 81 -	Mapa de tensões do esmalte (MC), sob força de 45° de mesial para distal.	142
Figura 82 -	Mapa de tensões da dentina (MC), sob força de 45° de mesial para distal.	142
Figura 83 -	Mapa de tensões do osso cortical (MC), sob força de 45° de mesial para distal.	143
Figura 84 -	Mapa de tensões do osso esponjoso (MC), sob força de 45° de mesial para distal.	143
Figura 85 -	Mapa de tensões da fibromucosa (MC), sob força de 45° de mesial para distal.	144
Figura 86 -	Mapa de tensões do ligamento periodontal (MC), sob força de 45° de mesial para distal.	144
Figura 87 -	Mapa de tensões da parte acrílica da PPR (MC), sob força de 45° de mesial para distal.	145
Figura 88 -	Mapa de tensões da estrutura metálica da PPR (MC), sob força de 45° de mesial para distal.	145
Figura 89 -	Mapa de tensões do implante (MC), sob força de 45° de mesial para distal.	146
Figura 90 -	Mapa geral das tensões do MC, sob força de 45° de distal para mesial.	147
Figura 91 -	Mapa de tensões do esmalte (MC), sob força de 45° de distal para mesial.	148
Figura 92 -	Mapa de tensões da dentina (MC), sob força de 45° de distal para mesial.	148
Figura 93 -	Mapa de tensões do osso cortical (MC), sob força de 45° de	

	distal para mesial.	149
Figura 94 -	Mapa de tensões do osso esponjoso (MC), sob força de 45° de distal para mesial.	149
Figura 95 -	Mapa de tensões da fibromucosa (MC), sob força de 45° de distal para mesial.	150
Figura 96 -	Mapa de tensões do ligamento periodontal (MC), sob força de 45° de distal para mesial.	150
Figura 97 -	Mapa de tensões da parte acrílica da PPR (MC), sob força de 45° de distal para mesial.	151
Figura 98 -	Mapa de tensões da estrutura metálica da PPR (MC), sob força de 45° de distal para mesial.	151
Figura 99 -	Mapa de tensões do implante (MC), sob força de 45° de distal para mesial.	152
Figura 100 -	Gráfico de colunas comparando os valores máximos das tensões da fibromucosa, nos modelos A, B e C, após aplicação de forças vertical (0°) e oblíqua de 45°, de mesial para distal e de distal para mesial.	153
Figura 101 -	Gráfico de colunas comparando os valores máximos das tensões do ligamento periodontal, nos modelos A, B e C, após aplicação de forças vertical (0°) e oblíqua de 45°, de mesial para distal e de distal para mesial.	154
Figura 102 -	Gráfico de colunas comparando os valores máximos das tensões do osso cortical, nos modelos A, B e C, após aplicação de forças vertical (0°) e oblíqua de 45°, de mesial para distal e de distal para mesial.	154
Figura 103 -	Gráfico de colunas comparando os valores máximos das tensões do osso esponjoso, nos modelos A, B e C, após aplicação de forças vertical (0°) e oblíqua de 45°, de mesial para distal e de distal para mesial.	155
Figura 104 -	Gráfico de colunas comparando os valores máximos das tensões do implante, nos modelos A, B e C, após aplicação de forças vertical (0°) e oblíqua de 45°, de mesial para distal e de distal para mesial.	155



Lista de Quadros

Quadro 1 -	Dimensões, em milímetros, do osso cortical, ligamento periodontal, fibromucosa, inserção conjuntiva e epitélio juncional	90
Quadro 2 -	Dimensões dos dentes 33, 34, 35, 36 e 37, em milímetros, de acordo com valores estabelecidos por Figún (1986)	91
Quadro 3 -	Propriedades mecânicas dos elementos que compõem os modelos	97
Quadro 4 –	Deslocamentos máximos, em milímetros, dos modelos A, B e C e suas respectivas localizações	105
Quadro 5 –	Valores máximos das tensões, em MPa, das diferentes estruturas que compõem o modelo A, em todas as situações de força	108
Quadro 6 –	Valores máximos das tensões, em MPa, das diferentes estruturas que compõem o modelo B, em todas as situações de força	134
Quadro 7 –	Valores máximos das tensões, em MPa, das diferentes estruturas que compõem o modelo C, em todas as situações de força	153
Quadro 8 –	Valores da carga de ruptura, em MPa, para os diferentes elementos analisados no estudo	168



Lista de Abreviaturas e Símbolos

Cr-Co	=	Liga de Cromo Cobalto
Ibf	=	Libras-força
Kgf	=	Quilogramas-força
MA	=	Modelo A
MB	=	Modelo B
MC	=	Modelo C
MEF	=	Método dos Elementos Finitos
MPa	=	Mega Pascal
N	=	Newton
PPF	=	Prótese Parcial Fixa
PPR	=	Prótese Parcial Removível
PPREL	=	Prótese Parcial Removível de Extremidade livre
PT	=	Prótese Total



I ntrodução



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).

A reabilitação com prótese parcial removível de extremidade livre (PPREL) merece especial atenção, por parte do profissional, devido à diferença de resiliência entre a mucosa remanescente da área desdentada e o ligamento periodontal do dente suporte. Isto cria 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 e, principalmente, laterais desfavoráveis sobre eles, podendo levar ao aparecimento de inflamação e retração gengival, além do aumento de sua mobilidade (Todescan et al., 1996).⁸⁵

Apesar da dedicação de vários estudiosos em melhorarem o comportamento biomecânico destas próteses (Kratochvil, 1963;⁴⁹ Kratochvil & Caputo, 1974;⁵¹ Eliason, 1983;²² Todescan et al., 1996)⁸⁵,

pode-se observar clinicamente que a PPREL ainda representa um desafio com relação ao tratamento reabilitador. Soma-se a este comportamento biomecânico peculiar o ciclo mastigatório, que possui componentes de força laterais e verticais, podendo agravá-lo ainda mais.

Entretanto, com o advento dos implantes osseointegrados, com sucesso clínico comprovado para tratamentos reabilitadores, principalmente para casos de edentulismo total (Bränemark et al., 1983)⁹, tornou-se possível instituir alternativas de tratamento para pacientes com arcos encurtados, como a colocação de um suporte distal para minimizar a descompensação mecânica e seus efeitos sobre as estruturas de suporte.

Porém, são poucos os trabalhos que relatam a associação das PPRs com os implantes osseointegrados, sendo que a maioria deles faz apenas uma abordagem clínica (Ganz, 1991;²⁷ Battistuzzi et al., 1992;⁵ George, 1992;³⁰ Keltjens et al., 1993;⁴⁷ Giffin, 1996;³² Jang, 1998;⁴⁴ Halterman et al., 1999;³⁵ Pellecchia et al., 2000;⁷¹ Carvalho et al., 2001;¹³ McAndrew, 2002).⁶⁰ Os raros trabalhos de pesquisa existentes abordando este tema são o de Lacerda (1999),⁵³ que analisou, por meio do Método dos Elementos Finitos (MEF), o comportamento das estruturas de suporte da PPREL com encaixe associada a um implante na região distal do rebordo desdentado; o de Mathias (2001),⁵⁹ que através da fotoelasticidade estudou esta associação, entretanto utilizando uma PPREL a grampo e implantes de tamanhos variáveis com magneto; e, por fim, o de Rocha (2001)⁷⁶ que observou, também por meio do MEF, o comportamento do dente suporte e estruturas adjacentes da PPREL a grampo apoiada sobre

um implante na porção distal.

A modelagem por Elementos Finitos é considerada uma técnica bastante eficiente na solução de problemas de engenharia. A diversidade de suas aplicações aumentou notavelmente, resultando em uma ampliação do uso deste método em outras áreas de pesquisa, especificamente naquelas que interagem diretamente com problemas de Engenharia (Rubo & Souza, 2001).⁷⁷ Trata-se de uma ferramenta computacional efetiva adaptada da área da engenharia para a biomecânica dos implantes e das próteses dentais (Geng et al., 2001),²⁹ tendo se mostrado bastante eficaz para examinar complexos comportamentos mecânicos de próteses e estruturas circunvizinhas, sujeitas às forças similares às oclusais que são, de outra maneira, difíceis de serem determinadas (Laganá, 1996;⁵⁵ Lacerda, 1999).⁵³

Em decorrência da escassez de trabalhos acerca da associação de implantes osseointegrados e PPR, o emprego clínico deste tipo de tratamento reabilitador, na maioria das vezes, ocorre de maneira empírica ou, ainda, não ocorre, deixando de beneficiar os pacientes portadores de PPREL convencionais que sofrem com o problema biomecânico próprio deste tratamento reabilitador.

Desta forma, este trabalho tem como objetivo analisar a associação da PPREL com um implante osseointegrado posicionado na região posterior do rebordo residual e as conseqüências da incidência da força sobre este conjunto, variando-se sua direção e sentido, utilizando o Método dos Elementos Finitos bidimensional.



Revisão da Literatura



2 Revisão da Literatura

*“Cada homem tem seu lugar no mundo no tempo que lhe é concedido.
Sua tarefa nunca é maior que sua capacidade para poder cumpri-la.
E la consiste em preencher seu lugar, em servir à verdade e aos homens.”*
João Guimarães Rosa

Para melhor correlacionar os trabalhos científicos e clínicos pesquisados com o tema abordado neste trabalho, esta revisão de literatura foi subdividida em três tópicos, a saber: forças mastigatórias, prótese parciais removíveis de extremidade livre e a associação desta com os implantes osseointegrados. Tendo-se em vista que existem, na literatura mundial, inúmeros estudos enfocando cada um deles, seria quase que impossível utilizarmos todos e, desta forma, foram selecionados, principalmente, aqueles de maior interesse para o este trabalho.

2.1 Forças Mastigatórias

“ Nada acontece que não tenha
sido antes um sonho.”
Carl Sandburg

O sistema mastigatório é a unidade funcional do corpo responsável, primariamente, pela mastigação, fala e deglutição. É composto por ossos, articulações, ligamentos, dentes e músculos. Além disso, há um intrincado sistema de controle neurológico que regula e coordena todos esses componentes estruturais. A mastigação representa o estágio inicial da digestão, quando o alimento é dividido em pequenos pedaços, para facilitar a deglutição. Ela é composta por movimentos rítmicos e bem controlados de abertura e fechamento dos dentes e, conseqüentemente, da mandíbula. Cada um destes movimentos representa uma força de mastigação. A influência dessas forças sobre o sistema estomatognático é muito grande, visto que o equilíbrio entre elas e os tecidos dentais e de suporte gera uma condição harmoniosa e agradável para este complexo aparelho, ao mesmo tempo em que o desequilíbrio entre estas partes pode levar a traumas oclusais, dores nas articulações têmporo-mandibulares e perdas dentárias (Okeson, 2000).⁷⁰

Com relação à força de mordida, Black (1895)⁸ verificou que nos indivíduos dentados ela pode ficar em torno de 125 Kgf (1225 N) e que pode ser modificada através do bloqueio dos nervos periodontais por meio de anestesia local.

Em se tratando de portadores de próteses, a força máxima

de oclusão é maior nas próteses parciais do que nas totais, porém menor do que aquela vista em indivíduos dentados. As pessoas portadoras de prótese total (PT) geralmente apresentam uma força máxima de oclusão de um terço a um sexto daquelas encontradas em pessoas com dentes naturais saudáveis (Carr & Laney, 1987).¹²

A oclusão habitual é a posição na qual os dentes normalmente fazem contato, promovendo uma oclusão livre de contatos prematuros (De Boever et al., 1978).²¹ Quando a mastigação ou a força de mordida, nesta posição, alcança seu máximo, não há movimento mandibular (Atkinson & Shepherd, 1967)⁴ e, conseqüentemente, não há componente horizontal das forças, devido ao deslizar da mandíbula. Lundgren & Laurell (1984)^{5 8} afirmam que, quando as forças exercidas durante as atividades funcionais alcançam esse ponto máximo, as forças de contato são principalmente axiais. Defendem, ainda, que as axiais são claramente predominantes durante atividades funcionais, como oclusão, mastigação e deglutição.

Siegele & Soltesz (1989)⁸⁰ asseguram que os componentes mais comuns das forças oclusais são definidos como verticais e horizontais, em ação estática e afirmam que as forças horizontais são aproximadamente 25% das verticais. Deste modo, o registro de forças direcionadas apenas axialmente pode ser considerado uma limitação de seu estudo.

Yurkstas & Curby (1953)⁹⁴ avaliaram as forças verticais que recaem sobre as próteses durante a mastigação de diversos tipos de

alimentos. Participaram do estudo dois pacientes portadores de PT dupla; dois portadores de PPR classe II mandibular, tendo como antagonista uma PT e, um outro, com dentes naturais no arco antagonista. De um a três sensores de tensão foram incorporados aos dentes artificiais, e conectados a um equipamento eletrônico. Os resultados indicaram que forças relativamente pequenas foram necessárias para a mastigação da maioria dos alimentos presentes na dieta e que, deste modo, estes pacientes possuíam capacidade para mastigar uma grande variedade de alimentos; uma força máxima de 12 kgf (118 N) foi obtida durante a mastigação de determinados tipos de pães; a ingestão de líquido com certos alimentos, por parte dos portadores de PTs duplas, reduziu a força máxima de mastigação, assim como a ingestão de alimentos cozidos.

Atkinson & Shepherd (1967)⁴ avaliaram a posição do dente e as forças desenvolvidas durante a mastigação. Um paciente portador de PT superior e dentes naturais inferiores e outro, portador de PT dupla, em cujos dentes artificiais selecionados foram incorporados sensores de tensão, participaram do estudo. As posições da mandíbula e do dente foram registradas através de fotografia, e as forças desenvolvidas durante a mastigação, através de um osciloscópio. Os autores observaram que forças significantes não se desenvolveram até que os dentes estivessem quase em contato e que, depois do mesmo ser mantido, a força aumentou sem que maiores movimentos fossem detectados.

De Boever et al. (1978)²¹ realizaram uma investigação com o intuito de estudar as forças oclusais funcionais, sob condições normais, e

relacioná-las a diferentes tipos de alimentos e à atividade elétrica dos músculos, com três indivíduos portadores de PPRs. Segundo os autores, as forças exercidas sobre a superfície oclusal, durante a mastigação normal, raramente excedem 5,0 a 7,0 Kgf (49 a 69 N), quando registrados neste tipo de prótese. Os autores concluíram que: 1) a frequência mastigatória é relativamente constante para um dado alimento teste e pode ser alterada através da consistência do alimento, sendo diferente de sujeito para sujeito; 2) as forças mastigatórias funcionais são pequenas quando comparadas com as forças isométricas estáticas de fechamento; 3) são variáveis de sessão para sessão e mudam com a consistência e viscosidade do alimento; 4) na mastigação unilateral, as forças funcionais no lado da mastigação são significativamente maiores do que do lado oposto.

Haraldson et al. (1979)³⁶ estudaram, por meio de questionário, exame clínico, registros eletromiográficos e de força de mordida e atividade muscular postural, a função do sistema mastigatório de 13 mulheres portadoras de próteses implantossuportadas, comparando-as com 10 indivíduos dentados. Ambos os grupos estavam satisfeitos com sua capacidade mastigatória, de acordo com o questionário. Clinicamente, o estado do sistema mastigatório dos dois grupos era normal. Os três níveis de força de mordida (mordida suave, mordida durante a mastigação e mordida máxima) foram registrados através de transdutores de tensão montados em dois garfos de mordida e, também, eletromiograficamente. Com relação à força de mordida com a mandíbula em posição postural, não foram encontradas diferenças significantes entre os grupos em

nenhum dos métodos de registro aplicados, nem mesmo com relação à atividade muscular mastigatória. Os autores concluíram que os pacientes portadores de próteses implantossuportadas possuem função muscular mastigatória igual ou aproximada àquela existente em indivíduos dentados ou portadores de próteses dentossuportadas.

Com o intuito de avaliar as forças da mastigação e deglutição, sem causar distúrbio na oclusão, Gibbs et al. (1981)³¹ realizaram um estudo com 20 pacientes dentados, com idade entre 17 a 55 anos, utilizando um método de transmissão de som como meio de registro. Observaram que as forças oriundas do contato oclusal na mastigação e deglutição, apesar de altas, estão em torno de 40% da força máxima de mordida exercida pelos pacientes, que foi de 74 Kgf (726 N).

Lundgren & Laurell (1984)⁵⁸ propuseram uma metodologia para o estudo das forças oclusais em dentições proteticamente restauradas. O método de medição é baseado no uso de transdutores de tensão que podem ser acoplados em coroas protéticas, em PPFs ou PPRs, sem interferir com a oclusão, devido ao seu reduzido tamanho. Nele, a magnitude, a duração e a frequência das forças podem ser registradas em várias partes da dentição, simultaneamente.

Gunne (1985)³⁴ avaliou a eficiência mastigatória, a experiência subjetiva da performance mastigatória e a ingestão de dieta em 19 pacientes tratados com uma PPR classe I mandibular. Os mesmos foram testados em três ocasiões: 1) antes do tratamento, 2) com as próteses adaptadas e 3) após quatro meses da sua inserção. O autor

observou que a eficiência mastigatória e a experiência subjetiva da performance mastigatória aumentaram, significativamente, com a prótese em posição, mas nenhuma mudança foi encontrada com relação à ingestão de alimentos.

Lassila et al. (1985)⁵⁶ realizaram um estudo com o objetivo de mensurar a força máxima de mordida e examinar a condição intrabucal de 89 pacientes, que foram divididos em três grupos, de acordo com o tipo de prótese que usavam: 1) portadores de PT dupla; 2) portadores de PT superior tendo como antagonista PPREL; 3) dentição natural superior ou PPF contra PPREL. A mensuração foi realizada com um aparelho de sete pontos diferentes de registro, através da colocação de um garfo de mordida entre os dentes antagonistas, enquanto a oclusão era estabilizada contralateralmente por um tubo de plástico. Os autores observaram que a força máxima de mordida foi maior nos pacientes mais novos, nos homens e naqueles que estavam satisfeitos com suas próteses; ela foi menor na presença de algum distúrbio oclusal, especialmente no grupo 1; no grupo 2, a alta força de mordida teve correlação com a fratura das próteses; os portadores de PTs apresentaram força de mordida satisfatória, sendo que a melhor área de mordida estava localizada mais posteriormente em relação aos pacientes que possuíam algum dente natural em ambas as arcadas; e, por fim, que as mudanças na mucosa de suporte e altura negativa do rebordo alveolar de pacientes portadores de PTs diminuem levemente a força de mordida.

Lindquist & Carlsson (1985)⁵⁷ avaliaram, em um período

de três anos, a força de mordida e a eficiência mastigatória num grupo de 27 pacientes desdentados, que apresentavam problemas de adaptação com suas PTs e que receberam primeiramente novas próteses e, posteriormente, uma PT fixa mandibular implantossuportada. A habilidade mastigatória foi avaliada através de um questionário e a eficiência mastigatória, por meio da trituração de alimentos testes. A força de mordida foi mensurada em diferentes situações: com a prótese antiga do paciente, com as próteses convencionais, porém novas, com dois meses e com três anos após a inserção da prótese fixa implantossuportada. Os autores observaram que não houve melhora significativa na eficiência mastigatória após a instalação das novas próteses convencionais. Já com as próteses implantossuportadas houve, notadamente, melhora na avaliação dos pacientes com relação a sua habilidade mastigatória, nos resultados dos testes de eficiência mastigatória e na força de mordida. Os melhores resultados foram observados no período de três anos.

Devido à diminuição na capacidade da força máxima de oclusão, o estado edêntulo pode ser freqüentemente bastante debilitante. Os recentes avanços na área da prótese sobre implante têm trazido novas esperanças para essa população, como a melhora na função oral. Com o intuito de comprovar esta melhora, Carr & Laney (1987)¹² analisaram a força máxima de oclusão (FMO) de 14 pacientes edêntulos portadores de PTs após receberem tratamento com prótese mandibular implantossuportada. Os transdutores de força foram embebidos em um guia de silicone para obter registros das FMO antes e depois do tratamento

com prótese sobre implante. Os resultados indicaram que a FMO aumentou significativamente com o tratamento por meio de próteses implantossuportadas; a FMO dos portadores de PTs convencionais variou de 4,5 a 25,3 libras-força (20 a 114 N) e com a prótese implantossuportada mandibular a variação foi de 10,2 a 57,5 libras-força (46 a 259 N); em geral, os pacientes que eram edêntulos há mais tempo apresentaram um aumento menor da FMO registrada entre um a três meses, após a inserção da nova prótese.

Com a evolução da implantodontia novos conceitos surgiram e dois tipos principais de força do complexo implante-prótese devem ser considerados: força axial e momento de força. A força axial é mais favorável, pois distribui o estresse mais uniformemente ao longo do implante, enquanto o momento de força exerce gradientes de estresse no implante e também no osso. A força de tensão tende a separar a unidade de ancoragem do implante, por isso, esse fenômeno é o que oferece maior preocupação em relação à falha mecânica. A força de compressão, entretanto, pressiona os componentes do sistema juntos e, normalmente, não introduz nenhum problema mecânico na interface osso-implante. Por conseguinte, para se obter sucesso nos resultados, quando um sistema de implante é utilizado em várias situações clínicas, é essencial tecer considerações a respeito dos aspectos mecânicos (de engenharia) da restauração protética, para que as falhas causadas por sobrecarga possam ser minimizadas. Assim, Rangert et al. (1989),⁷³ baseados em considerações teóricas e em suas experiências clínicas com o sistema

Bränemark, enumeraram diretrizes básicas para se controlar as forças mecânicas que atingem o implante e o tecido ósseo. Citaram como regras gerais de engenharia para a posição dos implantes e desenho da prótese: 1) distribuir os implantes ao longo da curvatura da linha oclusal; 2) assegurar bom assentamento entre a prótese e o intermediário e permitir que o parafuso de ouro esteja bem apertado; 3) maximizar o braço de alavanca em, aproximadamente, duas vezes na região de molar e em quatro vezes na de incisivos; 4) maximizar o deslocamento para aproximadamente um diâmetro do intermediário na região de molar e de dois diâmetros na região de incisivos. Afirmaram que, por causa do deslocamento da força axial ou transversal, aquelas mais distantes podem gerar altos momentos de força sobre as próteses parciais suportadas por poucos implantes. Entretanto, através da colocação dos mesmos na linha oclusal, o braço de alavanca pode ser controlado e através da modificação da inclinação das cúspides, a força transversal também. Relataram, ainda, que as experiências clínicas com estas próteses mostram tratamentos com resultado de sucesso, quando as regras de engenharia são discutidas e seguidas.

Hobkirk & Psarros (1992)³⁹ realizaram um estudo para avaliar a influência do material da superfície oclusal de próteses implantossuportadas sobre a força mastigatória máxima de cinco indivíduos. Um transdutor eletrônico de força de três canais foi associado a uma prótese fixa implantossuportada, de articulação balanceada e com cobertura oclusal de resina acrílica ou porcelana, para fazer mensurações,

enquanto os pacientes mastigavam diversos alimentos. Foi encontrado que a média do pico das forças mastigatórias variou consideravelmente de indivíduo para indivíduo, mas foi constante no mesmo paciente. Nenhuma diferença relacionada com o material do dente artificial pôde ser detectada na proporção da força. Em todos os pacientes foi notada a distribuição das forças através dos implantes.

Meijer et al. (1992)⁶² verificaram a distribuição de tensão ao redor de implantes inseridos num modelo bidimensional mandibular, através de uma força vertical de 100 N, que foi imposta sobre eles ou sobre a barra de conexão. O estresse foi calculado com a ajuda do MEF para um número de supra-estruturas sob diferentes condições de força (dois implantes conectados por barra, a mesma situação com extensão distal da barra, implantes independentes, força aplicada uniformemente sobre eles e sobre a extensão). O comprimento dos implantes e a altura da mandíbula também variaram. No modelo onde os implantes eram independentes, houve uma distribuição mais uniforme do estresse quando comparado com o modelo onde foram conectados. O maior estresse compressivo também foi menor no modelo sem a barra. Os autores observaram que o uso de implantes pequenos não teve uma grande influência no estresse ao redor dos mesmos. Quando a altura da mandíbula foi reduzida, um estresse substancialmente maior foi encontrado no osso circunjacente por causa da maior deformação total do arco inferior em reação ao estímulo.

Murphy et al. (1995)⁶⁶ analisaram, por meio do MEF, a distribuição de estresse no tecido ósseo adjacente a um implante

osseointegrado, após a aplicação de forças sobre uma PPF implantossuportada com cantilever distal. Foi utilizado um modelo simplificado representado pelo implante Brånemark de 10 x 3,75 mm, intermediário, tecido ósseo distal ao implante e cantilever da PPF. Forças verticais estáticas de 10 N e também de valores crescentes até 200 N, foram aplicadas sobre o implante e o cantilever. Os resultados evidenciaram que, sob todas as condições de carregamento, o maior estresse ocorreu no osso marginal cervical distal, adjacente ao cantilever. Os autores ressaltaram que em estudos clínicos, esta não é a região do tecido ósseo que apresenta as maiores alterações, vistas radiograficamente. Este fato sugere que a extrapolação dos estudos de MEF para a clínica odontológica deve ser feita com precaução, até que dados sobre as propriedades mecânicas do osso mandibular e maxilar tornem-se disponíveis.

Assif et al. (1996)³ realizaram um estudo para avaliar a transferência de força de uma prótese fixa implantossuportada. Uma mandíbula tridimensional de resina fotoelástica com implantes conectados por uma supra-estrutura serviu de modelo para o estudo. Calibradores de força foram unidos à superfície superior da estrutura e, sobre a mesma, foi aplicada uma força de 7,5 Kgf (74 N) em sete pontos. As mensurações revelaram que houve uma proporção direta entre a distribuição do estresse na estrutura de metal e o estresse criado nas estruturas de suporte ao redor dos implantes; o modo de transferência de força e de distribuição do estresse foi diretamente proporcional à distância dos componentes do

ponto de aplicação da força; a maior parte do estresse foi distribuída dentro do cantilever na conexão do suporte distal, quando a força incidiu sobre ele; a maior distorção foi observada nos dois calibradores próximos do ponto de aplicação da força e ao redor dos dois implantes correspondentes.

Hobkirk & Brouziotou-Davas (1996)³⁷ determinaram os efeitos da força mastigatória sobre próteses mandibulares implantossuportadas, em articulação balanceada ou não balanceada, através de um estudo realizado com um grupo de seis pessoas dentadas, ou portadores de arcos dentais restaurados ou, ainda, que usavam próteses mandibulares implantossuportadas. Picos de força mastigatória, frequência da mastigação e média de força foram determinadas enquanto mastigavam pão, cenouras e nozes. A média do pico de força mastigatória variou de pessoa para pessoa e, juntamente com a força média, foram menores quando os pacientes comeram pão e maiores quando mastigaram nozes, sendo que os valores para a cenoura foram intermediários. Não houve diferença detectável na média do pico de força mastigatória ou média de força quando mastigaram pão para os dois esquemas oclusais; entretanto, elas foram mais baixas na oclusão balanceada, quando mastigaram cenouras e nozes. Foi registrada média do pico de força de mais de 2000 N/seg. A frequência da mastigação foi relativamente consistente independente do tipo de comida.

Ichikawa et al. (1996),⁴⁰ com o intuito de avaliar a distribuição de estresse no implante e nos tecidos moles, realizaram um estudo com PTs implantorretidas utilizando um modelo mandibular de

resina acrílica, recoberto por uma fina camada de polissulfeto, onde foram colocados dois implantes na região dos caninos. Ao redor do implante direito, foram instalados calibradores de tensão e na região do molar direito, uma célula de força. Quatro retentores foram preparados para conectar o implante e a sobredentadura, a saber: 1) retentor magnético (Magfit 400, GC); 2) retentor magnético modificado com silicone; 3) retentor tipo bola pré-fabricado; 4) nenhum tipo de retentor. Forças estáticas e dinâmicas foram aplicadas bilateralmente na região de molar através de um jig oclusal. Os autores concluíram que houve diferença significativa na distribuição do estresse entre os retentores utilizados; o estresse oclusal se concentrou ao redor do implante, principalmente, na região distal; e o retentor magnético modificado promoveu ótima distribuição do estresse.

Kaukinen et al. (1996)⁴⁵ investigaram a influência do desenho oclusal na transmissão de força sobre uma prótese implantorretida e o tecido ósseo. Um implante Bränemark de 10 x 3,75 mm foi colocado num segmento de osso bovino, que foi mantido em meio úmido, e uma prótese implantorretida foi simulada com dentes anatômicos (de 33°) e não-anatômicos (de 0°) de resina acrílica. Forças verticais foram aplicadas e os dados foram analisados, comparando-se aquelas requeridas para causar quebra inicial do alimento, a força máxima para a quebra antes do término do ciclo e a máxima tensão registrada pelos calibradores ao nível do tecido ósseo. Os autores puderam concluir que a força inicial de quebra para o desenho oclusal com cúspides de 33°

foi maior do que para o desenho com cúspides em 0°; não houve diferença significativa entre a força máxima de quebra ou tensão máxima nos dois desenhos oclusais; e, por fim, a configuração oclusal e a angulação das cúspides das próteses implantorretidas têm um importante significado na transmissão de força para o tecido ósseo. Desta maneira, afirmam que se ela apresentar um desenho oclusal ideal, com cúspides de inclinação reduzida, anatomia oclusal rasa e amplas fossas e ranhuras, não prejudicará a distribuição das forças da mastigação e poderá, até mesmo, minimizá-las.

No mesmo ano, Sertgoz & Guvener⁷⁹ realizaram um estudo para investigar a distribuição de estresse na interface osso-implante de uma prótese fixa implantossuportada, usando cantilever de diferentes tamanhos (7, 14 e 28 mm) e diferentes comprimentos de implante (7, 15 e 20mm), através do MEF tridimensional. Modelos mandibulares foram criados com a prótese em cantilever bilateral suportada por seis implantes. Forças verticais de 75 N e horizontais de 25 N foram aplicadas na distal do cantilever. Os autores observaram que o estresse máximo ocorreu na interface osso-implante mais distal, do lado da aplicação da força e que o mesmo aumentou significativamente com o comprimento do cantilever. Não houve diferença estatisticamente significativa entre o comprimento dos implantes.

Pellizzer (1997)⁷² realizou um estudo para determinar as forças de mordida de 73 indivíduos portadores de PPRs classe I, II ou III na mandíbula e PT, PPR ou ainda PPF no arco antagonista. A força de

mordida foi determinada com o auxílio de um gnatodinamômetro de célula de carga. Observando os resultados, o autor pôde concluir que: 1) as forças de mordida determinadas com uma semana de diferença não se reproduziram na metade dos indivíduos e três determinações, na mesma sessão, mostraram grande variabilidade entre elas; 2) as selas de extremidade livre promoveram forças muito baixas; 3) quando o arco antagonista era uma PT, elas foram baixas em todos os casos; 4) os homens apresentaram força de mordida maior que a das mulheres; e 5) quando a PPR inferior era de classe III, os dentes naturais molares e pré-molares conduziram a valores maiores do que os observados nas classes I e II.

Rangert et al. (1997),⁷⁴ levando em consideração as diferenças biomecânicas inerentes ao tratamento com implantes de arcos total e parcialmente edêntulos, propuseram uma lista de procedimentos que norteia o clínico durante o planejamento e conseqüente tratamento com prótese sobre implantes, a fim de enumerar e avaliar as situações deletérias de sobrecarga. Citaram como fatores de risco: 1) número de implantes menor que o valor de suporte; 2) implantes conectados a dentes naturais; 3) implantes em linha reta; 4) cantilever; 5) excessiva altura da coroa; 6) história de bruxismo; 7) fratura de dentes como resultado de fatores oclusais; 8) prótese sobre implante contatando durante os movimentos excursivos; 9) capacidade de força do implante; 10) precisão do ajuste da prótese sobre os implantes; 11) retenção do parafuso; 12) cimentação.

Takanashi & Kishi (1997)⁸⁴ avaliaram a função mastigatória de sete indivíduos portadores de próteses sobre implantes na região de molar inferior. Os movimentos mastigatórios, a descarga mioelétrica e o contato oclusal foram examinados no mesmo indivíduo, comparando-se o lado da prótese sobre implante com o lado oposto, que possuía restaurações ou PPF convencional. Goma de mascar, amendoim e geléia de feijão sem açúcar foram os alimentos testes utilizados. Os autores observaram, a partir dos registros, que não houve diferenças significativas entre o lado da prótese implantossuportada e o lado oposto, com relação ao movimento mandibular, condição de contato oclusal e sensação de mastigação. Os dados sugerem que há mínima diferença na habilidade mastigatória entre o lado da prótese implantossuportada e o lado da dentição natural.

Também no mesmo ano, Tuncelli et al.⁸⁶ investigaram os efeitos de vários diâmetros de implantes, sobre os níveis de estresse, na região posterior da mandíbula, usando o MEF tridimensional. Foram confeccionados quatro modelos, sendo que, em todos eles, foram colocados implantes cilíndricos ocos, de diâmetros variáveis de 3,5, 4,5 e 6 mm. As forças de mordida de 200 N foram aplicadas verticalmente sobre o segundo molar (L2), na união entre primeiro e segundo molares (L3), sobre o primeiro molar (L4) e de 50 N, horizontalmente, na distal do segundo molar (L1). Os autores utilizaram forças associadas para cada modelo: L1 e L2 para o modelo com implante angulado independente; L1 e L4 para o com implante padrão independente; L1 e L3 para aquele com os

implantes angulado e padrão conectados e, por fim, L1 e L4 para o modelo com os dois implantes conectados ao dente natural (segundo pré-molar). Os autores puderam concluir que os implantes de diâmetros aumentados reduziram a distribuição do estresse e que os angulados apresentam vantagens, sobre os outros, em resistir aos efeitos prejudiciais das forças horizontais. Eles afirmaram que, neste estudo, os implantes de 4,5 mm foram mais aceitáveis que os de 6 mm, especialmente na região posterior da mandíbula. Sugeriram ainda que investigações futuras, sobre a resposta biológica das estruturas ósseas variando-se a quantidade de estresse, devam ser realizadas.

Preocupados com a influência da deformação mandibular sobre a distribuição de força e o número de implantes, Hobkirk & Havthoulas (1998)³⁸ realizaram um estudo com réplicas de mandíbulas em resina acrílica, onde seis implantes Bränemark foram colocados na região entre os forames mentonianos. Quatro calibradores de tensão, colocados sobre os intermediários, mediram as forças que foram aplicadas oclusalmente, em diferentes localizações, sobre uma supra-estrutura de ouro. A mandíbula foi suportada por sua borda inferior e, em outro momento, suspensa por uma estrutura que simulava sua situação natural. Os autores observaram que, quando a mandíbula estava suspensa, consideráveis diferenças foram associadas em relação à transmissão de forças. Forças maiores e grandes forças de extrusão foram detectadas, particularmente quando os implantes foram conectados. Por fim, concluíram que a deformação mandibular é um fator significativo no

desenho de uma prótese mandibular estabilizada por implantes.

Stegaroiu et al. (1998),⁸³ através do MEF, compararam a distribuição do estresse no osso ao redor de implantes independentes, usando três desenhos de tratamento para uma mandíbula parcialmente edêntula, sob forças axial (AX), bucolingual (BL) ou mesiodistal (MD). Para cada uma destas forças, o maior estresse foi encontrado no modelo com uma prótese em cantilever suportada por dois implantes (M2). Um estresse menor foi encontrado no modelo com a PPF convencional sobre dois implantes (M3), sendo que o menor deles foi observado no modelo com três coroas conectadas suportadas por três deles (M1). Quando a força BL foi aplicada ao M3, o estresse no osso cortical foi alto, comparável àquela calculada para M2 com a mesma força. Quando forças AX ou MD foram aplicadas ao M3, o estresse no osso cortical foi baixo, similar ao encontrado no M1 sob cada uma destas forças.

Inan & Kesim (1999),⁴² por meio da análise fotoelástica, estudaram o estresse funcional no rebordo alveolar criado pelos materiais usados em próteses implantossuportadas. Num modelo mandibular fotoelástico com ausência unilateral do segundo pré-molar, primeiro e segundo molares, foram colocados dois implantes de 10 x 3,5 mm, nas regiões do segundo pré-molar e segundo molar e sobre eles foram feitas supra-estruturas de diferentes materiais, como porcelana, resina acrílica, resina composta e liga de níquel-cromo. Forças de 20 Kgf (196 N), verticais e inclinadas em 45°, foram aplicadas sobre o modelo. Com o auxílio de um polariscópio de transmissão, os autores puderam concluir que: 1) houve

diferença estatisticamente significativa entre as forças vertical e inclinada para todos os materiais usados; 2) a maior distribuição de estresse ao redor do ápice do implante foi observada na porcelana, seguida da resina acrílica; 3) os dois tipos de resina composta apresentaram valores semelhantes; 4) a liga de níquel-cromo mostrou a menor distribuição de estresse.

Nishimura et al. (1999)⁶⁹ desenvolveram um trabalho laboratorial com o objetivo de examinar o comportamento das estruturas de suporte de uma PPF mandibular, suportada por implantes e dentes naturais, que foram unidos através de conectores rígidos e não-rígidos, sob a simulação de forças verticais de 135 N sobre os implantes e de 90 N sobre o dente natural, utilizando a análise fotoelástica. Também objetivaram analisar a variação de suporte com um ou dois implantes. Para tanto, foi confeccionado um modelo de extremidade livre, com ausência dos dentes 35, 36, 37. O dente 34 recebeu um preparo de metalocerâmica convencional. Dois implantes de 13 x 3,75 mm foram incluídos no modelo, nas regiões de primeiro e segundo molares. As próteses foram confeccionadas com diferentes tipos de conexão: nenhuma conexão, apenas contato proximal (PPF implantossuportada em cantilever); união rígida soldada e conexão não-rígida (encaixe de precisão). Os autores observaram que: ocorreu baixa tensão apical no dente ou implante, com forças aplicadas mais distantes do elemento de suporte; apesar do menor estresse ter sido notado durante o uso de conectores não-rígidos, o conector rígido, em situações particulares, causou apenas estresses

levemente maiores nas estruturas de suporte; no caso de restauração suportada por dois implantes, a conexão rígida demonstrou transferência mais ampla do estresse. Os mesmos advogam que a seleção do desenho do conector deve ser baseado no estado periodontal dos dentes e no suporte promovido pelos implantes.

