



**Prótese parcial removível de extremidade
livre associada a um implante
osseointegrado: Influência do ligamento
periodontal na distribuição interna das
tensões**

CARLOS MARCELO ARCHANGELO

CARLOS MARCELO ARCHANGELO

**Prótese parcial removível de extremidade
livre associada a um implante
osseointegrado: Influência do ligamento
periodontal na distribuição interna das
tensões**

Tese de mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia de Araçatuba da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” - UNESP, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Passos Rocha

Co-Orientador: Prof. Dr. João Antônio Pereira

ARAÇATUBA

2005

DEDICATÓRIA

A DEUS,

Por ter me proporcionado a Vida.

Aos meus pais, JOSÉ CARLOS e EVERLY,

Por estarem sempre ao meu lado, contribuindo com carinho, amor, e amparo nos momentos mais difíceis em mais esta etapa de minha vida.

À minha irmã, KAREN,

Agradeço pelos momentos em que me ajudou, e por estar sempre ao meu lado dedicando carinho e amor. Peço a Deus que ilumine você sempre.

À minha noiva, KARIZE,

Pela compreensão, nos momentos em que fiquei distante, e pelo carinho e amor dispensado a mim desde o dia que nos conhecemos.

Aos meus sogro e sogra, JOSÉ MARIA E ALZIRA,

Por se mostrarem companheiros em todos os momentos. Peço a Deus de que ilumine sempre seus caminhos.

À minha família,

Peço perdão pelos momentos em que estive ausente, porém sou muito grato pelos poucos momentos que estive com vocês neste tempo.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, Prof. Dr. Eduardo Passos Rocha,

Agradeço pela paciência e dedicação que teve comigo na confecção deste trabalho. Ao final destes 2 anos posso lhe afirmar que outra pessoa não poderia ter sido melhor orientador que você. Saiba que em todos os momentos procurei absorver todos os ensinamentos que me passou e tenha certeza de que levarei isso para toda minha vida acadêmica. Vejo você como uma pessoa muito inteligente e com objetivos traçados para ser o melhor.

Ao meu co-orientador, Prof. Dr. João Antônio Pereira,

Pelos momentos que disponibilizou, para a co-orientação deste trabalho, pelos ensinamentos sobre o programa Ansys, e após isso, o tempo dispensado para a ajuda na interpretação dos resultados.

Ao Prof. Dr. Eduardo Piza Pellizzer,

O primeiro a acreditar em mim, meu primeiro orientador na época da especialização de Prótese, e meu primeiro orientador de estágio na graduação. Sou grato a você por fazer surgir em mim o gosto pela carreira acadêmica, e por ter sido dentre todos o primeiro a me dar oportunidade.

Aos meus amigos, Manoel e Rodrigo,

Pelos momentos compartilhados durante estes dois anos, pela dedicação de um para com o outro, pois, afinal, convivemos mais juntos neste tempo, do que com nossas próprias famílias.

AGRADECIMENTOS

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, na pessoa do seu diretor , Prof. Dr. Paulo Roberto Botacin, e de seu vice-diretor, Prof. Dr. Célio Percinoto, pelas condições oferecidas para a realização desta pesquisa.

Ao coordenador do curso de Pós-Graduação em Odontologia, Prof. Dr. Wilson Roberto Poi, pelo empenho, dedicação e respeito com que desenvolve sua atividade de coordenador. Tenho certeza que sua dedicação contribuiu muito para nosso curso de Pós-Graduação.

Aos colegas do curso de Pós-Graduação em Prótese Dentária (2004/2006), nível de mestrado, Ana Carolina , Daniela, Eduardo, José Vitor, Lucas, Marcelo, Michelle, Manoel, pelas experiências trocadas, pelo apoio nos momentos oportunos e convivência nesta caminhada.

Aos colegas dos cursos de Pós-Graduação das outras áreas de concentração (Cirurgia, Ortodontia, Estomatologia e Periodontia), pelos momentos que passamos juntos e pelas experiências trocadas.

Aos meus amigos residentes em Londrina, por me apoiarem sempre nestes dois anos, Vitor, Luciano, Gabriel, Alexandre, Roger, José Orlando, Calisto, Wilson, Toninho, Carlos Beraldo, Marcus, Darciso e Fátima.

Aos meus amigos e companheiros de trabalho, José Augusto, Andressa e Samir, por se desdobrarem no atendimento aos meus clientes na minha ausência.

Aos meus amigos residentes em Araçatuba, Fellipo e Lígia, por me ajudarem em momentos difíceis durante esta caminhada.

Aos docentes do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Prof. Dr. Eduardo Passos Rocha, Prof. Dr. Eduardo Piza Pellizzer, Prof. Dr. Paulo Renato Junqueira Zuim, Prof. Dr. Alício Rosalino Garcia, Prof. Dr. Marcelo Coelho Goiato, Prof. Dr. Wirley Gonçalves Assunção, Prof. Dr. Renato Salviato Fajardo, Prof. Dr. Débora Barros Barbosa, Prof. Dr. Humberto Genari Filho, Prof. Dr. Cícero Eleutério da Silva Filho, Prof. Dr. Eulália Maria Martins da Silva, Prof. Dr. Adriana Cristina Zavanelli, Prof. Dr. Stefan Fiúza de Carvalho Dekon e Prof. Dr. Paulo Henrique dos Santos pelos ensinamentos transmitidos

Aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Ana Lúcia, Maria Lúcia, Eduardo, Carlos Alberto, José Baleeiro, Sérgio, Jânder e Ana Marcelina, pelo carinho atenção e companheirismo que dispensaram a mim.

Às funcionárias da Seção de Pós-Graduação, Marina Midori Sakamoto Kawagoe e Valéria de Queiroz Marcondes Zagatto, pela competência, disponibilidade e atenção.

Aos funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araçatuba , Izamar Freitas, Isabel de Matos, Ana Cláudia Manzati, Cláudio Matsumoto, Ivone Munhoz, Luzia Anderlini e Maria Cláudia Benez, pela gentileza com que sempre me trataram e o esforço que sempre tiveram para atender minhas solicitações.

A todos os docentes do curso de Pós-Graduação em Odontologia pelo empenho e dedicação com que ministraram suas aulas.

A todas as pessoas que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

“MUITO OBRIGADO”

EPÍGRAFE

EPÍGRAFE

CELEBRE !

Cada novo dia

CULTIVE !

Tudo que recebeu de bom

ENTRE EM CONTATO COM VOCÊ !

Toque-se, Ame-se, Esteja em paz consigo

SEJA CRIATIVO !

A criatividade sempre ajuda

PLANEJE !

Não ande sem rumo

TENHA METAS !

Alcançáveis

ABRA NOVAS PORTAS !

Sem medo

TRABALHE !

Com afinco

NUNCA DESISTA !

Só se perde quando se desiste

LUTE !

Nada nos é dado de graça, e, se for, talvez não tenha valor

ENCONTRE UM LUGAR !

Só para você

RELAXE !

Você precisa

BRINQUE !

Você precisa de alegria

CURTA !

Saiba aproveitar tudo que é bom

ENCANTE-SE !

Nunca perca o prazer de se encantar

APRENDA !

Com certeza ainda há muito que aprender

DESCARTE !

Existem coisas que não precisamos carregar conosco: Ódio, Inveja, Rancor, Mau-Humor e

Tristezas

SONHE !

A vida não é nada sem eles

BUSQUE !

Procure com ardor o que deseja

AME !

De verdade e com toda a força do seu ser

ORE !

O sentido da vida está em DEUS

SEJA FELIZ !

Isso depende de você, muito mais do que você pensa.

RESUMO

ARCHANGELO, C. M. **Prótese parcial removível de extremidade livre associada a um implante osseointegrado: Influência do ligamento periodontal na distribuição interna das tensões.** 2005. 174 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2005.

RESUMO

Em função da adoção de hipóteses simplificadoras nos estudos através do método dos elementos finitos (MEF), os dados sobre a menor sollicitação das estruturas de suporte na associação da prótese parcial removível de extremidade livre (PPREL) com um implante osseointegrado são inconclusivos. Assim, foi objetivo do presente estudo avaliar, através do MEF bidimensional, a distribuição interna das tensões nas estruturas de suporte da PPREL associada a um implante osseointegrado, em função da reprodução homogênea e não-homogênea do ligamento periodontal (LP). Para isso, 6 modelos (M) foram criados no programa AutoCAD 2005 (Autodesk Inc.; USA), representando: MA - hemiarco contendo somente o dente 33 e o rebordo desdentado para distal; MB - semelhante ao A, com uma PPREL substituindo os dentes ausentes; MC - semelhante ao B, com um implante (Sistema Bränemark - 3,75 mm x 10,0 mm) na região retromolar suportando a base da prótese; MD, ME e MF semelhantes aos modelos A, B e C, respectivamente, com exceção do LP, que foi modelado de forma não-homogênea, com a representação de 4 conjuntos de fibras: fibras da crista, horizontais, oblíquas e apicais. Após isso, os modelos foram exportados para o programa de elementos finitos ANSYS 8.0, e carregados com forças estritamente verticais de 50N em cada ponta de cúspide, fracionadas em 5 pontos de 10N. Os mapas gerais de tensões

evidenciaram máxima e mínima concentração de tensões de (em MPa): MA (58,976 e 0,0045); MB (77,863 e 0,0551); MC (207,195 e 0,0057); MD (110,33 e 0,0137); ME (191,36 e 0,0044) e MF (326,60 e 0,0076), com deslocamento máximo de (mm): MA (0,0631); MB (0,1263); MC (0,1142); MD (0,2709); ME (0,1960) e MF (0,2019). O ligamento periodontal na forma não-homogênea evidenciou os benefícios do implante na $\frac{1}{2}$ posterior do rebordo, além de reduzir a variação de tensões atuantes entre os Modelos D, E e F, comparadas aos Modelos A, B e C. Conclui-se que: Não há alívio do dente suporte com a utilização do implante osseointegrado independente da heterogeneidade do ligamento periodontal, entretanto, algumas estruturas como a dentina, o osso cortical e o osso medular não foram tão sobrecarregadas, como na condição homogênea; Houve um aumento no limite de tensão e deslocamento para os modelos com ligamento periodontal na forma não-homogênea, entretanto, a variação das tensões e o deslocamento foi menos evidente que a observada na condição homogênea; O ligamento periodontal na forma não-homogênea realçou os benefícios do implante osseointegrado na extremidade livre de forma mais pronunciada que a condição homogênea, sendo a sua representação como “in vivo” essencial em estudos envolvendo o MEF.

Palavras-Chaves: Prótese parcial removível. Implante dentário endoósseo. Método dos elementos finitos. Ligamento periodontal.

ABSTRACT

ARCHANGELO, C. M. **Periodontal ligament interference on the stress distribution in removable partial denture supported by osseointegrated implant.** 2005. 174 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2005.

ABSTRACT

The application of many hypotheses in a finite element analysis (FEA) has been critical to obtain precise results in the removable partial denture treatment associated with an osseointegrated implant. In view of that, the purpose of the present study was to evaluate, through 2-D finite element analysis, the stress distribution in the support structures of a free-end saddle removable partial denture (RPD) associated with an osseointegrated implant, in function of the homogenous and non-homogenous condition for the periodontal ligament. For this, 6 models (M) were created in the AutoCAD software (Autodesk Inc.; USA), representing: MA – hemiarch contain only the natural tooth (33) and edentulous space in the posterior region; MB – similar to MA, with an RPD replacing the absent teeth; MC – similar to MB, with an osseointegrated implant (Branemark System – 3.75 x 10.00 mm) positioned in a posterior region in order to support the RPD base; MD, ME and MF – identical to MA, MB and MC, respectively; however, in these models, the periodontal ligament was considered a non-homogenous structure by the incorporation of four fibers groups in a sagittal plane: alveolar crest fibers, horizontals, oblique, and apical fibers. After this, the models were exported to the finite element program (ANSYS 8.0) and loaded with vertical forces (50N) in each cusp. The results showed maximum and minimum stress (MPa): MA (58.976 and

0.0045); MB (77.863 and 0.0551); MC (207.195 and 0.0057); MD (110.33 and 0.0137); ME (191.36 and 0.0044) and MF (326.60 and 0.0076). The maximum displacement (mm) was: MA (0.0631); MB (0.1263); MC (0.1142); MD (0.2709); ME (0.2019) and MF (0.2019). The non-homogenous condition of the periodontal ligament (MD, ME and MF) enhanced the implant benefits in the posterior region of the alveolar ridge reducing the stress variation among models D, E and F in comparison with models A, B and C, respectively. In conclusion, the non-homogenous condition of the periodontal ligament should be adopted in studies like this; Independently of periodontal ligament condition, the implant did not reduce the stress on the support teeth; however, the stress on dentin, cortical bone and medullar bone were less than that observed on the homogenous condition; The non-homogenous condition of the periodontal ligament enhanced the implant benefits in reduction of the stress on the support structures and promotes the higher stress values in comparison with homogenous condition, however, the variation of values among models were less than that in homogenous condition.

Keywords: Removable partial denture. Endosseou dental implantation. Finite element analysis. Periodontal ligament.