Vaz et al. (1999)⁸⁸ realizaram um estudo a fim de verificar a distribuição dos esforços mastigatórios em mandíbulas sob próteses do tipo sobredentaduras e PT convencional. Três modelos foram obtidos pela moldagem de uma mandíbula humana desdentada e confeccionadas em material fotoelástico. A disposição dos pilares radiculares nas réplicas originou três grupos: 1) mandíbula sem raízes suportes (grupo controle); 2) mandíbula com raízes dispostas bilateralmente na arcada dentária correspondendo às raízes de dois caninos; e 3) mandíbula com a raiz de um canino e de um molar dispostas no mesmo hemiarco de maneira unilateral. Sobre estas estruturas, foram confeccionadas PT convencional e sobredentaduras, respectivamente, as quais ocluíram em um modelo padrão de resina acrílica termopolimerizável, montado num articulador semi-ajustável para a aplicação do carregamento (20 N), simulando uma carga mastigatória. Após o congelamento das tensões, as réplicas foram cortadas em sua linha mediana e analisadas num polariscópio de transmissão. Pelo padrão de distribuição de tensões observadas, os autores puderam concluir que: a) os três modelos fotoelásticos testados apresentaram diferentes padrões de distribuição de tensão; b) a mandíbula do grupo 1 concentrou mais tensões na região de rebordo; c) o grupo 2

apresentou a melhor distribuição das tensões, quando comparado com os outros grupos, pois concentrou a tensão no ápice dos dentes pilares, minimizando sua concentração na região desdentada; d) no grupo 3 houve maior concentração dos esforços tanto nos ápices radiculares como na região intermediária desdentada.

Fontijn-Tekamp et al. (2000)²⁶ registraram a força de mordida e a eficiência mastigatória de sete grupos de pacientes: 1) portadores de sobredentaduras implantorretidas; 2) sobredentaduras sobre raízes; 3) portadores de PTs convencionais em mandíbulas com altura baixa; 4) o mesmo que o anterior, só que em mandíbulas altas; 5) dentição natural com arco reduzido; 6) dentição completa em pacientes com idade avançada; e, por fim, 7) pacientes jovens com dentição completa. Utilizaram um mini transdutor de força de mordida, colocado na região de segundos pré-molares (dentados) e primeiros molares (desdentados). Os resultados mostraram que a força de mordida alcançada com as sobredentaduras implantorretidas foi intermediária entre a alcançada nas dentições artificiais e naturais. A eficiência mastigatória foi significativamente maior do que a de pacientes do grupo 3, mas ainda menor que a dos grupos 2 e 4. A variação de valores da altura das mandíbulas revelaram significativas diferenças na eficiência mastigatória entre os grupos 3 e 4. Além disso, pacientes com arco dental encurtado exibiram forças de mordida similares às dos grupos 6 e 7, mas sua eficiência mastigatória foi limitada devido à superfície oclusal reduzida. Para todos os grupos combinados, uma correlação expressiva foi

encontrada entre a máxima força de mordida e a eficiência mastigatória.

No mesmo ano, com o objetivo de estudar a reabilitação mastigatória em um grande número de indivíduos portadores de diferentes tipos de próteses e também detectar diferenças entre as habilidades mastigatórias antes e imediatamente após a inserção de novas próteses, Miyaoura et al.⁶⁴ realizaram um estudo inicialmente com 590 pacientes, que tiveram suas habilidades mastigatórias analisadas por meio de uma película detectora de pressão (Prescale, Fuji Photo Film Co.). Os pacientes foram divididos em quatro grupos, de acordo com o tipo de dentição posterior: prótese total (PT), prótese parcial removível (PPR), prótese parcial fixa (PPF) e dentição natural (DN). As forças mastigatórias dos portadores de PPF, PPR e PT foram de 80, 35 e 11%, respectivamente. Os portadores de PT mostraram a maior pressão de mastigação entre os quatros grupos, seguidos pelos portadores de PPR. No estudo clínico individual, a força e a pressão mastigatórias e também a área de contato oclusal de 85 pacientes foram analisadas. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre a mastigação antes e imediatamente depois da inserção das próteses. Entretanto, os autores observaram uma melhora na adaptação funcional das próteses, dois meses após sua instalação.

Çehreli & Iplikçioglu (2002)¹⁴ realizaram um estudo com o intuito de comparar a tensão causada por PPFs implantossuportadas sob cargas axiais e fora do longo eixo do implante. Dez implantes incorporados com calibradores de tensão, configurados para simular diferentes situações clínicas, foram embebidos em um modelo experimental. Quatro grupos de

dois implantes receberam sete PPFs de três elementos que foram cimentadas provisoriamente. Uma força vertical de 50 N axial e a dois milímetros do longo eixo do implante foi aplicada em localizações pré-determinadas. As tensões foram registradas em tempos padronizados, seguindo-se cada seqüência de carregamento. Para todos os desenhos de prótese, as forças fora do longo eixo geraram mais tensão que as axiais e causaram momentos de força sobre os implantes, o que pode induzir uma perda óssea na região do cervical do implante. Os autores afirmaram que o uso de implantes de largo diâmetro, contatos oclusais apropriados e mesa oclusal estreita podem promover forças axiais, mais benéficas.

No mesmo ano, Dalkiz et al.¹⁹ investigaram os desenhos de próteses implantossuportadas em casos de edentulismo parcial de extremidade livre, utilizando o MEF tridimensional. Um modelo edentado posterior, que possuía o incisivo central, incisivo lateral, canino e suas estruturas de suporte, recebeu um implante de 13 x 4 mm, na região de segundo molar. Três modelos com próteses fixas dentoimplantossuportadas foram confeccionados, com diferentes desenhos de conexão rígida: entre um dente (canino) e o implante; dois dentes (incisivo lateral e canino) e três dentes (incisivos e canino). Os três modelos foram carregados com forças verticais e anguladas em 30° na direção vestibulo-lingual e línguo-vestibular. Os autores observaram que o estresse ao redor do canino, produzido pelas forças de mordida aplicadas à prótese, foi maior do que aquele visto nas raízes dos incisivos. No caso de próteses suportadas pelo implante, canino e incisivo lateral, a raiz do

canino também apresentou maior estresse. Já naquelas suportadas tanto pelo canino, incisivos lateral e central e pelo implante, a distribuição do estresse foi mais equilibrada. Apesar de várias teorias terem sido propostas com relação à intrusão de dentes naturais conectados a implantes, os autores afirmam que este tema ainda é desconhecido, e advogam que, quando não for possível confeccionar-se uma prótese totalmente suportada por implantes, uma adequada seleção do caso e um cuidadoso plano de tratamento devem ser realizados a fim de se reduzir sua ocorrência.

Ainda no ano de 2002, com o objetivo de comparar os efeitos do diâmetro, comprimento e número de implantes sobre a distribuição de tensão no osso, através do MEF, Iplikcioglu & Akça⁴³ realizaram um estudo com um modelo tridimensional de uma mandíbula classe II de Kennedy, onde seis configurações de PPF de três elementos foram obtidas. Duas delas foram suportadas por três implantes de 3,75 mm de diâmetro e comprimento variável (8 e 10 mm). As demais foram suportadas por dois implantes terminais (8 x 3,75 mm; 10 x 3,75 mm; 8 x 4,1 mm; 10 x 4,1 mm). Forças oblíquas de 400 N, verticais de 200 N e horizontais de 57 N foram simuladas. Foram avaliadas as cargas de tensão e de compressão no osso cortical ao redor dos implantes e tensão de Von Mises. Os resultados mostraram que, apesar da mudança no comprimento dos implantes não diminuir os níveis de tensão, valores menores de tensão e compressão foram observados no osso ao redor dos implantes com configurações maiores. Uma distribuição semelhante de tensão foi

observada nas próteses suportadas por dois implantes largos em comparação àquelas suportadas por três implantes. Os autores concluíram que com o uso de implantes de 10 x 4,1 mm, situados nos extremos da PPF de três elementos, a distribuição de tensão ao seu redor ficou dentro dos limites fisiológicos.

2.2 As Próteses Parciais Removíveis de Extremidade Livre

“Jamais te será dado um desejo sem
que te seja outorgado o poder
de torná-lo realidade.”

Richard Bach

A obtenção de um equilíbrio funcional satisfatório para uma prótese que possui uma parte assentada no tecido dental duro e outra parte sobre a mucosa resiliente é um problema que desafia os cirurgiões dentistas há muitos anos. Mesmo que o dente possa se movimentar axialmente em seu alvéolo, a compressibilidade da mucosa e a instabilidade dos tecidos subjacentes são as considerações mais importantes (Kratochvil, 1963;⁴⁹ Nally, 1973).⁶⁸

O tratamento com PPR deve considerar, cuidadosamente, todos os princípios biomecânicos do desenho, a fim de restaurar a função, ao mesmo tempo em que preserva os tecidos bucais remanescentes (Argerakis, 1985).¹

Neste contexto, as PPRs de extremidade livre representam um dos maiores desafios na área da prótese dentária, constituindo-se numa das situações mais difíceis e instigantes quanto à sua resolução, uma vez que têm sido relacionadas ao desencadeamento de eventual mobilidade e possível destruição do periodonto de dentes suportes, requerendo do profissional, não só o seu conhecimento específico, mas também um amplo domínio de grande parte das especialidades relacionadas à Odontologia

(Nairn, 1966).⁶⁷

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. 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 (McCracken, 1960;⁶¹ Nally, 1973;⁶⁸ Cardoso et al., 1988;¹¹ Todescan et al, 1996).⁸⁵

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, principais responsáveis pelo suporte das cargas mastigatórias. Por outro lado, o rebordo residual não apresenta qualquer estrutura para suportar essas cargas, contudo ele é freqüentemente utilizado para tal fim. O que se observa, clinicamente, é que o rebordo residual, sob a base de próteses removíveis dentomucossuportadas, sofre constante e progressiva reabsorção, que se torna acentuada, quando há excessiva concentração de cargas oclusais e quando sua distribuição corre de maneira irregular e não homogênea, por toda a extensão do rebordo remanescente (Cardoso et al.,

1988).¹¹

As PPRs continuam sendo uma consideração protética essencial em muitos casos de reconstrução oral, especialmente quando o rebordo desdentado posterior necessita ser restaurado. As PPREL 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 (Giffin, 1996).³² 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 (George, 1992).³⁰

Com relação à distribuição das forças laterais, Weinberg (1956)⁹⁰ descreveu a influência que conectores e braços de oposição rígidos exercem sobre a distribuição da força aplicada lateralmente. O autor afirmou que quanto maior a rigidez destes componentes, mais efetiva é a distribuição da força nos demais dentes suportes.

Kratochvil (1963),⁴⁹ 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)⁶⁷ 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 plano oclusal 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).⁴⁶

Nally (1973)⁶⁸ 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 a 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 & Caputo (1974)⁵¹ 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 libras-força (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 & Farah (1978)¹⁸ 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 apenas na altura do contorno 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)⁵⁰ 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),²² 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)¹ 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)⁶ descreveram uma razão para se desenhar uma PPR de extensão distal, sugerindo uma modificação do grampo RPI proposto por Kratochvil (1963).⁴⁹ 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 distovestibular 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)¹¹ 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 às selas, estas devem ser o mais abrangentes possível assentando-se sobre toda a área chapeável do rebordo alveolar.

Bergman & Ericson (1989)⁷ 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),¹⁵ 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)⁸⁷ 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)¹⁶ 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.

Guedes et al. (1995),³³ 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 & Zanetti (1995)⁵⁴ 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.

Budtz-Jørgensen (1996)¹⁰ 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.

Laganá (1996)⁵⁵ 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)⁴¹ 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.

Silva & Gil (1999)⁸¹ 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 PPREL. 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, 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 PPREL.

Frank et al. (2000)²⁴ realizaram um estudo com 82 voluntários submetidos a 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 PPREL 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)⁷⁸ 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 mostrou menor tensão. Este formato de grampo a barra em I mostrou ser o preferível, do ponto de vista biomecânico.

2.3 Associação entre a Prótese Parcial Removível e os Implantes Osseointegrados

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

José Saramago

O sucesso dos implantes osseointegrados no tratamento de pacientes completamente desdentados já é bem conhecido. Os princípios da osseointegração desenvolvidos por Bränemark (1983)⁹ possibilitam tratamentos com índices de sucesso bastante elevados, em se tratando de próteses fixas totais ou parciais.

Os implantes osseointegrados são diretamente conectados ao osso sem nenhum tecido mole intermediário, o que promove transferência direta das forças ao tecido ósseo de ancoragem (Bränemark, 1983;⁹ Inan & Kesim, 1999).⁴²

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)⁶⁵ 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)²⁷ 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.

A escolha do tipo de prótese implantossuportada que o paciente vai receber, se fixa ou removível, depende de considerações como seus desejos, habilidade de higienizá-la corretamente, condições anatômicas do rebordo edêntulo e, por fim, condições financeiras (Ganz, 1991;²⁷ George, 1992).³⁰ Assim, é prudente considerar o uso dos implantes em localizações específicas para auxiliarem na estabilização dos dentes remanescentes através de uma PPR dentoimplantossuportada (George, 1992).³⁰

Battistuzzi et al. (1992)⁵ 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.

George³⁰, 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)⁴⁷ 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.

Giffin (1996)³² 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)⁴⁴ 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)³⁵ 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.

Kuboki et al. (1999)⁵² realizaram um estudo com 83 pacientes para comparar o nível de qualidade de vida entre pacientes portadores de próteses sobre implantes (grupo 1), PPPREL classe II mandibular (grupo 2) e pacientes desdentados distais unilaterais mandibular 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.

No mesmo ano, Lacerda⁵³ 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.

Misch (1999)⁶³ ressaltou particularidades da região posterior da boca, de interesse para a Implantodontia e para a instalação das próteses. Segundo o autor, o volume de osso é reduzido, devido ao seio maxilar ou ao canal mandibular; a resistência óssea é diretamente relacionada com sua densidade, que geralmente é mais pobre nesta região; as forças são freqüentemente 300% maiores do que as regiões anteriores e a densidade óssea e a resistência são de 50 a 200% mais pobres. Inversamente, os implantes de maior comprimento são inseridos nas regiões anteriores. O autor sugeriu que são necessários métodos para aumentar a área superficial funcional, notavelmente nos primeiros cinco a

oito milímetros próximos à crista, lembrando que os implantes convencionais aumentam a área superficial de 20 a 30%, quando o diâmetro acresce cerca de dois milímetros. Portanto, esta manobra pode não ser suficiente para compensar a maior magnitude de força nas regiões posteriores. Deste modo, um aumento na profundidade da rosca ou uma alteração no passo de rosca pode levar a um aumento de mais de 300% na área superficial funcional.

Pellecchia et al. (2000)⁷¹ 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)¹³ 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)^{5 9} 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 concentraram-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)^{7 6} 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, Starr⁸² 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)⁶⁰ 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.

É possível notar, levando-se em consideração a literatura consultada, que aumentam as possibilidades para a reabilitação protética de espaços edêntulos. Além disso, a distribuição adequada das forças permite uma melhor preservação do rebordo alveolar e maior longevidade das próteses instaladas. Assim, a realização deste estudo está justificada em virtude dos desafios clínicos e das oportunidades para novas pesquisas representados pela restauração de arcos parcialmente desdentados, por meio de implantes e PPRs.



Proposição



3 Proposição

É proposta deste trabalho, utilizando o Método de análise bidimensional dos Elementos Finitos:

1. Verificar o deslocamento e a tensão nos modelos com PPR convencional e com PPR apoiada sobre o implante osseointegrado;
2. Comparar o efeito das forças oblíquas de 45° com a força vertical sobre os modelos;
3. Comparar o sentido da força de 45° sobre os modelos;
4. Verificar o comportamento do dente suporte frente à presença do implante osseointegrado.



Material e Método



4 *Material e Método*

A metodologia utilizada neste estudo baseou-se no trabalho de Rocha (2001)^{7 6}.

Para desenvolvê-la, foi necessária a utilização de um computador (Pentium III – 650 MHz/128 Mb de memória RAM, 20 Gb de disco rígido), de um scanner (Scan Jet 6100 C – Hewlett Packard) e dos programas AutoCAD 2000 (Autodesk Inc, USA) e ANSYS 5.4 (Swanson Analysis Systems, Houstoun, Pa).

4.1 Modelos:

Foram elaborados três 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 altura óssea mandibular, a

espessura da estrutura metálica de Cromo-Cobalto (CrCo) e o número de dentes artificiais.

Os modelos elaborados estão descritos a seguir:

Modelo A (MA) - representando um hemiarco mandibular sem suporte posterior com a presença do dente 33 apenas (Figura 1).

Modelo B (MB) – semelhante ao MA, apresentando uma PPREL convencional, com apoio metálico na região inciso-distal do dente 33, em substituição aos dentes 34, 35, 36 e 37 (Figura 2).

Modelo C (MC) - semelhante ao MB, diferenciando-se deste pela presença de um implante osseointegrado Bränemark de 10 x 3,75 mm, localizado na região de segundo molar, sob a base da PPREL (Figura 3).

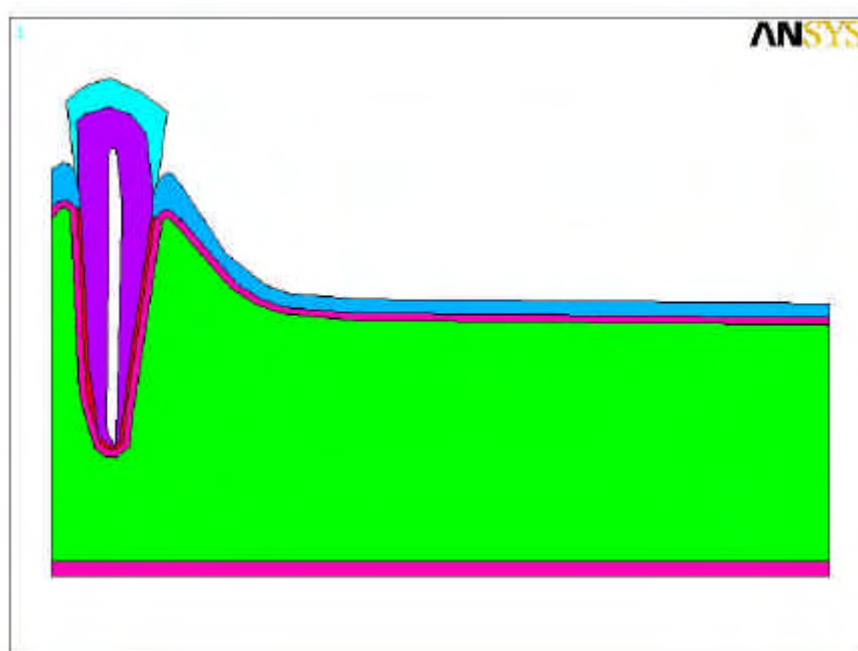


FIGURA 1 - Modelo A representando um hemiarco mandibular sem suporte posterior, com a presença do dente 33.

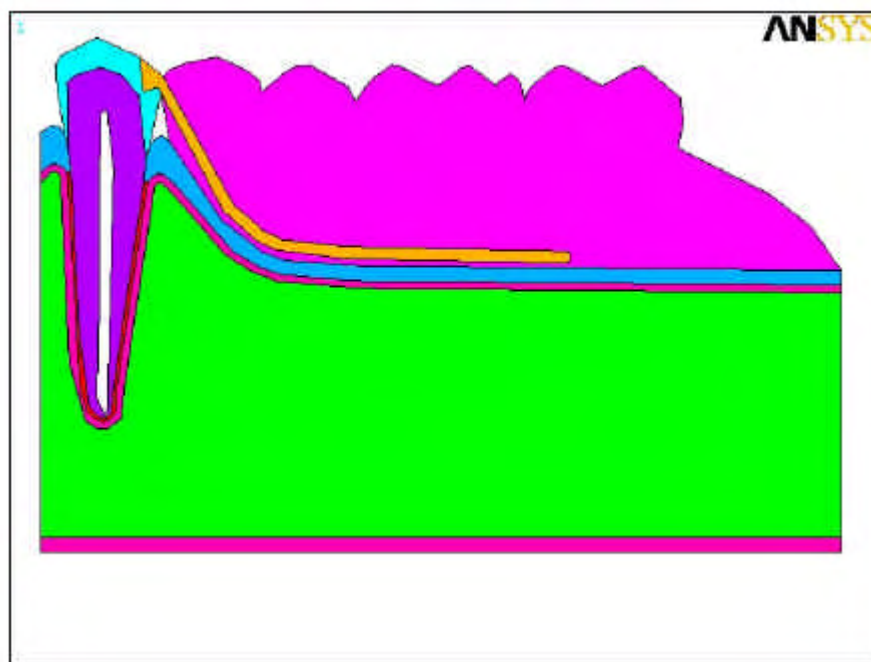


FIGURA 2 - Modelo B representando um hemiarco mandibular com a presença do dente 33 e de uma PPREL convencional.

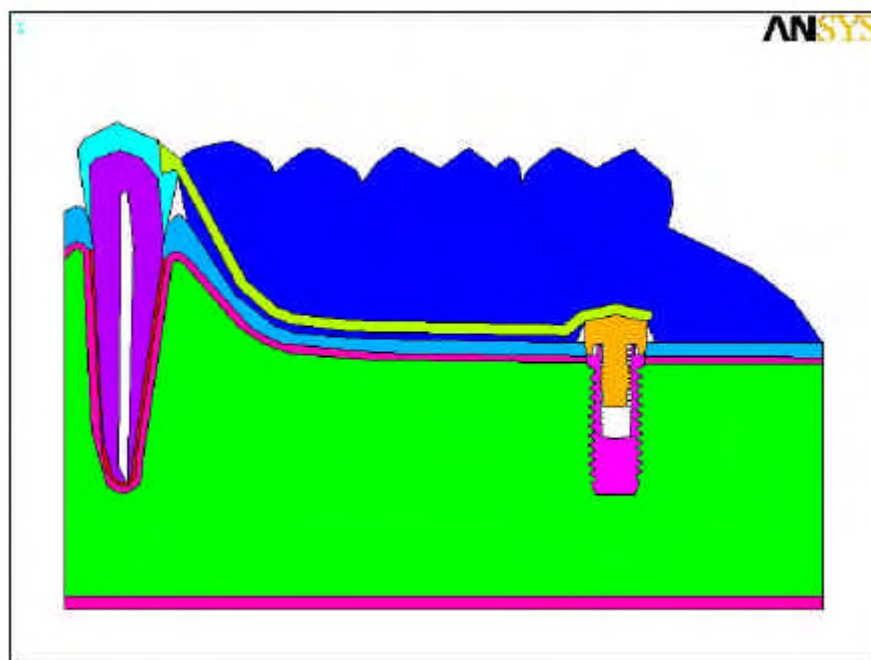


Figura 3 - Modelo C representando um hemiarco mandibular com a presença do dente 33, da PPREL e de um implante osseointegrado Brånemark de 10 x 3,75 mm, sob a base da PPREL.

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 componentes dos modelos puderam, assim, ser reproduzidos dentro de um padrão de fidelidade elevado.

Após a elaboração dos modelos, os mesmos foram exportados para o programa de elementos finitos – ANSYS 5.4 (Swanson Analysis Systems, Houston, Pa), sob execução do Departamento de Engenharia Mecânica, da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira – UNESP. 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;²⁹ Rubo & Souza, 2001).⁷⁷

4.3 Geometria das Estruturas:

4.3.1 Mandíbula e Ligamento Periodontal:

A mandíbula foi representada por um bloco envolvendo o

dente suporte, sendo que as dimensões das estruturas como osso cortical, ligamento periodontal, fibromucosa e as distâncias referentes à junção cimento-esmalte 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) ⁵³	Osso Cortical	0,50
Coolidge (1937) ¹⁷	Ligamento Periodontal	0,25
Rebóssio (1963) ⁷⁵	Fibromucosa	1,00
Gargiulo et al. (1961) ²⁸	Inserção Conjuntiva	1,00
Gargiulo et al. (1961) ²⁸	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),²⁵ 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 mésio-distal, foi registrada.

Quadro 2 – Dimensões dos dentes 33, 34, 35, 36 e 37, em milímetros, de acordo com valores estabelecidos por Figún (1986)²⁵

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 em CrCo foram utilizadas de acordo com Rocha (2001),⁷⁶ que realizou mensurações em 5 pontos distintos, utilizando um paquímetro digital e obteve uma média de 0,8 mm, a qual foi aplicada em toda a extensão da estrutura metálica, com exceção do apoio disto-incisal, que mostrou uma média de 2,0 mm de espessura.

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 a fibromucosa, incluindo a malha de retenção e o conector menor.

4.3.4 Sistema de Implante e a Conexão com a PPR

O 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. Vale ressaltar que o implante atuou apenas como suporte e, para isto, utilizou-se somente o pilar de cicatrização RP – 26560, de 5 x 2 mm.

Para a criação do modelo matemático envolvendo o implante, seguiu-se a técnica estabelecida por Darbar et al. (1995)²⁰ e modificada por Rocha (2001).⁷⁶ O implante, com o referido pilar de cicatrização montado, foi incluído em resina acrílica ativada quimicamente – Ortoclas (Artigos Odontológicos Clássico Ltda). Após criterioso acabamento e polimento, o conjunto foi posicionado em uma recortadora (Isomet – BUEHLER) para ser seccionado ao meio, no sentido do seu longo eixo, possibilitando a visualização direta do passo de rosca, da superfície interna e da adaptação entre os componentes (Figuras 4, 5, 6 e 7).



FIGURA 4 - Máquina recortadora ISOMET-BUEHLER em sua visão geral.

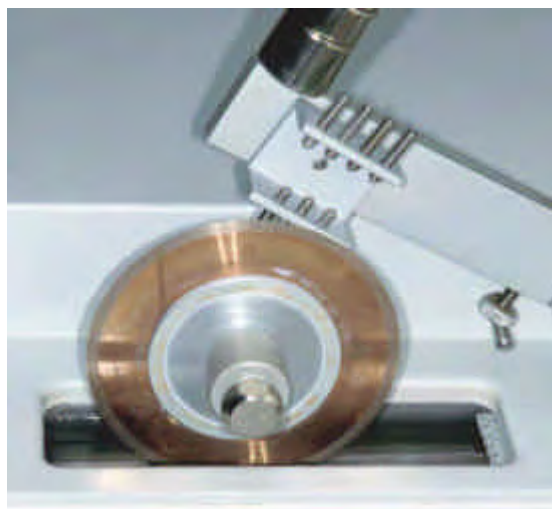


FIGURA 5 - Máquina recortadora ISOMET-BUEHLER mostrando os seus dispositivos para fixação e corte.



FIGURA 6 - Seccionamento do sistema de implante. (Gentilmente cedida pelo Prof. Eduardo P. Rocha).



FIGURA 7 - Sistema de implante seccionado. (Gentilmente cedida pelo Prof. Eduardo P. Rocha).

Com o auxílio de um SCANNER (Scan Jet 6100 C – Hewlett Packard), o bloco foi digitalizado e exportado para o programa AutoCAD 2000 (Autodesk Inc, USA), no qual foi possível reproduzir, com alta fidelidade, a dimensão, o formato dos componentes do Sistema Bränemark e a relação existente entre eles .

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).^{2,3} 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 5.4 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 representa 6 nós e 3 arestas, descrevendo uma parábola. Na Figura 8 pode-se visualizar o elemento PLANE 2, no qual o perfil hachuriado representa a visualização gráfica do mesmo, após a geração da malha. Para fins de cálculo, o programa interpreta o elemento em parábola como descrito pelas arestas limítrofes. A utilização de elementos com esta configuração e número de nós permite um refinamento apropriado da malha, principalmente, em locais de maior interesse, como no implante.

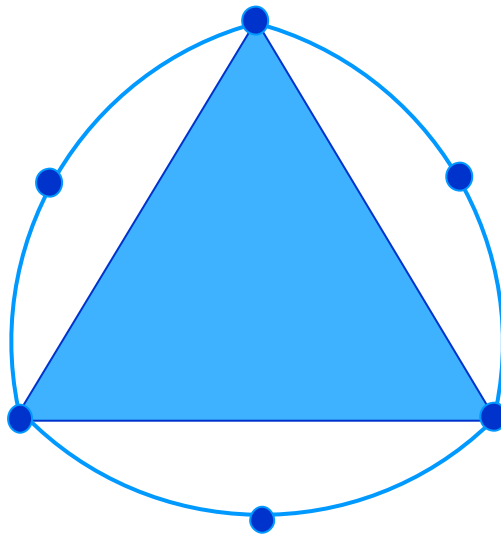


FIGURA 8 - Elemento PLANE 2, com 3 arestas em parábola e 6 nós.

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: 3970 nós e 1870 elementos (Figura 9);

Modelo B: 5293 nós e 2524 elementos (Figura 10);

Modelo C: 6840 nós e 4995 elementos (Figura 11).

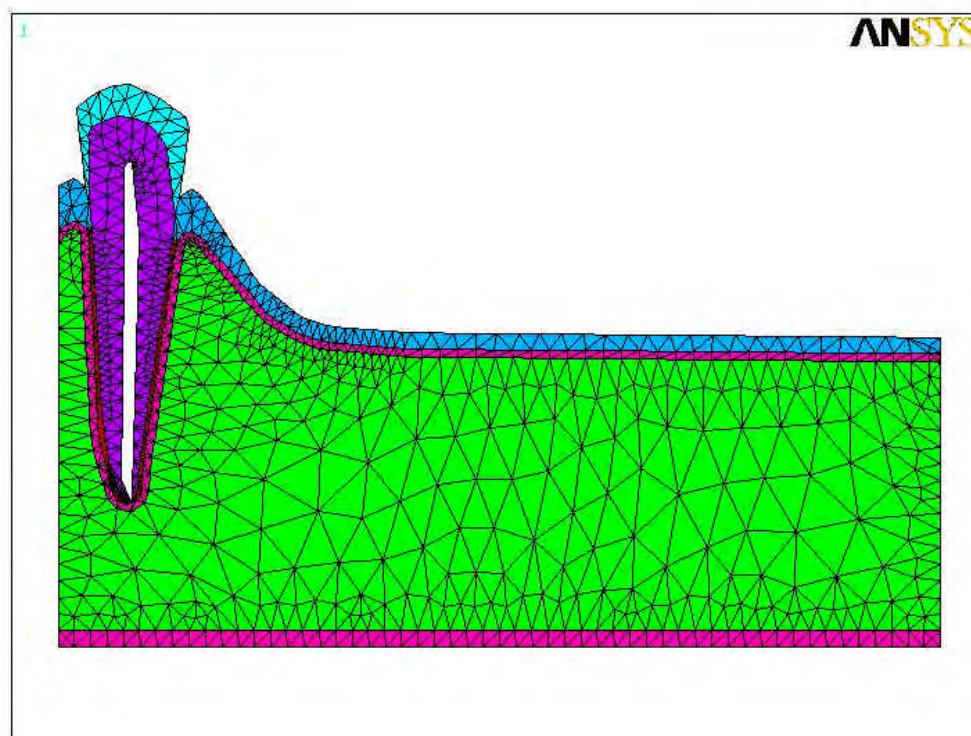


FIGURA 9 – Modelos A após a geração da malha de elementos finitos.

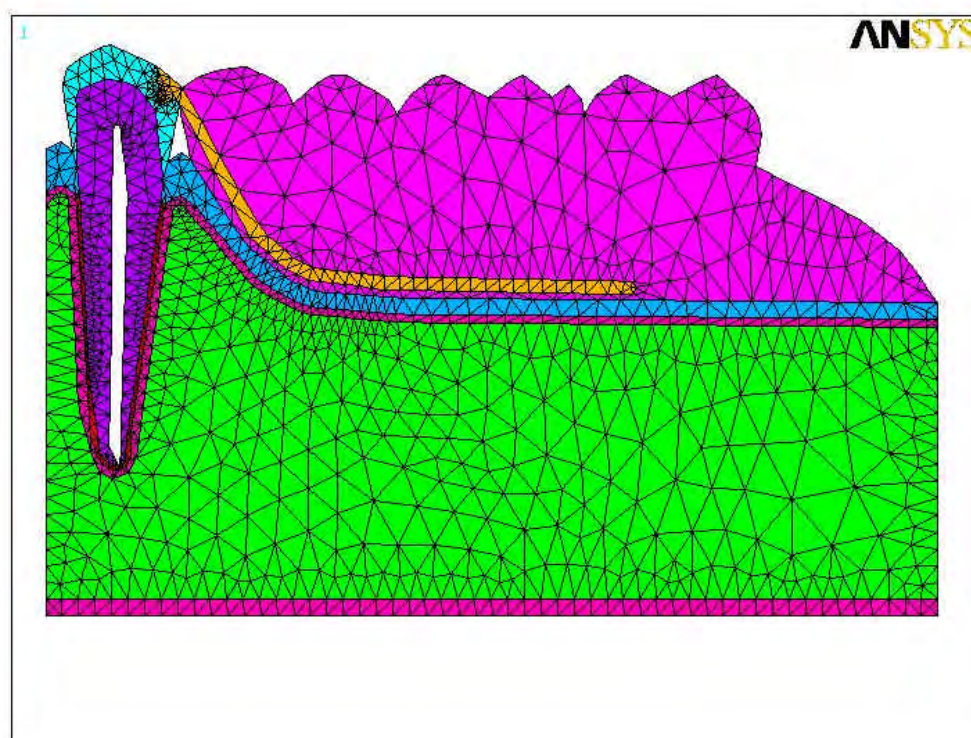


FIGURA 10 – Modelo B após a geração da malha de elementos finitos.

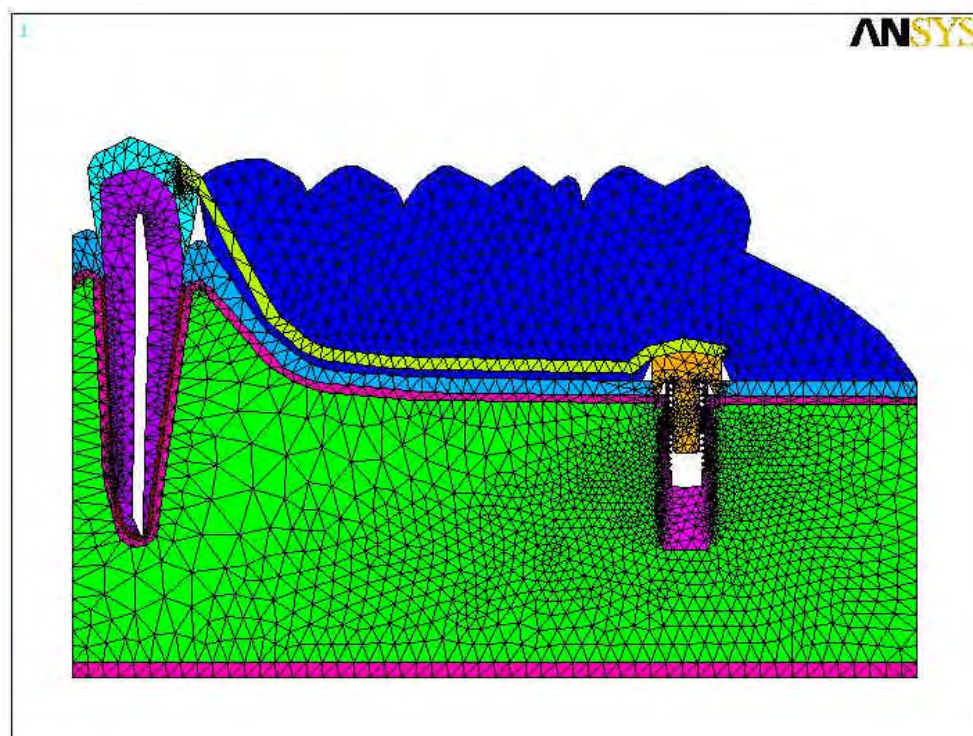


FIGURA 11 – Modelo C após a geração da malha de elementos finitos.

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	Modulo de Elasticidad e E (Gpa)	Coeficiente de Poisson (n)	Autores
Esmalte	41,0	0,30	Ko et al. (1992) ⁴⁸
Dentina	18,60	0,31	Farah et al. (1988) ²³
Ligamento Periodontal	0,0689	0,45	Farah et al. (1988) ²³
Fibromucosa	0,68	0,45	Ko et al. (1992) ⁴⁸
Osso Cortical	13,70	0,30	Sertgoz & Gunever (1996) ⁷⁹
Osso Esponjoso	1,37	0,30	Sertgoz & Gunever (1996) ⁷⁹
Implante (Ti)	103,40	0,35	Meijer et al. (1992) ⁶²
Pilar de Cicatrização	103,40	0,35	Meijer et al. (1992) ⁶²
Estrutura de CoCr	185,00	0,35	Williams (1981) ⁹²
Resina Acrílica	8,30	0,28	Darbar et al. (1995) ²⁰
Dentes Artificiais	8,30	0,28	Darbar et al. (1995) ²⁰

4.5 Condições de contorno

Para simular uma situação real, os lados esquerdo e direito dos modelos foram fixados somente na direção x , para impedir apenas a movimentação lateral das estruturas, permitindo, deste modo, a simulação do movimento vertical da base da PPREL sobre a fibromucosa e, conseqüentemente, a deformação do osso cortical e esponjoso abaixo dela. Somente o osso cortical da base dos modelos foi fixado na direção y , além da direção x , por se tratar da estrutura limítrofe dos modelos na região inferior.

4.6 Carregamento

O carregamento, simulando a força de mordida (Williams et al., 1987;⁹³ Waltino & Könönen, 1994;⁸⁹ Widmork et al, 1995)⁹¹, foi realizado com aplicação de forças de 50 N em cada ponta de cúspide em todos os modelos, as quais foram fracionadas em pontos de 10 N (Figura 12), nas direções vertical (0°) e de 45° (Kratochvil & Caputo, 1974;⁵¹ Inam & Kesim, 1999)⁴², tanto no sentido de mesial para distal como de distal para mesial.

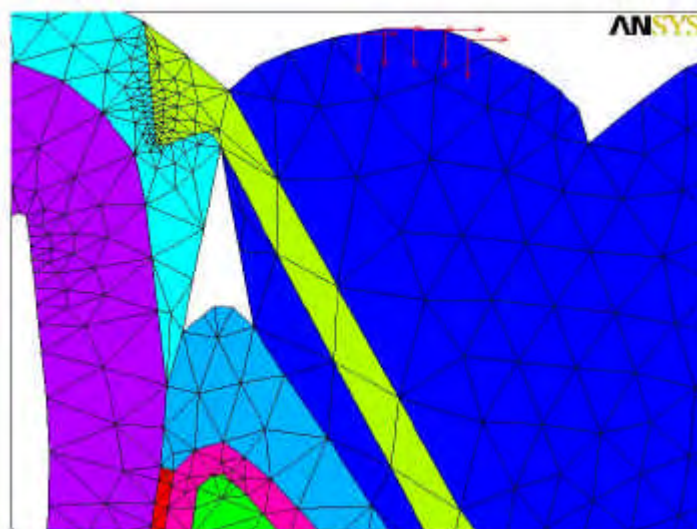


FIGURA 12 – Exemplo de aplicação da força a 45° , no sentido de mesial para distal.



R esultado



5 Resultado

O resultado foi obtido após a análise comparativa das concentrações das tensões e dos deslocamentos nos três modelos, com o auxílio dos mapas de tensão e deslocamentos.

Assim, com base nos mapas de deslocamentos, primeiramente, pode-se observar que o deslocamento máximo determinado pela incidência de força vertical (0°), no MA, é de 0,056 mm na porção mesial da coroa do dente suporte (Figura 13). Com a aplicação da força de 45° de mesial para distal, a região de ponta de cúspide e aresta distal é a que apresenta maior deslocamento, em torno de 0,122 mm (Figura 14) e no sentido contrário, 0,174 mm na mesma região, porém no lado mesial (Figura 15).

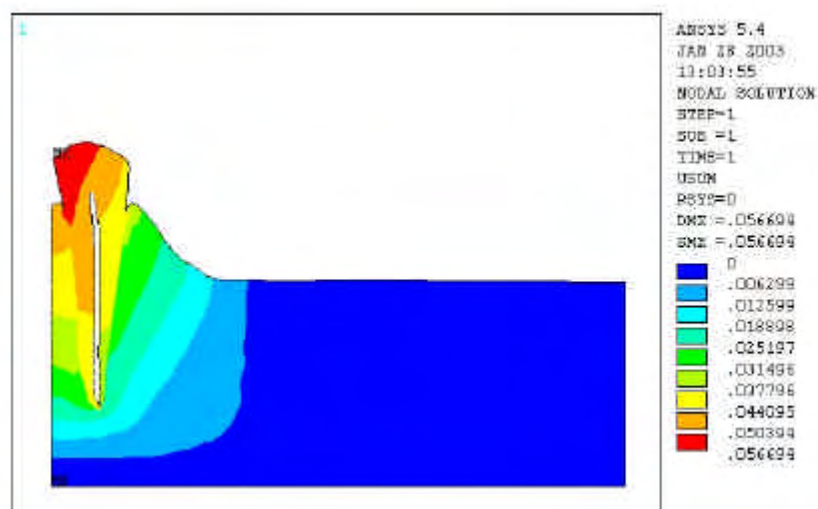


FIGURA 13 – Mapa de deslocamentos do MA, com aplicação de força vertical.

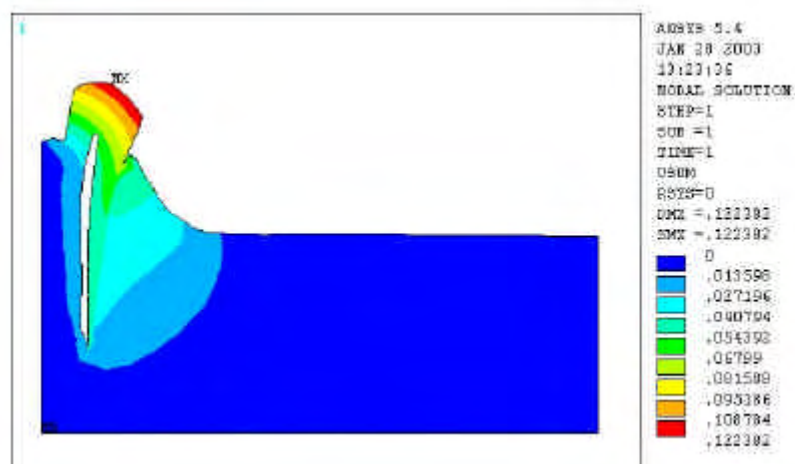


FIGURA 14 – Mapa de deslocamentos do MA, com aplicação de força de 45°, de mesial para distal.

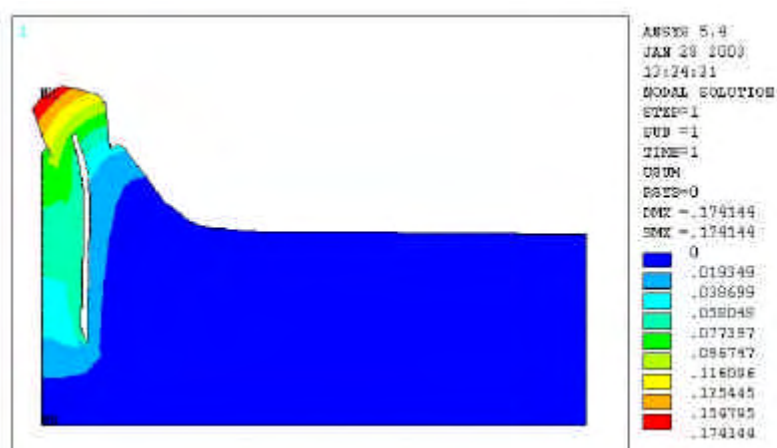


FIGURA 15 – Mapa de deslocamentos do MA, com aplicação de força de 45°, de distal para mesial.

No MB, sob força vertical, os dentes 35, 36 e cúspide mesial do 37 apresentam deslocamento máximo de 0,128 mm, sendo que na região da cúspide distal do 36, localiza-se o ponto de maior deslocamento (Figura 16). Sob a força de 45°, de mesial para distal, ele representa 0,184 mm, na cúspide distal do dente 37 (Figura 17). Com a incidência desta força no sentido inverso, a porção mesial do 33 é a que sofre o maior deslocamento, com valor de 0,222 mm (Figura 18).

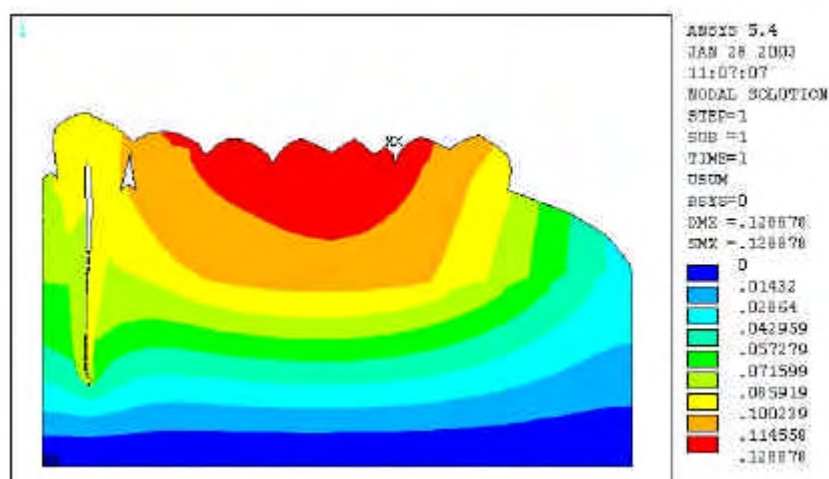


FIGURA 16 – Mapa de deslocamentos do MB, com aplicação de força vertical.

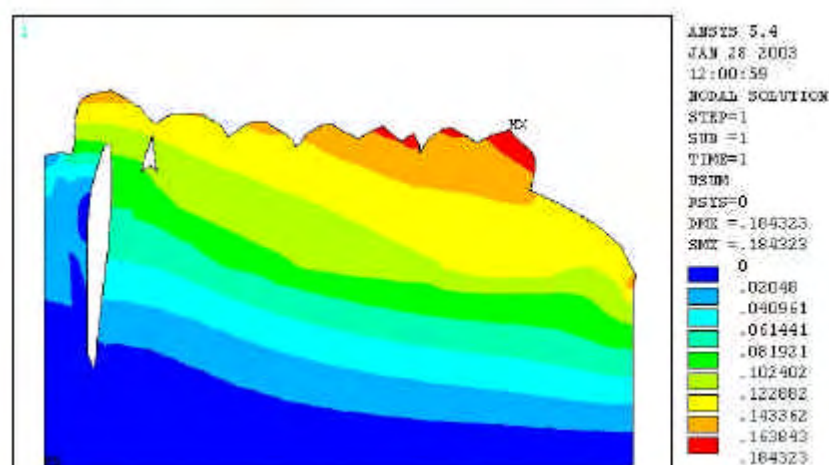


FIGURA 17 – Mapa de deslocamentos do MB, com aplicação de força de 45°, de mesial para distal.

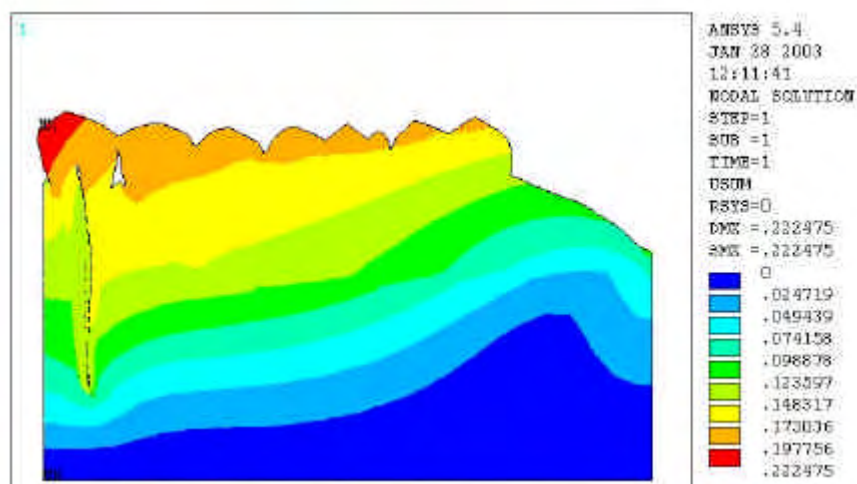


FIGURA 18 – Mapa de deslocamentos do MB, com aplicação de força de 45°, de distal para mesial.

Por fim, no MC, após aplicação de força vertical (Figura 19), o ponto de maior deslocamento pode ser visto na cúspide distal do 36 (0,063 mm). A cúspide distal do 37 apresenta maior deslocamento (0,089 mm), quando da aplicação de força de 45°, no sentido de mesial para distal (Figura 20) e no sentido inverso, isso ocorre na porção mesial do 33, com valor de 0,110 mm (Figura 21).

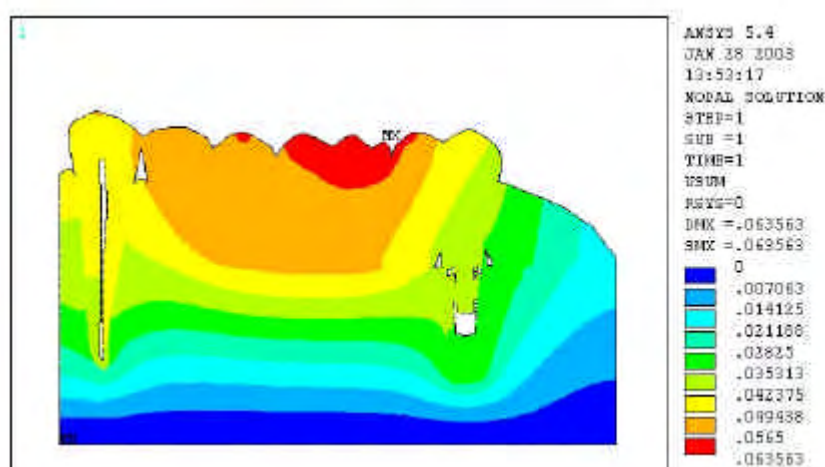


FIGURA 19 – Mapa de deslocamentos do MC, com aplicação de força vertical.

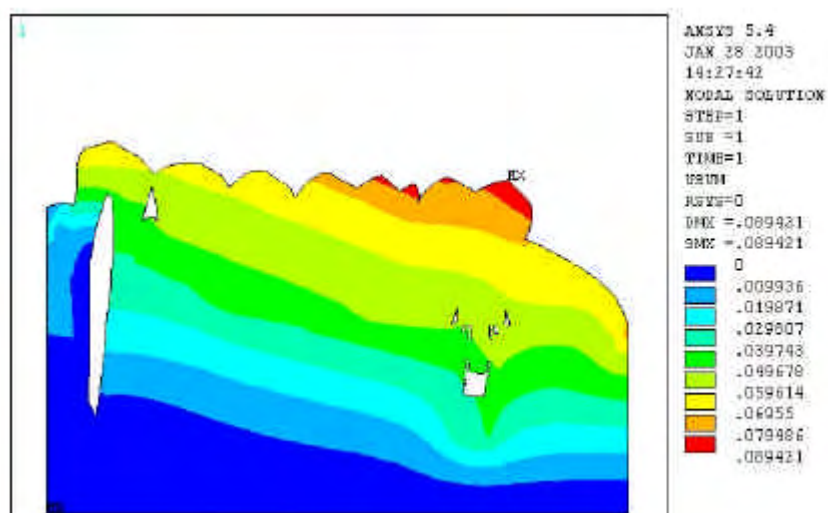


FIGURA 20 – Mapa de deslocamentos do MC, com aplicação de força de 45°, de mesial para distal.

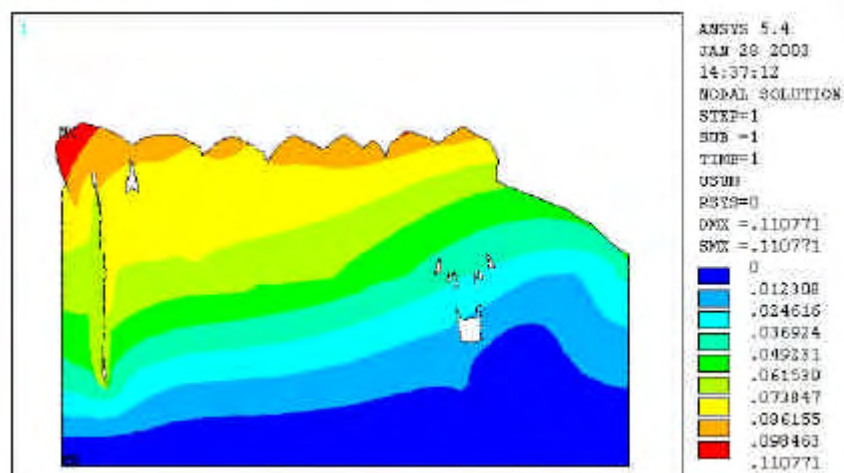


FIGURA 21 – Mapa de deslocamentos do MC, com aplicação de força de 45°, de distal para mesial.

Para todos os modelos, o valor mínimo foi zero na região que simula a base da mandíbula.

Estes resultados podem ser mais facilmente visualizados no Quadro 4, a seguir:

Quadro 4 – Deslocamentos máximos, em milímetros, dos modelos A, B e C e suas respectivas localizações

Modelos	Direção	Deslocamento Máximo	Localização
MA	O°	0,056	porção mesial da coroa do 33
	45° (MD)	0,122	ponta de cúspide e aresta distal do 33
	45° (DM)	0,174	ponta de cúspide e aresta mesial do 33
MB	O°	0,128	cúspide distal do 36
	45° (MD)	0,184	cúspide distal do 37
	45° (DM)	0,222	porção mesial do 33
MC	O°	0,063	cúspide distal do 36
	45° (MD)	0,089	cúspide distal do 37
	45° (DM)	0,110	porção mesial do 33

Nos mapas de tensão das áreas dos modelos, pode-se verificar a distribuição geral das tensões sobre as diferentes estruturas que os compõem.

No MA com aplicação de força vertical, pode-se observar que a maior tensão (35,370 MPa) ocorre no esmalte, na região de união cimento-esmalte, do lado mesial e a menor tensão ($0,287 \times 10^{-3}$ MPa) na fibromucosa do rebordo desdentado, na sua porção entre terço médio e distal (Figura 22). Nas Figuras 23, 24, 25, 26, 27 e 28, pode-se observar a distribuição das tensões para de cada uma das estruturas deste modelo.

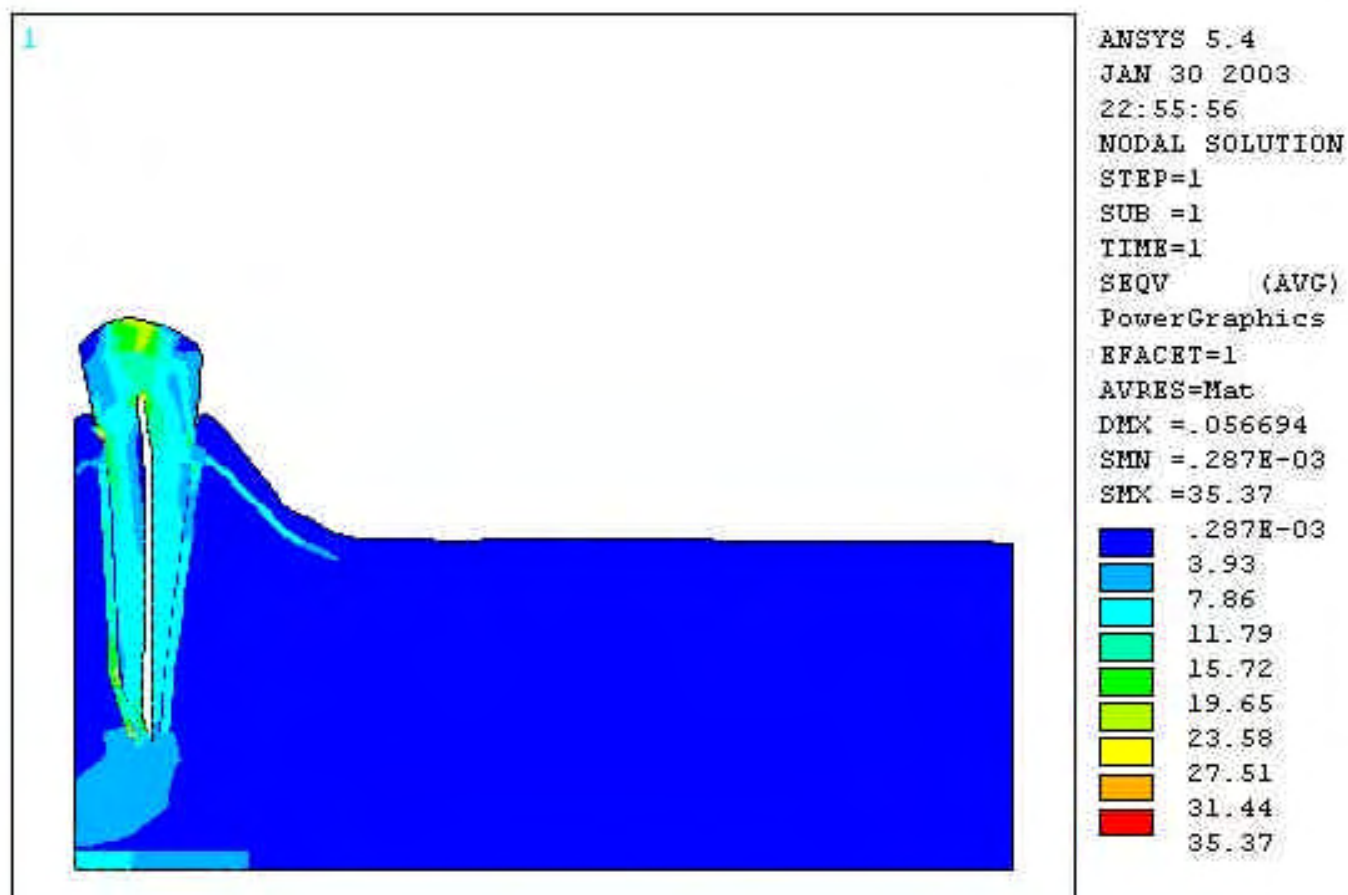


FIGURA 22 – Mapa geral das tensões do MA, sob força vertical.

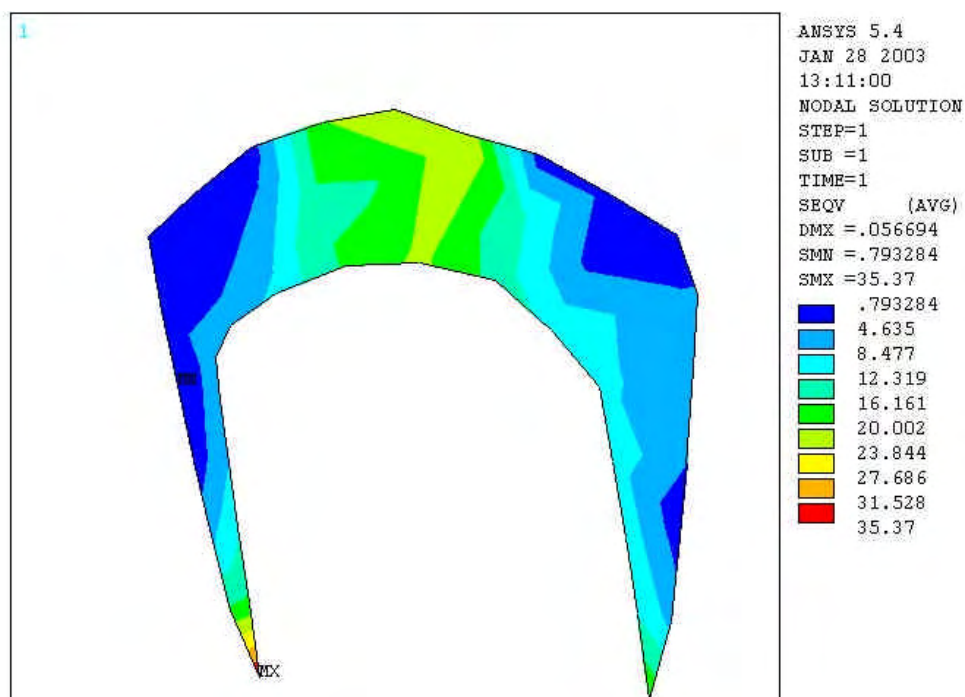


FIGURA 23 – Mapa de tensões do esmalte (MA), sob aplicação de força vertical.

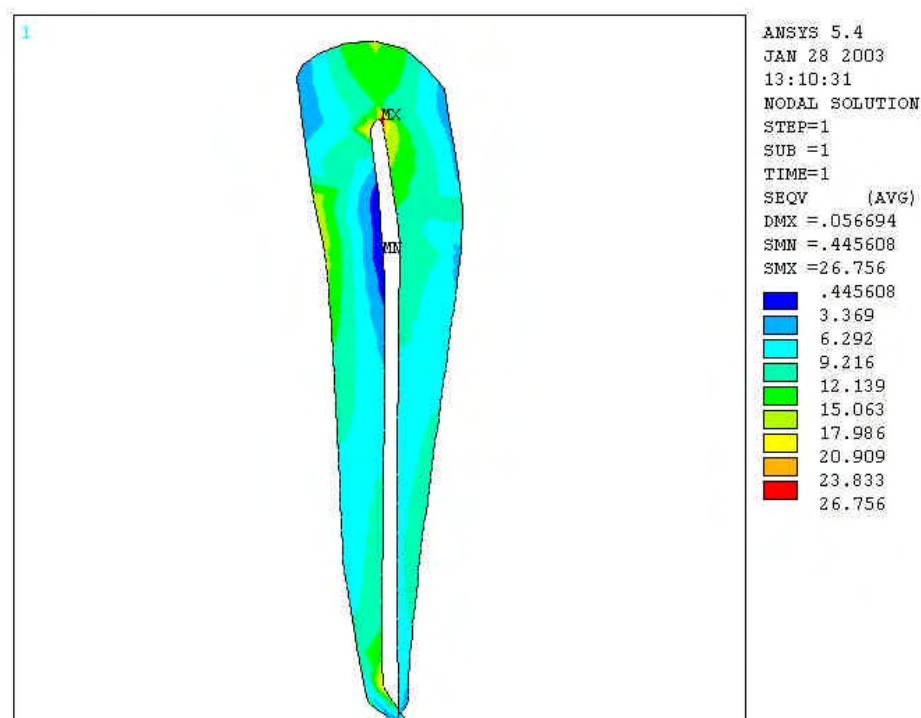


FIGURA 24 – Mapa de tensões da dentina (MA), sob aplicação de força vertical.

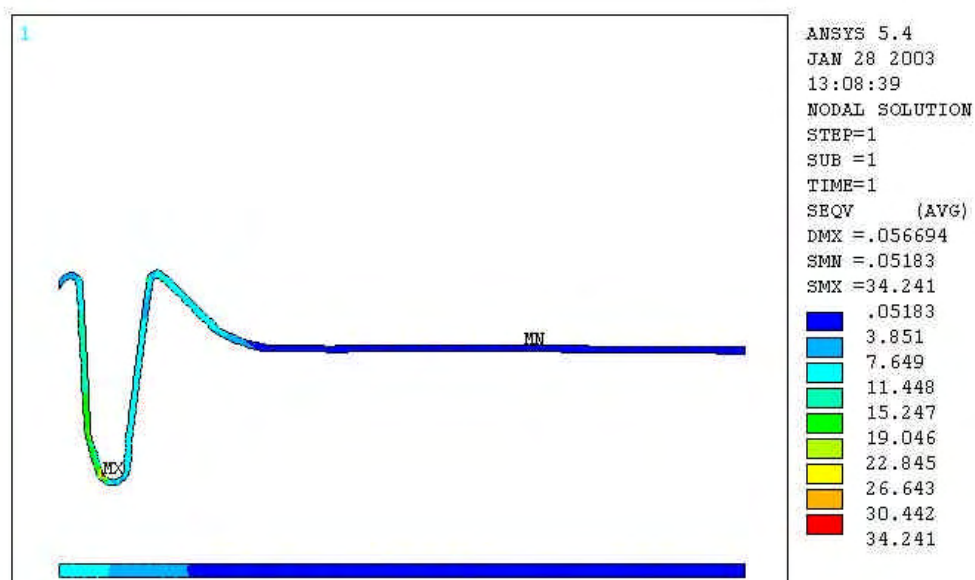


FIGURA 25 – Mapa de tensões do osso cortical (MA), sob aplicação de força vertical.

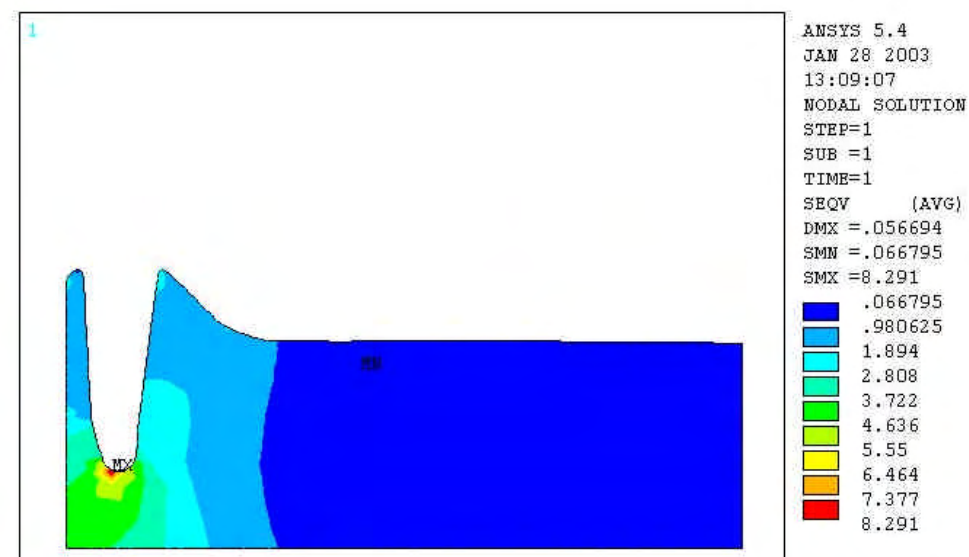


FIGURA 26 – Mapa de tensões do osso esponjoso (MA), sob aplicação de força vertical.

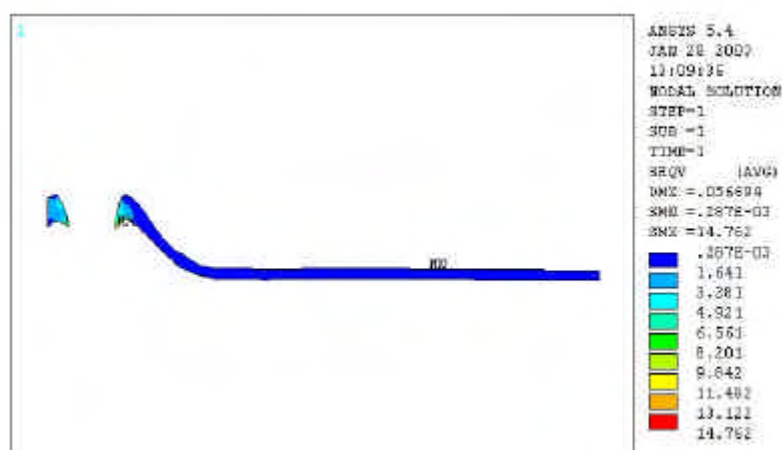


FIGURA 27 – Mapa de tensões da fibromucosa (MA), sob aplicação de força vertical.

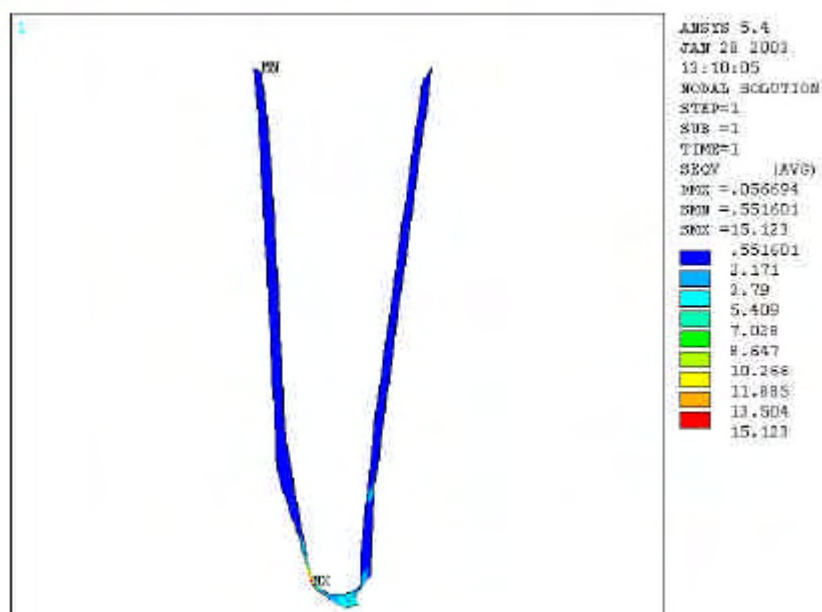


FIGURA 28 – Mapa de tensões do ligamento periodontal (MA), sob aplicação de força vertical.

No mesmo modelo, com carregamento de 45°, no sentido de mesial para distal, a maior tensão localiza-se, na união cimento-esmalte distal, com valor de 127,089 MPa e a menor (0,002 MPa) na fibromucosa do rebordo (Figura 29). As Figuras 30, 31, 32, 33, 34 e 35 mostram a distribuição das tensões das estruturas deste modelo, isoladamente.

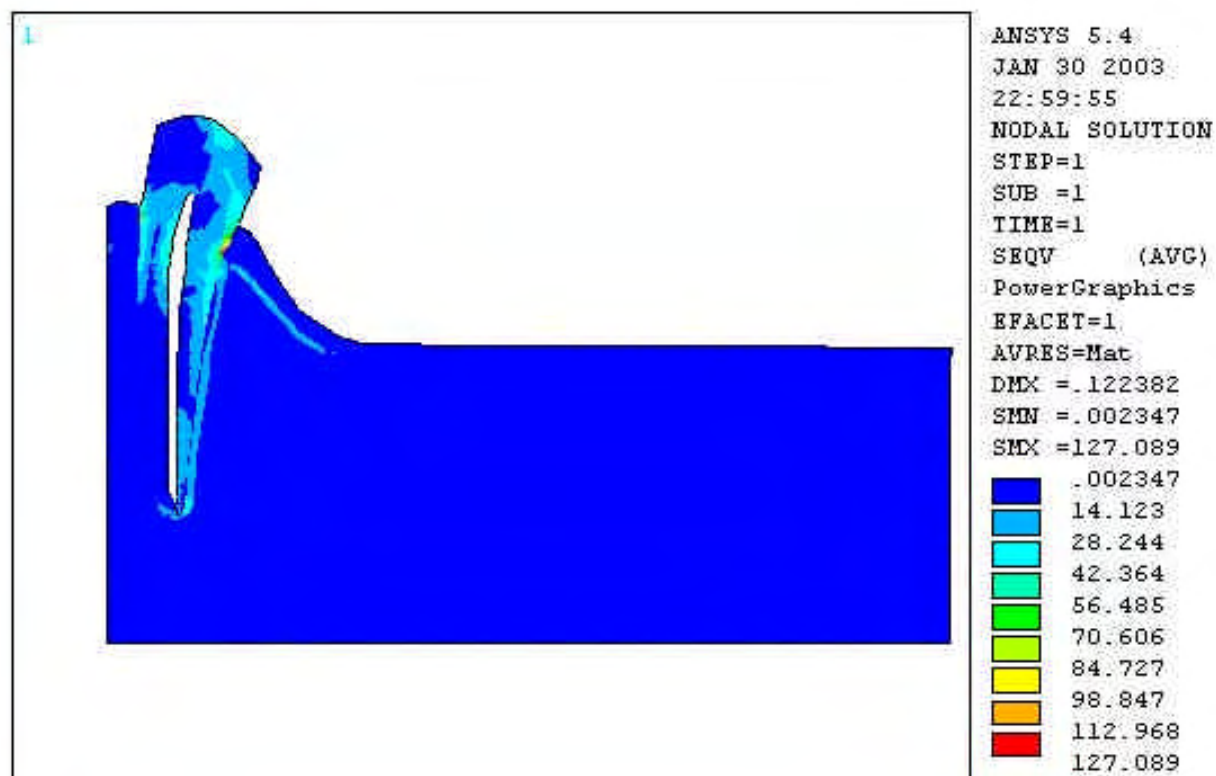


FIGURA 29 – Mapa geral das tensões do MA sob força de 45° de mesial para distal

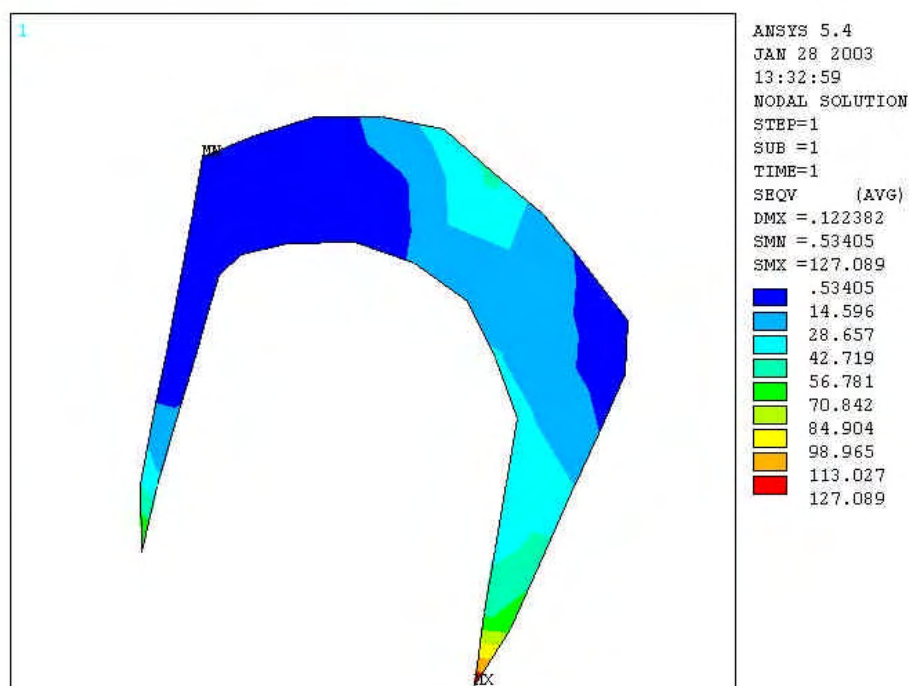


FIGURA 30 – Mapa de tensões do esmalte (MA), sob força de 45° de mesial para distal.