SUMÁRIO

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	25
LISTA DE TABELAS	28
LISTA DE QUADROS	29
LISTA DE GRÁFICOS	30
LISTA DE ABREVIATURAS	31
1. INTRODUÇÃO	33
2. REVISÃO DA LITERATURA	37
2.1 A importância do ligamento periodontal nos estudos envolvendo o método dos elementos finitos	37
2.2 Associação entre os implantes osseointegrados e a prótese parcial removível	47
3. PROPOSIÇÃO	65
4. MATERIAL E MÉTODO	67
4.1 Modelos	67
4.2 Programas	72
4.3 Geometria das estruturas	72
4.3.1 Mandíbula e ligamento periodontal	72
4.3.2 Dentes naturais e artificiais	73
4.3.3 Prótese parcial removível	74
4.3.4 Sistema de implante e a conexão com a PPREL	74
4.4 Desenvolvimento dos modelos de elementos finitos	75
4.5 Desenvolvimento do ligamento periodontal no programa de elementos finitos	84
4.5.1 Área da secção transversal e momento de inércia	85

4.5.2	Quantidade de fibras do ligamento periodontal	86
4.6	Condições de contorno e carregamento	87
5.	RESULTADOS	90
5.1	Mapas gerais de tensão de von Mises	92
5.2	Osso cortical	95
5.3	Osso medular	102
5.4	Esmalte	105
5.5	Dentina	107
5.6	Fibromucosa	109
5.7	Estrutura de Co-Cr	112
5.8	Mapas de deslocamento	113
6.	Discussão	116
7.	CONCLUSÃO	127
8.	REFERÊNCIAS	129
9.	ANEXOS	135

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Diagrama do Modelo A no programa AutoCAD e estruturas correlatas	69
Figura 2 - Diagrama do Modelo B no programa AutoCAD e estruturas correlatas	70
Figura 3 - Diagrama do Modelo C no programa AutoCAD e estruturas correlatas	71
Figura 4 - Sistema de implante seccionado	75
Figura 5 - Malha de elementos finitos para o Modelo A	77
Figura 6 - Malha de elementos finitos para o Modelo B	78
Figura 7 - Malha de elementos finitos para o Modelo C	79
Figura 8 - Malha de elementos finitos para o Modelos D	80
Figura 9 - Malha de elementos finitos para o Modelo E	81
Figura 10 - Malha de elementos finitos para o Modelo F	82
Figura 11 - Visão aproximada da área do implante nos Modelos C e F	83
Figura 12 - Visão aproximada da região apical do ligamento periodontal não-homogêneo (Modelos D, E e F)	83
Figura - Diagrama representativo das fibras do Ligamento Periodontal a serem consideradas para os modelos D, E e F, de acordo com Berkovitz et al. (1995)	85
Figura 14 - Ligamento periodontal individualizado	86
Figura 15 - Diagrama representando o carregamento e o travamento a ser realizado em todos os modelos	88
Figura 16 – Áreas selecionadas para a análise dos resultados:	91
Figura 17 - Diagrama representativo das subdivisões das áreas 2, 3 e 6 do osso cortical	95
Figura 18 - Mapa geral de deslocamento do Modelo A	137

Figura 19 - Mapa geral de tensão do Modelo A	138
Figura 20 - Esmalte dental individualizado do Modelo A	139
Figura 21 - Dentina individualizada do Modelo A	139
Figura 22 - Fibromucosa individualizada do Modelo A	140
Figura 23 - Osso cortical individualizado do Modelo A	140
Figura 24 - Osso medular individualizado do Modelo A	141
Figura 25 - Mapa geral de deslocamento do Modelo B	143
Figura 26 - Mapa geral de tensão do Modelo B	144
Figura 27 - Esmalte dental individualizado do Modelo B	145
Figura 28 - Dentina individualizada do Modelo B	145
Figura 29 - Fibromucosa individualizada do Modelo B	146
Figura 30 - Osso cortical individualizado do Modelo B	146
Figura 31 - Osso medular individualizado do Modelo B	147
Figura 32 - Estrutura metálica individualizada do Modelo B	147
Figura 33 - Mapa geral de deslocamento do Modelo C	149
Figura 34 - Mapa geral de tensão do Modelo C	150
Figura 35 - Esmalte dental individualizado do Modelo C	151
Figura 36 - Dentina individualizada do Modelo C	151
Figura 37 - Fibromucosa individualizada do Modelo C	152
Figura 38 - Osso cortical individualizado do Modelo C	152
Figura 39 - Osso medular individualizado do Modelo C	153
Figura 40 - Implante dentário individualizado do Modelo C	153
Figura 41 - Estrutura metálica individualizada do Modelo C	154
Figura 42 - Mapa geral de deslocamento do Modelo D	156
Figura 43 - Mapa geral de tensão do Modelo D	157

Figura 44 - Esmalte denta individualizado do Modelo D	158
Figura 45 - Dentina individualizada do Modelo D	158
Figura 46 - Fibromucosa individualizada do Modelo D	159
Figura 47 - Osso cortical individualizado do Modelo D	159
Figura 48 - Osso medular individualizado do Modelo D	160
Figura 49 - Mapa geral de deslocamento do Modelo E	162
Figura 50 - Mapa geral de tensão do Modelo E	163
Figura 51 - Esmalte dental individualizado do Modelo E	164
Figura 52 - Dentina individualizada do Modelo E	164
Figura 53 - Fibromucosa individualizada do Modelo E	165
Figura 54 - Osso cortical individualizado do Modelo E	165
Figura 55 - Osso medular individualizado do Modelo E	166
Figura 56 - Estrutura metálica individualizada do Modelo E	166
Figura 57 - Mapa geral de deslocamento do Modelo F	168
Figura 58 - Mapa geral de tensão do Modelo F	169
Figura 59 - Esmalte dental individualizado do Modelo F	170
Figura 60 - Dentina individualizada do Modelo F	170
Figura 61 - Fibromucosa individualizada do Modelo F	171
Figura 62 - Osso cortical individualizado do Modelo F	171
Figura 63 - Osso medular individualizado do Modelo F	172
Figura 64 - Implante dentário individualizado do Modelo F	172
Figura 65 - Estrutura metálica individualizada do Modelo F	173
Figura 66 - Diagrama representativo da subdivisão das áreas 2 e 3 da dentina	173

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Resultados para máxima e mínima concentração de tensão e suas localizações, para os modelos A, B, C, D, E e F	92
Tabela 2 - Comparação entre as máximas concentrações de tensões entre os modelos A, B, C, D, E e F	94
Tabela 3 – Valores para a máxima concentração de tensão no osso cortical, segundo a divisão estabelecida, em todos os modelos (MPa)	96
Tabela 4 - Valores para a máxima concentração de tensão no osso medular segundo a divisão estabelecida	104
Tabela 5 - Valores de tensão máxima e sua localização no esmalte dental.	105
Tabela 6 - Valores de concentrações máxima para a dentina segundo a divisão estabelecida (MPa)	107
Tabela 7 - Valores de tensão máxima para a fibromucosa segundo a divisão pré-estabelecida (MPa)	109
Tabela 8 - Valores máximo e mínimo de tensão para a fibromucosa (MPa)	110
Tabela 9 - Valores de tensão máxima para a estrutura de Co-Cr segundo divisão pré-estabelecida (MPa)	112
Tabela 10 - Resultados para os deslocamentos máximo e mínimo, e suas localizações, para os modelos A, B, C, D, E e F	113

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Descrição dos modelos elaborados para o presente estudo	68
Quadro 2 - Dimensões do osso cortical, ligamento periodontal, fibromucosa, inserção conjuntiva e epitélio juncional	73
Quadro 3 -Dimensões da porção coronária e radicular dos dentes 33, 34, 35, 36 e 37 de acordo com valores estabelecidos por Sicher e Dubrul (1975)	73
Quadro 4 - Propriedades mecânicas das estruturas que compõe os modelos	84
Quadro 5 - Quantidade de fibras em cada grupo	87

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Comparação entre as máximas concentrações de tensão (face mesial do dente suporte) para o osso cortical (Modelos A e B), segundo as subdivisões (1 a 10)	97
Gráfico 2 - Comparação entre as máximas concentrações de tensão (face distal do dente suporte) para o osso cortical (Modelos A e B), segundo as subdivisões (1 a 10)	98
Gráfico 3 - Comparação entre as máximas concentrações de tensão (face mesial do dente suporte) para o osso cortical (Modelos B e C), segundo as subdivisões (1 a 10)	98
Gráfico 4 - Comparação entre as máximas concentrações de tensão (face distal do dente suporte) para o osso cortical (Modelos B e C), segundo as subdivisões (1 a 10)	99
Gráfico 5 - Comparação entre as máximas concentrações de tensão (face mesial do dente suporte) para o osso cortical (Modelos D e E), segundo as subdivisões (1 a 10)	100
Gráfico 6 - Comparação entre as máximas concentrações de tensão (face distal do dente suporte) para o osso cortical (Modelos D e E), segundo as subdivisões (1 a 10)	100
Gráfico 7 - Comparação entre as máximas concentrações de tensão (face mesial do dente suporte) para o osso cortical (Modelos E e F), segundo as subdivisões (1 a 10)	101
Gráfico 8 - Comparação entre as máximas concentrações de tensão (face distal do dente suporte) para o osso cortical (Modelos E e F), segundo as subdivisões (1 a 10)	101
Gráfico 9 - Comparação entre as máximas concentrações de tensão (Face mesial do dente suporte) para o osso cortical (Modelos A e D), segundo as subdivisões (1 a 10)	174
Gráfico 10 - Comparação entre as máximas concentrações de tensão (Face distal do dente suporte) para o osso cortical (Modelos A e D), segundo as subdivisões (1 a 10)	174

LISTA DE ABREVIATURAS

Co-Cr	- Liga de Cobalto-Cromo
GPa	- Giga Pascal
LP	- Ligamento periodontal
M	- Modelo
m	- Metro
MA	- Modelo A
MB	- Modelo B
MC	- Modelo C
MD	- Modelo D
ME	- Modelo E
MEF	- Método dos Elementos Finitos
MF	- Modelo F
mm	- Milímetros
MPa	- Mega Pascal
PPF	- Prótese Parcial Fixa
PPR	- Prótese Parcial Removível
PPREL	- Prótese Parcial Removível de Extremidade Livre
PPRs	- Próteses Parciais Removíveis
PT	- Prótese Total

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Com a evolução da implantodontia, tornou-se possível aprimorar o comportamento mecânico da prótese parcial removível de extremidade livre (PPREL), uma vez que a presença de um implante osseointegrado na região posterior, atuando como suporte e/ou retentor para a base de resina acrílica na extremidade livre, auxilia na estabilidade e na retenção da prótese parcial removível (PPR), com possibilidade de diminuir a solicitação das estruturas de suporte, como sugerido por Keltjens et al. (1993).

Porém, são poucos os trabalhos que descrevem esta associação, com maior prevalência de casos clínicos (BATTISTUZZI et al., 1992; GANZ, 1991; GEORGE, 1992; GIFFIN, 1996; JANG et al., 1998; KELTJENS et al., 1993; MCANDREW, 2002; MIJIRITSKY, KARAS, 2004; PELLECHIA, 2000; STARR, 2001), o que tem motivado a elaboração de pesquisas para avaliar os benefícios da associação sob diversas condições (CUNHA, 2004; LACERDA, 1999; LUCAS, 2003; MAEDA et al., 2005; MATHIAS, 2001; ROCHA, 2001; SANTOS, 2005; VERRI, 2003), sendo numericamente inexpressivos os estudos longitudinais à respeito.

Neste sentido, Mitrani et al., 2003, observaram por 2,5 anos (em média) os benefícios da associação de implantes osseointegrados à PPR. Dois grupos de pacientes foram tratados, o primeiro grupo com o implante atuando apenas como suporte, através de seu cicatrizador; e o segundo com o implante atuando como retentor, através de um encaixe resiliente. Os pacientes dos dois grupos relataram satisfação elevada com o uso da prótese, os tecidos peri-implantares mantiveram-se dentro dos limites de normalidade, e houve a manutenção da altura óssea ao redor do pescoço do implante compatível com sucesso.

Porém, os dados sobre os benefícios do implante na redução das tensões que atuam no dente suporte são contraditórios, uma vez que Lacerda (1999) e Lucas (2003), utilizando o método dos elementos finitos (MEF), consideraram que há redução das tensões no dente suporte quando da presença de um implante ancorando a base da PPREL, sendo que Rocha (2001) e Verri (2003) não observaram este benefício; e, mesmo sendo possível a influência por outros fatores, é provável que a individualização do ligamento periodontal durante a geração da malha de elementos finitos possa interferir negativamente na obtenção de resultados mais próximos da realidade, uma vez que hipóteses simplificadoras, necessárias para viabilizar a análise através do método dos elementos finitos, podem comprometer a reprodução do comportamento mecânico esperado para uma estrutura.