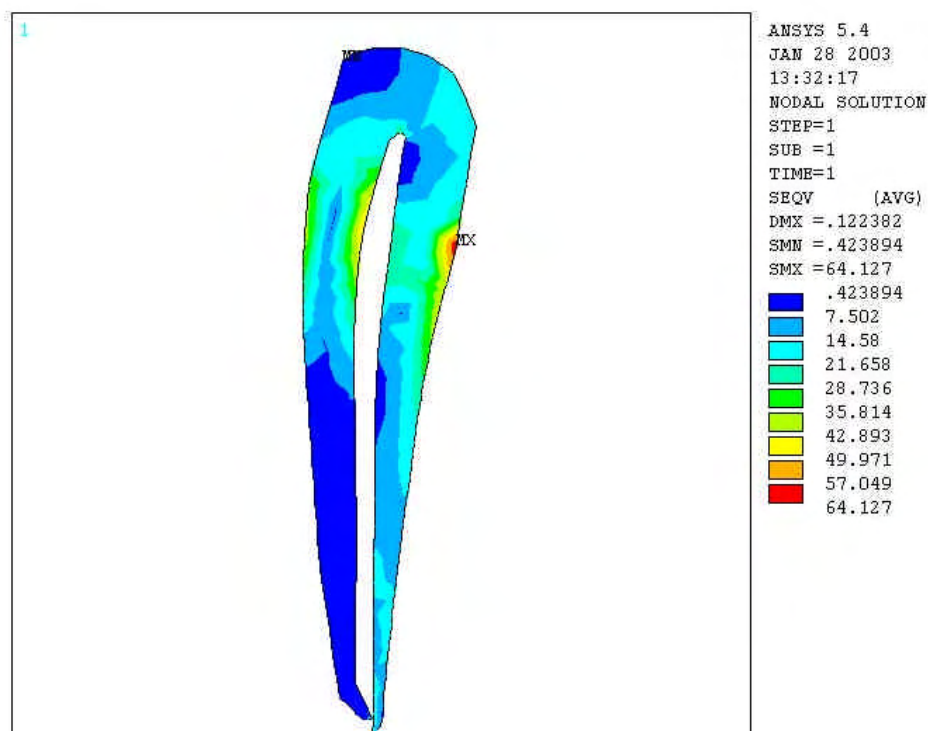


FIGURA 31 – Mapa de tensões da dentina (MA), sob força de 45° de mesial para distal.

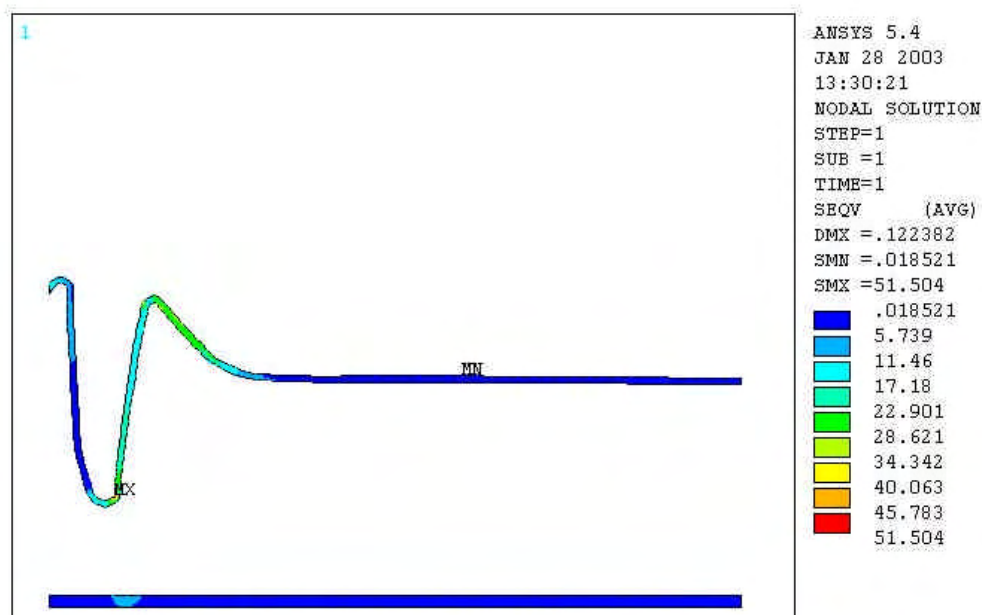


FIGURA 32 – Mapa de tensões do osso cortical (MA), sob força de 45° de mesial para distal.

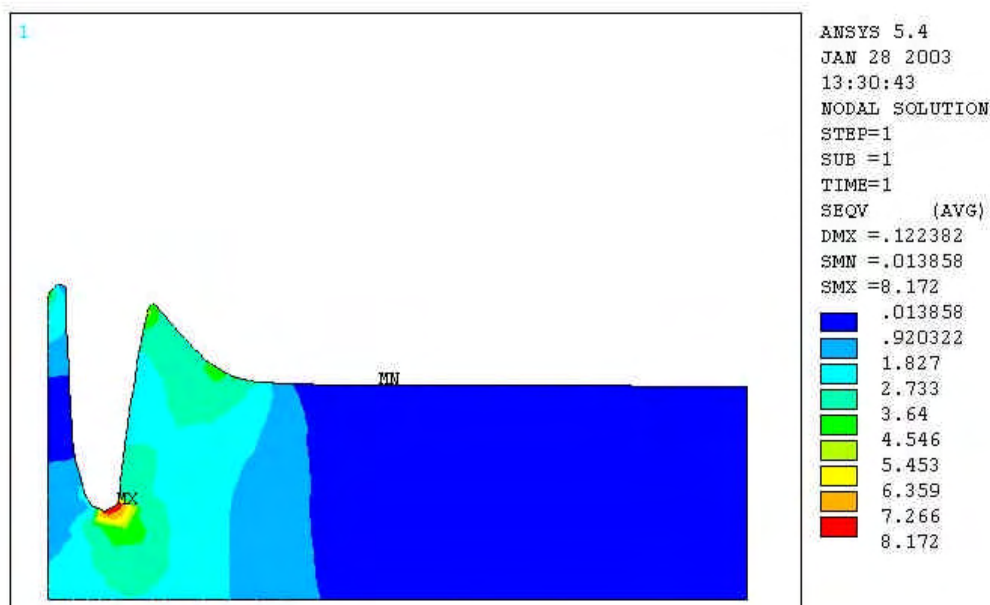


FIGURA 33 – Mapa de tensões do osso esponjoso (MA), sob força de 45° de mesial para distal.

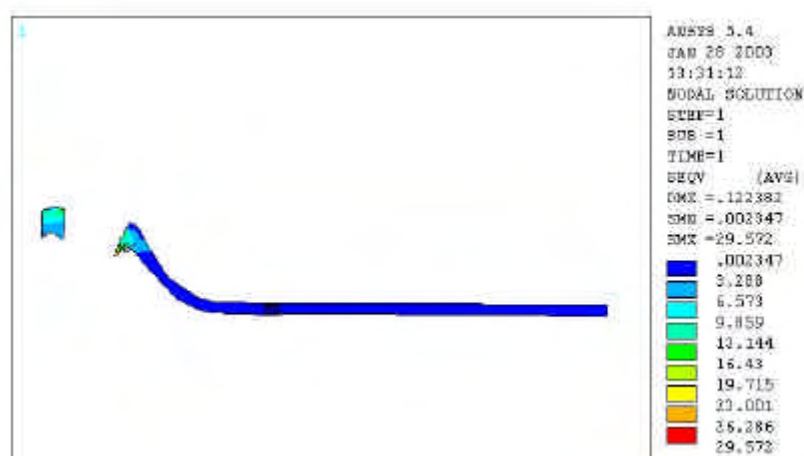
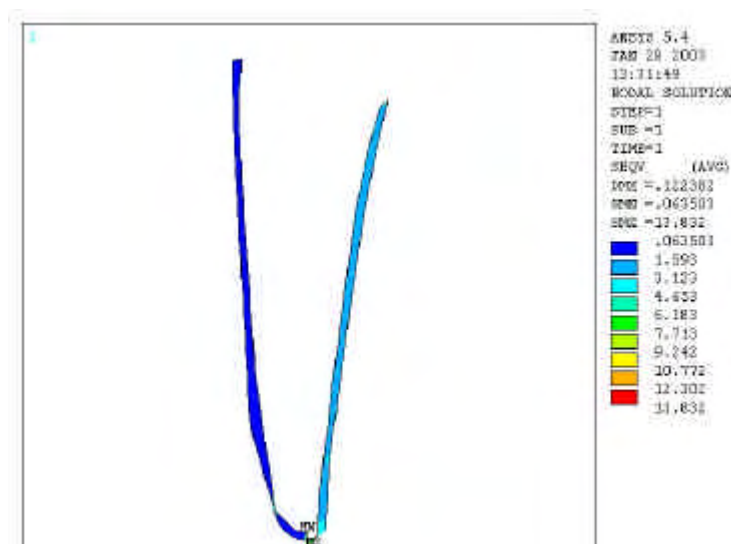


FIGURA 34 – Mapa de tensões da fibromucosa (MA), sob força de 45° de mesial para distal.



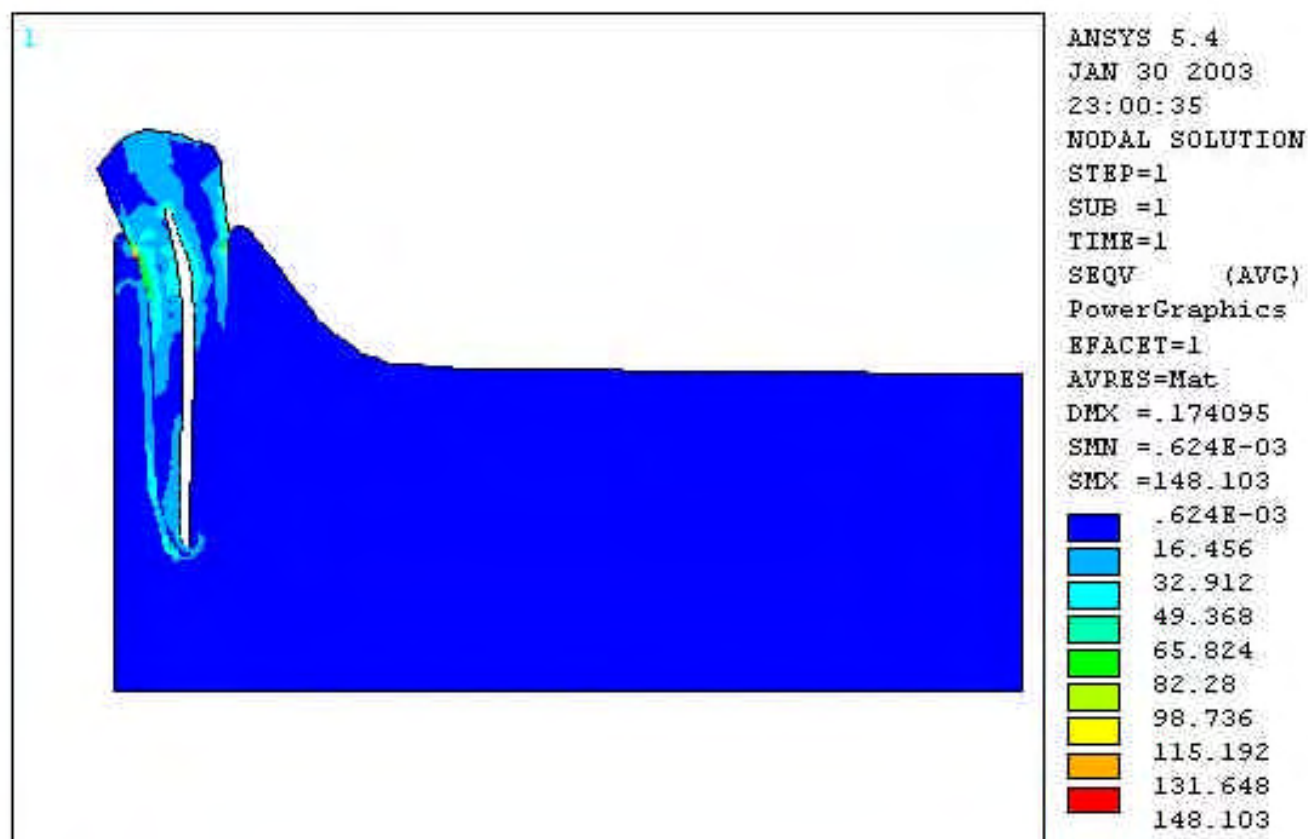


FIGURA 36 – Mapa geral das tensões do MA, sob força de 45° de distal para mesial.

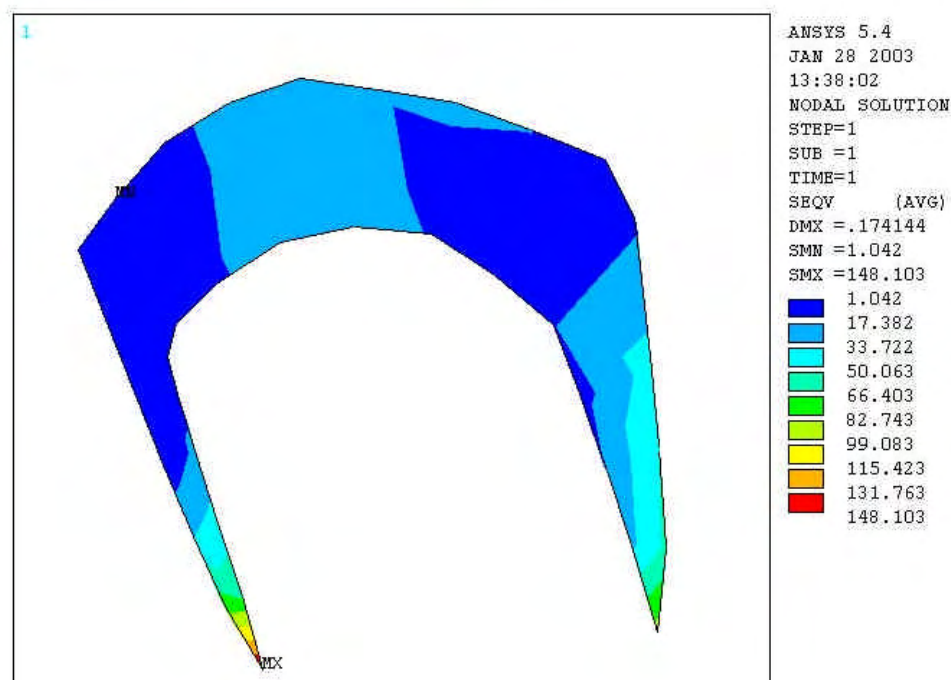


FIGURA 37 – Mapa de tensões do esmalte (MA), sob força de 45° de distal para mesial.

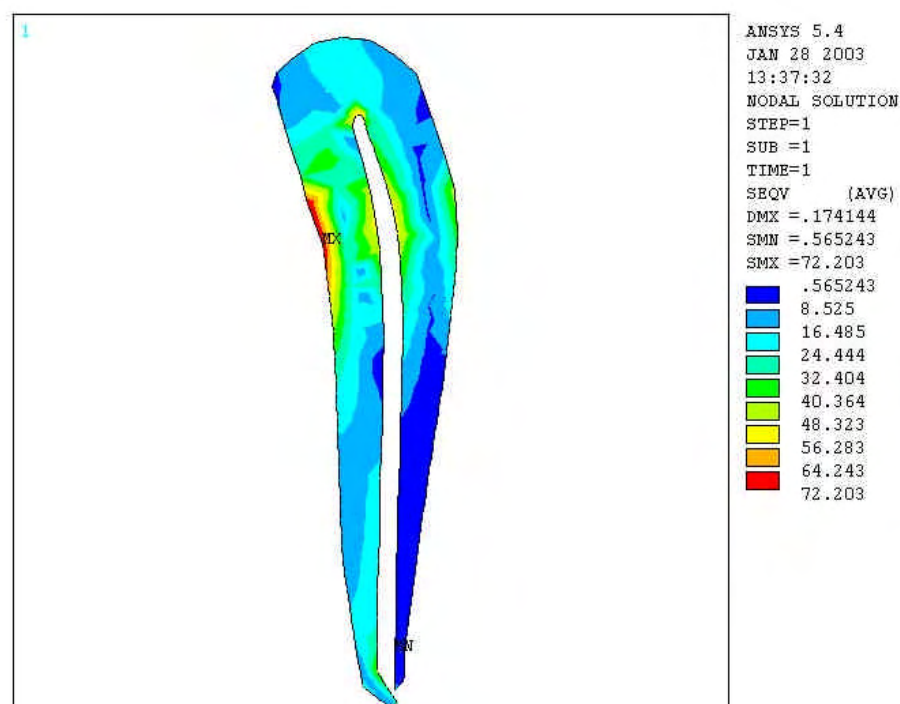


FIGURA 38 – Mapa de tensões da dentina (MA), sob força de 45° de distal para mesial.

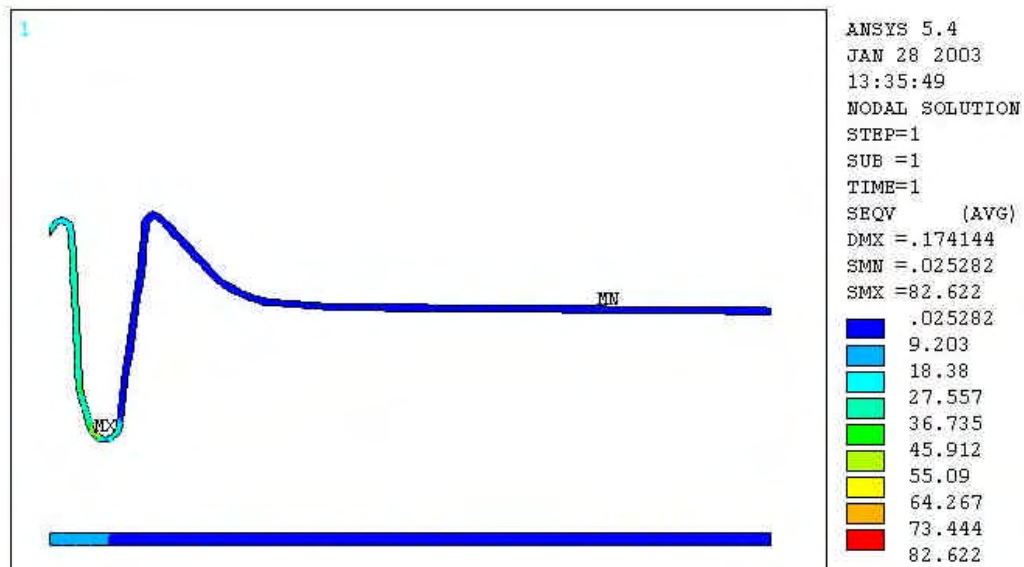


FIGURA 39 – Mapa de tensões do osso cortical (MA), sob força de 45° de distal para mesial.

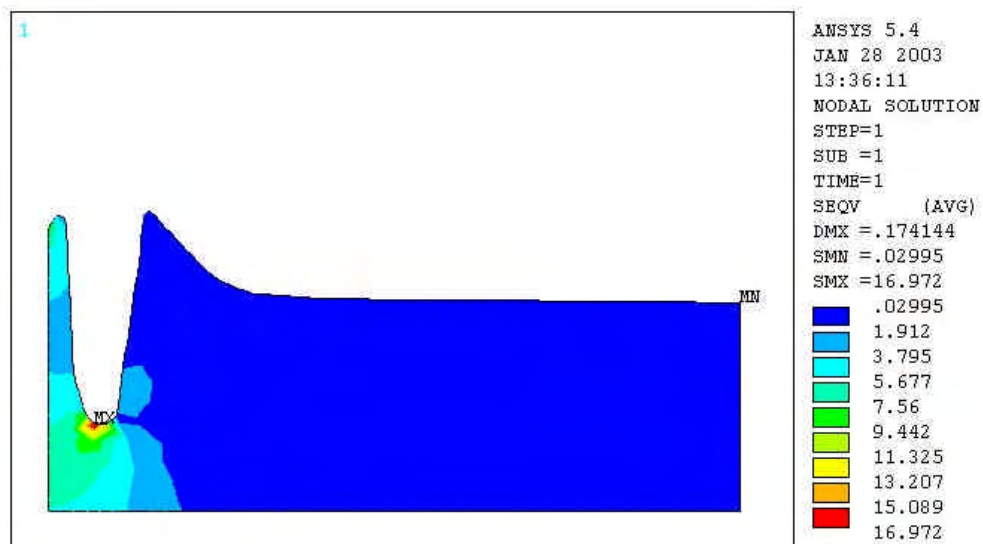


FIGURA 40 – Mapa de tensões do osso esponjoso (MA), sob força de 45° de distal para mesial.

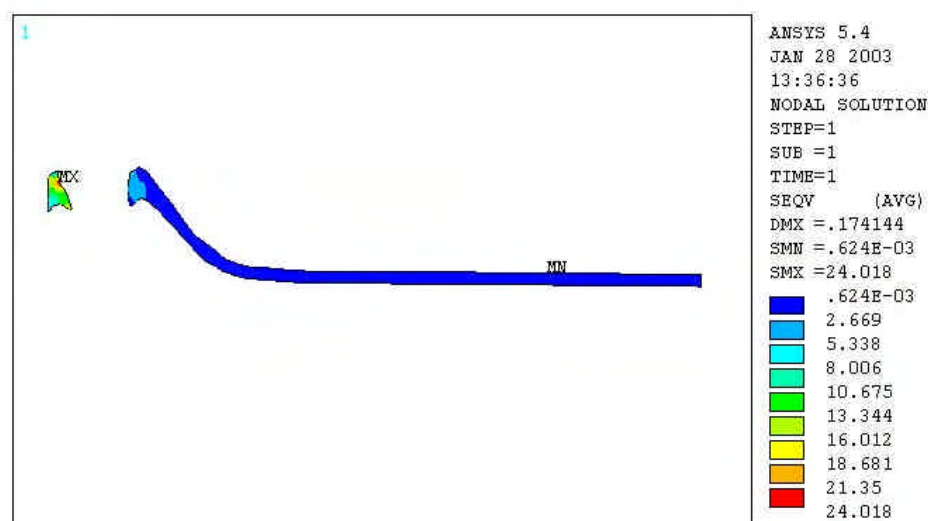


FIGURA 41 – Mapa de tensões da fibromucosa (MA), sob força de 45° de distal para mesial.

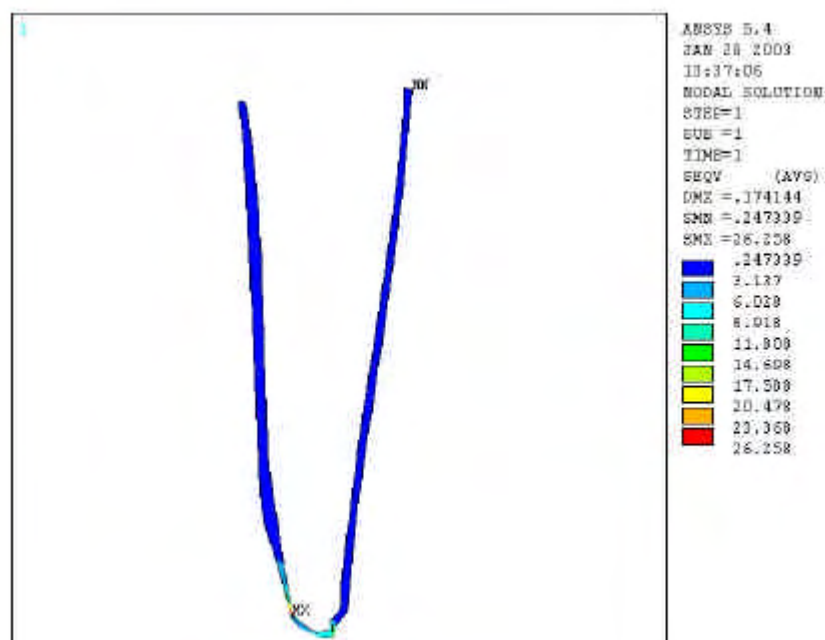


FIGURA 42 – Mapa de tensões do ligamento periodontal (MA), sob força de 45° de distal para mesial.

A seguir, o Quadro 5 exemplifica os valores máximos das tensões observados nos mapas das estruturas isoladas, referentes ao MA.

Quadro 5 – Valores máximos das tensões, em MPa, das diferentes estruturas que compõem o modelo A, em todas as situações de força

Modelos Estruturas	Modelo A		
	0° (vertical)	45° (MD)	45° (DM)
Esmalte	35,370	127,089	148,103
Dentina	26,756	64,127	72,203
Osso Cortical	34,241	51,504	82,622
Osso Esponjoso	8,291	8,172	16,972
Fibromucosa	14,762	29,572	24,018
Ligamento Periodontal	15,123	13,832	26,258

No mapa geral das tensões do MB, com a presença da PPREL, sob força vertical, pode-se observar que a maior tensão localiza-se na região do osso cortical, no ápice do dente suporte (85,906 MPa) e a menor na fibromucosa, na região referente à porção superior da papila mesial, com valor de 0,408 MPa (Figura 43). A distribuição das tensões das estruturas isoladas pode ser observada nas Figuras 44, 45, 46, 47, 48, 49, 50 e 51.

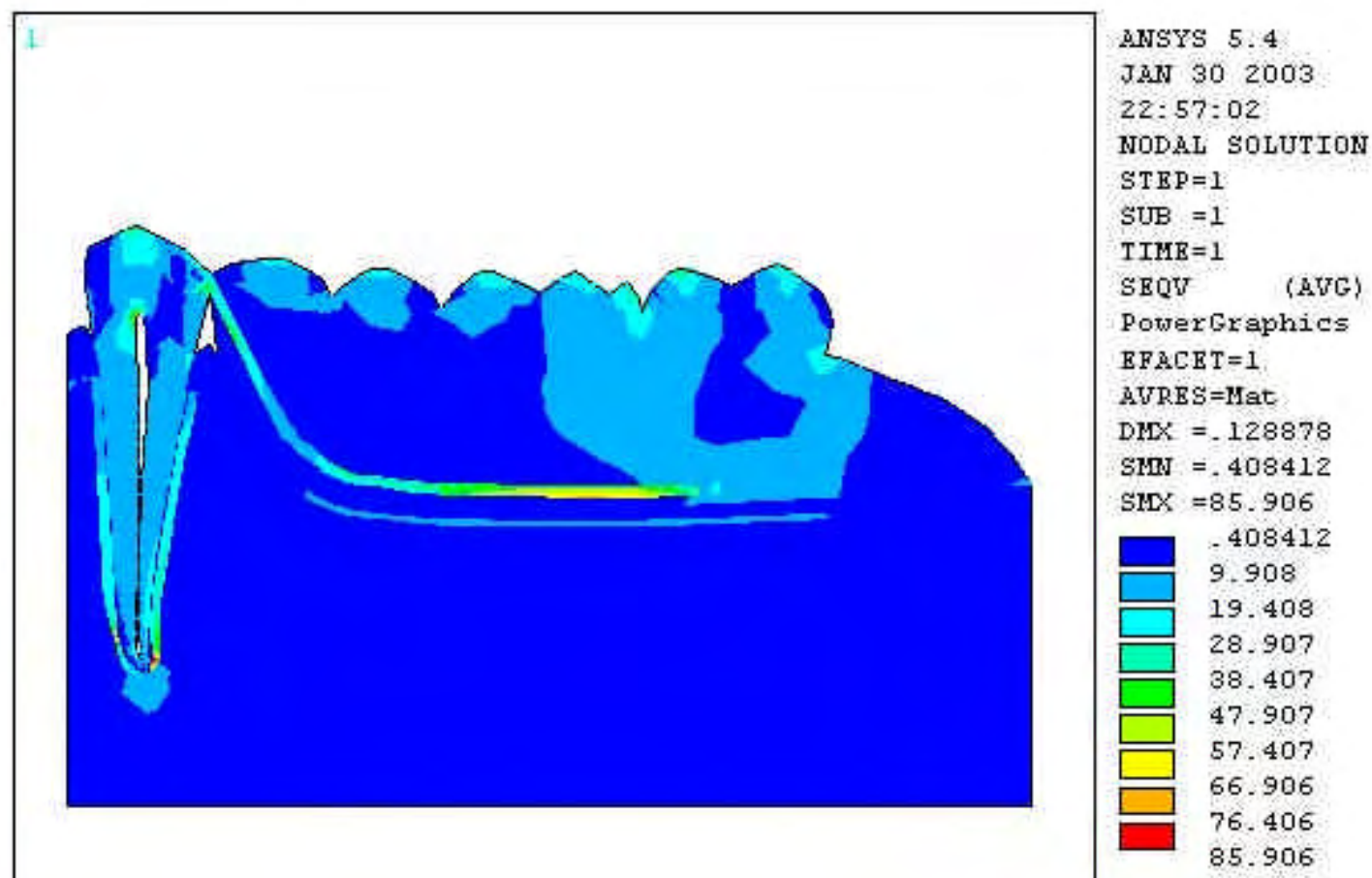


FIGURA 43 – Mapa geral das tensões do MB, sob força vertical.

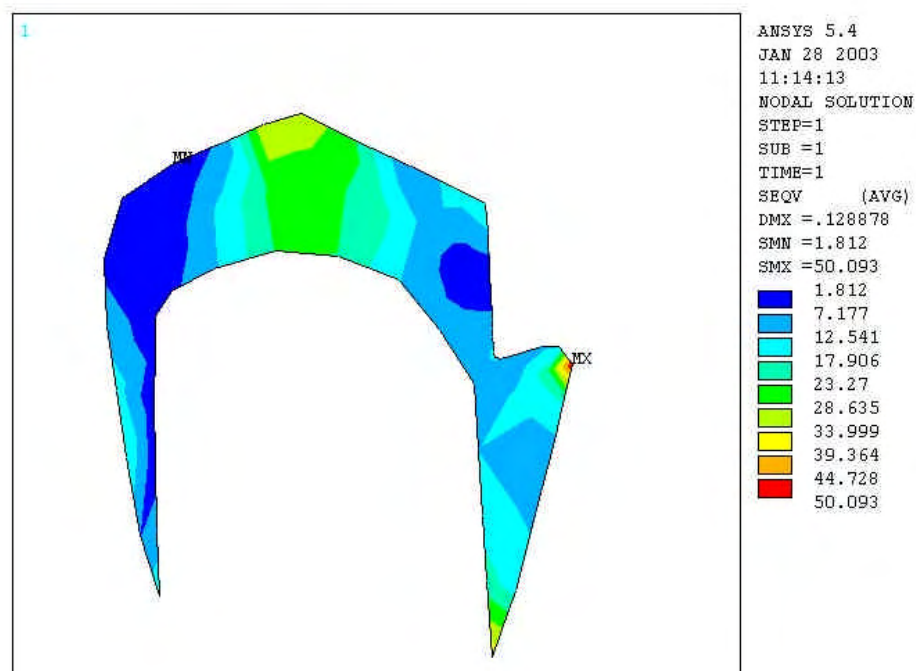


FIGURA 44 – Mapa de tensões do esmalte (MB), sob força vertical.

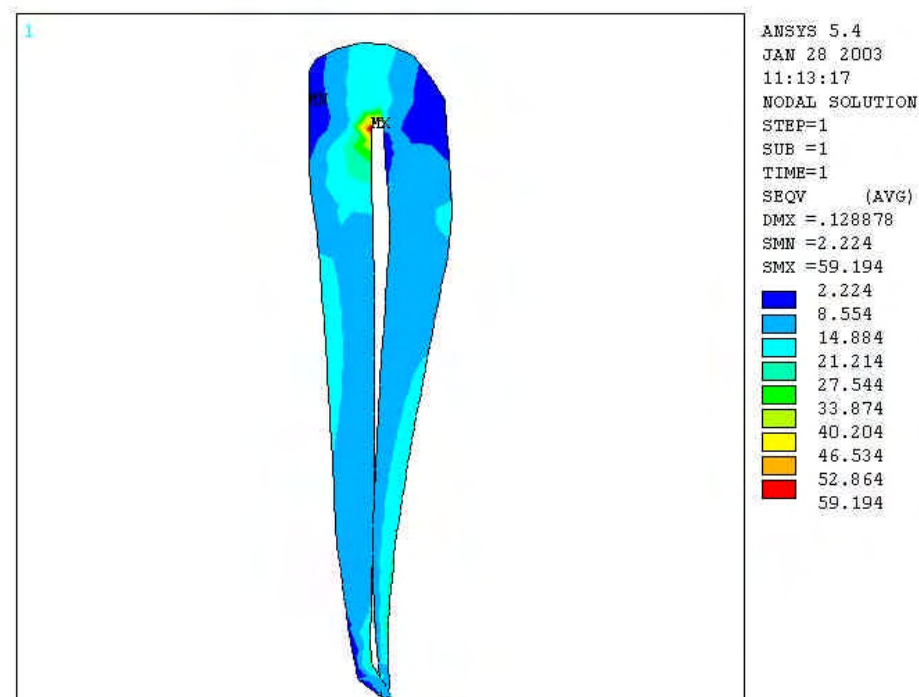


FIGURA 45 – Mapa de tensões da dentina (MB), sob força vertical.

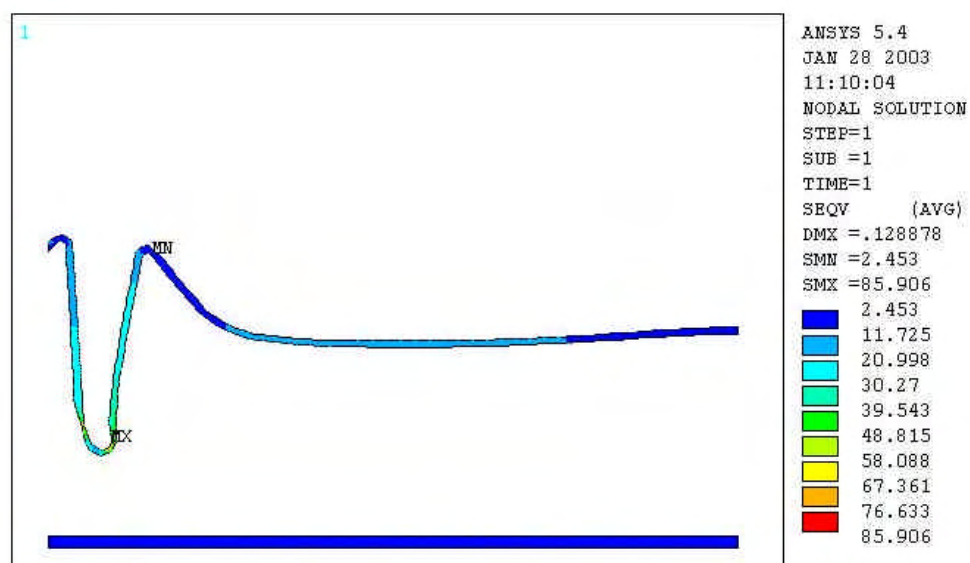


FIGURA 46 – Mapa de tensões do osso cortical (MB), sob força vertical.

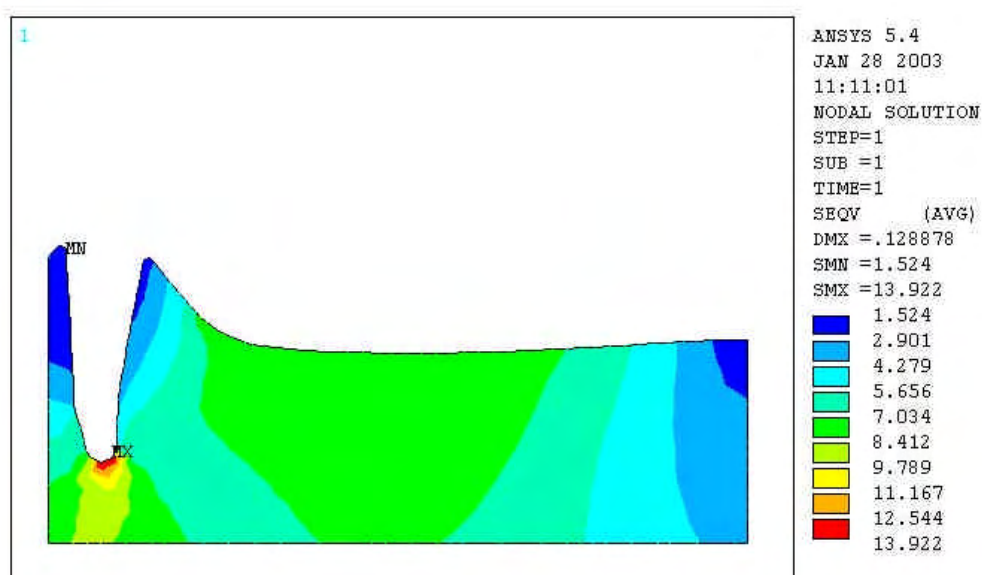


FIGURA 47 – Mapa de tensões do osso esponjoso (MB), sob força vertical.

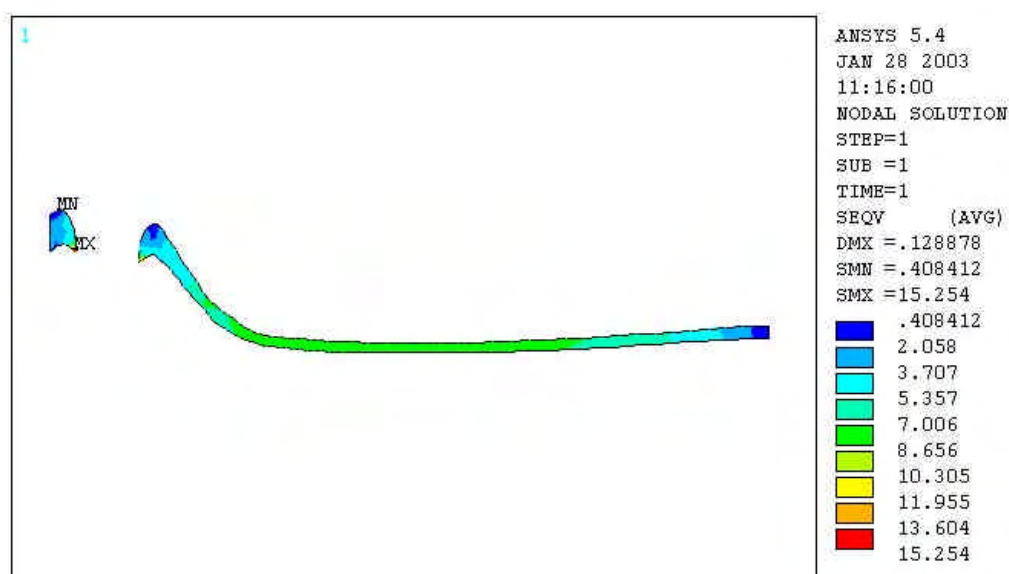


FIGURA 48 – Mapa de tensões da fibromucosa (MB), sob força vertical.

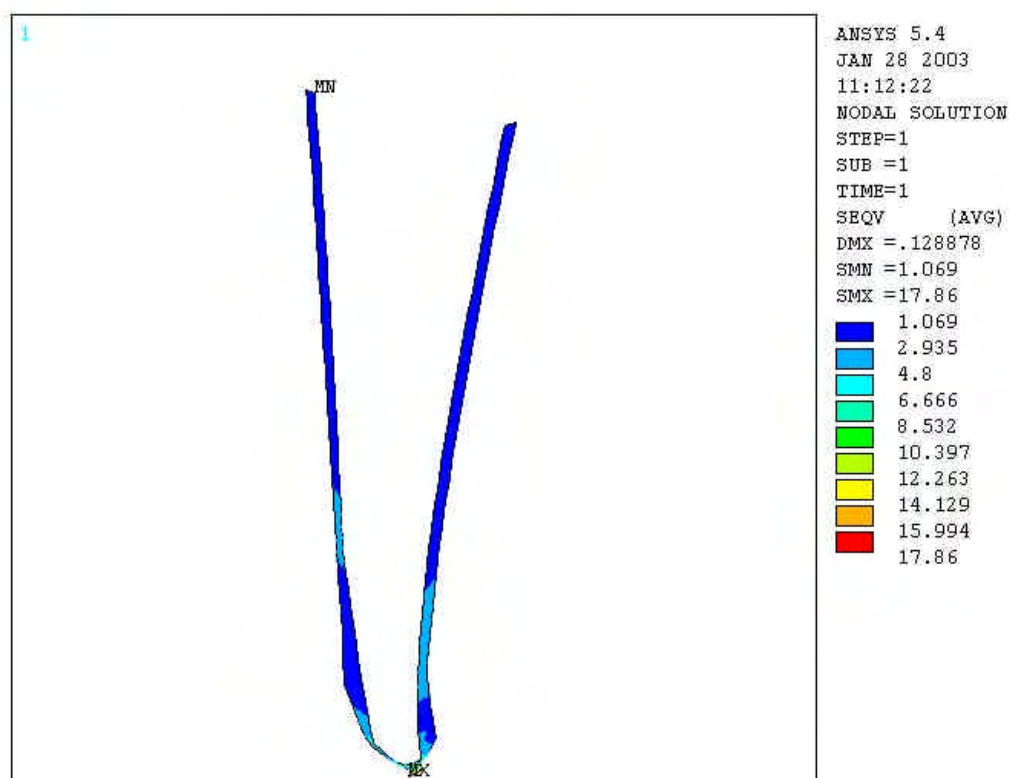


FIGURA 49 – Mapa de tensões do ligamento periodontal (MB), sob força vertical.

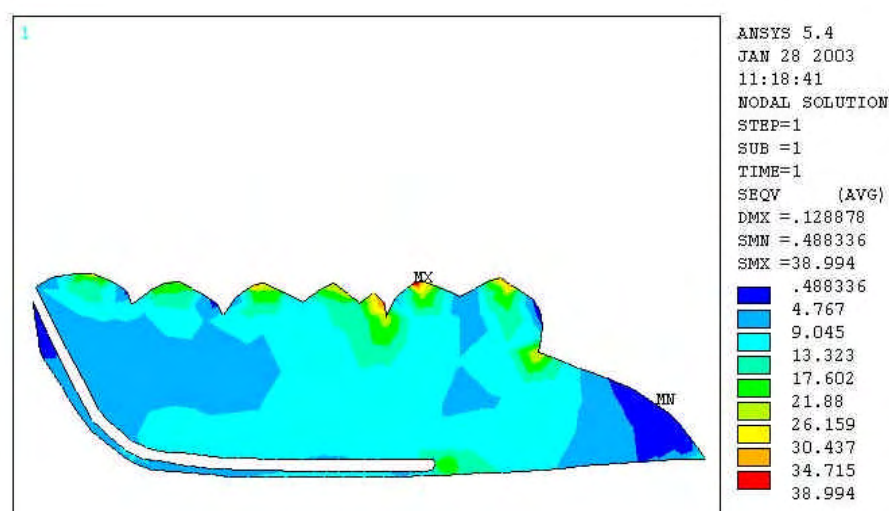


FIGURA 50 – Mapa de tensões da parte acrílica da PPR (MB), sob força vertical.

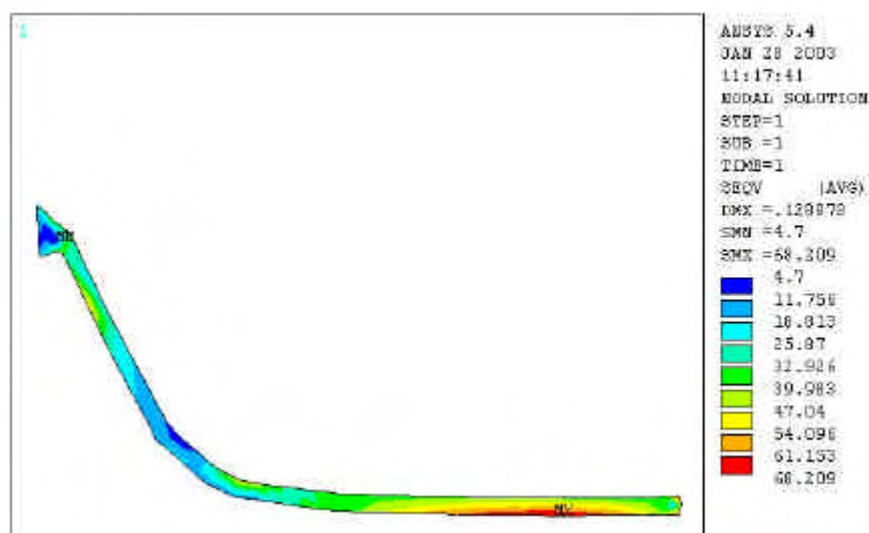
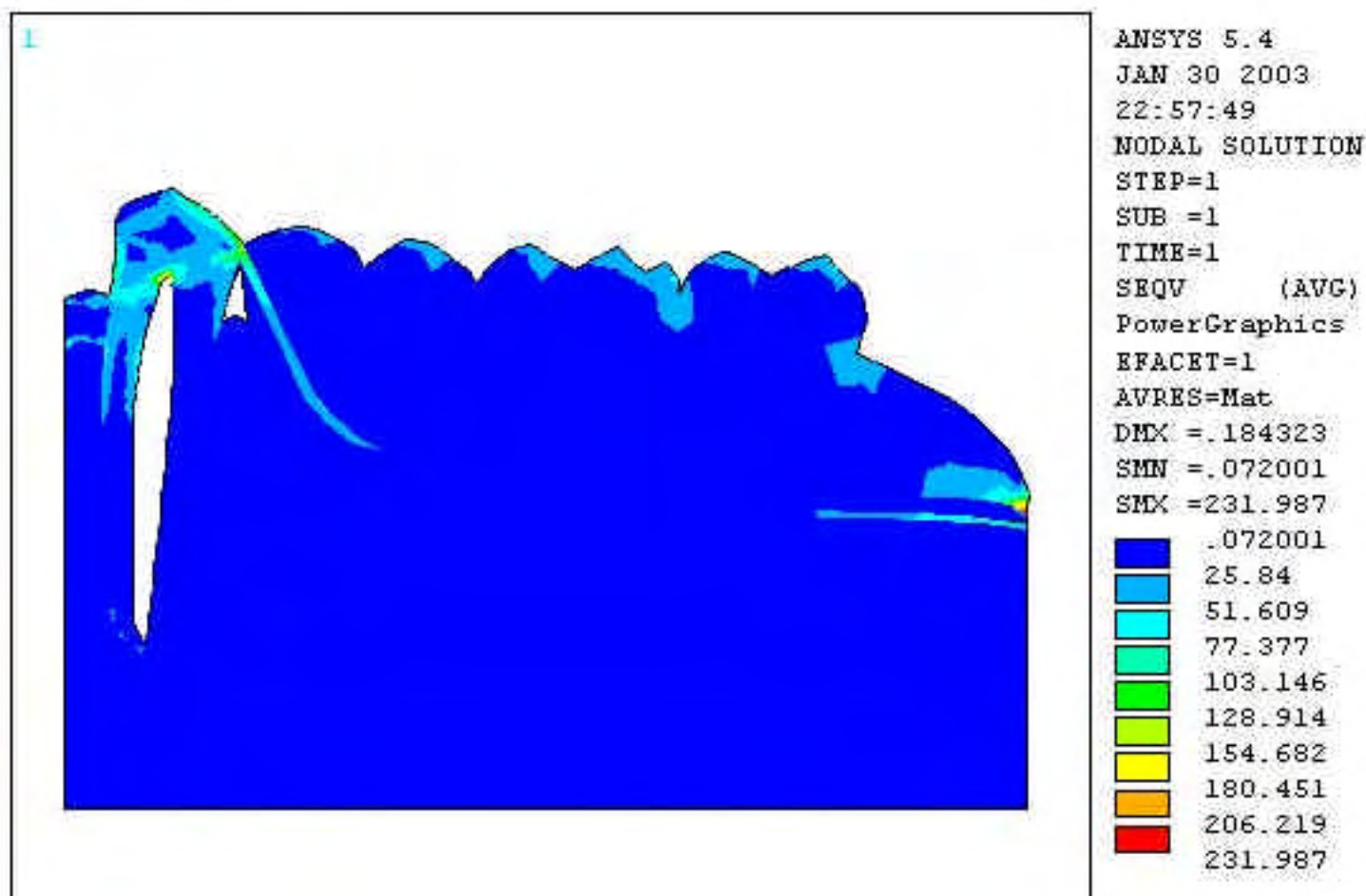


FIGURA 51 – Mapa de tensões da estrutura metálica da PPR (MB), sob força vertical.

Quando da aplicação de força de 45° , no sentido de mesial para distal, observa-se que a porção distal da base de resina da PPREL é mais solicitada (231,987 MPa) sendo que a região apical do ligamento periodontal apresenta menor tensão, com valor de 0,072 MPa (Figura 52). Nas figuras de 53 até 60, pode-se visualizar a distribuição das tensões nas estruturas que compõem este modelo, separadamente.



IGURA 52 – Mapa geral das tensões do MB, sob força de 45° de mesial para distal.

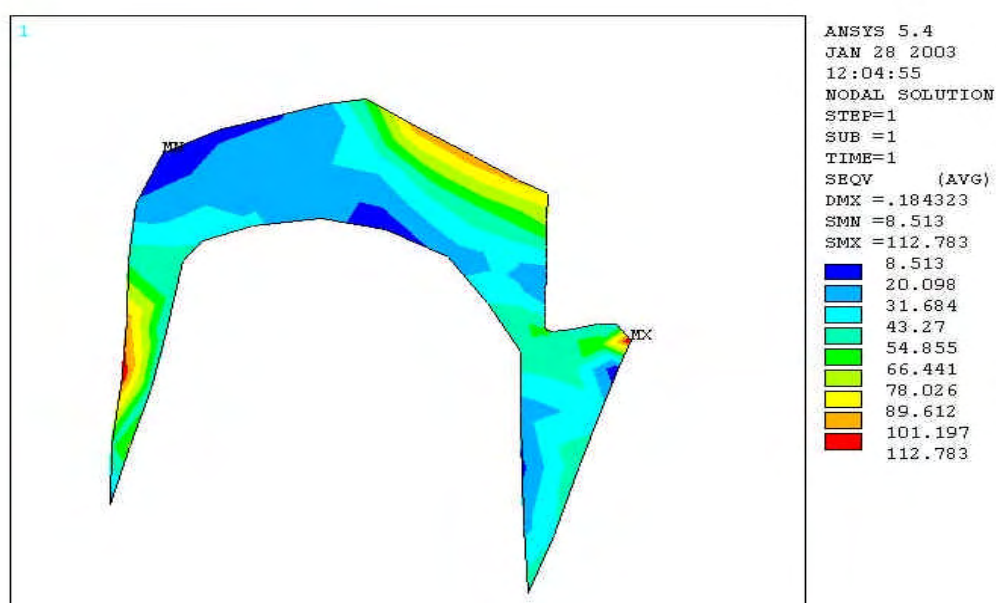


FIGURA 53 – Mapa de tensões do esmalte (MB), sob força de 45° de mesial para distal.

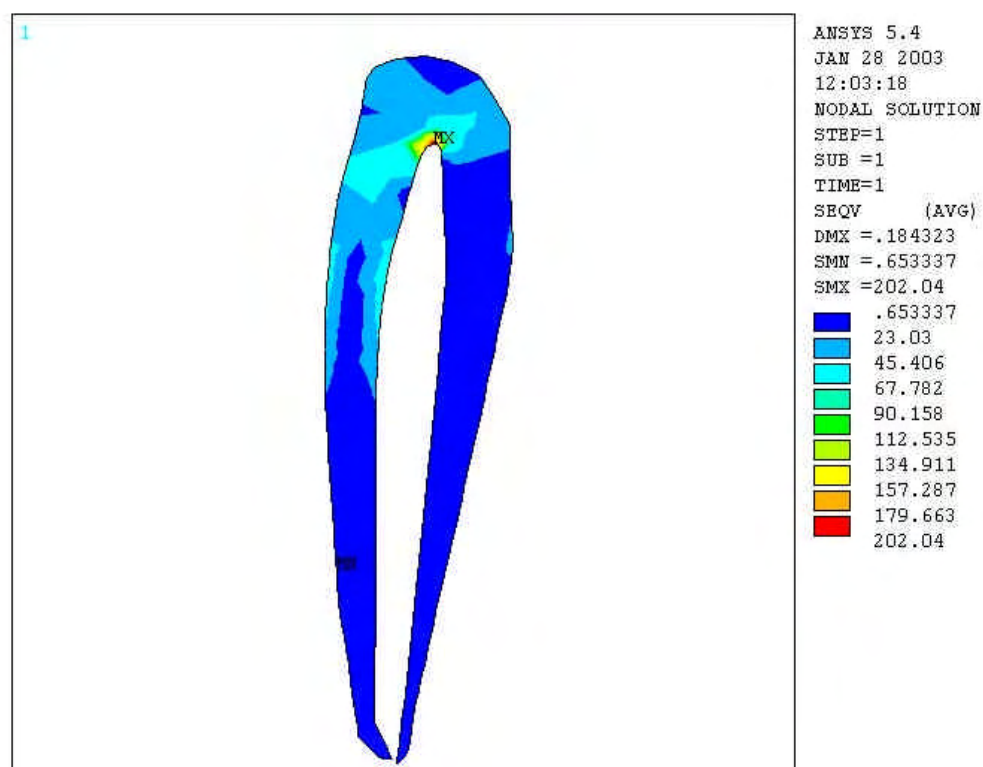


FIGURA 54 – Mapa de tensões da dentina (MB), sob força de 45° de mesial para distal.

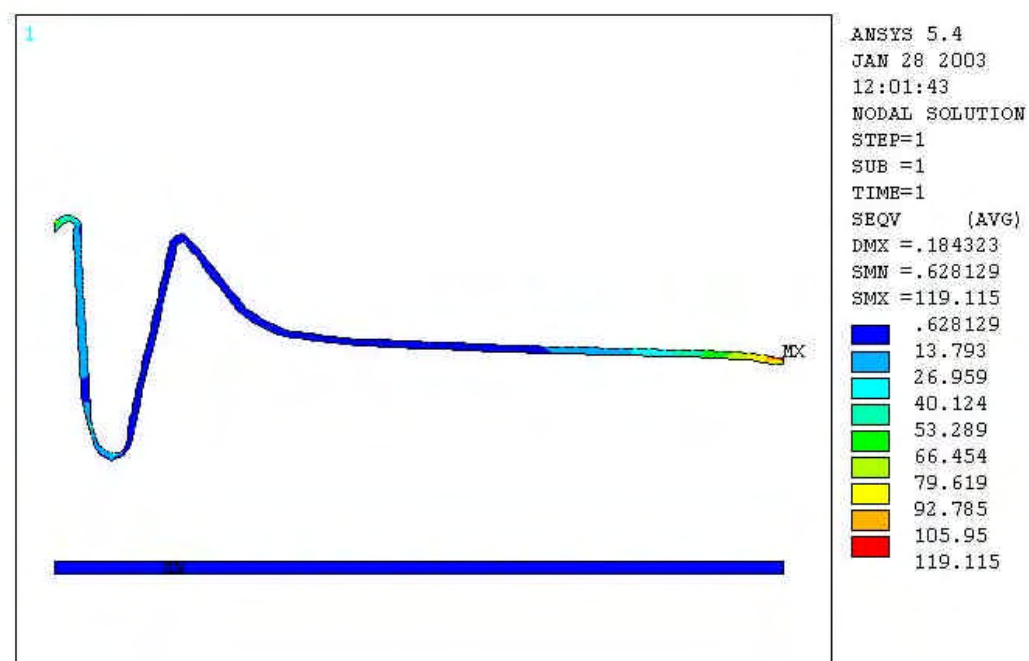


FIGURA 55 – Mapa de tensões do osso cortical (MB), sob força de 45° de mesial para distal.

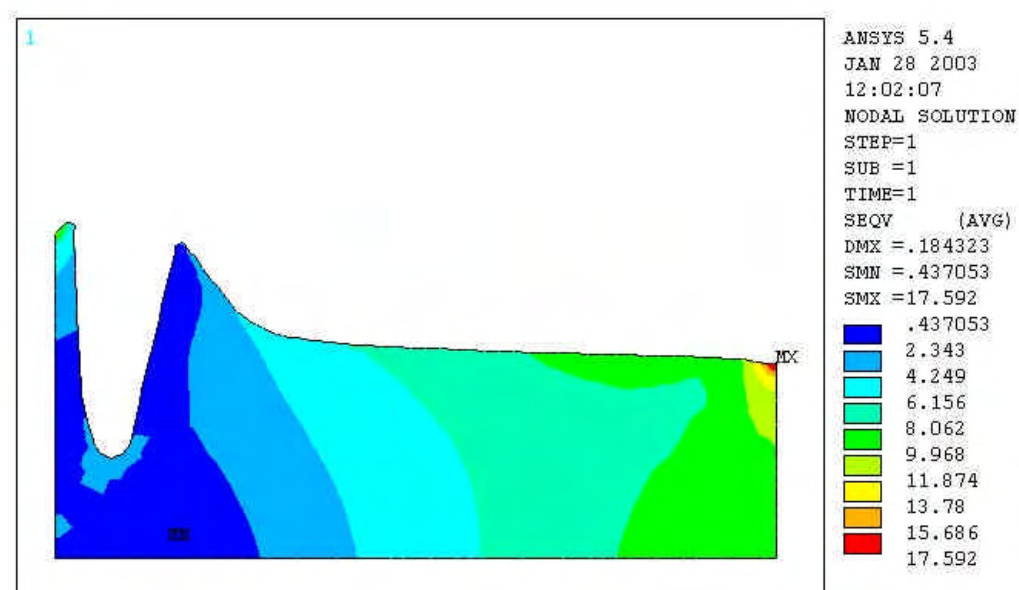


FIGURA 56 – Mapa de tensões do osso esponjoso (MB), sob força de 45° de mesial para distal.

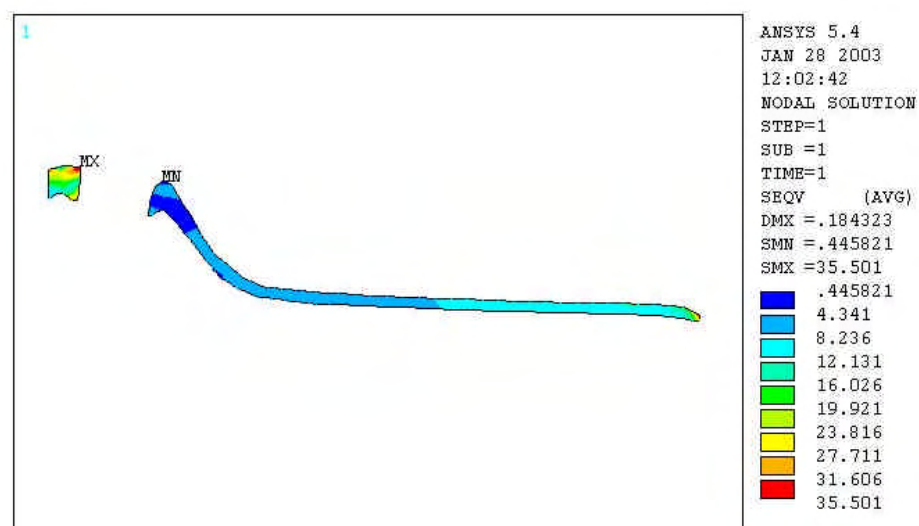


FIGURA 57 – Mapa de tensões da fibromucosa (MB), sob força de 45° de mesial para distal.

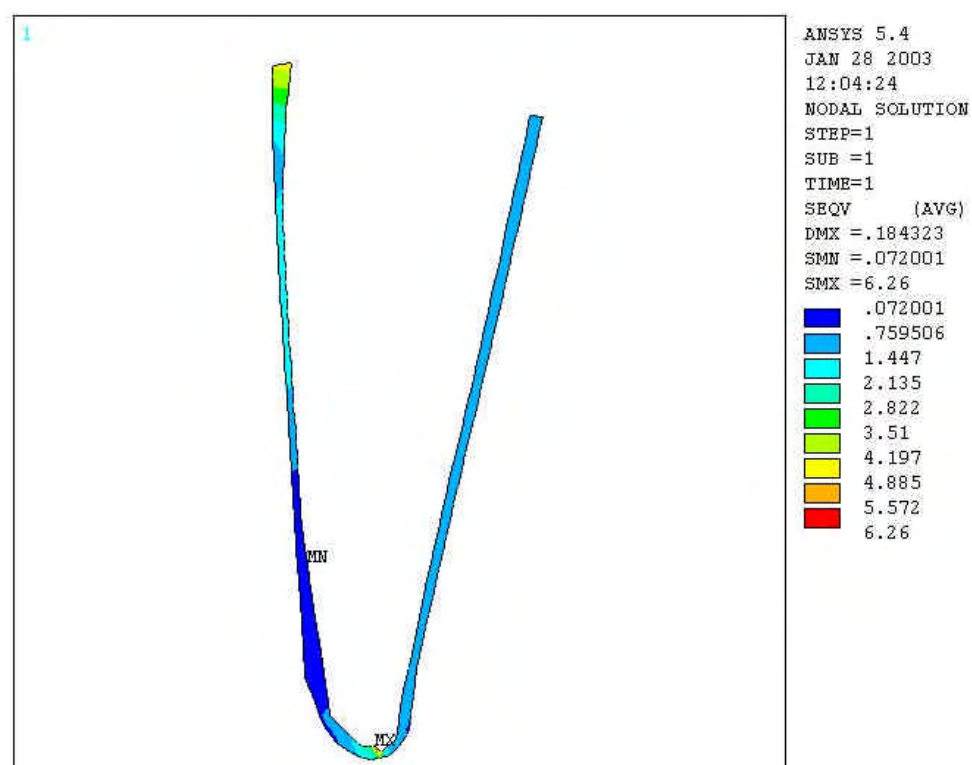


FIGURA 58 – Mapa de tensões do ligamento periodontal (MB), sob força de 45° de mesial para distal.

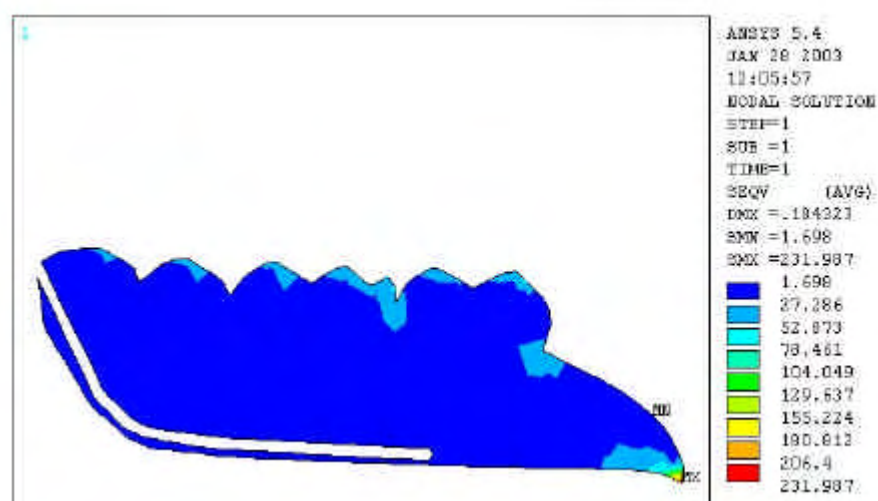


FIGURA 59 – Mapa de tensões da parte acrílica da PPR (MB), sob força de 45° de mesial para distal

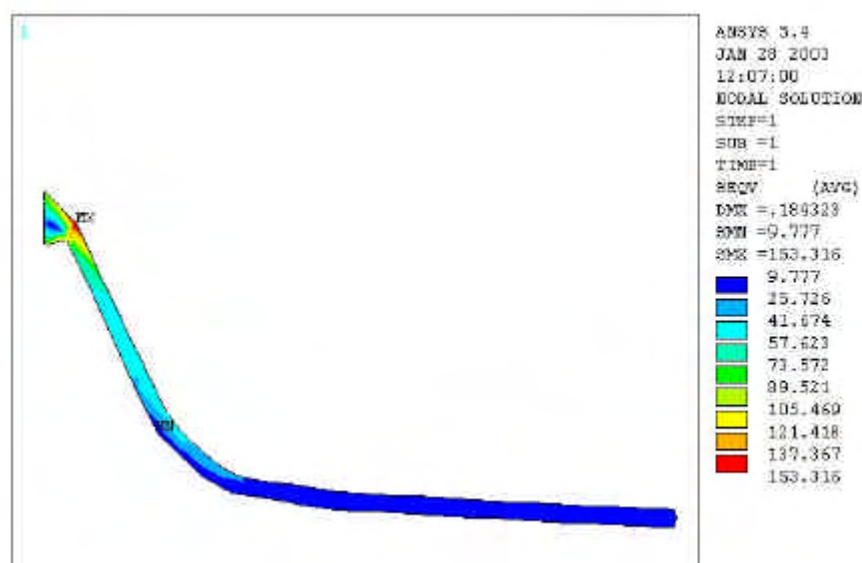


FIGURA 60 – Mapa de tensões da estrutura metálica da PPR (MB), sob força de 45° de mesial para distal.

O mesmo modelo, com aplicação de força na mesma direção e sentido contrário (Figura 61), mostra a maior tensão na dentina, na porção do teto da cavidade pulpar (258,857 MPa) e a menor nos terços superior e médio do lado mesial do ligamento periodontal (0,648 MPa). A distribuição das tensões para cada estrutura pode ser observada nas Figuras 62 até 69.

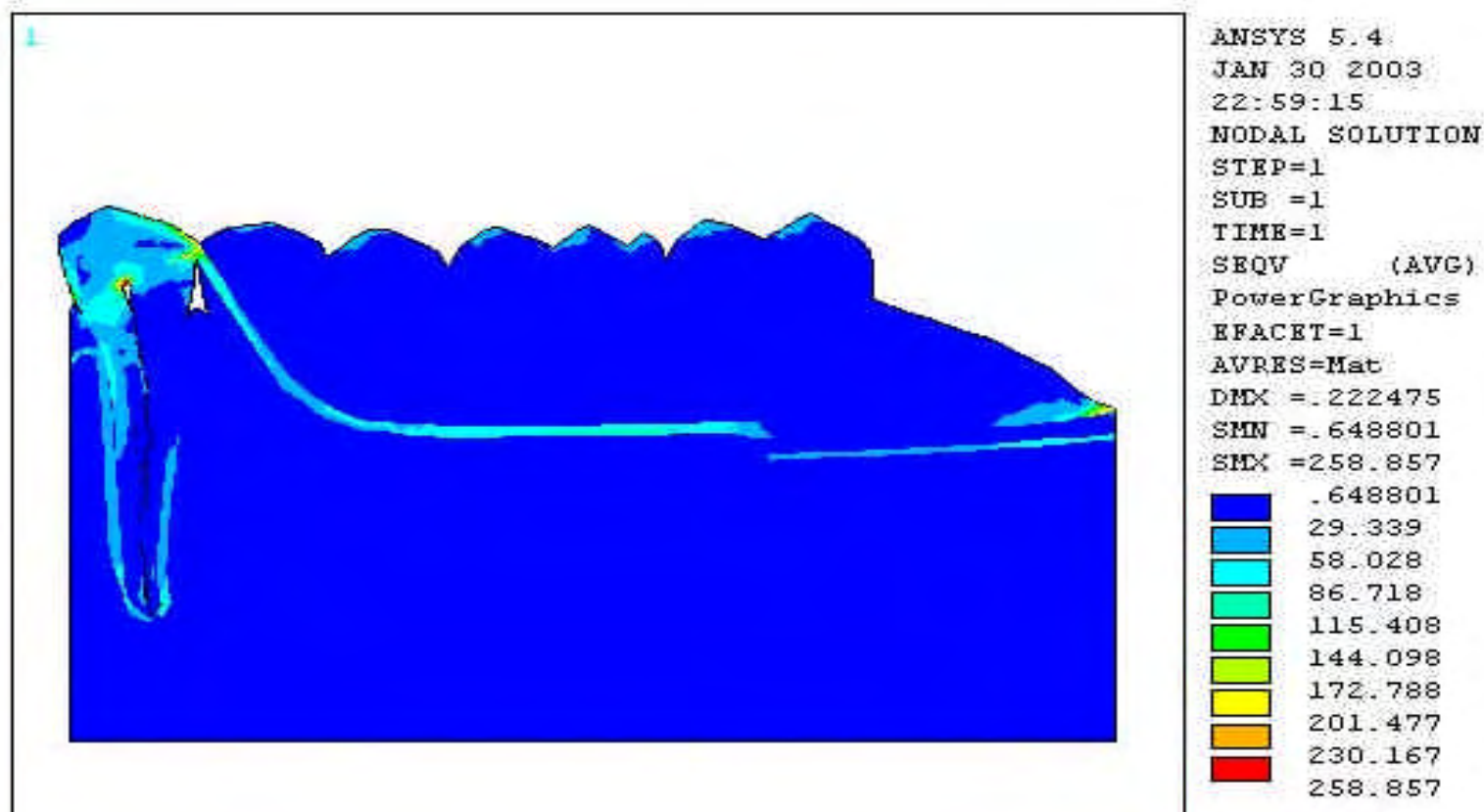


FIGURA 61 – Mapa geral das tensões do MB, sob força de 45° de distal para mesial.

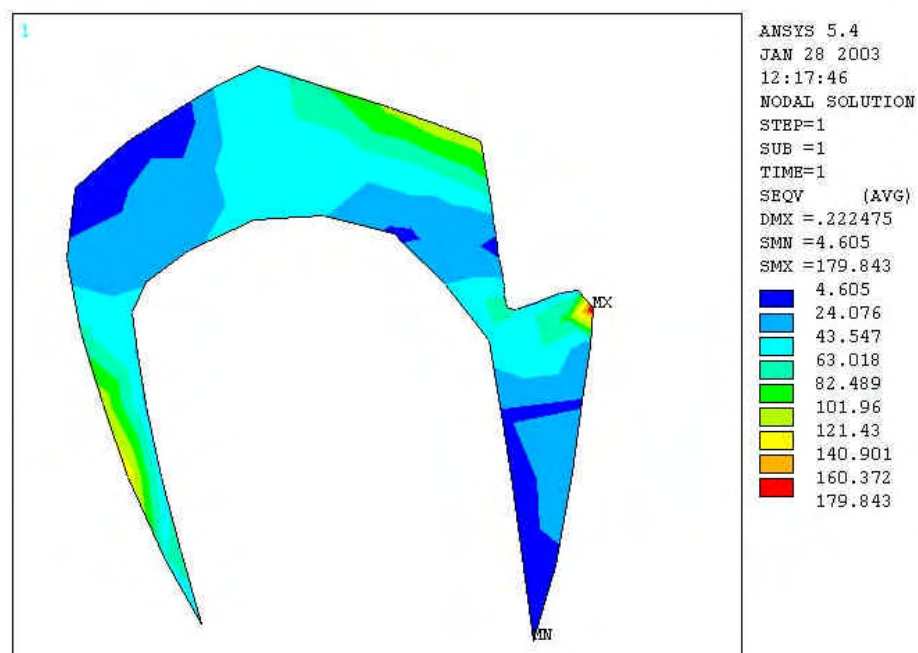


FIGURA 62 – Mapa de tensões do esmalte (MB), sob força de 45° de distal para mesial.

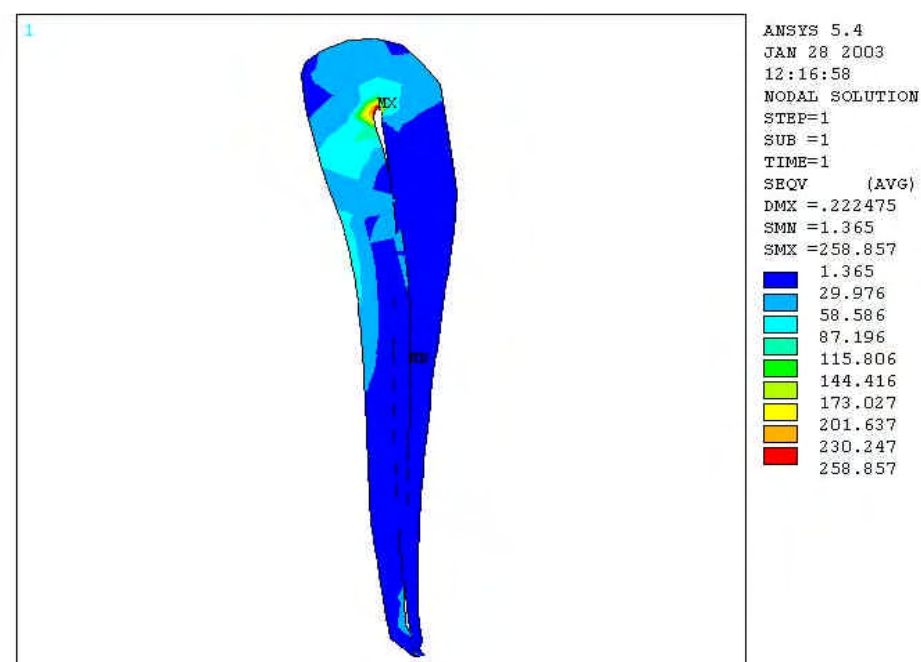


FIGURA 63 – Mapa de tensões da dentina (MB), sob força de 45° de distal para mesial.

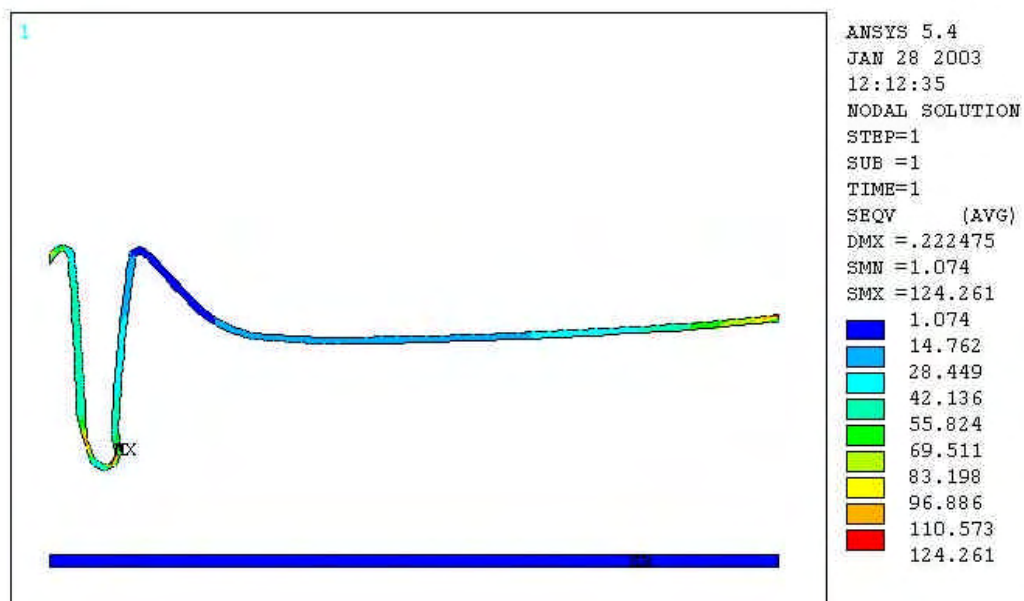


FIGURA 64 – Mapa de tensões do osso cortical (MB), sob força de 45° de distal para mesial.

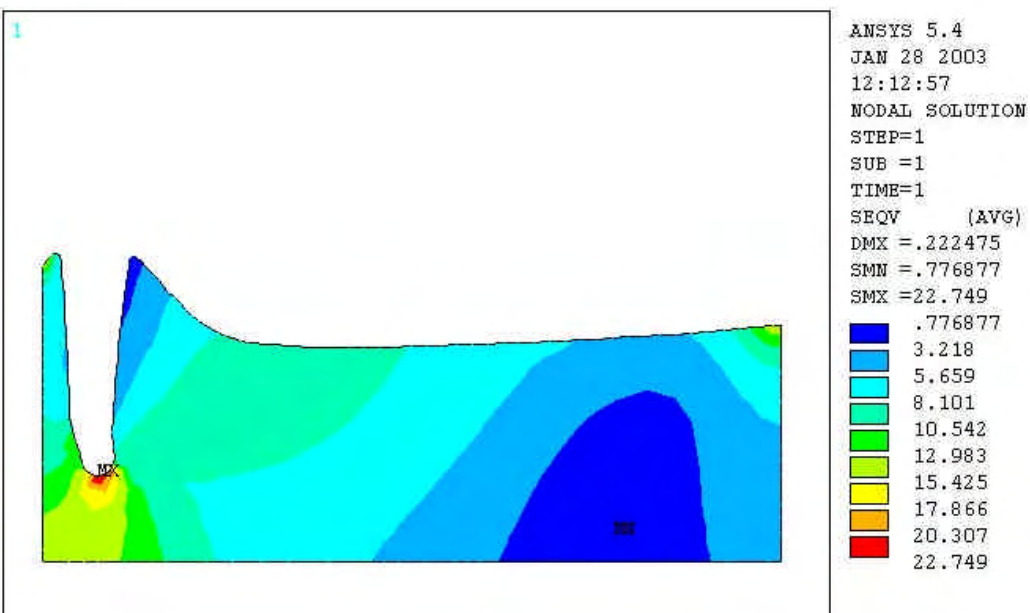


FIGURA 65 – Mapa de tensões do osso esponjoso (MB), sob força de 45° de distal para mesial.