Tais hipóteses simplificadoras, por exemplo, fazem com que o ligamento periodontal seja considerado uma estrutura homogênea (CUNHA, 2004; LACERDA, 1999; LUCAS, 2003; ROCHA, 2001; SANTOS, 2005; VERRI, 2003), sem a representação estrutural do conjunto de fibras que o compõe “in vivo”. Neste sentido, Atmaram e Mohammed, em 1981, já relacionavam a condição homogênea do ligamento periodontal com uma distribuição de tensões mais uniformes. Dessa maneira, e segundo os autores, esta representação é incapaz de absorver e direcionar as forças aplicadas segundo as características de comportamento de cada conjuntos de fibras, principalmente diante de forças com incidência não-axial, como na relação entre o apoio metálico da PPREL e o dente suporte. Além disso, a magnitude das tensões mostra-se menos pronunciada que na condição não-homogênea.

Mais recentemente, em 1997, Rees e Jacobsen salientaram que a condição não-homogênea era necessária para que houvesse a compreensão de como as cargas oclusais são absorvidas pelo ligamento periodontal. Esta condição é decisiva para a interpretação dos resultados de trabalhos envolvendo a PPREL associada ao implante osseointegrado e analisados através do MEF, uma vez que Rocha (2001), Verri (2003), Lucas (2003) e Santos

(2005) consideraram o apoio metálico da PPREL por disto-oclusal ou disto-incisal, ou seja, lateralmente ao eixo principal do dente, cujo comportamento mecânico pode ser melhor interpretado considerando o ligamento periodontal com uma estrutura não-homogênea. Assim, os benefícios da associação, como sugerido por Keltjens et al. (1993), podem ser analisados sob esta nova perspectiva. Por sua vez, muito embora a análise da distribuição das tensões nos trabalhos de Atmaram, Mohammed (1981) e Rees, Jacobsen (1997) esteja restrita ao dente natural, acredita-se que esta condição do ligamento periodontal possa influenciar também na distribuição interna das tensões na região da extremidade livre, evidenciando os benefícios da presença do implante.

Dessa forma, utilizando o método dos elementos finitos bidimensional, o presente trabalho tem como objetivo avaliar a influência do ligamento periodontal na distribuição interna das tensões no dente suporte de uma prótese parcial removível de extremidade livre associada a um implante osseointegrado, em função da condição estrutural não-homogênea do ligamento periodontal, testando a hipótese de que esta condição deva ser adotada em estudos desta natureza.

REVISÃO DA LITERATURA

2. REVISÃO DA LITERATURA

A revisão de literatura deste trabalho foi dividida em duas partes:

- A importância do ligamento periodontal nos estudos envolvendo o método dos elementos finitos.
- Associação entre os implantes osseointegrados e a prótese parcial removível.

2.1 A importância do ligamento periodontal nos estudos envolvendo o método dos elementos finitos

Introduzido no final dos anos 50, inicialmente na indústria aeroespacial (DARBAR et al., 1995) o método dos elementos finitos apresenta um grande potencial de utilização na odontologia (ATMARAM, MOHAMMED, 1981; CUNHA, 2004; KO et al., 1992; LUCAS, 2003; REES, 2001; ROCHA, 2001; SANTOS, 2005; SERTGOZ, GUNEVER, 1996; VERRI, 2003).

Este programa realiza a divisão matemática de um corpo qualquer em pequenas partes formando a malha de elementos finitos, e a simplificação utilizada para a geração da malha motivou Atmaram e Mohammed, em 1981, a individualizar o ligamento periodontal como na condição “in vivo” Para isso, utilizaram o método dos elementos finitos para determinar os valores fisiológicos de tensão em um dente molar inferior e estruturas adjacentes (esmalte, dentina, osso alveolar e ligamento periodontal). Utilizaram 2 modelos contendo somente o molar mandibular, um individualizando cada grupo de fibras e outro simulando o ligamento

periodontal como uma estrutura homogênea. As dimensões das estruturas presentes no estudo e as orientações das fibras foram adaptadas de acordo com um corte histológico. O elemento utilizado no programa para a representação das fibras do ligamento periodontal segundo a característica “in vivo”, foi o elemento de viga; proporcionando a esta estrutura a função de suportar apenas cargas de tração e compressão, simulando uma condição real. A quantidade de fibras na representação do ligamento periodontal não-homogêneo foi à metade do número de elementos criados no ligamento periodontal homogêneo, uma vez que estruturas como células, fluídos e sangue não foram levados em consideração. Os modelos foram carregados com forças longitudinais na magnitude de 45 Kgms. Concluiu-se que:

- Houve uma produção razoável de tensões na dentina e no esmalte quando o ligamento foi modelado como contínuo e que estes valores de tensões podem não ser verdadeiros em dentes naturais que possuem o ligamento individualizado;
- Na comparação do ligamento periodontal contínuo com o individualizado, o contínuo demonstrou uma distribuição mais uniforme das tensões ao longo da raiz dental, subestimando à capacidade do ligamento periodontal em absorver concentrações maiores de forças;
- Os efeitos das tensões laterais foram mais pronunciados e mais amplamente distribuídos quando o ligamento periodontal foi individualizado, do que, quando foi considerado uma estrutura contínua;
- A individualização do ligamento periodontal produziu valores de tensões que representam dados mais atuais e precisos.

Um ano antes e em consequência dos vários tipos de forças que podem incidir sobre um dente, e sabendo que estas forças não são igualmente distribuídas por todo o ligamento periodontal e estruturas adjacentes, Takahashi (1980) analisou através do método dos

elementos finitos, o comportamento de um incisivo central superior, de um segundo pré-molar inferior e de um primeiro molar inferior, sob forças verticais de 10N de magnitude com ângulos de 30°, 60°, 90°. O autor concluiu que:

- Quando se aumentava o ângulo das forças, aumentava-se a deflexão dos dentes;
- As forças recebidas pelo ligamento periodontal foram maiores próximo a cervical, seguido do ápice dentário e do terço apical em decrescente ordem, estes parâmetros foram encontrados para os diferentes ângulos de forças em todos os dentes;
- O estresse induzido no ligamento periodontal aumentou à medida que as angulações das forças incididas sobre os dentes tornavam-se mais horizontais, ou seja, perto de 90° em relação ao eixo longitudinal dos dentes;
- A variação dos ângulos nas forças aplicadas sobre os dentes proporcionou maiores efeitos no primeiro molar inferior, segundo pré-molar inferior e incisivo central superior em decrescente ordem.

A partir disto uma série de estudos surgiram com o intuito de evidenciar a influência do ligamento periodontal na modelagem pelo método dos elementos finitos.

Rees e Jacobsen (1997) descreveram o ligamento periodontal como uma estrutura de 0,25 mm de largura, altamente vascularizada, com fibras compostas principalmente de colágeno e dispostas em várias direções ligando a raiz ao osso alveolar, e, concordes com Atmaram e Mohammed, 1981 afirmaram que o ligamento possui fluídos que ajudam a desenvolver uma máquina hidrodinâmica capaz de absorver as cargas oclusais. Salientaram que o conhecimento das propriedades físicas do ligamento seria necessário para se entender como cargas oclusais e laterais poderiam ser absorvidas pelo dente suporte sem que danos maiores fossem ocasionados às estruturas adjacentes. Utilizaram o método dos elementos finitos para obter os resultados do carregamento de um 1° pré-molar inferior com cargas

horizontais de 250g e verticais de 2 Kg. O módulo de elasticidade do ligamento periodontal variou entre 0,07 à 1000 MPa nos modelos de elementos finitos para que se pudesse haver correlações com a literatura pré-existente. Concluíram que:

- O módulo de elasticidade atribuído ao ligamento periodontal no valor de 50 MPa demonstrou resultados de tensão mais precisos, em relação a absorção de forças pelo ligamento periodontal.

Provatidis (2000) afirma que os movimentos ortodônticos são dependentes de dois centros: o de rotação e o de resistência. Salienta que antigamente a localização do centro de rotação era feita segundo a equação de Reynold's, sendo o ligamento periodontal uma estrutura elástica e incompressível. Posteriormente, foi proposta a equação de Burstone's para a localização dos centros de resistência e rotação, sendo o ligamento periodontal uma estrutura linear e elástica. Todavia, estudos clínicos, evidenciaram os centros de rotação e resistência localizados mais apicalmente. Provatidis (1999) definiu o ligamento periodontal como uma estrutura linear, elástica, isotrópica e contínua, evidenciando a localização dos centros de rotação e resistência oclusalmente, em concordância com a fórmula de Burstone, e em desacordo com os estudos clínicos de Christiansen e Burstone, 1969, que evidenciaram os centros de rotação e resistência apicalmente. Em razão disso, o presente estudo de Provatidis (2000) tentou demonstrar que ambos, os centros de rotação e de resistência, são altamente dependentes da representação do ligamento periodontal, não obstante o comprimento da raiz, a orientação das fibras colágenas e o módulo de elasticidade também foram investigados. Para isso, 5 modelos foram criados com representações hipotéticas do ligamento periodontal: o primeiro modelo considerava o ligamento periodontal uma estrutura linear, elástica, isotrópica e contínua sem a presença de fibras; os modelos 2, 3 e 4 foram representados como não-lineares, anisotrópicos e compostos por fibras em três direções diferentes, sendo o modelo 4 o

único a representar o conjunto de fibras como “in vivo” seguindo as mesmas disposições preconizadas por Atmaram, Mohammed, 1981; e o modelo 5, onde o ligamento periodontal aparece como contínuo e com fibras. O autor concluiu que:

- O modelo 1 apresentou os centros de rotação e de resistência mais para oclusal como calculado previamente pela fórmula de Burstone;
- O modelo 2 que apresentou fibras paralelas obteve o centro de resistência a 40% do comprimento total da raiz, medido a partir da crista alveolar. Portanto, de acordo com a fórmula de Burstone;
- O modelo 3 apresentou os centros localizados mais para oclusal àqueles obtidos usando a fórmula de Burstone;
- O modelo 4 apresentou os centros de rotação e resistência mais para apical em relação aos obtidos pela fórmula de Burstone;
- O modelo 5 apresentou os centros de rotação e resistência localizados ora para oclusal e ora para apical, dependendo do número de fibras ao redor do dente,
- Todos os modelos obtiveram resultados que estão dentro dos parâmetros clínicos do trabalho de Christiansen e Burstone (1969).

Qian et al. (2001) realizaram um estudo para evidenciar a real influência das principais fibras do ligamento periodontal na localização dos centros de rotação e resistência de um dente, e avaliar a distribuição de estresse no ligamento periodontal e no osso alveolar. Salientaram que o método dos elementos finitos tem sido utilizado para calcular o movimento dentário e a distribuição de estresse no osso alveolar e ligamento periodontal. Evidenciaram que a maioria destes estudos assume o ligamento como uma estrutura homogênea e isotrópica, diferentemente de estudos histológicos, que demonstram claramente que o ligamento periodontal é uma estrutura reforçada por fibras, sendo as principais fibras (oblíquas e apicais)

responsáveis pela absorção das forças de tensão, e o restante das fibras responsáveis pela absorção das forças de compressão. Para isso, um modelo tridimensional mandibular com o dente canino foi criado, a geometria das estruturas que compuseram o modelo foi baseada na literatura existente. O ligamento periodontal foi composto somente pelas fibras principais (obliquas e apicais). Os autores concluíram que:

- Para estudos quantitativos relacionados com a movimentação dentária, as principais fibras do ligamento periodontal devem ser incluídas. Infelizmente, os dados necessários sobre a orientação de fibras, distribuição, e propriedades mecânicas do ligamento, que se alteram durante os movimentos dentários, não estão disponíveis. Os resultados sugerem que as variações de valores para os modelos com fibras foram mais similares. Dessa forma, é mais prudente a incorporação das fibras do ligamento periodontal nos modelos que envolvem análises através do método dos elementos finitos.

Jeon et al. (2001) realizaram um estudo utilizando o método dos elementos finitos para simular o stress apresentado pelo ligamento periodontal em tratamentos ortodônticos realizados em dentes com reabsorção óssea. Para isso, foram criados modelos tridimensionais contendo somente o primeiro molar superior. Os dentes simulados no estudo possuíam diferentes níveis ósseos, diminuindo sempre a proporção de relação entre raiz e coroa dental. O ligamento periodontal relatado no estudo foi representado na forma contínua. Os autores concluíram que:

- Os modelos demonstraram claramente um aumento de pressão e estresse no ligamento periodontal em virtude das forças ortodônticas
- Houve uma relação linear entre a perda óssea observada e a quantidade de força necessária para se movimentar o dente.