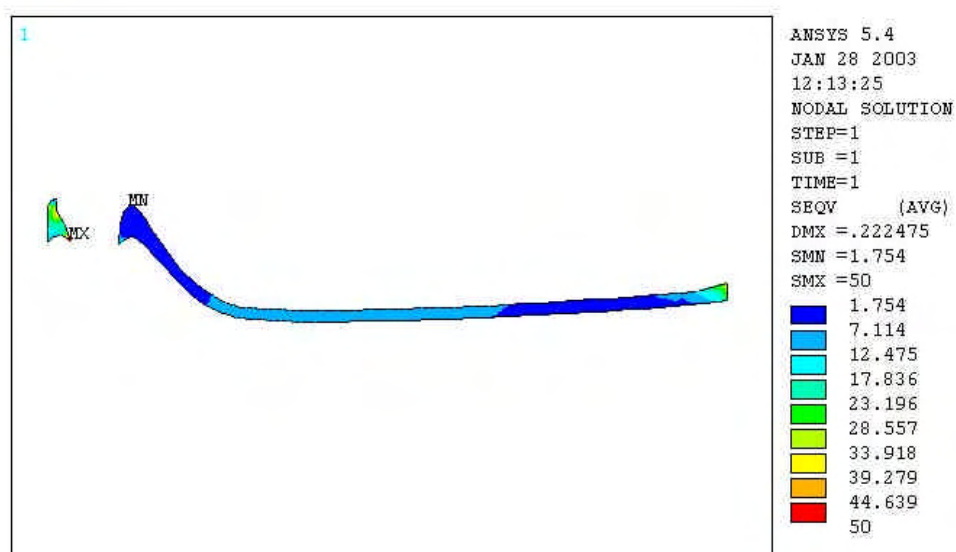


FIGURA 66 – Mapa de tensões da fibromucosa (MB), sob força de 45° de distal para mesial.



FIGURA 67 – Mapa de tensões do ligamento periodontal (MB), sob força de 45° de distal para mesial.

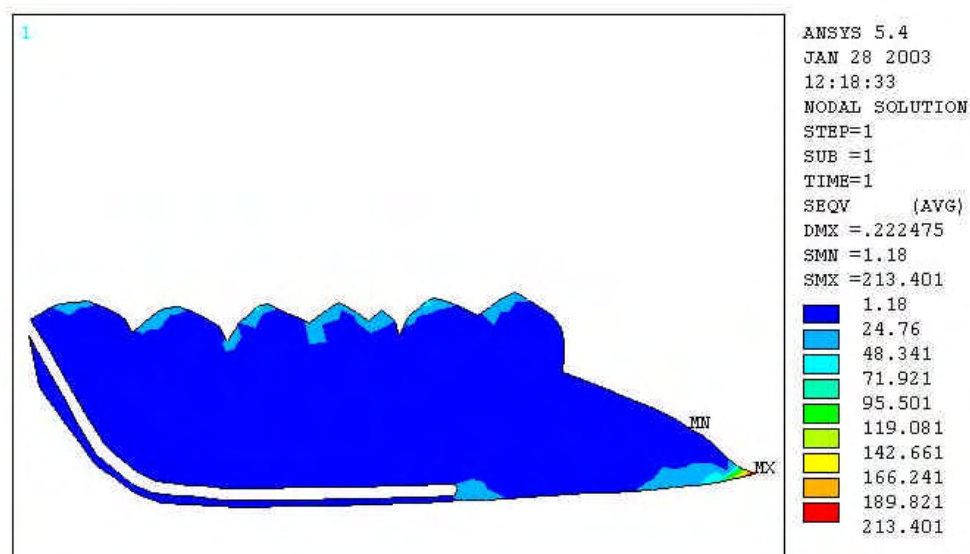


FIGURA 68 – Mapa de tensões da parte acrílica da PPR (MB), sob força de 45° de distal para mesial.

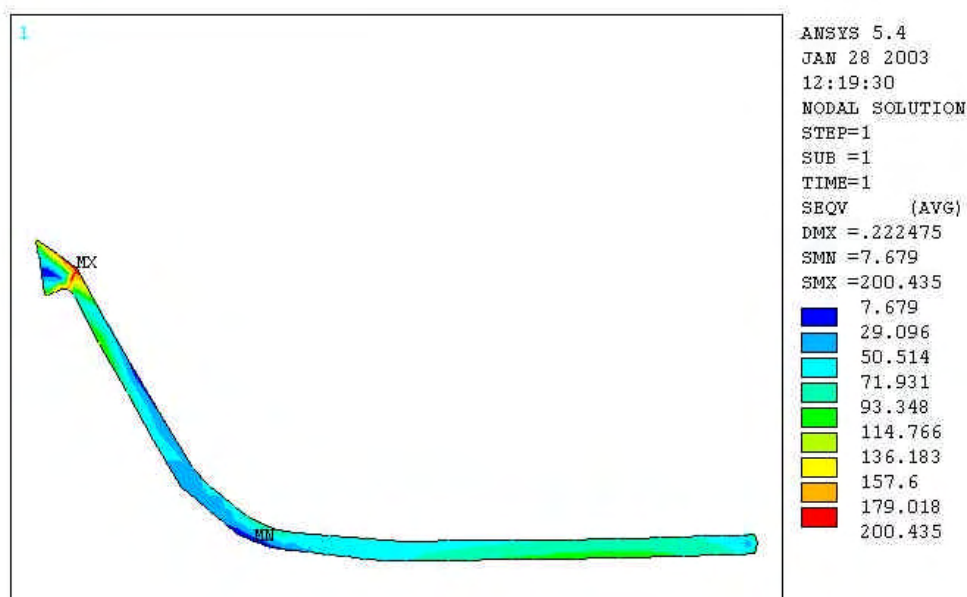


FIGURA 69 – Mapa de tensões da estrutura metálica da PPR (MB), sob força de 45° de distal para mesial.

Os valores máximos das tensões de cada estrutura individualizada podem ser melhor visualizados no Quadro 6:

Quadro 6 – Valores máximos das tensões, em MPa, das diferentes estruturas que compõem o modelo B, em todas as situações de força

Modelos	Modelo B		
	0° (vertical)	45° (MD)	45° (DM)
Estruturas			
Esmalte	50,093	112,783	179,843
Dentina	59,194	202,040	258,857
Osso Cortical	85,906	119,115	124,261
Osso Esponjoso	13,922	17,592	22,749
Fibromucosa	15,254	35,501	50,000
Ligamento Periodontal	17,860	6,260	24,424
Base de Resina	38,994	231,987	213,401
Estrutura CrCo	68,209	153,316	200,435

Com relação ao MC, sob aplicação de força vertical (0°), o mapa geral das tensões evidencia que a maior tensão concentra-se entre o terço superior e médio do implante, no lado mesial (113,791 MPa) e a menor tensão localiza-se na porção superior do implante, na sua face mesial, com valor de $0,536 \times 10^{-5}$ MPa (Figura 70). Nas Figuras 71, 72, 73, 74, 75, 76, 77, 78 e 79 é possível a verificação das tensões sobre os diferentes elementos que constituem este modelo.

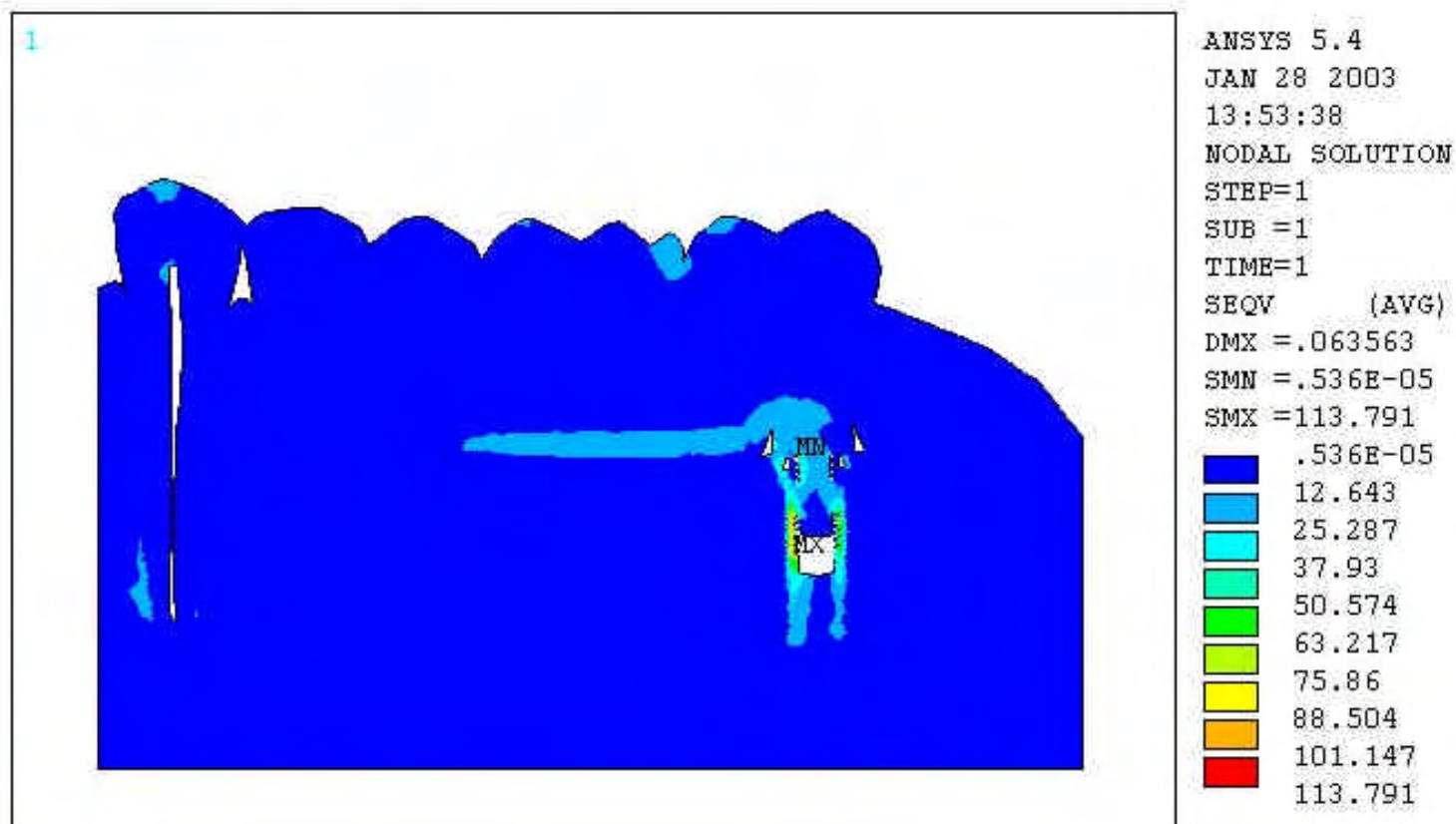


FIGURA 70 – Mapa geral das tensões do MC, sob força vertical.

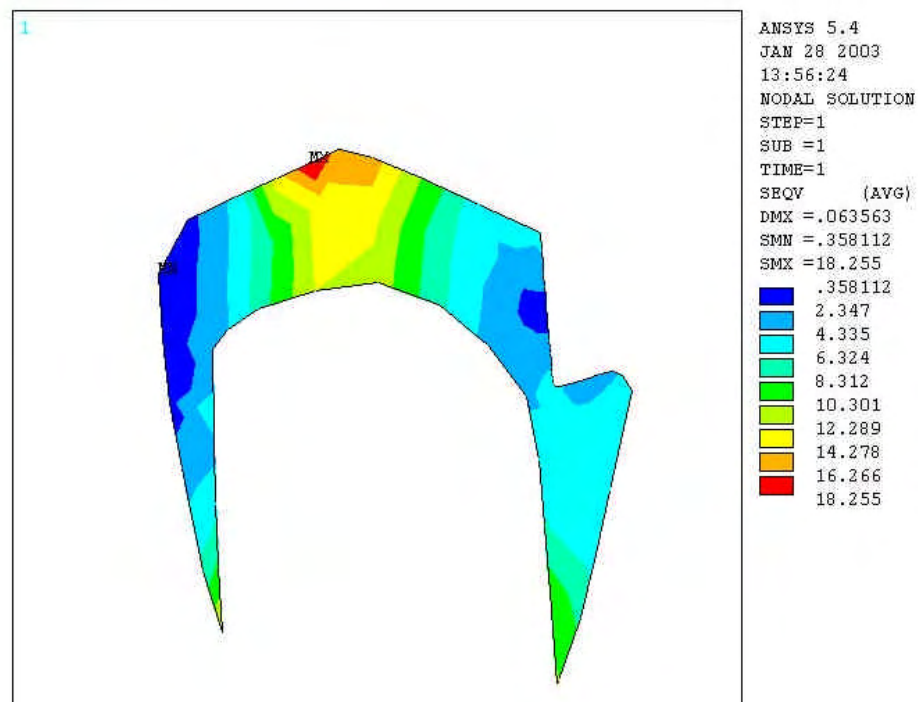


FIGURA 71 – Mapa de tensões do esmalte (MC), sob força vertical.

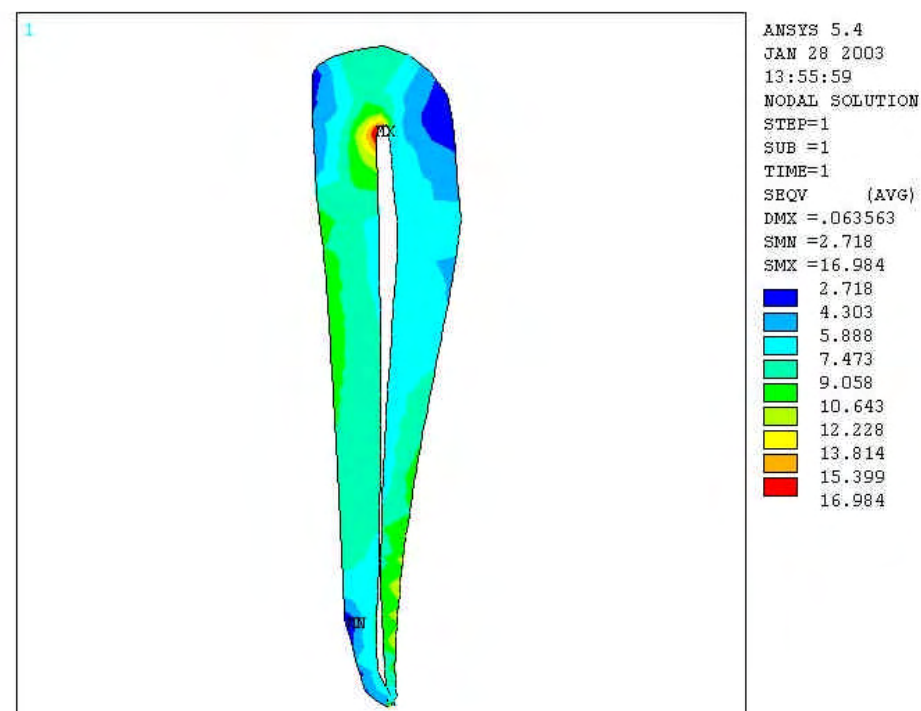


FIGURA 72 – Mapa de tensões da dentina (MC), sob força vertical.

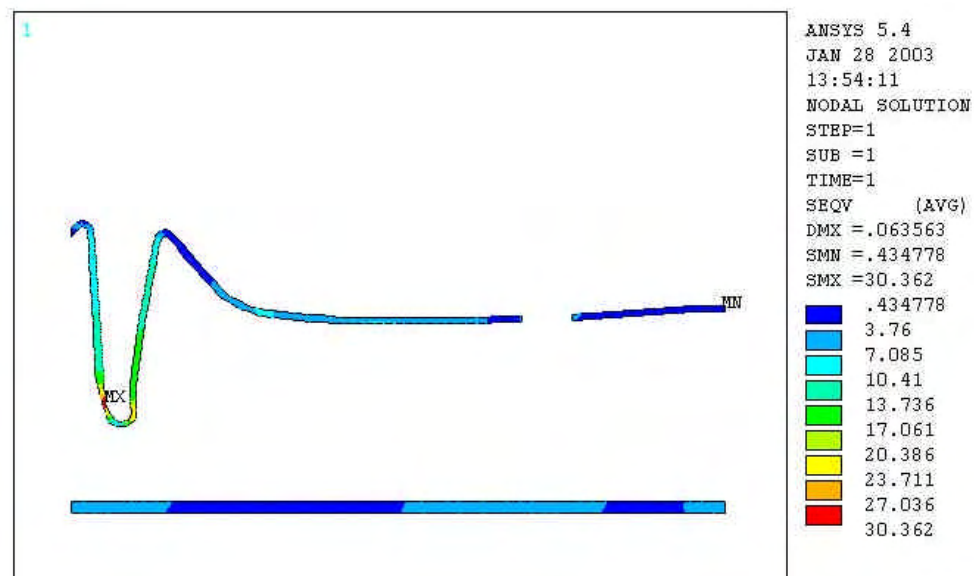


FIGURA 73 – Mapa de tensões do osso cortical (MC), sob força vertical.

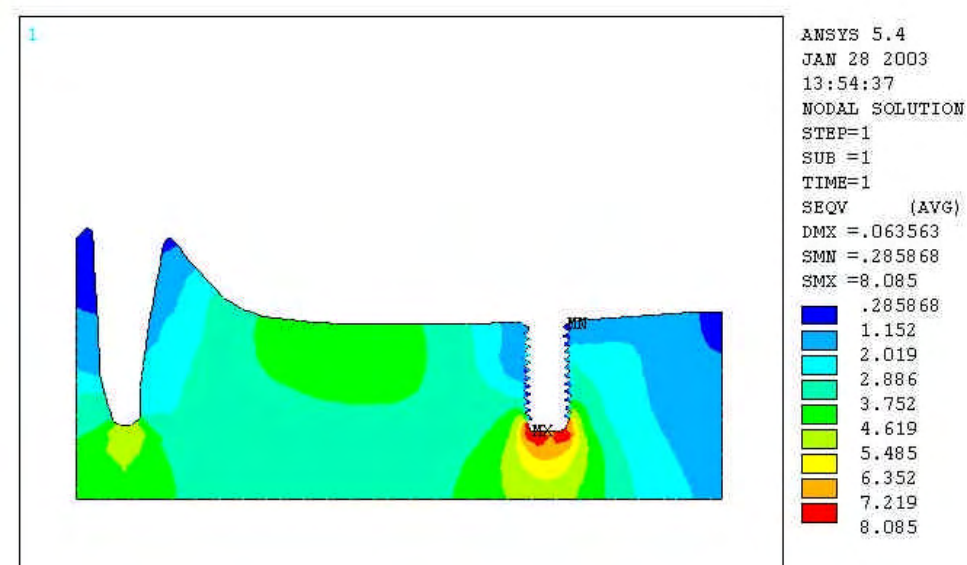


FIGURA 74 – Mapa de tensões do osso esponjoso (MC), sob força vertical.

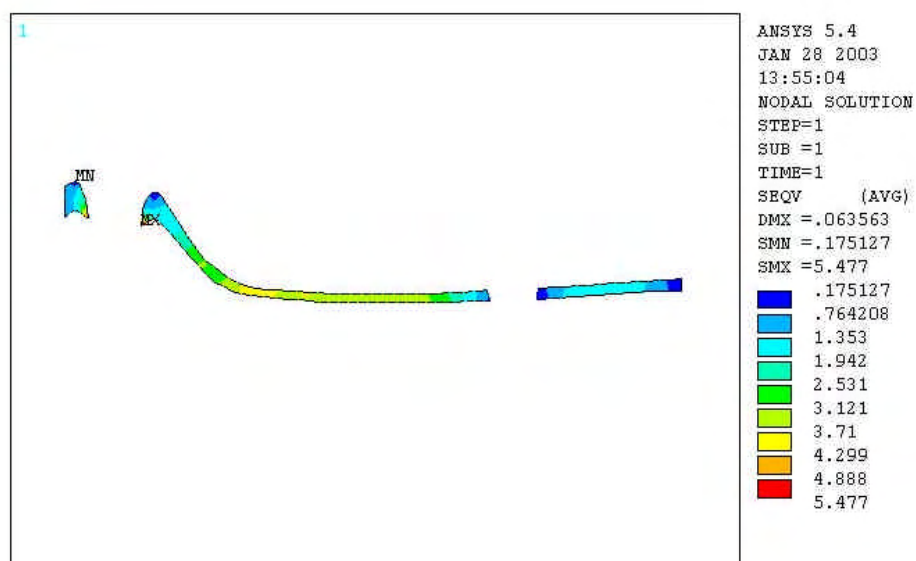


FIGURA 75 – Mapa de tensões da fibromucosa (MC), sob força vertical.

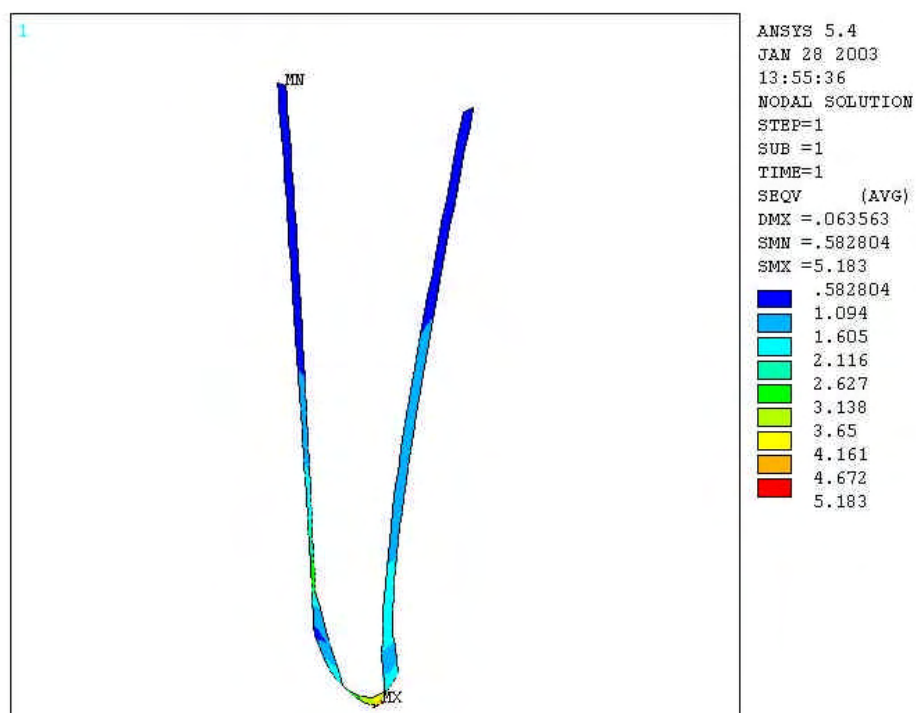


FIGURA 76 – Mapa de tensões do ligamento periodontal (MC), sob força vertical.

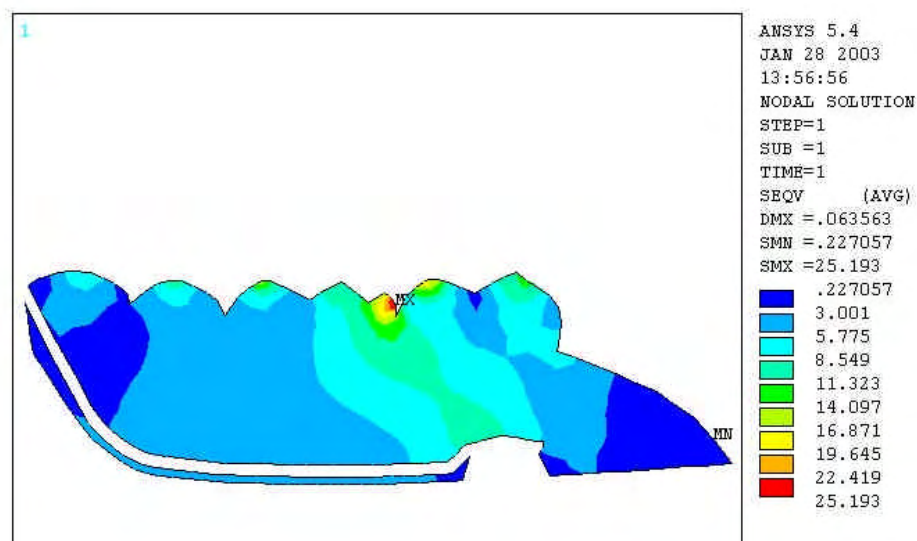


FIGURA 77 – Mapa de tensões da parte acrílica da PPR (MC), sob força vertical.

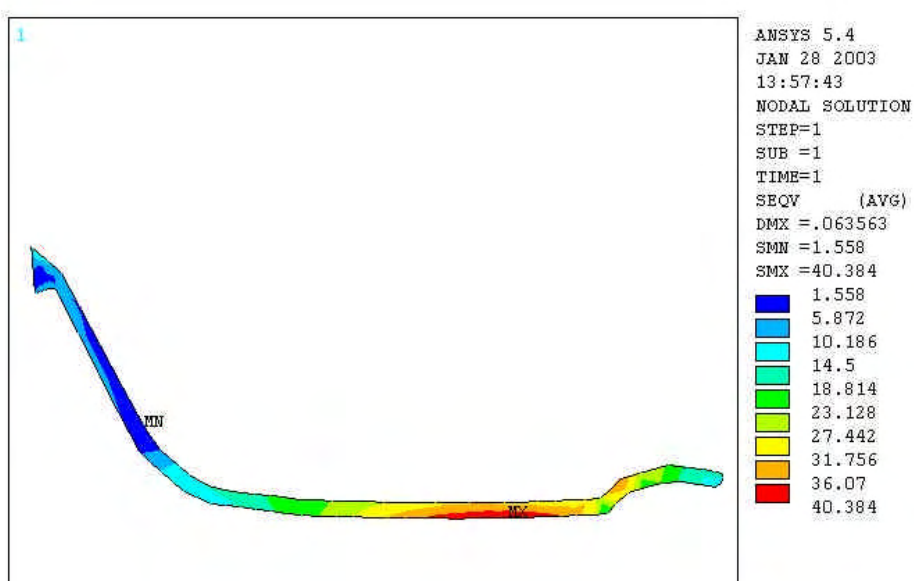


FIGURA 78 – Mapa de tensões da estrutura metálica da PPR (MC), sob força vertical.

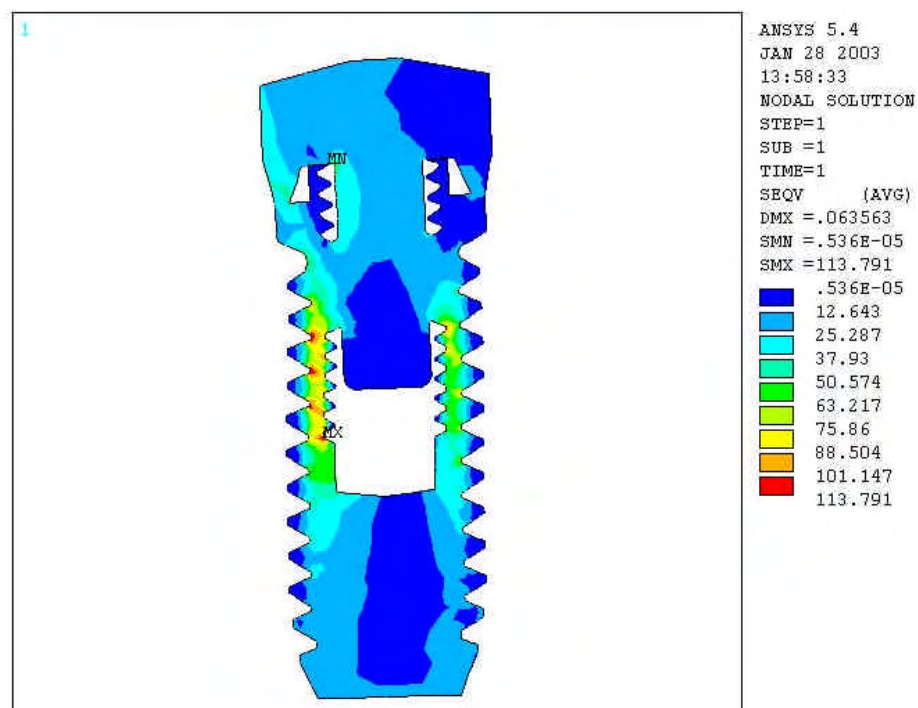


FIGURA 79 – Mapa de tensões do implante (MC), sob força vertical.

No carregamento com força a 45°, de mesial para distal, observa-se a maior tensão também no implante, entre o terço superior e médio, do lado distal (153,447 MPa) e a menor na região do parafuso de fixação, no lado mesial ($0,612 \times 10^{-5}$), como pode ser visualizado na Figura 80. As Figuras seguintes (81 até 89) mostram o mapa das tensões de cada estrutura, isoladamente.

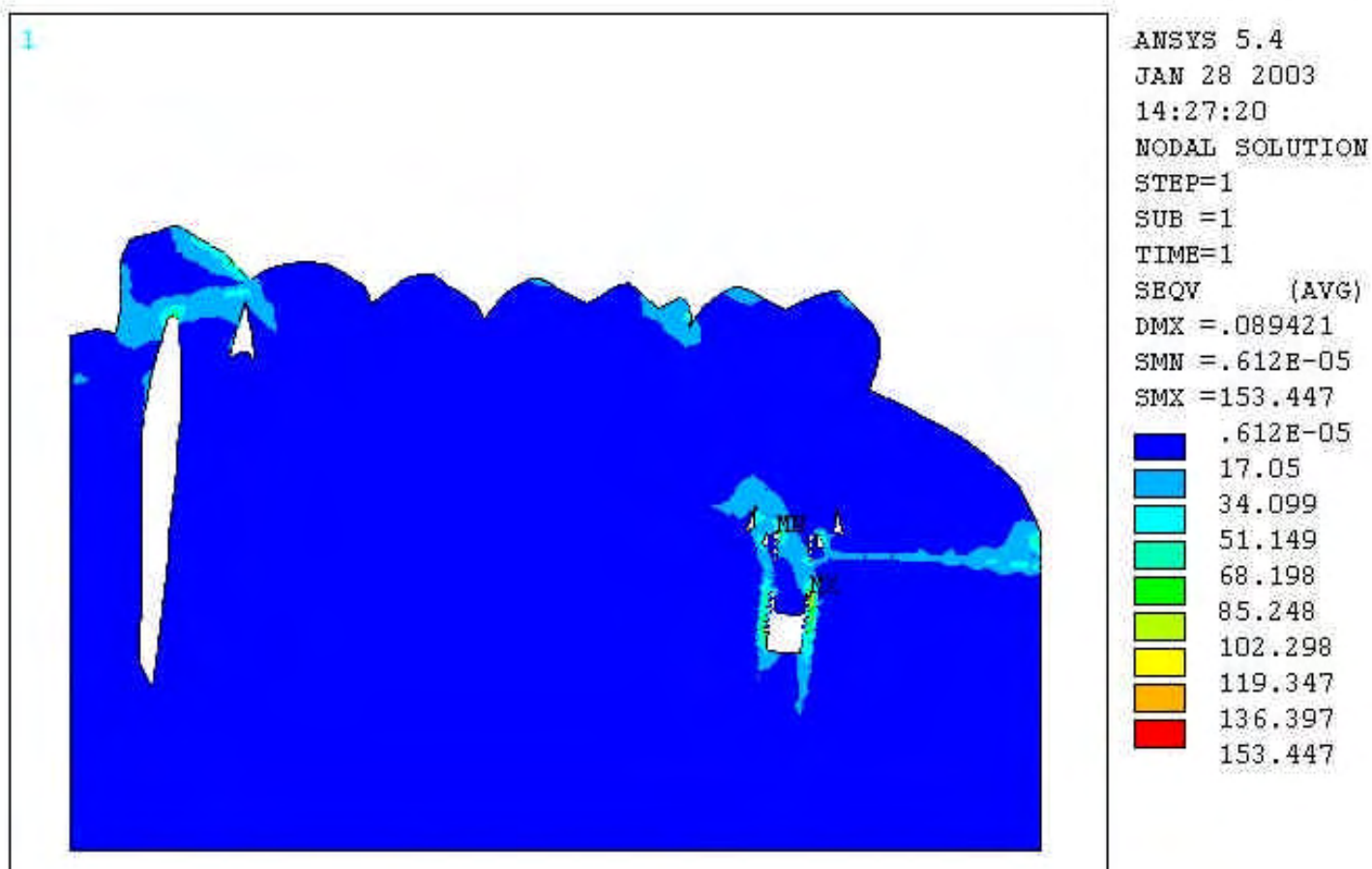


FIGURA 80 – Mapa geral das tensões do MC, sob força de 45° de mesial para distal.

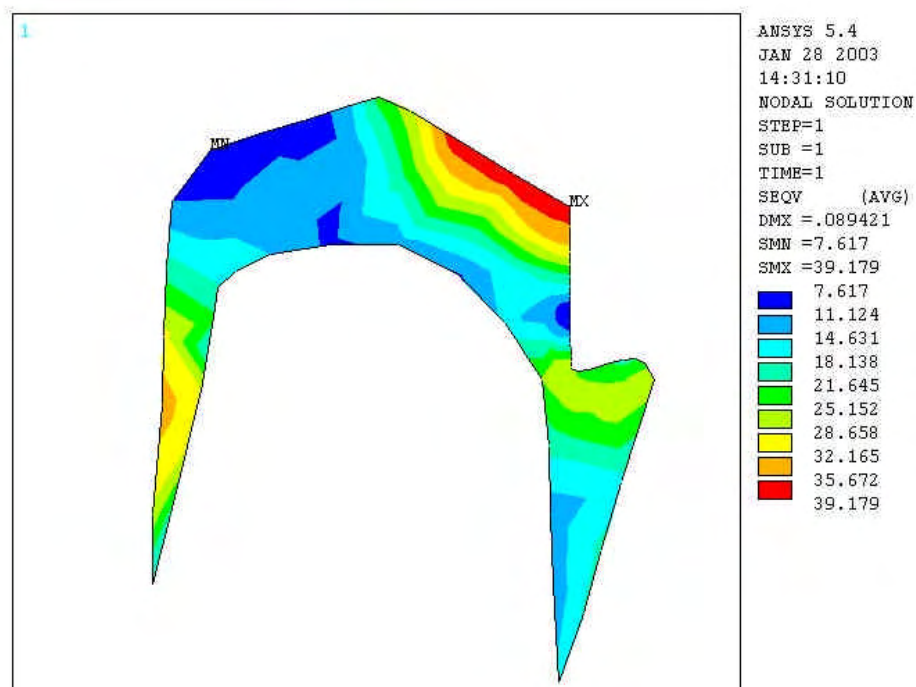


FIGURA 81 – Mapa de tensões do esmalte (MC), sob força de 45° de mesial para distal.

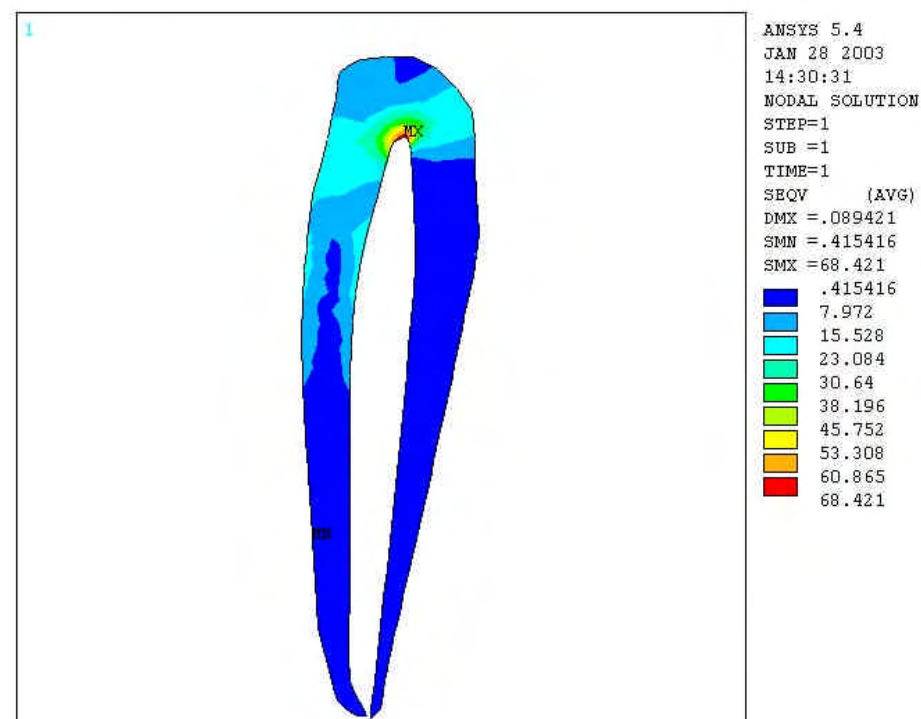


FIGURA 82 – Mapa de tensões da dentina (MC), sob força de 45° de mesial para distal.

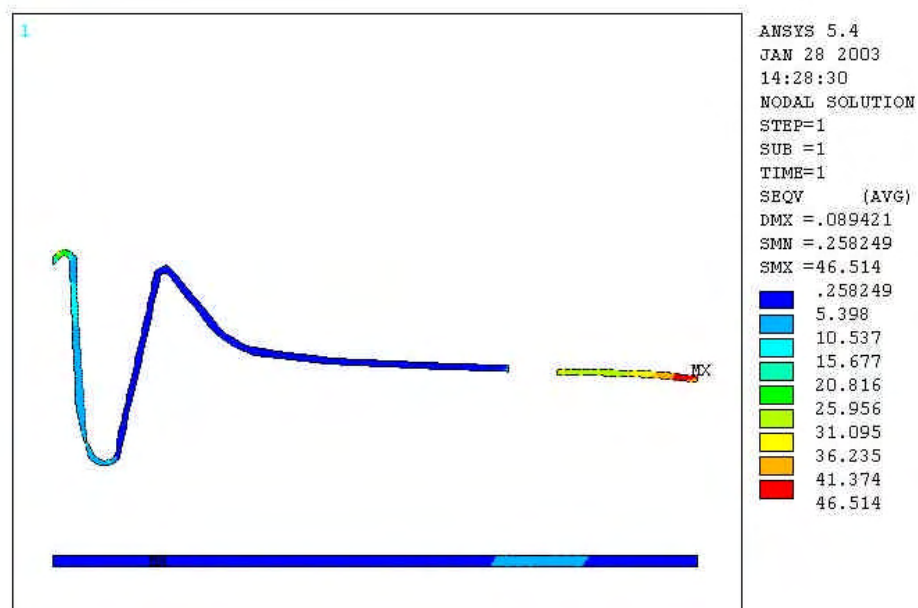


FIGURA 83 – Mapa de tensões do osso cortical (MC), sob força de 45° de mesial para distal.

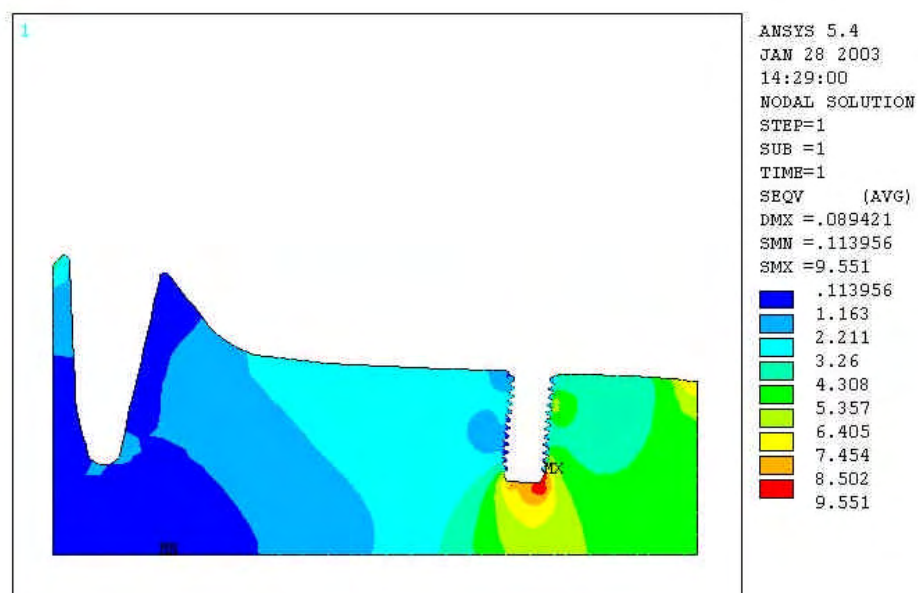


FIGURA 84 – Mapa de tensões do osso esponjoso (MC), sob força de 45° de mesial para distal.

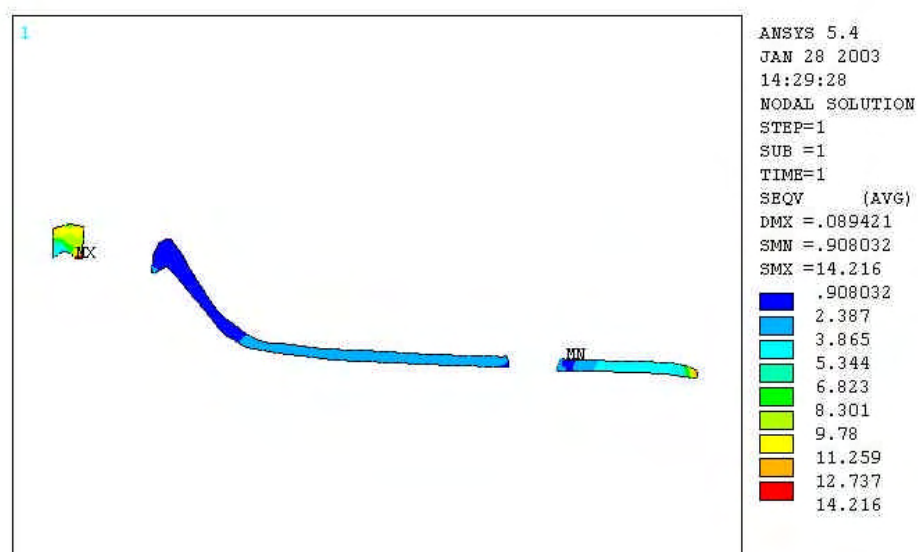


FIGURA 85 – Mapa de tensões da fibromucosa (MC), sob força de 45° de mesial para distal.

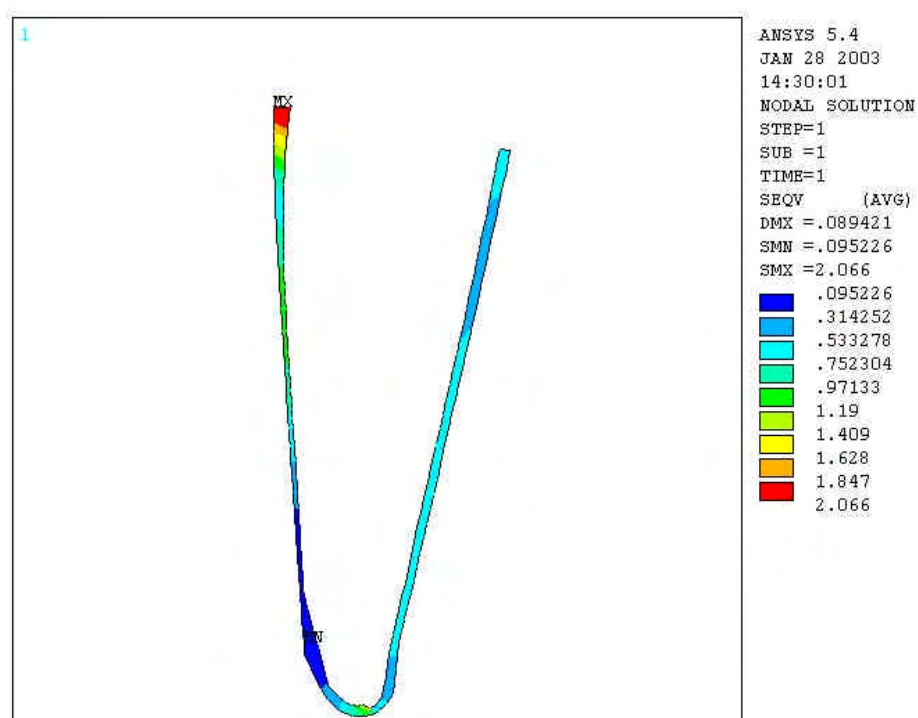


FIGURA 86 – Mapa de tensões do ligamento periodontal (MC), sob força de 45° de mesial para distal.

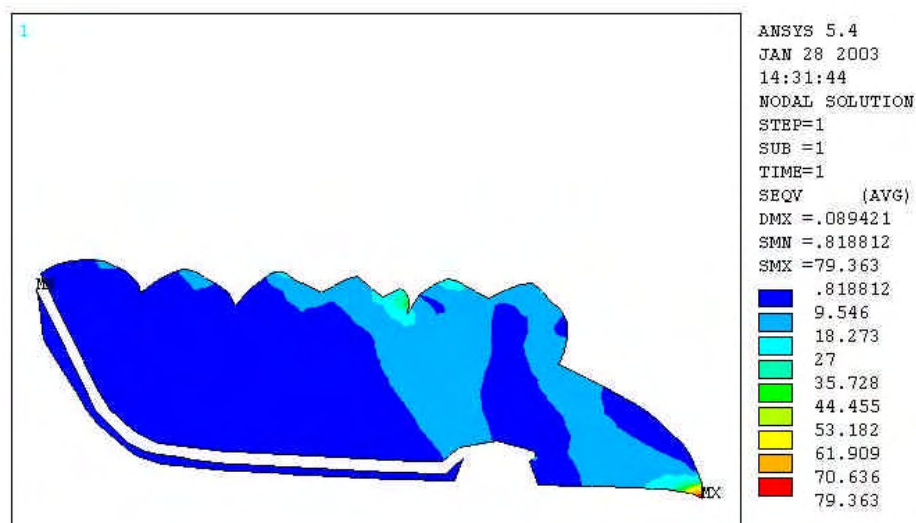


FIGURA 87 – Mapa de tensões da parte acrílica da PPR (MC), sob força de 45° de mesial para distal.

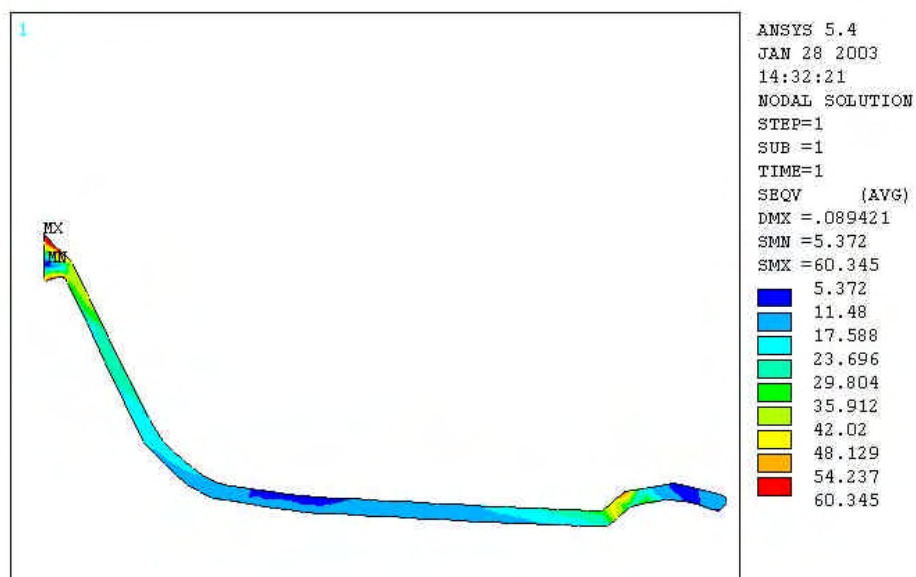


FIGURA 88 – Mapa de tensões da estrutura metálica da PPR (MC), sob força de 45° de mesial para distal.

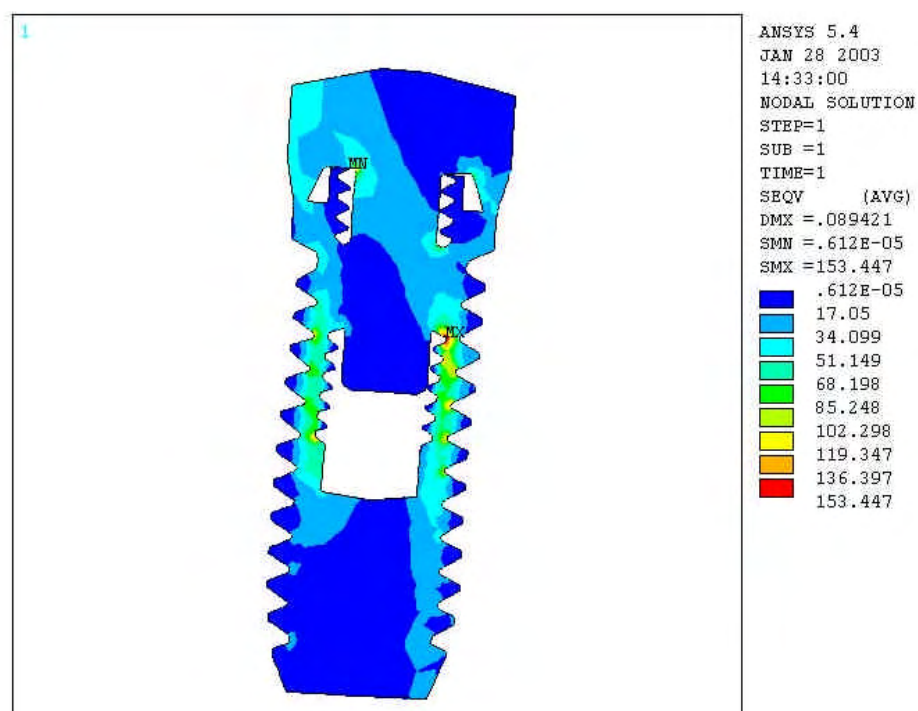


FIGURA 89 – Mapa de tensões do implante (MC), sob força de 45° de mesial para distal.

Já com a força oblíqua de 45°, de distal para mesial (Figura 90), a máxima tensão é observado na dentina, na região referente ao teto da cavidade pulpar (85,459 MPa) e a mínima na região superior esquerda do parafuso de fixação do implante, com valor de $0,146 \times 10^{-5}$. Os mapas da distribuição das tensões das estruturas separadas estão disponíveis nas Figuras 91 até 99.

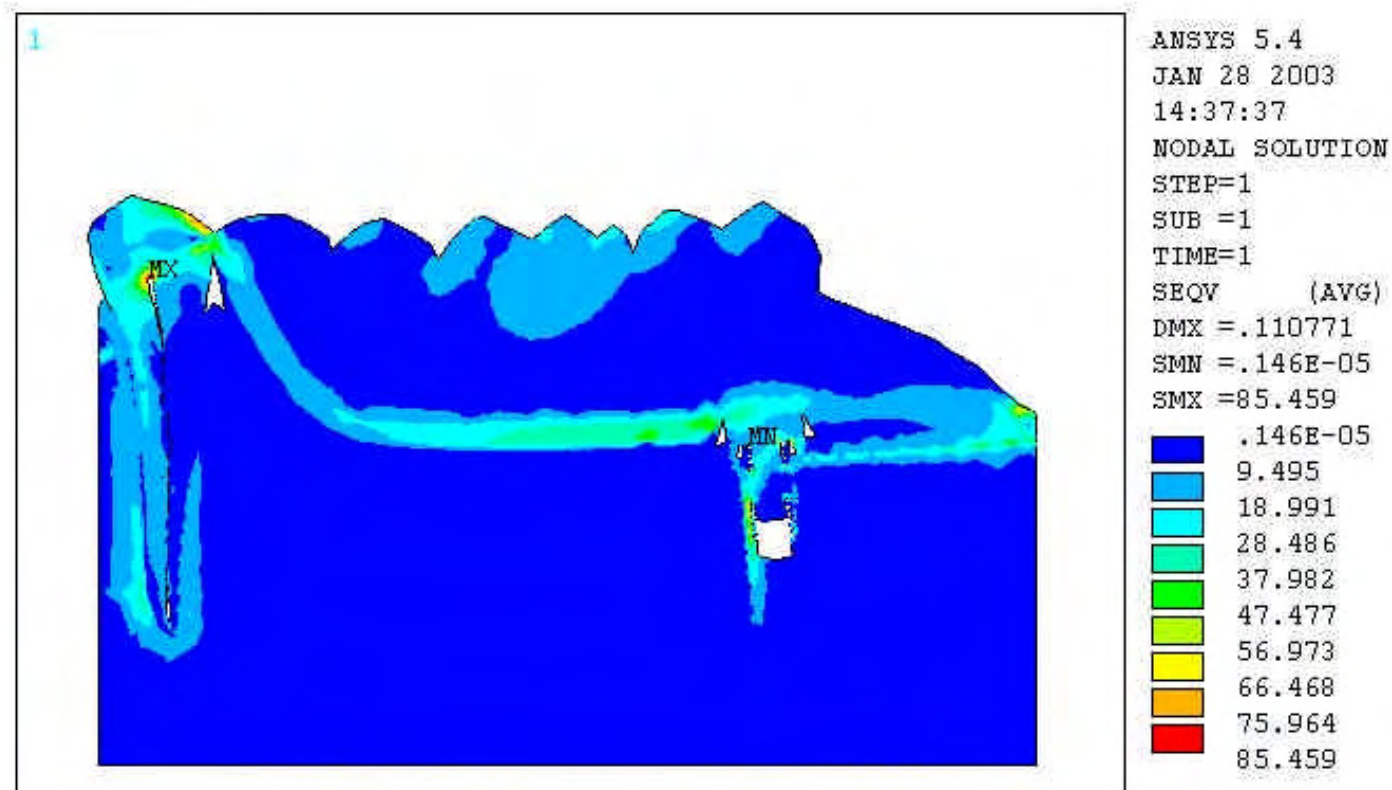


FIGURA 90 – Mapa geral das tensões do MC, sob força de 45° de distal para mesial.

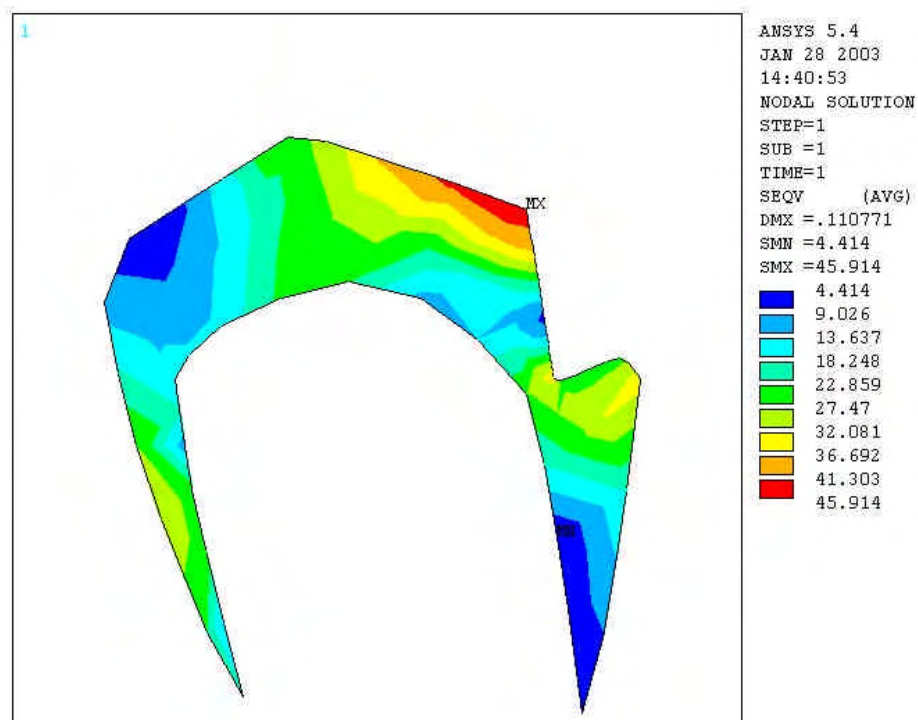


FIGURA 91 – Mapa de tensões do esmalte (MC), sob força de 45° de distal para mesial.

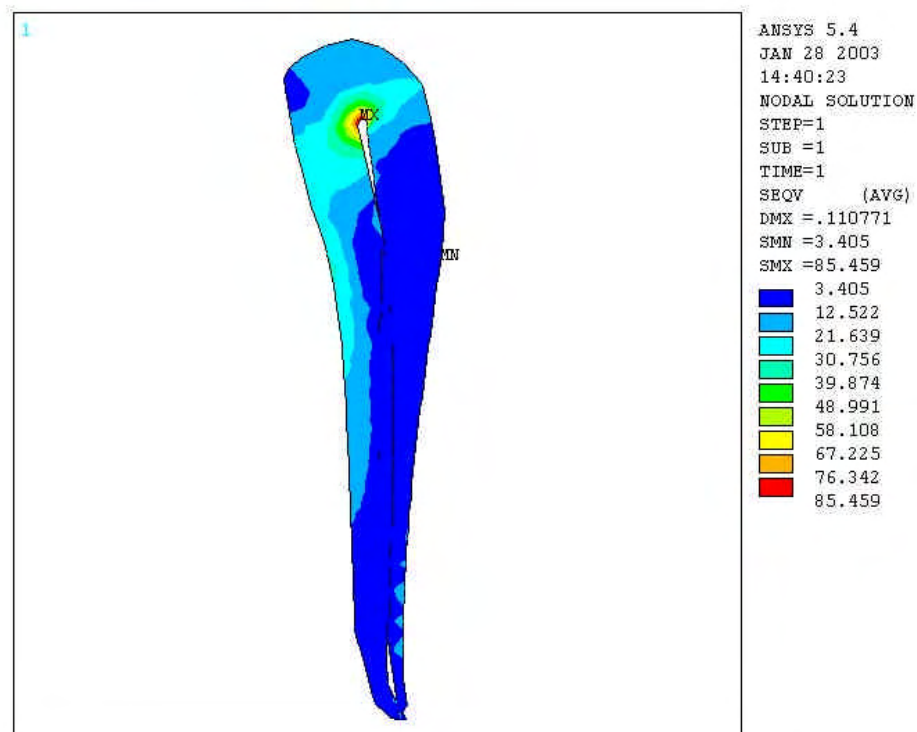


FIGURA 92 – Mapa de tensões da dentina (MC), sob força de 45° de distal para mesial.

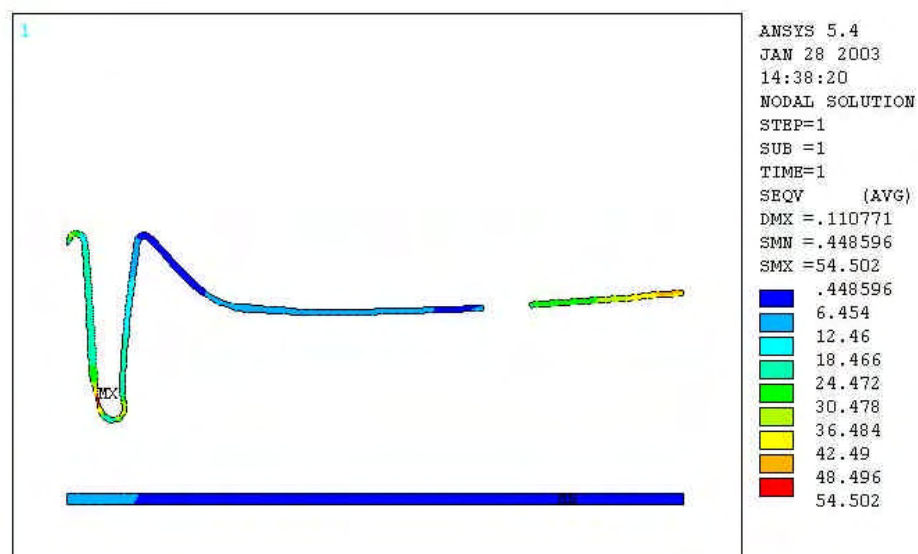


FIGURA 93 – Mapa de tensões do osso cortical (MC), sob força de 45° de distal para mesial.

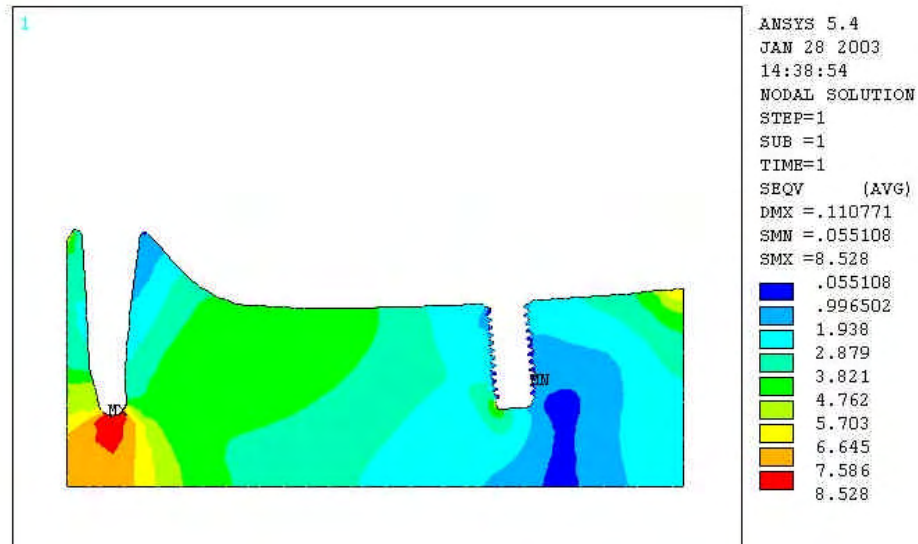


FIGURA 94 – Mapa de tensões do osso esponjoso (MC), sob força de 45° de distal para mesial.



FIGURA 95 – Mapa de tensões da fibromucosa (MC), sob força de 45° de distal para mesial.

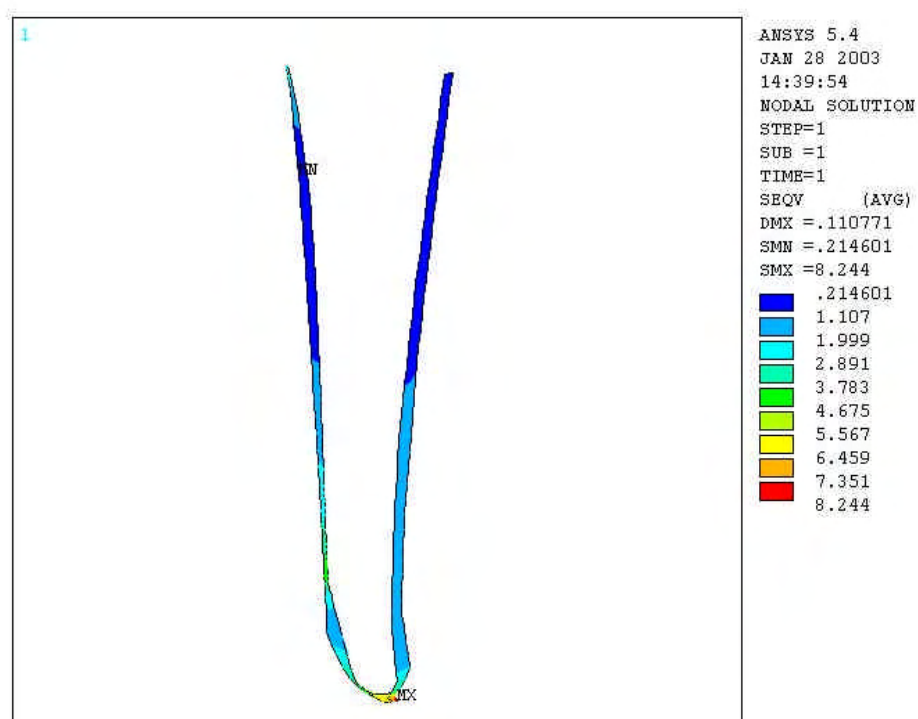


FIGURA 96 – Mapa de tensões do ligamento periodontal (MC), sob força de 45° de distal para mesial.

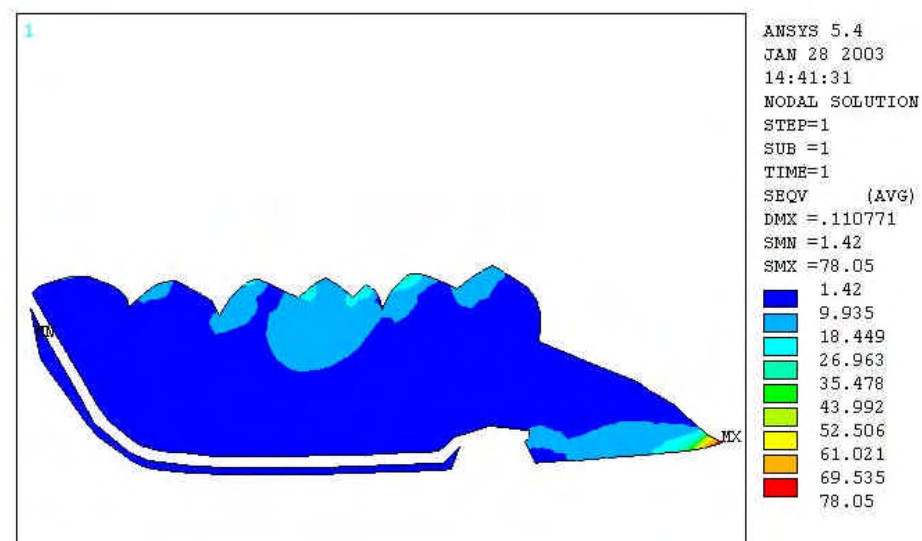


FIGURA 97 – Mapa de tensões da parte acrílica da PPR (MC), sob força de 45° de distal para mesial.

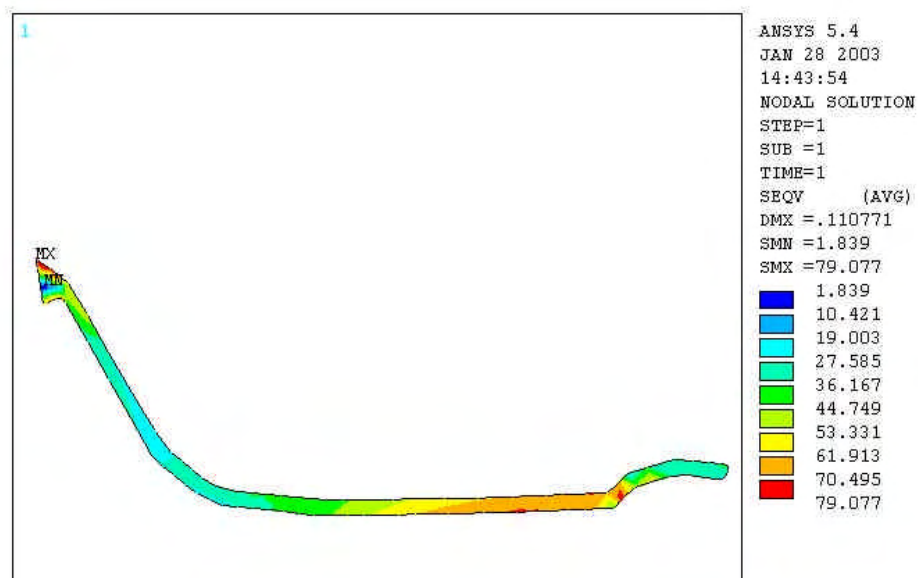


FIGURA 98 – Mapa de tensões da estrutura metálica da PPR (MC), sob força de 45° de distal para mesial.

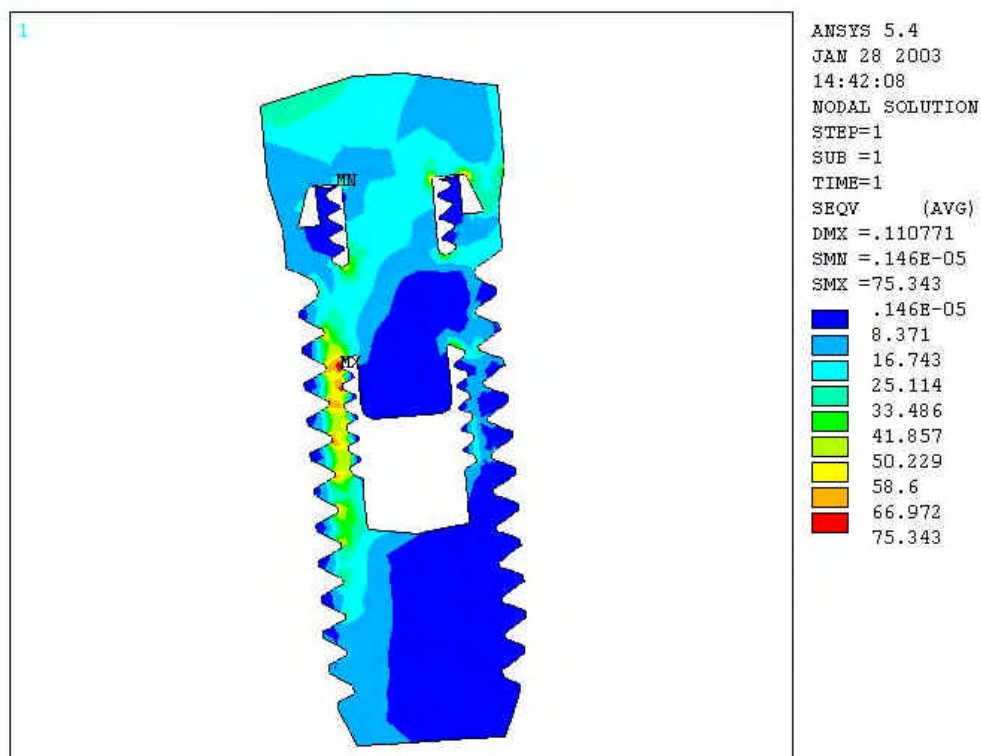


FIGURA 99 – Mapa de tensões do implante (MC), sob força de 45° de distal para mesial.

O Quadro 7 mostra os valores máximos das tensões das estruturas do modelo C, sob as diferentes aplicações de força:

Quadro 7 – Valores máximos das tensões, em MPa, das diferentes estruturas que compõem o modelo C, em todas as situações de força

Modelos	Modelo C		
	0° (vertical)	45° (MD)	45° (DM)
Estruturas			
Esmalte	18,255	39,179	45,914
Dentina	16,984	68,421	85,459
Osso Cortical	30,362	46,514	54,502
Osso Esponjoso	8,085	9,551	8,528
Fibromucosa	5,477	14,216	18,926
Ligamento Periodontal	5,183	2,066	8,244
Base de Resina	25,193	79,363	78,050
Estrutura CrCo	40,384	60,345	79,077
Implante	113,791	153,447	75,343

O comportamento das estruturas como fibromucosa, ligamento periodontal, ossos cortical e esponjoso e implante, com relação à concentração de tensão frente às diversas situações de força estudadas nos três modelos, pode ser visto nas Figuras seguintes:

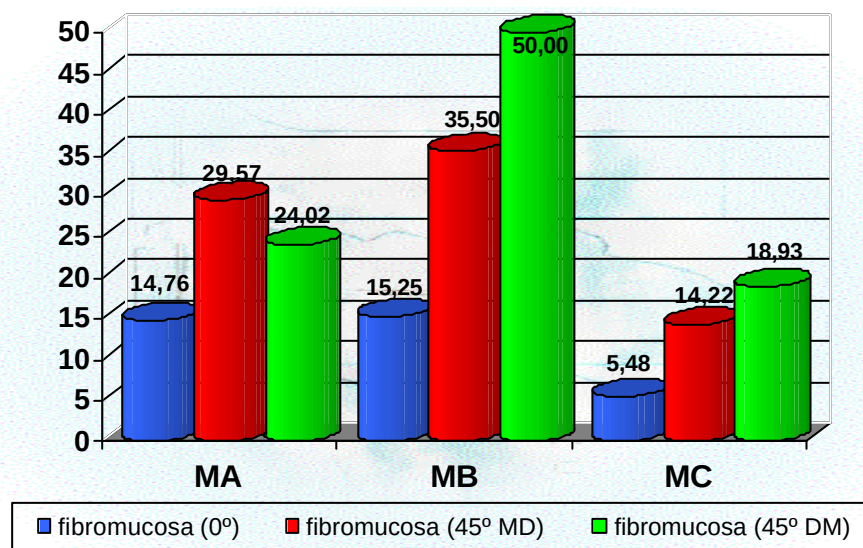


FIGURA 100 – Gráfico de colunas comparando os valores máximos das tensões da fibromucosa, nos modelos A, B e C, após aplicação de forças vertical (0°) e oblíqua de 45°, de mesial para distal e de distal para mesial.

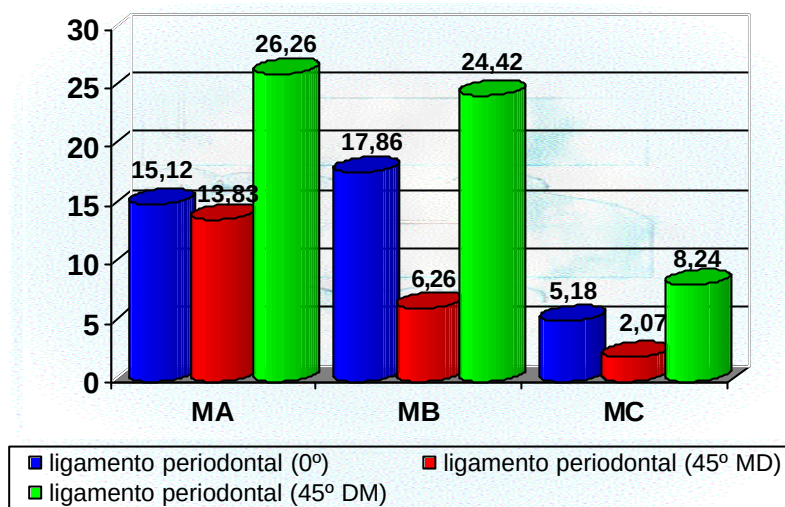


FIGURA 101 – Gráfico de colunas comparando os valores máximos das tensões do ligamento periodontal, nos modelos A, B e C, após aplicação de forças vertical (0°) e oblíqua de 45°, de mesial para distal e de distal para mesial.

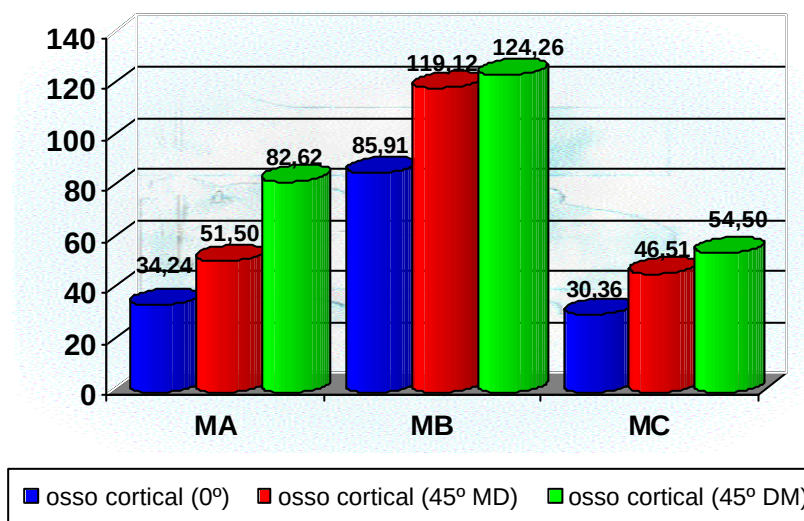


FIGURA 102 – Gráfico de colunas comparando os valores máximos das tensões do osso cortical, nos modelos A, B e C, após aplicação de forças vertical (0°) e oblíqua de 45°, de mesial para distal e de distal para mesial.