Muitos trabalhos envolvendo o método dos elementos finitos têm sido publicados na literatura. Alguns destes trabalhos analisam somente a coroa dental, outros, somente a raiz e ainda por último os que avaliam o ligamento periodontal e o osso alveolar. Dessa forma, Rees em 2001, propôs analisar quais estruturas eram determinantes na distribuição do estresse para o dente analisado. Através do método dos elementos finitos bidimensional foram obtidos 5 modelos, e cada um deles contendo somente o segundo pré-molar inferior seccionado na direção vestibulo-lingual: O modelo 1, composto por todas as estruturas (coroa, raiz, ligamento periodontal e osso alveolar); o modelo 2, com osso medular removido; o modelo 3, com o osso cortical removido; o modelo 4, com o ligamento periodontal removido; e, por fim o modelo 5, com ausência da raiz dental. Em todos os modelos foram traçados dois planos no sentido vestibulo-lingual, um logo abaixo da fissura oclusal, paralelo ao plano oclusal (A) e outro na junção amelo-cementária paralelo ao primeiro plano (B). Para a mensuração do estresse, 3 pontos foram selecionados em cada um dos planos: um na face vestibular, outro no ponto médio da coroa e outro na face lingual da coroa, os modelos foram carregados com duas forças de 50 N simulando uma oclusão cêntrica. O autor concluiu que:

- Em relação ao estresse nos 3 pontos do plano A, não houve grandes diferenças entre os modelos 1, 2, 3, sugerindo a pouca influência que a presença ou não do osso alveolar tem na distribuição do estresse neste plano;
- Contudo, nos modelos 4 e 5 o estresse variou de 1.8 para 109% em relação aos 3 pontos, sugerindo a importância da presença do ligamento periodontal e da raiz dental nos modelos, em relação ao plano A.
- Em relação aos 3 pontos do plano B, houve um aumento no percentual do estresse de 7 para 40% no modelo 2 em relação ao modelo 1; em relação ao modelo 3, o percentual aumentou de 8 para 50%; contudo, quando o ligamento periodontal esteve

ausente, modelo 4, o aumento do estresse foi mais acentuado, indo de 10 para 433%; e, quando a raiz esteve ausente, o percentual aumentou de 5 para 418%, todos estes dados sugerem que para a mensuração do estresse na região cervical utilizando o método dos elementos finitos todas as estruturas que compõem os modelos devam estar presentes.

Toms e Eberhardt (2003) salientaram que o método dos elementos finitos tem sido muito utilizado na odontologia para simular o estresse que o ligamento periodontal absorve em virtude de forças ortodônticas. Descreveram que a maioria destes estudos representa o ligamento periodontal como uma estrutura homogênea. Dessa forma, o presente estudo objetivou demonstrar a importância das propriedades mecânicas não-lineares e a geometria dos modelos não-uniformes, no estresse induzido nas estruturas de suporte quando da movimentação dentária. Dois modelos bidimensionais foram confeccionados: o modelo 1, simulando um dente pré-molar baseado na anatomia de um corte transversal de um dente de cadáver; e, o outro modelo construído da mesma forma, mas com o ligamento periodontal com espessura contínua. Os autores concluíram que:

- O estresse no ligamento periodontal com espessura uniforme e propriedades mecânicas lineares, foi diferente do estresse no ligamento periodontal com espessura não uniforme e propriedades mecânicas não lineares;
- A incorporação de propriedades mecânicas não lineares no ligamento periodontal diferenciou o estresse entre os dois modelos. O estresse observado no ápice do modelo 1 foi 2.4 vezes maior que no modelo 2; o estresse observado no terço médio da raiz foi menor no modelo 1 em relação ao modelo 2;
- No modelo 1, o estresse máximo de von Mises foi localizado no ápice, enquanto que no modelo 2 este estresse foi localizado no terço médio da raiz no lado vestibular;

- Todos estes dados demonstraram que o ligamento na sua forma uniforme e com propriedades mecânicas lineares subestimam o estresse no ápice dos modelos, e, superestimam o estresse em localizações do terço médio da raiz.

Limbirt et al. (2003) dizem que o completo conhecimento do ligamento periodontal, é de vital importância para se entender os mecanismos da mobilidade dental, a resposta dos tecidos moles e até mesmo para se elaborar planos de tratamento. Assumem que a maioria dos estudos modela o ligamento periodontal de forma rudimentar, sendo o mesmo representado de forma linear-elástica, poucas deformações são aplicadas aos modelos dos experimentos estudados, e, geralmente este ligamento é incompressível e isotrópico. Em virtude disso, o presente estudo propôs a construção de dois modelos utilizando o método dos elementos finitos: um baseado em condições isotrópicas (PIETRZAK et al., 2002), e um segundo modelo baseado em uma equação que abrange as principais características mecânicas dos tecidos moles: comportamento não-linear, grandes deformações, anisotropia do ligamento periodontal, comportamentos distintos em forças de compressão e de tensão, e a característica fibrosa do ligamento periodontal. Após isso, os autores concluíram que:

- Os modelos propostos acrescentaram uma melhoria significativa aos modelos numéricos, gerados pelo programa de elementos finitos, pois puderam representar propriedades mecânicas não lineares, em relação ao ligamento periodontal.
- Cada elemento de fibras do ligamento pode ser direcionado segundo sua condição “in vivo”, o osso alveolar e o dente devem ser incluídos em análises para que os estudos estejam o mais correto possível.

Natali et al. (2004) analisaram a mobilidade dental através de uma forma não-linear do ligamento periodontal, salientaram, que uma das funções do ligamento periodontal é o suporte

dental e que muitos trabalhos têm sido apresentados para se descobrir um modelo numérico que descreva o ligamento periodontal como “in vivo”. Assim, um modelo de um incisivo superior juntamente com o ligamento periodontal foi analisado através do programa de elementos finitos. O ligamento periodontal foi representado de forma hiper-elástica e cargas de intrusão foram simuladas sobre o dente do modelo. Como resultados os autores obtiveram que:

- Os valores encontrados de intrusão usando este tipo de análise são correspondentes aos testes feitos “in vivo” descritos na literatura. Os modelos demonstraram resultados confiantes, seguros, e com valores de tensões mais próximos dos resultados “in vivo”.

2.2 Associação entre os implantes osseointegrados e a prótese parcial removível

Monteith em 1984, discorreu sobre 4 possibilidades para a diminuição do comportamento adverso da PPREL em decorrência da diferença visco-elástica entre o dente suporte e a mucosa alveolar: 1) Base flexível da PPR, representada pela utilização dos rompedores (próteses articuladas e elásticas); 2) técnica mucostática de moldagem; 3) conceito mucofuncional; 4) implante endósseo. Segundo o autor, a utilização dos implantes endósseos poderia originar um suporte aceitável e uniforme para o rebordo e eliminar a confecção de uma PPR. O problema era a previsibilidade, uma vez que poucos estudos a longo prazo e controlados existiam.

Ganz (1991) relatou que uma série de tratamentos alternativos tem surgido na odontologia, aumentando as opções de tratamento para os pacientes. Afirmou, que o uso dos implantes osseointegrados é uma realidade consolidada para pacientes totalmente desdentados. Com isso, descreveu um caso clínico de um paciente de 65 anos de idade, portador de uma prótese parcial fixa (PPF) envolvendo os dentes (21, 22, 23, 24, 25, 26) conjugada a uma PPR com encaixes de semi-precisão. Ao exame clínico e radiográfico constatou-se que os dentes 21 e 26 possuíam grande perda óssea e necessitariam de extração, e que os 3 dentes remanescentes não suportariam o mesmo tipo de tratamento anterior. Através da radiografia panorâmica constatou-se pouca quantidade óssea na região posterior, entretanto, na região compreendida entre a linha média e o seio maxilar haveria osso suficiente para colocação de 2 ou 3 implantes osseointegrados. Após isso, e diante da vontade do paciente em manter seus dentes remanescentes, 2 implantes osseointegrados foram instalados do lado direito, entre a linha média e o seio maxilar, conforme planejado anteriormente. Os implantes possuíam um diâmetro de 3,75 mm e 13 mm de comprimento.

Uma nova armação metálica de PPR foi confeccionada, e as coroas de PPF sobre os dentes remanescentes receberam fresas e encaixes, tanto na distal quanto na mesial. Na distal os encaixes serviram para fixar a armação da PPR, e na mesial para acomodação de uma barra unida aos implantes. Na opinião do autor, as vantagens em se unir dentes com implantes seria: controlar o estresse sobre os dentes e o implante; aumentar a resistência do conjunto; melhorar o controle de placa; estética; utilização de seções removíveis sobre os implantes; atender ao desejo dos pacientes; e, o aumento do prognóstico dos dentes remanescentes. As principais desvantagens deste tipo de tratamento seriam: a pouca tolerância de alguns pacientes em relação a PPR; a complexidade na confecção do sistema; e, o tempo gasto em relação ao laboratório de prótese.

Um ano depois em 1992, Battistuzzi e colaboradores, relataram um caso clínico de um paciente de 33 anos portador de um tumor maligno, diagnosticado como ameloblastoma. O tumor inicialmente foi removido com uma cirurgia conservadora. Um ano após a cirurgia observou-se uma recidiva, e, então uma cirurgia mais radical foi feita, o paciente após a segunda cirurgia perdeu todos os dentes compreendidos entre os primeiros molares inferiores. Com isso, dentre os tratamentos possíveis, à opção de escolha foi confeccionar uma PPR implanto dento suportada. Esta opção foi escolhida por melhorar a função oral, a retenção, a estabilidade, o conforto do paciente além de diminuir a reabsorção óssea. No ano de 1988, 4 implantes Bränemark foram instalados. Os autores salientam que a posição e o número de implantes colocados foi planejado juntamente com o cirurgião, e os principais critérios a serem considerados foram a quantidade óssea, as estruturas anatômicas e o diagnóstico através da montagem de dentes feita anteriormente a cirurgia. Descrevem que a prótese provisória instalada, foi posicionada lingualmente para prevenir o deslocamento durante a função, e, com isso, o espaço para a língua foi reduzido resultando em um desconforto e

interferência na fala, após isso, uma montagem de dentes funcionando como diagnóstico foi feita resolvendo facilmente este problema. Os autores, em controles posteriores, dois anos após, não observaram reabsorções ósseas perto dos implantes, o paciente sentia conforto em usar a prótese e estava satisfeito com o tratamento, portanto, concluíram que:

- Apesar das conseqüências a longo prazo da PPR implanto dento suportada não serem conhecidas, os relatos iniciais sugerem que problemas sérios não sejam encontrados.

No mesmo ano, George (1992) descreveu o caso clínico de um paciente que não possuía os dentes pilares posteriores (Classe I de Kennedy). Em vista disso, foram instalados dois implantes osseointegrados na região posterior de 1º pré-molar do lado direito e esquerdo. O autor acreditava que, a utilização dos implantes promoveria um suporte posterior estabilizando a oclusão, e, assim diminuiria as incidências de forças sobre os dentes anteriores remanescentes. Foram instaladas coroas parafusadas sobre os implantes, estas coroas receberam encaixes pelos quais estavam conectadas aos últimos dentes pilares. A todo este conjunto foi associada uma PPREL, que foi conectada aos implantes por meio de encaixes resilientes, promovendo retenção e minimizando a incidência de forças de torção sobre as coroas implantossuportadas. O autor acredita que após o acompanhamento preciso e cuidados por parte do paciente, o uso de implantes osseointegrados adiciona suporte e estabilidade a PPREL, podendo ser uma alternativa superior a PPR convencional.

Em virtude da necessidade de se melhorar as conseqüências ocasionadas pela síndrome da combinação ou síndrome de Kelly, Keltjens et al. em 1993, justificaram a utilização dos implantes osseointegrados abaixo da base de resina acrílica da PPREL, como uma alternativa para permitir uma oclusão estável e duradoura, tendo o implante como funções: evitar a reabsorção óssea abaixo da base de resina acrílica; fornecer retenção

adicional para a PPR; reduzir as tensões no dente suporte da PPR; reduzir o número de retentores extracoronários na PPR e promover conforto para o paciente. Acreditavam que a utilização de implantes associados com a PPREL seria uma solução promissora e de menor custo para os pacientes, e que esta opção estabilizaria a prótese no sentido vertical, além da possibilidade de usá-los com menores dimensões. Relataram 2 casos clínicos de pacientes edentados maxilar e parcialmente edentados mandibular (classe I de Kennedy). No primeiro caso uma paciente de 51 anos de idade apresentou-se com total ausência de dentes na maxila e parcial perda na mandíbula (classe I de Kennedy), a paciente utilizava uma prótese total maxilar e nunca havia utilizado uma PPR no arco inferior, encontrando-se nesta situação por mais de 12 anos, desse modo, foram colocados dois implantes IMZ (Friedrichsfeld AG, Heidelberg, Germany) na região de molares apresentando dimensões de 10,5 mm x 3,3 mm sendo que a PPR foi apenas apoiada sobre os implantes através de um capuz metálico. No segundo caso, e, a semelhança do primeiro, um paciente de 39 anos de idade apresentou-se com total ausência de dentes na maxila e parcial ausência na mandíbula (classe I de Kennedy), o paciente encontrava-se nesta situação por mais de 10 anos, e, nunca tinha utilizado nenhum tipo de prótese no arco inferior. Desse modo, foram colocados dois implantes (Dyna Dental Engineering, Bergen op Zoom, The Netherlands) novamente na região de molares apresentando dimensões de 10,0 mm x 3,0 mm, sendo que neste caso, houve retenção adicional promovida por um sistema de magnetos. Concluíram que:

- Há menos agressão, custo reduzido e fácil adaptação do paciente, pois a estabilidade da prótese é melhorada.

Giffin (1996) relatou que as PPRs continuam sendo essenciais em reabilitações protéticas, principalmente onde há a necessidade de substituição dos dentes posteriores. Salienta que no planejamento deste tipo de prótese alguns pontos em relação a biomecânica

devem ser considerados, como os movimentos verticais, horizontais e as torções causadas aos dentes suportes quando em função. Em virtude disso, descreveu um caso clínico, onde um implante IMZ (Interpore Intl., Irvine, Calif.) foi instalado na região posterior da mandíbula com o intuito de melhorar o suporte e retenção da prótese convencional, através de um sistema de encaixe resiliente tipo ERA (APM-Sterngold, Attleboro, Mass.). O autor concluiu que:

- O implante osseointegrado pode converter a PPR dentomucossuportada em uma PPR dentomucoimplantossuportada, promovendo maior retenção e estabilidade para a nova prótese, eliminando assim, os problemas ocorridos freqüentemente com o uso de uma PPREL convencional, além disso, o paciente relatou após a instalação da prótese que o lado com implantes e dentes parecia ser mais natural que o lado oposto.

Jang et al. (1998) descreveram um caso clínico de um paciente de 67 anos de idade, onde um implante unitário de 16 mm x 4.1 mm (Strauman Co., Waldenburg, Switzerland) foi colocado na região do dente 43. Este implante recebeu uma coroa protética com uma extensão em cantilever para mesial, correspondente ao dente 42, e uma PPR foi associada ao conjunto. Em controles posteriores através de radiografias periapicais, não foi verificada perda óssea circunjascente ao implante, clinicamente não foram observados problemas com a coroa protética ou com o implante. Os autores concluíram que:

- A distribuição de estresse neste tipo de prótese é mais favorável, do que, quando a prótese é suportada somente por dentes;
- São mais estéticas, pois não possuem grampos na região dos incisivos;
- A PPR fica mais estável devido a um maior suporte promovido durante a função;
- É mais econômica que o tratamento com implantes bilateralmente;
- Promove uma satisfação maior ao paciente.

Entretanto, salientaram que estudos a longo prazo sobre a reabsorção óssea e a qualidade das coroas deveriam ser feitos para tornar esta modalidade de tratamento viável.

Halterman et al. (1999) descreveram que a principal complicação para pacientes portadores de PT maxilar e PPR classe I mandibular é o processo de degeneração descrito por Kelly, também conhecido como síndrome da combinação ou síndrome de Kelly. Relataram, que uma das maneiras de se evitar esta degeneração óssea, seria a colocação de implantes osseointegrados na região posterior da mandíbula, servindo de suporte para a prótese. Realizaram um caso clínico, em um paciente de 28 anos de idade, onde após o preparo geral da cavidade bucal, com extrações, restaurações e um tratamento periodontal severo, 2 implantes de 13 mm x 3.25 mm foram colocados na região de molares posteriores, um em cada lado. Após a segunda fase cirúrgica os cicatrizadores foram instalados servindo de suporte definitivo para a PPR confeccionada. Os autores concluíram que:

- A utilização dos implantes na região posterior promoveu uma diminuição na movimentação vertical e conseqüentemente uma maior estabilidade para a região posterior da PPR quando em função;
- Este tipo de tratamento é uma opção viável para a preservação dos tecidos moles e duros da cavidade oral.

Lacerda (1999) estudou através do método dos elementos finitos, o comportamento biomecânico da PPR apoiada sobre um implante na região distal, verificando as reações que ocorrem nas estruturas de suporte (dente, fibromucosa e implante). Para isso, foi confeccionado um modelo, que em cortes sagitais representavam segmentos de mandíbula de primeiro pré-molar até a papila retromolar, com ausências do segundo pré-molar e dos molares, e com um implante (3,75 mm x 7,0 mm) na região do segundo molar. O primeiro

pré-molar recebeu uma coroa metalocerâmica com variações no tipo de encaixe posicionado sobre este dente, ora rígido, ora semi-rígido, e uma PPR foi associada ao conjunto. Foram aplicadas cargas verticais de 100N. O autor concluiu que:

- Uma vinculação articulada entre um implante e a PPR diminui o momento fletor transmitido ao implante e aumenta tensões na fibromucosa e dentes suportes;
- Quanto maior a área de contato entre fibromucosa e PPR, maior será a solicitação da fibromucosa e menores tensões serão transmitidas para as demais estruturas de suporte;
- Modelos mais complexos de elementos finitos permitem uma visualização mais precisa do resultado;
- O uso de uma conexão rígida entre dente suporte e PPR em relação à conexão semi-rígida, transmite maiores tensões ao dente suporte e diminui o carregamento sobre a fibromucosa e o implante;
- A presença de uma estrutura metálica no interior da sela plástica faz com que esta sofra menor deflexão e comprima menos a fibromucosa, solicitando mais os apoios: dente suporte e implante.

Pellecchia et al. (2000) descreveram uma alternativa de tratamento reabilitador para pacientes edentados totais: PPR convencional associada à PPF anterior suportada por implantes, com attachments e rompe forças para fazer a conexão destes dois sistemas. Em virtude disso, relataram um caso clínico de um paciente de 65 anos de idade, sendo sua principal reclamação, a instabilidade da sua PT inferior, fato confirmado durante o exame clínico. Depois de feito o guia cirúrgico, 3 implantes 13 mm x 3,75 mm (Implant Innovations Inc, Palm Beach Gardens, Fla.), foram colocados na região anterior interforames. Após o tempo de cicatrização óssea, a PPF foi feita em duas etapas, uma infra-estrutura parafusada

aos implantes a qual já continha os encaixes tipo Dalbo que posteriormente serviriam para a conexão da PPR a PPF, e, uma superestrutura que incorporou as coroas de porcelana, que posteriormente seriam parafusadas sobre a infra-estrutura metálica. A PPR como dito anteriormente foi conectada a PPF através do encaixe tipo Dalbo, na tentativa de minimizar as forças mastigatórias sobre as coroas de PPF, que estavam conectadas aos implantes osseointegrados. Os autores salientaram, que em controles posteriores, o paciente relatou uma melhora na função mastigatória e o conforto da PPR, e, que em 3 anos de controle não foram observadas reabsorções ósseas ao redor dos implantes osseointegrados.

Carvalho et al. (2001) relataram um caso clínico, de uma paciente de 61 anos de idade, que estava completamente insatisfeita com o estado de seus dentes e com a PPR que utilizava na região superior, a qual demonstrava seus grampos quando sorria. O rebordo residual da paciente era reabsorvido e não permitia a colocação de um número ideal de implantes, ela não queria perder seus dentes remanescentes, e, também não queria passar por cirurgias de levantamento de seio maxilar. Depois do exame clínico, laboratorial e radiográfico, foi proposto a paciente a instalação de implantes e posteriormente uma PPR suportada por estes implantes. 3 implantes (Biohorizons Implant Systems, Inc., Birmingham, AL) osseointegrados foram instalados logo após os dentes remanescentes anteriores, 2 do lado esquerdo e 1 do lado direito. Após isso a PPR foi confeccionada sendo conectada aos implantes através de encaixes tipo bola (O-ring, Biohorizons Implant Systems, Inc.). Os autores salientaram que as vantagens deste tipo de tratamento foram: o aumento da auto-estima do paciente pela preservação dos dentes naturais; um número reduzido de implantes foi utilizado; os implantes foram colocados em um osso adequado; a base de resina da PPR promoveu um suporte de lábio; as poucas sessões para a confecção da prótese; a fácil higiene

oral; a cirurgia de levantamento de seio maxilar foi evitada; e a expectativa estética do paciente pode ser suprida.

Mathias (2001) analisou através da fotoelasticidade as distribuições internas das tensões quando uma PPR de extremo livre foi apoiada na região distal por implantes osseointegrados. Os implantes tinham alturas reduzidas (8mm x 3,5mm e 8mm x 5,5mm), as próteses foram conectadas aos implantes por meio de magnetos, e, forças de 29,4; 49; 68,9 e 98 N, foram aplicadas em diferentes situações. O autor concluiu que:

- Nos modelos com magnetos fixados e implantes de largo diâmetro houve maior concentração de tensões ao seu redor, reduzindo as tensões sobre o rebordo;
- 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; a análise do modelo com magneto fixado, feita no lado oposto da aplicação da carga, não apresentou tensões visíveis;
- Nos modelos sem a fixação dos magnetos, a distribuição de tensões concentrou-se mais na região distal dos implantes e da base da PPR; 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) utilizando o MEF bidimensional estudou o comportamento da PPREL convencional e das estruturas de suporte, utilizando implantes osseointegrados na região retromolar como suporte da base protética. Para este estudo foram confeccionados três modelos A, B e C, simulando hemiarcos mandibulares com ausência dos dentes posteriores e a presença de apenas dois dentes 33 e 34. O modelo A, sem PPR associada, o modelo B, com uma PPR convencional com apoio distal, e modelo C, que se diferenciava do B por possuir

um implante Bränemark Standard Liso de 3,75 mm x 10,0 mm na região retromolar proporcionando suporte a prótese. Foram aplicadas forças verticais de 50N nas pontas de cúspide, fracionadas em 5 pontos de 10N. Em todos os modelos foram encontradas tensões no ápice dental, com variações entre os modelos. Em relação a fibromucosa, o modelo mais solicitado foi o B, com aumento de tensão aproximadamente 4 vezes em relação ao A, no modelo C com o implante houve uma redução na tensão na região posterior quando comparado com o modelo B. No modelo C em relação ao implante foram encontradas tensões na rosca interna do corpo do implante, com maiores valores entre a primeira e a sexta roscas. Analisando-se os mapas de deslocamento observou-se que o deslocamento do dente 33 foi semelhante nos três modelos, já o deslocamento do dente 34 dobrou nos modelos B e C, sendo este dente mais solicitado pela presença da PPR. O deslocamento geral do conjunto caminhou em direção anterior. Diante dos resultados obtidos o autor acredita que a associação entre PPREL e implantes é uma alternativa clínica viável e segura, devendo ocorrer estímulo para a realização de casos clínicos que possibilitem estudos “in vivo” para comparação. A partir disto o autor concluiu que:

- A presença de PPREL proporcionou maior concentração de tensão para as estruturas de suporte e a presença do implante proporcionou suporte para a base da PPREL, diminuindo a intrusão da mesma sobre a fibromucosa, promovendo menor concentração de tensão na metade posterior do rebordo;
- A presença do implante osseointegrado não favoreceu a redução da concentração de tensão no dente suporte da PPREL, adjacente ao espaço edentado.

Starr (2001) descreveu que uma das opções para pacientes com dentes anteriores comprometidos por doença periodontal, seria a extração destes dentes e a confecção de uma overdenture sobre implantes utilizando sistemas de retenção por clip ou o’ring. Porém,

quando há a possibilidade de confecção de uma PPF sobre os implantes anteriores e uma PPR posterior conjugada, este deve ser o tratamento de escolha, uma vez que a PPF possui algumas vantagens, como, a melhoria da estética, e uma melhor aceitação por parte dos pacientes, uma vez que o mesmo não remove os dentes anteriores para limpeza, além de possuir uma mínima cobertura e interferência com os tecidos moles quando comparada a uma overdenture convencional. Desse modo quatro pacientes foram tratados com implantes osseointegrados na região anterior e uma PPR conjugada através de encaixes resilientes na região posterior. O autor salienta que nos controles periódicos trimestrais dentre os 7 anos posteriores uma mínima reabsorção óssea foi encontrada.

McAndrew (2002) descreveu um caso clínico de uma paciente de 46 anos de idade, que possuía uma história de doença periodontal severa desde os 16 anos. A paciente relatou na anamnese que por 30 anos fumou cerca de 20 cigarros por dia. Ao exame radiográfico e clínico ficou constatado que vários dentes possuíam reabsorções ósseas severas necessitando de extração imediata, ainda assim, os dentes que possuíam um prognóstico duvidoso foram mantidos para tratamento periodontal não cirúrgico, na tentativa de prolongar ao máximo sua longevidade, e até mesmo, por um anseio da paciente em não perder seus dentes naturais. Com isso, uma PPR swing-lock foi confeccionada. Depois de um tempo, e uma série de extrações os únicos dentes remanescentes na parte superior foram 21, 22, 23. A partir disso foi estabelecido o plano de tratamento, com a confecção de uma PPF anterior sobre os dentes remanescentes (21, 22, 23), e, a instalação de 4 implantes osseointegrados. Três destes implantes foram perdidos, e então, optou-se pela confecção de uma PPR suportada pelo implante remanescente mediante a utilização o sistema o'ring. A paciente foi mantida sob controle periódico a cada 4 meses. O autor concluiu ser esta associação um tratamento de resultado satisfatório.

Mitrani et al. (2003) relataram alguns problemas associados ao uso das PPRs de extremidade livre, como a falta de estabilidade, uma mínima retenção e ainda a falta de estética dos grampos de retenção. Dessa forma, os autores propuseram a utilização de implantes osseointegrados na região distal ao rebordo ósseo, associados a PPR. Para isso, 10 pacientes foram tratados com a colocação de implantes, em um ou ambos os lados da mandíbula, totalizando 16 implantes instalados. O autor salientou que todos os implantes foram colocados segundo a limitação anatômica de cada paciente, e, sempre o mais distante possível do último dente remanescente. Todos os implantes osseointegraram a exceção de um. Após isso, os pacientes foram divididos em dois grupos: o grupo 1, com 5 indivíduos, onde os implantes serviriam apenas como stop vertical, melhorando a estabilidade das próteses; e o grupo 2, também constituído de 5 indivíduos, onde os implantes receberiam encaixes resilientes. Nos casos de pacientes com a presença de dentes anteriores, a oclusão utilizada foi a mutuamente protegida, e, nos casos de pacientes com overdentures no arco antagonista, a oclusão utilizada foi a balanceada bilateral. Nos controles periódicos após 1 ano da instalação das próteses, os pacientes foram avaliados segundo: a satisfação do paciente; a condição de integridade dos implantes e seus componentes; a saúde dos tecidos peri-implantares e a avaliação radiográfica de cada caso. Os autores concluíram que:

- O uso dos implantes osseointegrados na região distal como suporte da PPR, resultaram em um aumento muito grande na satisfação de todos os pacientes;
- Os pacientes exibiram uma saúde dos tecidos peri-implantares;
- E as reabsorções ósseas estiveram dentro dos limites de normalidade.