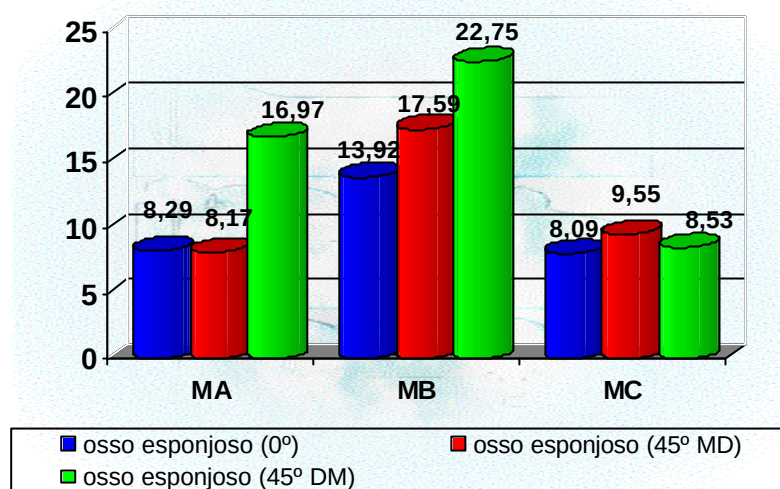


FIGURA 103 – Gráfico de colunas comparando os valores máximos das tensões do osso esponjoso, nos modelos A, B e C, após aplicação de forças vertical (0°) e oblíqua de 45°, de mesial para distal e de distal para mesial.

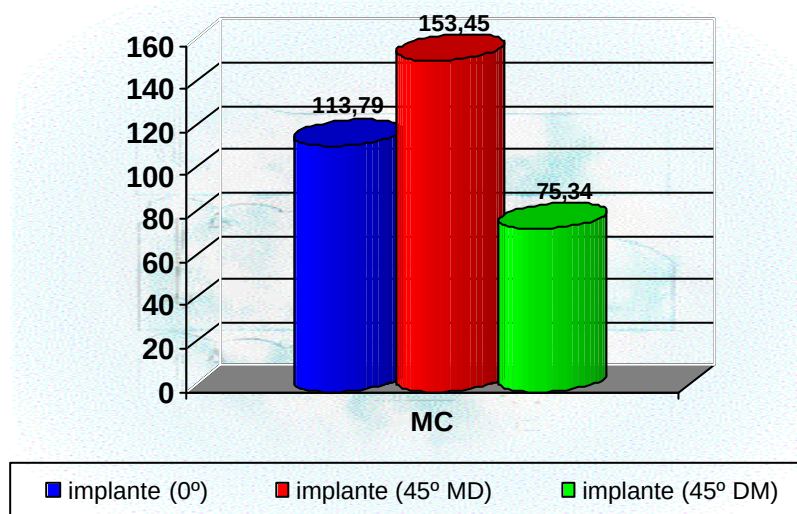


FIGURA 104 – Gráfico de colunas comparando os valores máximos das tensões do implante, no modelo C, após aplicação de forças vertical (0°) e oblíqua de 45°, de mesial para distal e de distal para mesial.



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.

Neste trabalho, além da força vertical (0°) utilizou-se forças oblíquas de 45° , tanto no sentido de mesial para distal como de distal para mesial, com o intuito de simular parte das forças mastigatórias presentes nos hábitos funcionais. Tais forças são constituídas por componentes axial e horizontal. Autores como Atkinson & Shepherd (1967)⁴ e Lundgren & Laurell (1984)^{5,8} são concordes que o componente

axial é o principal, sendo que em torno de 25% do total das forças geradas na mastigação são representadas pelas forças horizontais (Siegele & Soltez, 1989).⁸⁰

A aplicação de forças estritamente horizontais não foi realizada, uma vez que a sua aplicação significaria ausência do componente vertical, o que não ocorre na realidade. Assim, optou-se pela utilização de forças oblíquas de 45°, como Kratochvil & Caputo (1974)⁵¹ e Inam e Kesim (1999).⁴²

Existem inúmeros fatores que influenciam as forças da mastigação, entre eles pode-se citar o tipo de prótese, o arco antagonista, o gênero, a saúde e o estado emocional do paciente e, no caso de uma PPREL mandibular, a extensão de sua extremidade (Pellizzer, 1997).⁷²

Muitas vezes torna-se difícil detectar a força desenvolvida na mastigação, deste modo, alguns autores (Williams et al., 1987;⁹³ Waltino & Könönen, 1994;⁸⁹ Widmork et al, 1995)⁹¹ preferem estudar a força máxima de mordida. De acordo com Gibbs et al. (1981)³¹ a força de mastigação representa 30 a 40% da força máxima de mordida.

Dessa forma, o presente estudo analisou a consequência da presença do implante posicionado na região posterior do rebordo mandibular desdentado, sob a base da PPREL, sobre o dente suporte, frente à aplicação de força de mordida de 50N, vertical e oblíqua de 45°, em cada ponta de cúspide.

Analisando os resultados obtidos pelos mapas de deslocamentos, observa-se que nos modelos A e B, sob força vertical, eles

assemelham-se aos resultados obtidos por Rocha (2001).⁷⁶ Já o MC apresenta o deslocamento máximo mais concentrado na coroa do dente 36, enquanto que no trabalho citado anteriormente, esse deslocamento englobou tanto o dente 35 como o 36, com valores levemente maiores.

Nos mapas de deslocamento com forças de 45°, tanto de mesial para distal como de distal para mesial, o MC apresenta valores menores do que o MB, fato este que reforça os resultados de casos clínicos que utilizaram o implante osseointegrado como suporte distal para a PPR, com o intuito de diminuir a instabilidade inerente das PPREL sob a ação de forças oblíquas (Keltjens et al., 1993;⁴⁷ Giffin, 1996;³² Halterman et al., 1999).³⁵

A incidência da força oblíqua de 45°, no sentido de distal para mesial, causa maiores deslocamentos nas estruturas, em todos os modelos, do que quando a mesma força foi aplicada em sentido inverso.

As forças de 45° causam um maior deslocamento em comparação com a força vertical, uma vez que não são distribuídas no longo eixo das estruturas. As forças axiais são mais favoráveis porque distribuem o estresse mais uniformemente ao longo do implante ou do elemento dentário (Rangert et al., 1989;⁷³ Rangert et al., 1997;⁷⁴ Inan & Kesim, 1999).⁴²

Com relação à distribuição geral das tensões no MA sob aplicação de força vertical, o padrão de distribuição foi semelhante, em termos de valores e localização, ao padrão de distribuição encontrado por Rocha (2001),⁷⁶ sendo que a região de união cimento-esmalte é a que

apresenta maior tensão em ambos os trabalhos.

O MB também apresenta concentração de tensão similar àquela vista no trabalho de Rocha (2001),⁷⁶ apesar de diferir deste na localização da região mais solicitada, que é o osso cortical do ápice do dente suporte, enquanto que o autor verificou a máxima tensão na região do conector menor. Neste estudo, é possível observar que o dente suporte e a fibromucosa são mais solicitados, quando da presença da PPREL sob carregamento vertical, o que evidencia uma semelhança com os resultados obtidos por Chou et al. (1989),¹⁵ por meio da fotoelasticidade e Lacerda (1999),⁵³ através do MEF, utilizando o sistema de vigas simples. É necessário ressaltar a dificuldade de comparação com tais estudos, uma vez que a metodologia empregada é diferente.

Já no MC este padrão não se assemelha ao modelo com implante do trabalho de Rocha (2001),⁷⁶ provavelmente devido à configuração interna do pilar de cicatrização. A máxima tensão, no presente estudo, localiza-se no terço médio do implante, no seu lado mesial, enquanto que naquele trabalho, ela foi observada entre os terços superior e médio, do lado distal.

Ainda sob a aplicação de força vertical, a tensão registrada no MC é menor em todas as estruturas, quando comparado ao MB. Este fato isoladamente já justificaria a associação da PPR ao implante osseointegrado na porção distal do rebordo desdentado e está de acordo com vários autores (Ganz, 1991;²⁷ Battistuzzi et al., 1992;⁵ Keltjens et al., 1993;⁴⁷ Giffin, 1996;³² Halterman et al., 1999;³⁵ Lacerda, 1999;⁵³ Carvalho

et al., 2001;¹³ Mathias, 2001;⁵⁹ McAndrew, 2002)⁶⁰ mas não com Rocha (2001),⁷⁶ o que provavelmente pode ser explicado pela diferença da extensão do rebordo desdentado, uma vez que no presente trabalho, os modelos possuem apenas o dente natural 33.

Observando todos os modelos, é possível verificar que a aplicação da força oblíqua de 45° solicita mais as estruturas, em relação à força vertical e, ainda, que quando aplicada no sentido de distal para mesial causa maiores valores de tensão, do que de mesial para distal. Inam & Kesim (1999)⁴², apesar de utilizarem um método de análise diferente (fotoelasticidade), observaram que forças oblíquas de 45° causaram tensões maiores que as verticais, quando foram aplicadas sobre PPFs implantossuportadas, tendo como material da superfície oclusal resina composta ou liga de níquel-cromo.

Partindo para a análise das estruturas isoladas, sob carregamento de força vertical, pode-se notar que no MA a fibromucosa apresenta a maior concentração de tensão na sua região de inserção conjuntiva do lado distal, sendo que em toda sua extensão sobre o rebordo, o valor de tensão é praticamente nulo. Estes achados estão concordes aos encontrados por Rocha (2001).⁷⁶ Já no MB, a concentração máxima localiza-se na mesma região, porém, do lado mesial e os valores na extensão do rebordo elevaram-se. Rocha (2001)⁷⁶ observou novamente a maior tensão na inserção conjuntiva distal e os valores observados sobre o rebordo foram menores que os deste trabalho. Com relação ao MC, o valor máximo localizado na inserção conjuntiva distal, é menor do que o

encontrado na mesma situação pelo autor acima citado e, na sua região ao redor do implante, este valor foi praticamente nulo. Comparando-a nos modelos B e C, sob força vertical, observa-se um alívio nesta estrutura, quando da presença do implante na região posterior do rebordo.

Sob a aplicação de força de 45°, no sentido de mesial para distal, a região da fibromucosa ao redor da coroa do dente suporte é mais solicitada no MA, em comparação à força vertical. O mesmo pode ser verificado no MB, entretanto, no MC, ocorrem algumas modificações. O ponto máximo, sob esta força, localiza-se na inserção conjuntiva do lado mesial, diferentemente do observado com a força vertical para o mesmo modelo. Em todos os modelos, esta força provoca maiores valores de tensão na fibromucosa do que a força vertical. Quando da sua aplicação no sentido de distal para mesial, os valores são maiores tanto para o MC como para o MB.

A fibromucosa do rebordo desdentado é mais sobrecarregada, em todas as situações de força, quando da presença da PPREL em comparação ao MA, entretanto, com a colocação do implante na região mais posterior do rebordo, os valores de tensão observados são menores, indicando, assim, um alívio desta estrutura no MC. Estes dados confirmam suposições feitas clinicamente por Keltjens et al. (1993)⁴⁷ que afirmaram ser a estabilização vertical da PPR o principal objetivo desta associação.

O fato das forças oblíquas, de distal para mesial, causarem tensões maiores sobre o dente natural e suas estruturas de suporte pode

ser explicado em decorrência de que toda a força é direcionada sobre tais estruturas, sem ser compartilhada com o implante que, nesta situação, age apenas como apoio, não impedindo a movimentação da PPR para mesial, ou seja, em direção do dente suporte.

Analisando-se o ligamento periodontal, com carregamento de força vertical, é possível verificar que a presença da PPR solicita ligeiramente mais esta estrutura, e está de acordo com o verificado por Rocha (2001),⁷⁶ entretanto, a presença do implante demonstra um alívio sobre a mesma, o que não foi encontrado pelo referido autor, mas está concorde ao trabalho desenvolvido por Lacerda (1999).⁵³

Sob aplicação de força de 45°, de mesial para distal, nos três modelos, o ligamento periodontal é menos solicitado em relação à força vertical. Em contrapartida, com a aplicação desta força no sentido inverso, o ligamento apresenta maior valor de tensão em comparação às demais forças.

Comparando com o MA, a presença da prótese (MB) causa concentração de tensão no ápice do ligamento, quando da aplicação de força vertical, entretanto, ele não apresenta valores de tensão superiores, quando as forças oblíquas são aplicadas.

Em se tratando do osso cortical, esta estrutura apresenta valores de tensão maiores nos três modelos, em comparação aos achados de Rocha (2001).⁷⁶ Na presença da prótese, o valor da tensão de von Mises aumenta consideravelmente, como observado por Rocha (2001).⁷⁶ Em contrapartida, o autor não constatou diminuição deste valor quando da

presença do implante, como pode ser visto neste estudo e também no de Lacerda (1999).⁵³

Com o carregamento de 45°, de mesial para distal, pode-se visualizar uma alta tensão na região terminal do osso cortical do rebordo alveolar, nos modelos B e C. Este fato pode ser explicado uma vez que esta região está fixada no eixo x e, como se trata de uma força de mesial para distal, a tendência é que a região da extremidade distal do modelo seja sobrecarregada, já que atua como resistência. Entretanto, o osso cortical que circunda o dente suporte apresenta valores de tensão menores no MC do que no MB, sugerindo novamente que a presença do implante confere estabilidade à PPR, aliviando as estruturas de suporte do dente 33, ao controlar o efeito lesivo dos momentos de força que atuam nas estruturas de suporte.

A mesma força, aplicada no sentido contrário, provoca tensão maior nesta estrutura ao redor do dente suporte e, da mesma forma que foi citado anteriormente, no MC ela apresenta valores menores do que no MB.

A análise do osso esponjoso no MA, com carregamento vertical, apresenta a maior tensão na região do ápice do dente suporte e também quando da presença da PPREL, estando estes resultados concordes com os achados de Rocha (2001).⁷⁶ Com a presença do implante (MC), a maior tensão passa a ser observada na região imediatamente abaixo do implante osseointegrado, havendo uma queda significativa no valor de tensão na região referente ao ápice dentário. Este resultado

contraria o observado por Rocha (2001),⁷⁶ uma vez que em seu estudo, esta região do osso esponjoso não foi aliviada.

Com relação à força de 45°, de mesial para distal, a concentração de tensão observada no osso esponjoso (MA) apresenta valor máximo na região do ápice radicular, dirigindo-se em direção à extremidade livre, entretanto, com valores menores. Sob aplicação da mesma força em sentido inverso, o valor máximo também é observado na região do ápice, porém, direcionando-se para mesial, devido ao próprio sentido da força. No MB, a maior tensão passa a ser visualizada na sua região superior (abaixo da base da PPR) na extremidade distal do modelo, diferentemente da situação observada no MA, por causa da presença da PPREL. No MC, a região de maior tensão continua a ser aquela abaixo do implante, mais concentrada na região apical distal, entretanto, sob esta condição de força, a tensão na região ao redor do ápice dentário apresenta valor menor que o visto com a aplicação de força vertical. Este fato pode ser explicado pela característica da aplicação da força, neste sentido, visto que há uma tendência de movimentação, para distal, dos elementos que estão à esquerda do implante, sobrecarregando-o, já que se trata de um elemento rígido.

Com a aplicação da mesma força em sentido contrário, os valores são maiores em relação à anterior, com exceção do MC, que apresenta valores semelhantes nas duas situações. No MB, a localização da maior tensão passa a ser no osso esponjoso, na região do ápice do dente 33, indo em direção à borda inferior esquerda do modelo. Já no MC, a

maior tensão se localiza na região de ápice dentário e não mais sob o implante. Este resultado é importante do ponto de vista clínico, pois reafirma a importância de se evitar contatos prematuros nas próteses implantossuportadas e, conseqüentemente, a incidência de forças não-axiais durante os movimentos excursivos, como citado por Rangert et al. (1997),^{7 4} a fim de minimizar a ocorrência de tensão sobre o dente suporte e a interface osso-implante.

Observando o mapa de distribuição de tensão do implante osseointegrado, sob força vertical, verifica-se que os maiores valores encontram-se no lado mesial, entre as roscas externas e internas, do seu terço médio. Esses dados não estão de acordo com os resultados encontrados por Rocha (2001),^{7 6} que verificou valores de tensão maiores e localizados no lado distal do implante (região de rosca interna do terço superior), devido à diferença de configuração do sistema de implante citado anteriormente.

Comparando o mapa de tensão desta mesma estrutura com aplicação de força oblíqua, de mesial para distal, observa-se valor maior em relação à vertical, contudo no lado distal, na região de rosca interna. Entretanto, com a força de 45° de distal para mesial, este valor é reduzido pela metade, aproximadamente, sobrecarregando novamente a região mesial. Estas alterações no padrão de concentração das tensões no implante podem ser explicadas através da característica da aplicação da força de distal para mesial, citada anteriormente. Esta age sobre os elementos do modelo e, conseqüentemente, sobre o próprio implante,

tendendo a movê-los para o lado mesial e sendo este apenas um elemento de suporte e não de retenção desta prótese, esta tendência de deformação não é evitada, concentrando as maiores tensões no seu lado mesial.

Deste modo, considerando-se todas as situações de força, observa-se valores de tensão menores para o dente suporte e seu periodonto, levando-nos a concluir que a presença do implante promove alívio do dente suporte. O fato de se obter alívio para o dente suporte da PPR é alvo de várias investigações, como a de Laganá & Zanetti (1995),⁵⁴ Laganá (1996),⁵⁵ Lacerda (1999),⁵³ Mathias (2001)⁵⁹ e Rocha (2001)⁷⁶.

A análise dos mapas, verificando apenas a grandeza das tensões, não apresenta valor científico e aplicabilidade clínica, caso não seja feita a correlação com o valor da máxima tensão antes da falha, denominado de carga de ruptura. Este valor é definido como a tensão máxima a que um dado material pode resistir antes de sofrer falha ou fadiga. Assim, uma determinada estrutura estará dentro do limite de segurança, se o valor da tensão observado estiver abaixo deste índice.

O Quadro 8 apresenta os valores da carga de ruptura para os elementos utilizados neste estudo. Os dados contidos neste quadro foram obtidos a partir do site http://www.lib.umich.edu/dentlib/Dental_tables/Ultcompstr.html.

Quadro 8 – Valores da carga de ruptura, em MPa, para os diferentes elementos analisados no estudo

Elemento	Valor da carga de ruptura (MPa)
Fêmur	121,0
Estrutura de CrO	869,0
Base de resina/dentes artificiais	80,4
Implante	930,0
Esmalte	10,3
Dentina	90,6

Devido à ausência de dados sobre os ossos cortical e esponjoso da mandíbula, utiliza-se como referência o fêmur (Murphy et al., 1995).⁶⁶

Os resultados mostram que as estruturas que apresentam, neste estudo, valores de tensão superiores à carga de ruptura são o osso cortical no MB, sob força de 45°, de distal para mesial; a parte acrílica da PPR no MB, em ambas as situações de forças oblíquas; o esmalte em todas os modelos e situações de carregamento e a dentina no MB, com aplicação das forças de 45°.

Entretanto, estes dados não indicam, necessariamente, que ocorrerá falha ou ruptura em tais elementos, uma vez que se trata de um estudo “*in vitro*” que utilizou valores máximos de mordida e que é praticamente novo na área da associação da PPR e implantes.

Apesar das dificuldades encontradas no tratamento com PPR, ele ainda é essencial em muitas situações clínicas, nas quais a

confeção de uma PPF, suportada por dentes e/ou implantes, é obstada (Budtz-Jorgensen, 1996;¹⁰ Todescan et al., 1996;⁸⁵ Giffin, 1999;³² Silva & Gil, 1999).⁸¹ Assim, a colocação de um suporte posterior, na região do rebordo desdentado, pode trazer melhorias para a qualidade de vida dos pacientes, uma vez que a presença do implante impediria a intrusão da PPR na fibromucosa, garantindo maior estabilidade e conforto, além de preservar os dentes suportes (Ganz, 1991;²⁷ Battistuzzi et al., 1992;⁵ Keltjens et al., 1993;⁴⁷ Giffin, 1996;³² Halterman et al., 1999;³⁵ Lacerda, 1999;⁵³ Carvalho et al., 2001;¹³ Mathias, 2001;⁵⁹ McAndrew, 2002).⁶⁰

Os resultados deste estudo confirmam essas suposições clínicas, já que se pode observar o alívio do dente e das estruturas de suporte, quando da presença do implante no MC.

Além disso, Pellizzer (1997)⁷² observou que pacientes portadores de PPREL mandibular, tendo como antagonista uma PT maxilar, apresentam força máxima de mordida de aproximadamente 7,0 Kg/f (68,6 N) no último molar. Em sendo o arco antagonista dentado, estes valores podem atingir até 14,9 Kg/f (146 N). Entretanto, quando a PPR é classe III, esse valor pode chegar a 29,9 kg/f (293 N). A situação proposta neste estudo, com o implante apoiando a PPR na região posterior do rebordo, teoricamente, simularia uma classe III, uma vez que o implante impediria a intrusão da PPR no tecido mole, promovendo valores maiores de força de mordida, beneficiando o paciente.

A despeito de Monteith (1984)⁶⁵ já ter sugerido a colocação de um implante, na época laminado, para minorar a descompensação

biomecânica da PPREL, existem poucos trabalhos experimentais na literatura, envolvendo este tema, como o de Lacerda (1999),⁵³ que utilizou PPR com encaixe, e Rocha (2001),⁷⁶ cujo trabalho foi utilizado como referência neste estudo, sendo que os dois autores também utilizaram o MEF bidimensional. O terceiro trabalho existente é o de Mathias (2001),⁵⁹ entretanto este autor utilizou a análise fotoelástica. Fica evidente, assim, que a comparação destes resultados, com os de outros autores, é dificultada. Por isso, se faz necessário a realização de investigações futuras, abordando a associação da PPR com o implante osseointegrado, para que estes resultados sejam confirmados, com o intuito de criar uma base científica precisa para o tratamento de pacientes que necessitam deste tipo de prótese.

The background of the slide is a photograph of a blue folder. A white label is attached to the front, and a ruler is visible on the left side. The word "Conclusão" is printed in large black letters on the label.

Conclusão



7 Conclusão

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

1. A tendência de deslocamento no modelo com a PPR apoiada sobre implante é menor que no modelo com a prótese somente;
2. As forças oblíquas de 45° promovem uma tendência de deslocamento e valores de tensão maiores que a força vertical;
3. A força oblíqua de 45° no sentido de mesial para distal gera valores de tensão menores que a de distal para mesial;
4. A presença do implante osseointegrado sob a base da PPR promove alívio do dente suporte.



R eferências B ibliográficas



8 Referências Bibliográficas

- 1 ARGERAKIS, G. P. Functional forces with RPD. *Dent. Clin. North Am.*, Philadelphia, v.29, n.1, p.67-80, Jan., 1985.
- 2 ASH, M. M.; RAMFJORD, S. Oclusão Clínica. In:____. *Oclusão*. 4.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996, cap.2, p.36-79.
- 3 ASSIF, D.; MARSHAK, B.; HOROWITZ, A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.75, n.3, p.285-291, Mar., 1996.
- 4 ATKINSON, H. F.; SHEPHERD, R. W. Masticatory movements and the resulting force. *Archs. Oral Biol.*, Oxford, v.12, n.2, p.195-202, Feb., 1967.
- 5 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.

* Baseado em:
UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA. Coordenadoria Geral de Bibliotecas, Editora UNESP. Normas para Publicações da UNESP. São Paulo: Editora UNESP, 1994. 4v., v.4, Parte 1: Dissertações e Teses.

-
- 6 BEN-UR, Z.; AVIV, I.; CARDASH, H. S. A modified direct retainer design for distal-extension removable partial dentures. *J. Prothet. Dent.*, St. Louis, v.60, n.3, p.342-344, Sept., 1988.
 - 7 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.
 - 8 BLACK, G.V. An investigation of the physical characters of the human teeth in relation to their diseases, and to practical dental operations, together with the physical characters of the filling materials. *Dent. Cosmos*, Chicago, v.37, n.6, p.469-484, June, 1895.
 - 9 BRANEMARK, P. I. Osseointegration and its experimental background. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.50, n.3, p.399-410, Sept., 1983.
 - 10 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.
 - 11 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.

-
- 12 CARR, A. B.; LANEY, W. R. Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Lombard, v.2, n.2, p.101-108, Spring, 1987.
- 13 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.
- 14 ÇEHRELI, M. C.; IPLIKÇIOĞLU, H. In vitro strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. *Implant Dent.*, Baltimore, v.11, n.3, p.286-292, Sept., 2002.
- 15 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.
- 16 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.

-
- 17 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.
- 18 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.
- 19 DALKIZ, M.; ZOR, M.; AYKUL, H.; TOPARLI, M.; AKSOY, S. The three-dimensional finite element analysis of fixed bridge restoration supported by the combination of teeth and osseointegrated implants. *Implant Dent.*, Baltimore, v.11, n.3, p.293-300, Sept., 2002.
- 20 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.
- 21 DE BOEVER, J. A.; McCALL, W. D.; HOLDEN, S.; ASH, M. M. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.40, n.3, p.326-333, Sept., 1978.
- 22 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.

-
- 23 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.
- 24 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.
- 25 FIGÚN, M. E. *Anatomia odontológica funcional e aplicada*. São Paulo: Ed. Panamericana, 1986. p.286-314.
- 26 FONTIJN-TEKAMP, F. A.; SLAGTER, A. P.; VAN DER BILT, A.; VAN T HOF, M. A.; WITTER, D.J.; KALK, W.; JANSEN, J.A. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J. Dent. Res.*, Chicago, v.79, n.7, p.1519-1524, July, 2000.
- 27 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.
- 28 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.

-
- 29 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, 585-598, June, 2001.
- 30 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.
- 31 GIBBS, C. H.; MAHAN, P. E.; LUNDEEN, H. C.; BREHNAN, K.; WALSH, E. K.; HOLBROOK, W. B. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.46, n.4, p.443-449, Oct., 1981.
- 32 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.
- 33 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.
- 34 GUNNE, H. S. J. The effect of removable partial dentures on mastication and dietary intake. *Acta Odontol. Scand.*, Oslo, v.43, n.5, p.269-278, Oct., 1985.
- 35 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.
- 36 HARALDSON, T.; CARLSSON, G. E.; INGERVALL, B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol. Scand.*, Oslo, v.37, n.4, p.195-206, Aug., 1979.
- 37 HOBKIRK, J. A.; BROUZIOTOU-DAVAS, E. The influence of occlusal scheme on masticatory forces using implant stabilized bridges. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v.23, n.6, p.386-391, June, 1996.
- 38 HOBKIRK, J. A.; HAVTHOULAS, T. K. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.80, n.2, p.169-174, Aug., 1998.
- 39 HOBKIRK, J. A.; PSARROS, K. J. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Lombard, v.7, n.3, p.345-352, Fall, 1992.
- 40 ICHIKAWA, T.; HORIUCHI, M.; WIGIANTO, R.; MATSUMOTO, N. In vitro study of mandibular implant-retained overdentures: the influence of stud attachments on load transfer to the implant and soft tissue. *Int. J. Prosthodont*, Lombard, v.9, n.4, p.394-399, July/Aug., 1996.

-
- 41 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.
- 42 INAN, Ö.; KESIM, B. Evaluation of the effects of restorative materials used for occlusal surfaces of implant-supported prostheses on force distribution. *Implant Dent.*, Baltimore, v.8, n.3, p.311-316, Sept., 1999.
- 43 IPLIKÇIOĞLU, H.; AKÇA, K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in bone. *J. Dent.*, Bristol, v.30, n.1, p.41-46, Jan., 2002.
- 44 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.
- 45 KAUKINEN, J. A.; EDGE, M. J.; LANG, B. R. The influence of occlusal design on simulated masticatory forces transferred to implant-retained prostheses and supporting bone. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 76, n.1, p.50-55, July, 1996.
- 46 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.

-
- 47 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.
- 48 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.
- 49 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.
- 50 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.
- 51 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.
- 52 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.

- 53 LACERDA, T. S. P. *Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível apoiada sobre implante na região distal*. São Paulo, 1999. 152p. Tese de Doutorado - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
- 54 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.
- 55 LAGANÁ, D. C. *Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível de extremidade livre, com encaixe extracoronário rígido e semi-rígido*. São Paulo, 1996. 179p. Tese de Livre Docência - Faculdade de Odontologia de São Paulo, USP.
- 56 LASSILA, V.; HOLMLUND, I.; KOIVUMAA, K. K. Bite force and its correlations in different denture types. *Acta Odontol. Scand.*, Oslo, v.43, n.3, p.127-132, July, 1985.
- 57 LINDQUIST, L. W.; CARLSSON, G. E. Long-term effects on chewing with mandibular fixed prostheses on osseointegrated implants. *Acta Odontol. Scand.*, Oslo, v.43, n.1, p.39-45, Mar., 1985.

-
- 58 LUNDGREN, D.; LAURELL, L. Occlusal forces in prosthetically restored dentitions: a methodological study. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v.11, n.1, p.29-37, Jan., 1984.
- 59 MATHIAS, A. C. *Análise fotoelástica das estruturas de suporte das próteses parciais removíveis apoiadas sobre implantes na região distal*. São Paulo, 2001. 140p. Tese de Doutorado - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
- 60 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
- 61 MCCracken, W. L. *Partial denture construction*. St. Louis: Mosby Co, 1960. 528p.
- 62 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.
- 63 MISCH, C. E. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. *Implant Dent.*, Baltimore, v.8, n.4, p.376-386, Dec., 1999.
- 64 MIYAURA, K.; MORITA, M.; MATSUKA, Y.; YAMASHITA, A.; WATANABE, T. Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental prostheses. *J. Oral Rehabil.*,

- Oxford, v.27, n.12, p.1073-1076, Dec., 2000.
- 65 MONTEITH, B. D. Management of loading forces on mandibular distal-extension prostheses. Part I: evaluation of concepts for design. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.52, n.5, p.673-681, Nov., 1984.
- 66 MURPHY, W. M.; WILLIAMS, K. R.; GREGORY, M.C. Stress in bone adjacent to dental implants. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v.22, n.12, p.897-903, Dec., 1995.
- 67 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.
- 68 NALLY, J. N. Methods of handling abutment teeth in Class I partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.30, n.4, p.561-566, Oct., 1973.
- 69 NISHIMURA, D.; OCHIAI, K. T.; CAPUTO, A. A.; JEONG, C. M. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.81, n.6, p.696-703, June, 1999.
- 70 OKESON, J. P. Neuroanatomia funcional e fisiologia do sistema mastigatório. In:____. *Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão*. 4.ed. São Paulo: Artes Médicas, 2000. cap.2, p.23-50.
- 71 PELLECCCHIA, M.; PELLECCCHIA, 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.
- 72 PELLIZZER, E. P. *Força de mordida relacionada a próteses parciais removíveis inferiores*. São Paulo, 1997. 118p. Tese de Doutorado - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
- 73 RANGERT, B.; JEMT, T.; JÖRNEUS, L. Forces and moments on Branemark Implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Lombard, v.4, n.3, p.241-247, Fall, 1989.
- 74 RANGERT, B. R.; SULLIVAN, R. M.; JEMT, T. M. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Lombard, v.12, n.3, p.360-370, May/June, 1997.
- 75 REBÓSSIO, A. D. *Protesis parcial removable*. 3.ed. Buenos Aires: Ed. Mundi, 1963. p.16-17.
- 76 ROCHA, E. P. *Prótese Parcial Removível de extremidade livre associada a um implante osseointegrado: estudo através do Método dos Elementos Finitos*. Piracicaba, 2001. 123p. Tese de Doutorado - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP.
- 77 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.

- 78 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.
- 79 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.
- 80 SIEGELE, D.; SOLTESZ, U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Lombard, v.4, n.4, p.333-340, Winter, 1989.
- 81 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.
- 82 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.
- 83 STEGAROIU, R.; SATO, T.; KUSAKARI, H.; MIYAKAWA, O.
Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Lombard, v.13, n.1, p.82-90,

Jan/Feb., 1998.

- 84 TAKANASHI, Y; KISHI, M. A study on the evaluation of masticatory ability in osseointegrated implants applied to lower molar region. *Bull. Tokyo Dent. Coll.*, Tokyo, v.38, n.1, p.51-60, Feb., 1997.
- 85 TODESCAN, R.; SILVA, E. E. B; SILVA, O. J. A prótese parcial removível e os implantes osseointegrados. In: _____. *Atlas de prótese parcial removível*. São Paulo: Santos, 1996. cap.16, p.335-345.
- 86 TUNCELLI, B.; POYRAZOGLU, E.; KOYLUOGLU, A. M.; TEZCAN, S. Comparison of load transfer by angulated, standard and inclined implant abutments. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.*, Larkfield, v.5, n.2, p.85-88, June, 1997.
- 87 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.
- 88 VAZ, M. A. K.; CURY, A. A. D. B.; MARIOLANI, J. R. L. Análise fotoelástica da distribuição de tensões produzida na mandíbula pela simulação do esforço mastigatório em sobredentaduras muco-dento-suportadas e prótese total. *Rev. Odontol. USP*, São Paulo, v.13, n.1, p.67-73, jan/mar., 1999.
- 89 WALTINO, A.; KÖNÖNEN, M. Bite force on single as opposed to all maxillary front teeth. *Scand. J. Dent. Res.*, Copenhagen,

v.102, n.6, p.372-375, Dec., 1994.

- 90 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.
- 91 WIDMORK, G.; HARALDSON, T.; KAHNBERG, E. Functional evaluation after TMJ surgery. *J.Oral Rehabil.*, Oxford, v.22, n.8, p.589-593, Aug., 1995.
- 92 WILLIAMS, D. F. *Biocompatibility of clinical implant materials*. Boca Raton, Fla.: CRC Press, 1981. p.99-127.
- 93 WILLIAMS, W. N.; LOW, S. B.; COOPER, W. R.; CORNELL, C. E. The effect of periodontal bone loss on bite force discrimination. *J. Periodontol.*, Chicago, v.58, n.4, p.236-239, Apr., 1987.
- 94 YURKSTAS, A.; CURBY, W. A. Force analysis of prosthetic appliances during function. *J. Prosth. Dent.*, St. Louis, v.3, n.1, p.82-87, Jan., 1953.



R esumo



Resumo

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. Araçatuba, 2003. 195p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho"-UNESP.

A associação entre as próteses parciais removíveis e os implantes osseointegrados é, ainda, uma opção de tratamento muito 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 nas estruturas de suporte da prótese parcial removível de extremidade livre (PPREL) associada a um implante osseointegrado de 10,0 x 3,75 mm (Sistema Branemark), localizado na região posterior do rebordo alveolar desdentado, atuando como suporte para a base da prótese. Para tanto, foram criados três modelos, os quais, em corte sagital, representam: modelo A (MA) – hemiarco contendo o dente natural 33 somente e o

rebordo desdentado distal; modelo B (MB) – semelhante ao MA, com uma PPREL convencional substituindo os dentes ausentes; modelo C (MC) – semelhante ao anterior, com um implante na região posterior do rebordo, sob a base da prótese. Com o auxílio do programa de elementos finitos ANSYS 5.4, os modelos foram carregados com forças verticais e oblíquas de 45°, tanto no sentido de mesial para distal como no sentido inverso, de magnitude de 50 N, em cada ponta de cúspide. A análise dos mapas de tensões permitiu concluir que: 1) a tendência de deslocamento no modelo com a PPR apoiada sobre implante é menor que no modelo com a prótese somente; 2) as forças oblíquas de 45° promovem uma tendência de deslocamento e valores de tensão maiores que a força vertical; 3) a força oblíqua de 45°, no sentido de mesial para distal, gera valores de tensão menores que a de distal para mesial e 4) a presença do implante osseointegrado, sob a base da prótese, promove alívio do dente suporte.

Palavras-Chave: Prótese Parcial Removível, Implante Dentário, Método dos Elementos Finitos, Força de Mordida.



A bstract



Abstract

Lucas, L.V.M. Evaluation of the influence of the bite force in the mandibular class I removable partial denture associated to the osseointegrated implant, by the finite element analysis. Araçatuba, 2003. 195p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho"-UNESP.

The association among the removable partial dentures and the osseointegrated implants is still a non very explored option of treatment in the modern prosthetic dentistry. Because of this, the objective of this study is to evaluate, using the two-dimensional finite element analysis, the tension distribution in the support structures of the distal extension removable partial denture (RPD) associated with a 10.0 x 3.75 mm osseointegrated implant (Branemark System), located in the posterior area of the toothless alveolar edge, acting as support for the prosthesis base. Then, three plane strain models were created, represented in sagital cut: Model A (MA) - hemiarc containing the natural tooth 33 and the toothless alveolar edge; Model B (MB) - similar to MA, with a

conventional RPD substituting the absent teeth; Model C (MC) - similar to the previous, with an implant in the posterior area of the edge, under the denture base. With the aid of the finite element program ANSYS 5.4, the models were loaded with vertical and 45° inclined forces, in both mesial and distal sides, with 50 N, on each peak point. The analysis of the tensions map allowed to conclude that: 1) the displacement tendency in the model with the RPD supported by the implant is smaller than the model with prosthesis only; 2) the oblique forces of 45° promote a displacement tendency and larger tension values than the vertical force; 3) the mesial to distal 45° oblique force generates smaller tension values than the one of distal to mesial and 4) the presence of the osseointegrated implant, under the denture base, promotes relief to the support tooth.

Key-Words: Removable Partial Denture, Dental Implant, Finite Element Analysis, Bite Force.

Autorizo a reprodução deste trabalho.
Araçatuba, 21 de fevereiro de 2003.

L iliana Vicente Melo de L ucas