No mesmo ano, Lucas (2003) estudou o comportamento da PPREL associada a um implante osseointegrado e as conseqüências da incidência da força sobre este conjunto,

variando-se sua direção e sentido; utilizando o método de elementos finitos. Para isso foram criados três modelos, os quais, em corte sagital representaram: 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 3,75 mm x 10,0 mm. Estes modelos receberam forças verticais e oblíquas de 45°, tanto no sentido de mesial para distal como no sentido inverso, de magnitude de 50N em cada ponta de cúspide.

A autora concluiu que:

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

Ainda em 2003, Verri, através do MEF bidimensional, estudou a influência do comprimento e do diâmetro dos implantes osseointegrados, no comportamento das estruturas de suporte da PPREL. Para este estudo foram confeccionados oito modelos hemimandibulares A, B, C, D, E, F, G e H, onde apenas os dentes 33 e 34 eram existentes. O modelo A, possuía apenas os dentes 33 e 34; o modelo B, semelhante ao A, com uma PPREL com apoio na distal do dente 34; modelo C, semelhante ao B, diferenciou deste pela presença de um implante osseointegrado 3,75 mm x 7,0 mm na região posterior de 2° molar; modelo D, semelhante ao C, com um implante de 3,75 mm x 10 mm; modelo E, semelhante ao C, com um implante de 3,75 mm x 13,0 mm; modelo F, semelhante ao C, com um implante de 5,00

mm x 7,0 mm; modelo G, semelhante ao C, com um implante de 5,00 mm x 10,0 mm; modelo H, semelhante ao C, com um implante de 5,00 mm x 13,0 mm. Semelhante ao trabalho de Rocha (2001), forças de 50N foram aplicadas nas pontas de cúspides dos dentes naturais e artificiais fracionadas em 5 aplicações de 10 N. Os resultados encontrados foram semelhantes aos encontrados na literatura. Dessa forma o autor concluiu que:

- O modelo B apresentou tendência ao deslocamento superior aos demais modelos estudados;
- Nos modelos que incorporaram implantes osseointegrados, o comprimento influenciou o mapa de deslocamento, tendendo a uma diminuição de valores, mas o diâmetro não;
- O modelo B apresentou níveis de tensões de Von Mises superiores ao modelo A nas estruturas analisadas;
- Os modelos que incorporaram implantes osseointegrados tenderam a uma diminuição nas tensões de Von Mises quando comparados como o modelo B, que incorporou apenas a PPR;
- O aumento do comprimento e do diâmetro influenciou positivamente a distribuição de tensões nos modelos que incorporaram implantes osseointegrados.

Em 2004, Cunha estudou, através do MEF bidimensional, a influência que a variação na posição do implante osseointegrado no sentido mesio-distal do rebordo, apresentaria sobre as estruturas de suporte. Para isso, 5 modelos hemi-mandibulares foram confeccionados A, B, C, D e E; 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 3,75 mm x 10,0 mm, e os modelos D e E semelhantes ao C variando-se somente a posição do implante osseointegrado no rebordo, MD com o implante

na posição média do rebordo e o ME com o implante logo após o dente 33. Os modelos foram carregados com forças estritamente verticais de 50N em cada ponta de cúspide. A autora concluiu que:

- O Modelo D apresentou os menores valores de tendência ao deslocamento, no entanto o Modelo E aliviou de maneira mais satisfatória a solicitação do dente suporte;
- A aproximação do implante em direção ao dente suporte influenciou positivamente a distribuição de tensões nas estruturas analisadas.

Kuzmanovic et al. (2004) relataram um caso clínico de um paciente de 66 anos de idade com várias áreas edêntulas, perda óssea severa, cáries remanescentes, desgaste dental acentuado e por consequência perda da dimensão vertical de oclusão. Quatro opções de tratamento foram sugeridas ao paciente: PPF sobre implantes bilateralmente; PPR convencional; PPR retida por coroas metalocerâmicas e encaixes; ou ainda, uma PPR retida por implantes osseointegrados. O fator financeiro foi de extrema importância na decisão do paciente, e optou-se pela confecção da PPR associada aos implantes. Após o preparo geral da cavidade oral, 2 implantes de 12 mm x 4,1 mm (ITI implants; No 043.033S Straumann AG, Waldenburg, Switzerland) foram colocados, um na região de 1º molar do lado direito, e um na região de 2º molar do lado esquerdo. Após a cicatrização óssea dos implantes (20 semanas), foram confeccionadas próteses provisórias superior e inferior para o restabelecimento da dimensão vertical de oclusão, e, depois de 20 semanas as próteses definitivas começaram a ser confeccionadas. No arco superior uma PPF do dente 12 ao 23 e uma PPR associada por meio de encaixes de semiprecisão, e, no arco inferior a confecção de coroas metalocerâmicas nos dentes 33 e 43 e uma PPR associada, suportada e retida na área dos implantes por um encaixe tipo bola. Os autores concluíram que:

- O uso dos encaixes tipo bola nos implantes beneficiou a retenção e o suporte da PPR, no entanto, há a necessidade de um maior número de estudos sobre este tipo de associação.

Mijiritsky e Karas (2004) descreveram um caso clínico de um paciente de 75 anos de idade, o paciente apresentava próteses removíveis instáveis no arco superior e inferior, em virtude do comprometimento periodontal de alguns dentes remanescentes. Após a extração dos dentes com comprometimento periodontal, o plano de tratamento inicial constituiu na confecção de uma PPR convencional superior, e a confecção de uma PPF sobre implantes no arco inferior. Para isso, 6 implantes (Nobel Biocare, Yorba Linda, CA) foram colocados no arco inferior, sendo que dois destes falharam, e, diante da recusa do paciente em se submeter novamente a cirurgia, optou-se pela confecção de uma PPR implantodentossuportada, ao invés da PPF sobre os implantes. Os implantes situados do lado direito foram unidos por uma barra em ouro que recebeu na sua porção mesial um encaixe tipo bola (TIMA), o implante restante do lado esquerdo, também recebeu um encaixe tipo bola (Steri-Oss). Em controles periódicos o paciente relatou satisfação quanto ao uso da prótese, que supria suas necessidades estéticas e funcionais.

Santos (2005) analisou através do método dos elementos finitos bidimensional, a distribuição de tensão e a tendência ao deslocamento nas estruturas de suporte de uma prótese parcial removível de extremidade livre associada a um implante osseointegrado de 10,0 mm x 3,75 mm (Sistema Brånemark) com diferentes angulações, localizado na distal do rebordo residual, atuando apenas como suporte da prótese. Para isso, 6 modelos hemi-mandibulares foram criados: Modelo A, MA - hemiarco contendo o dente natural 33 somente e o rebordo residual distal; Modelo B, MB - semelhante ao MA, com uma PPREL convencional

substituindo os dentes ausentes; Modelo C, MC - semelhante ao anterior, com um implante verticalizado a 0° na região distal do rebordo, sob a base da prótese; Modelo D, MD - semelhante ao MC, com o implante angulado a 5° para mesial; Modelo E, ME - semelhante ao MD, com o implante angulado a 15° para mesial; Modelo F, MF semelhante ao ME, com o implante angulado a 30° para mesial. Após obtenção dos resultados o autor concluiu que:

- O aumento da angulação do implante influenciou negativamente a tendência ao deslocamento nos modelos estudados, apresentando os melhores resultados nos modelos C e D;
- O aumento da angulação o implante influenciou negativamente a distribuição de tensões nas estruturas analisadas, porém, o MD (com implante a 5°) foi o que apresentou os melhores resultados.



PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo do presente estudo é avaliar a influência do ligamento periodontal na distribuição interna das tensões e na tendência ao deslocamento das estruturas de suporte de uma PPREL associada a um implante osseointegrado. Para isso, sob o aspecto sagital, duas condições estruturais do ligamento periodontal serão utilizadas:

- A contínua, na qual o ligamento periodontal assume uma forma homogênea em toda a sua extensão;
- A individualizada, na qual o ligamento periodontal será modelado segundo a condição “in vivo”, assumindo uma forma não-homogênea, com a representação dos seguintes grupos de fibras: da crista, horizontais, oblíquas e apicais.

MATERIAL E MÉTODO

4. MATERIAL E MÉTODO

A metodologia utilizada neste estudo foi baseada nos trabalhos de Rocha (2001) e Lucas (2003).

Para a execução do estudo foi utilizado um computador pessoal (Pentium IV, 2.2 GHz, 512 MB Ram, 40 GB HD), um programa de desenho assistido (AutoCAD 2005, Autodesk Inc. USA) e um programa de elementos finitos (ANSYS 8.0, Swanson Analysis Systems, Houston, Pa).

4.1 Modelos

Foram elaborados 6 modelos mandibulares (A, B, C, D, E e F) que, em uma vista sagital, simularam hemiarcos parcialmente desdentados, sem suporte dental posterior. Todos os modelos possuíam 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 CoCr, e o número de dentes artificiais constantes; com exceção do ligamento periodontal nos modelos D, E e F, reproduzidos segundo a característica “in vivo” (Quadro 1). A câmara pulpar foi considerada um vazio.

Quadro 1 - Descrição dos modelos elaborados para o presente estudo

<i>Modelos</i>	<i>Descrição</i>
<i>Modelo A</i>	Modelo sem suporte dental posterior, com a presença do dente 33 somente (Figura 1).
<i>Modelo B</i>	Semelhante ao modelo A, apresentando uma PPR convencional com apoio na distal do elemento 33, em substituição aos elementos 34, 35, 36 e 37 (Figura 2).
<i>Modelo C</i>	Semelhante ao modelo B, diferenciando-se deste pela presença de um implante osseointegrado na região do segundo molar (Figura 3).
<i>Modelo D</i>	Semelhante ao modelo A, diferenciando-se deste por possuir o ligamento periodontal orientado segundo o conjunto de fibras da crista, horizontais, oblíquas e apicais.
<i>Modelo E</i>	Semelhante ao modelo B, diferenciando-se deste por possuir o ligamento periodontal orientado segundo o conjunto de fibras da crista, horizontais, oblíquas e apicais.
<i>Modelo F</i>	Semelhante ao modelo C, diferenciando-se deste por possuir o ligamento periodontal orientado segundo o conjunto de fibras da crista, horizontais, oblíquas e apicais.

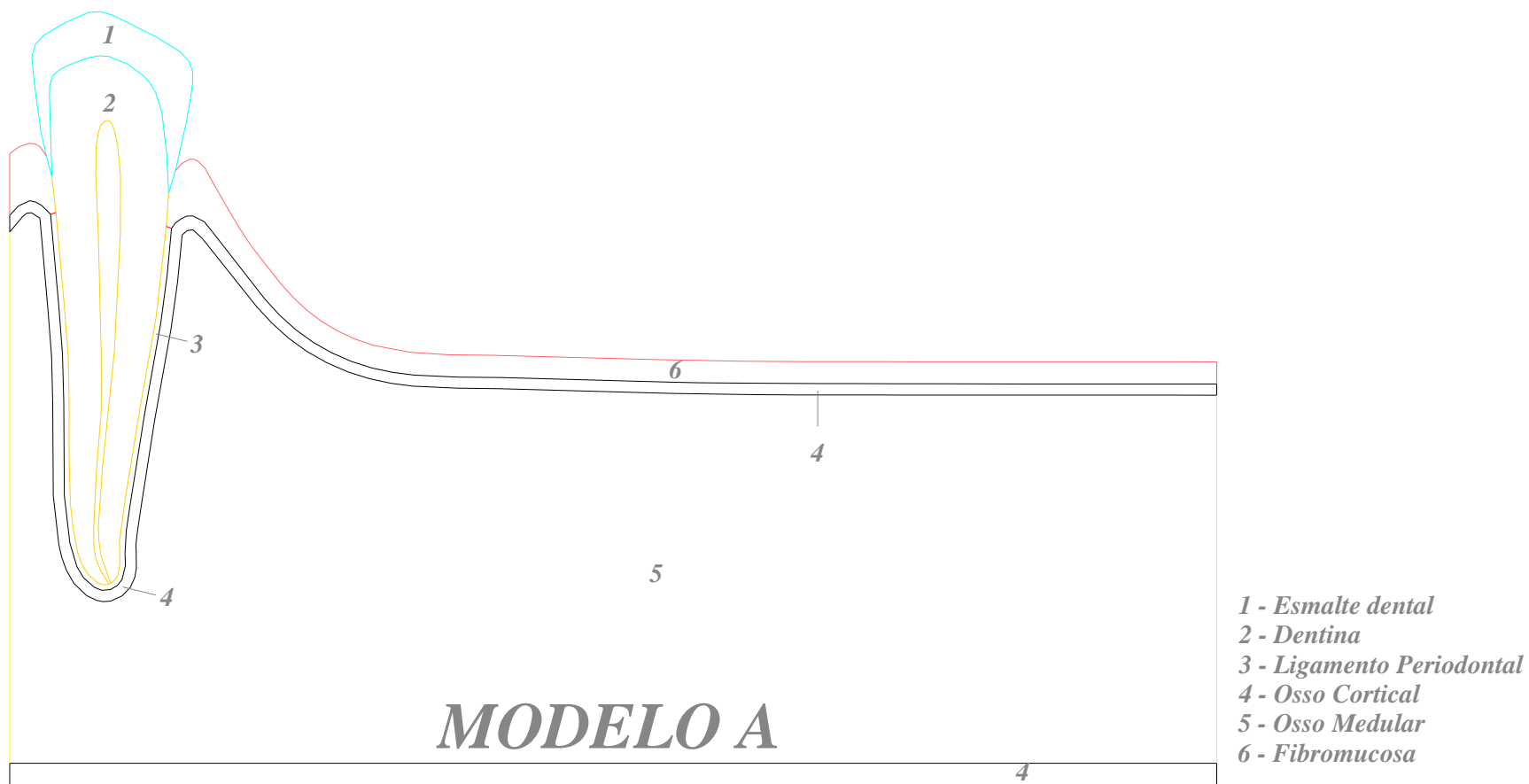


FIGURA 1 - Diagrama do Modelo A no programa AutoCAD e estruturas correlatas

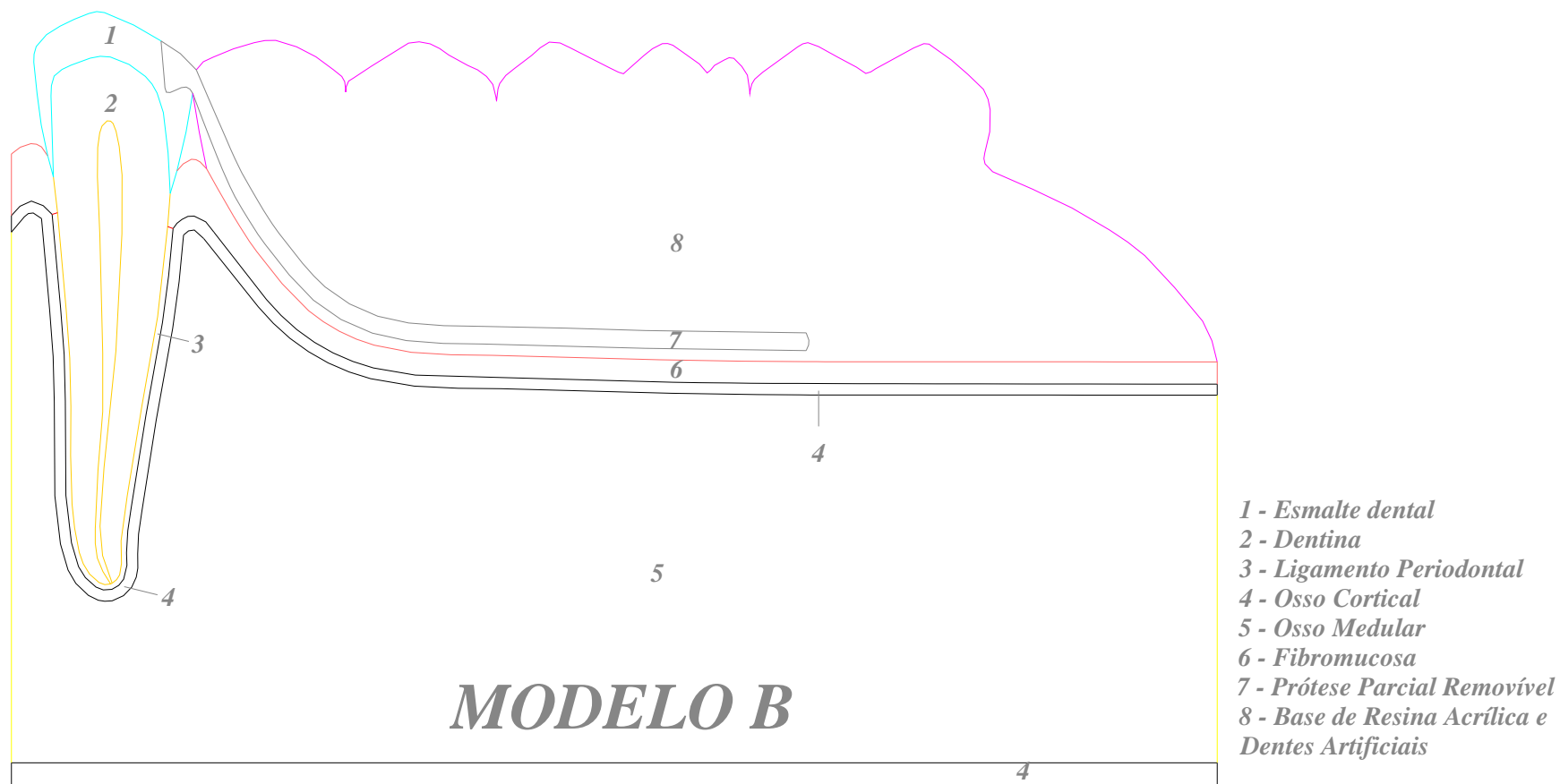


FIGURA 2 - Diagrama do Modelo B no programa AutoCAD e estruturas correlatas

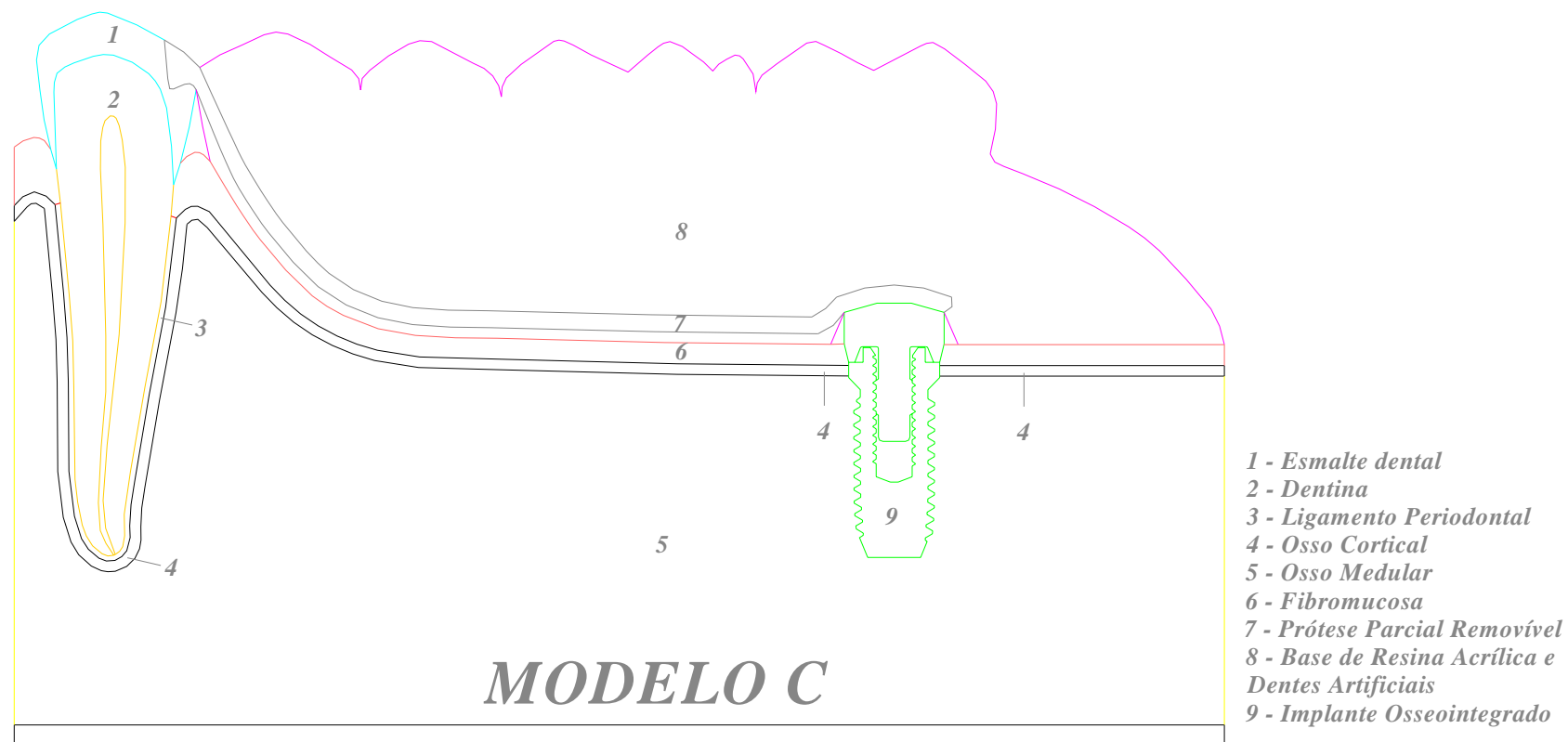


FIGURA 3 - Diagrama do Modelo C no programa AutoCAD e estruturas correlatas

4.2 Programas

O programa utilizado para a confecção dos modelos mandibulares A, B, C, D, E e F, foi o **AutoCAD 2005** (Autodesk Inc., USA). O programa AutoCAD permitiu a confecção das estruturas com um grau de fidelidade elevado.

Após a elaboração dos modelos, os mesmos foram exportados para o programa de elementos finitos – **ANSYS 8.0** (Swanson Analysis Systems, Houston, Pa), para a análise numérica.

4.3 Geometria das estruturas

4.3.1 Mandíbula e ligamento periodontal

A mandíbula foi representada por um bloco envolvendo o dente suporte 33 semelhante ao idealizado por Lucas (2003). As características dos dentes remanescentes, a espessura do osso cortical, da fibromucosa, a extensão e forma do rebordo na extremidade livre, o periodonto de suporte e de proteção, as distâncias biológicas (junção cimento-esmalte e inserção conjuntiva), e a altura óssea mandibular foram mantidas constantes, baseadas na literatura específica (Quadro 2).

Quadro 2 - Dimensões do osso cortical, ligamento periodontal, fibromucosa, inserção conjuntiva e epitélio juncional

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

4.3.2 Dentes naturais e artificiais

As dimensões dos dentes 33, 34, 35, 36 e 37 foram mantidas de acordo com os dados estabelecidos por Sicher e Dubrul (1975) (Quadro 3).

Quadro 3 - Dimensões da porção coronária e radicular dos dentes 33, 34, 35, 36 e 37 de acordo com valores estabelecidos por Sicher e Dubrul (1975)

<i>Dentes</i>	<i>33</i>	<i>34</i>	<i>35</i>	<i>36</i>	<i>37</i>
<i>ØMD da coroa</i>	6,7	6,9	7,3	11,5	10,7
<i>Altura da coroa</i>	11,4	-	-	-	-
<i>Comprimento Radicular</i>	14	-	-	-	-
<i>Comprimento total</i>	25,4	-	-	-	-

4.3.3 Prótese parcial removível

As dimensões da estrutura metálica da PPR em Co-Cr (apoio metálico, conector menor e sela) foram utilizadas de acordo com o estabelecido por Rocha (2001), o qual considerou uma espessura média de 0,8 mm em toda a extensão da estrutura metálica, com exceção do apoio disto-incisal que apresentou uma espessura de 2,0 mm.

4.3.4 Sistema de implante e a conexão com a PPREL

Adotou-se o sistema Bränemark (Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia). Foi utilizado um implante “standard” de rosca lisa, de 3,75 mm x 10 mm, semelhante ao desenvolvido por Rocha (2001) e Lucas (2003), e concordes ao caso clínico citado por Keltjens et al. (1993).

Em todas as situações, o implante atuou apenas como suporte, utilizando-se para esta função um pilar de cicatrização (healing abutment) RP 26560, com 2 mm de cinta. A incorporação do implante ao modelo matemático foi realizado segundo o estabelecido por Rocha (2001)*.

* “O implante, com o pilar de cicatrização, foi incluído em resina acrílica ativada quimicamente (CLÁSSICO - Artigos Odontológicos Clássico LTDA). Através de uma recortadora (Isomet BUEHLER), o conjunto foi seccionado ao meio, para visualização do passo de rosca interno e externo, da superfície interna, e da adaptação entre os componentes (Figura 4). Após isto, o bloco foi digitalizado através de um Scanner (ScanJet 6100c-HP), e exportado para o programa AutoCAD R14 (Autodesk.Inc.USA) que possibilitou a reprodução com alta fidelidade das dimensões, do formato, e da relação entre os componentes do sistema de implante, bem como estabelecer a relação com a PPREL”.



FIGURA 4 - Sistema de implante seccionado

4.4 Desenvolvimento dos modelos de elementos finitos

Os modelos criados pelo programa **AutoCAD 2005** (Inc. USA) foram exportados para o programa de elementos finitos - **ANSYS 8.0** para discriminação das regiões e geração da malha de elementos finitos.

Os modelos A, B e C, respectivamente Figuras 5, 6 e 7, foram considerados como homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos e assumidos em estado plano de tensão. As propriedades mecânicas adotadas para todos os modelos (Módulo de Elasticidade e Coeficiente de Poisson) foram estabelecidas de acordo com a literatura específica (Quadro 4).

Os modelos D, E e F (Figuras 8, 9 e 10) semelhantes aos modelos A, B e C respectivamente, foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos, exceto para o ligamento periodontal que foi considerado uma estrutura não-homogênea pela composição da malha de elementos finitos segundo a condição “in vivo” (ligamento periodontal orientado segundo o conjunto de fibras periodontais: da crista, horizontais,

oblíquas e apicais) (Figura 13) (BERKOVITZ et al., 1995). Assim, os modelos D, E e F se diferenciaram dos modelos A, B e C apenas pela característica estrutural do ligamento periodontal, sendo similares nos outros fatores.

O elemento utilizado para a confecção da malha de elementos finitos foi o **PLANE 2**, que possui configuração com 3 arestas em parábolas e 6 nós. A utilização deste elemento com esta configuração e número de nós possibilitou um refinamento apropriado da malha de elementos finitos. Assim, após a geração da malha, cada modelo apresentou as seguintes características:

Modelo A – 67.161 nós e 33.177 elementos (Figura 5)

Modelo B – 70.100 nós e 34.683 elementos (Figura 6)

Modelo C – 80.465 nós e 39.756 elementos (Figura 7)

Modelo D – 67.161 nós e 33.600 elementos (Figura 8)

Modelo E – 70.100 nós e 35.111 elementos (Figura 9)

Modelo F – 80.465 nós e 40.177 elementos (Figura 10)

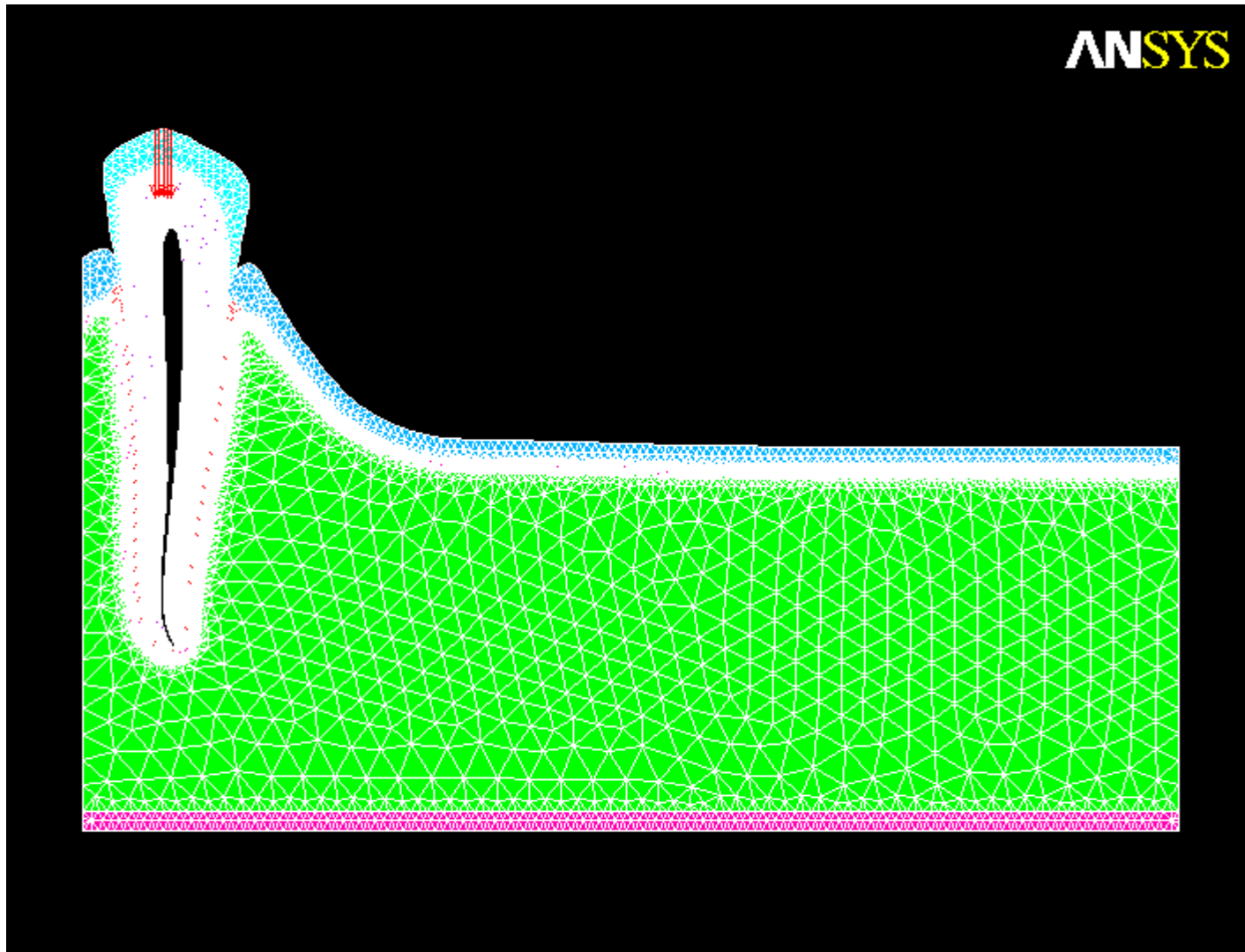


FIGURA 5 - Malha de elementos finitos para o Modelo A

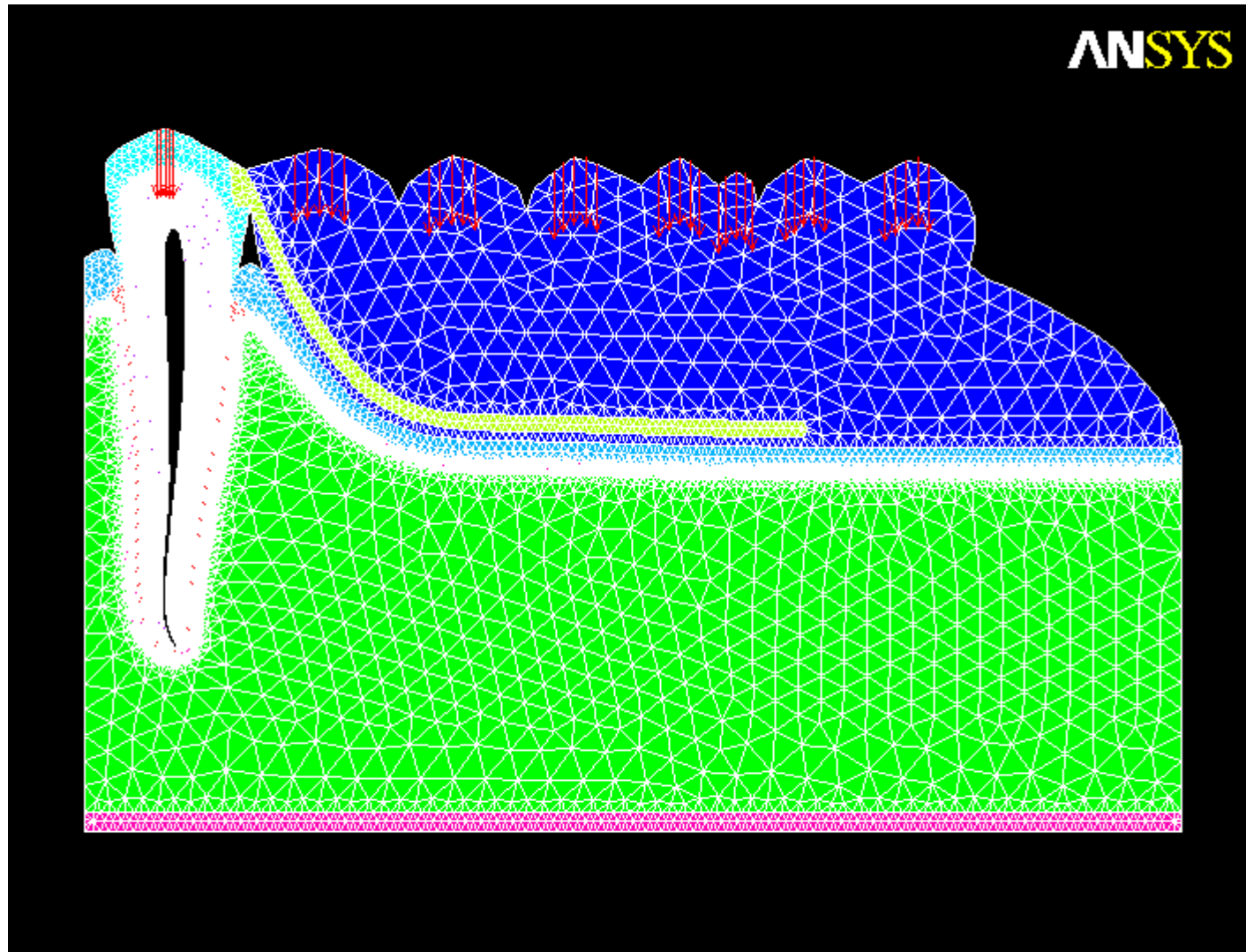


FIGURA 6 - Malha de elementos finitos para o Modelo B

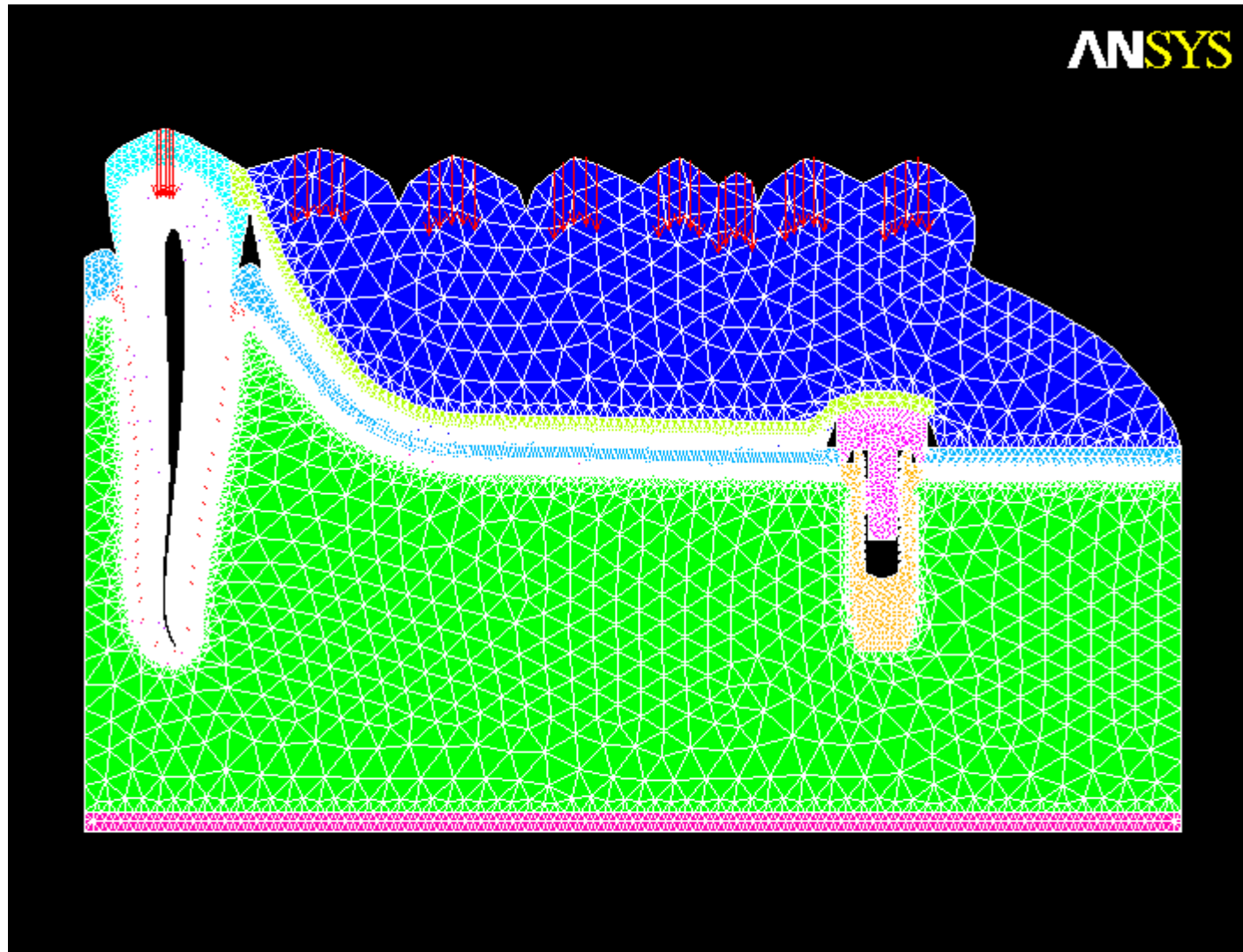


FIGURA 7 - Malha de elementos finitos para o Modelo C

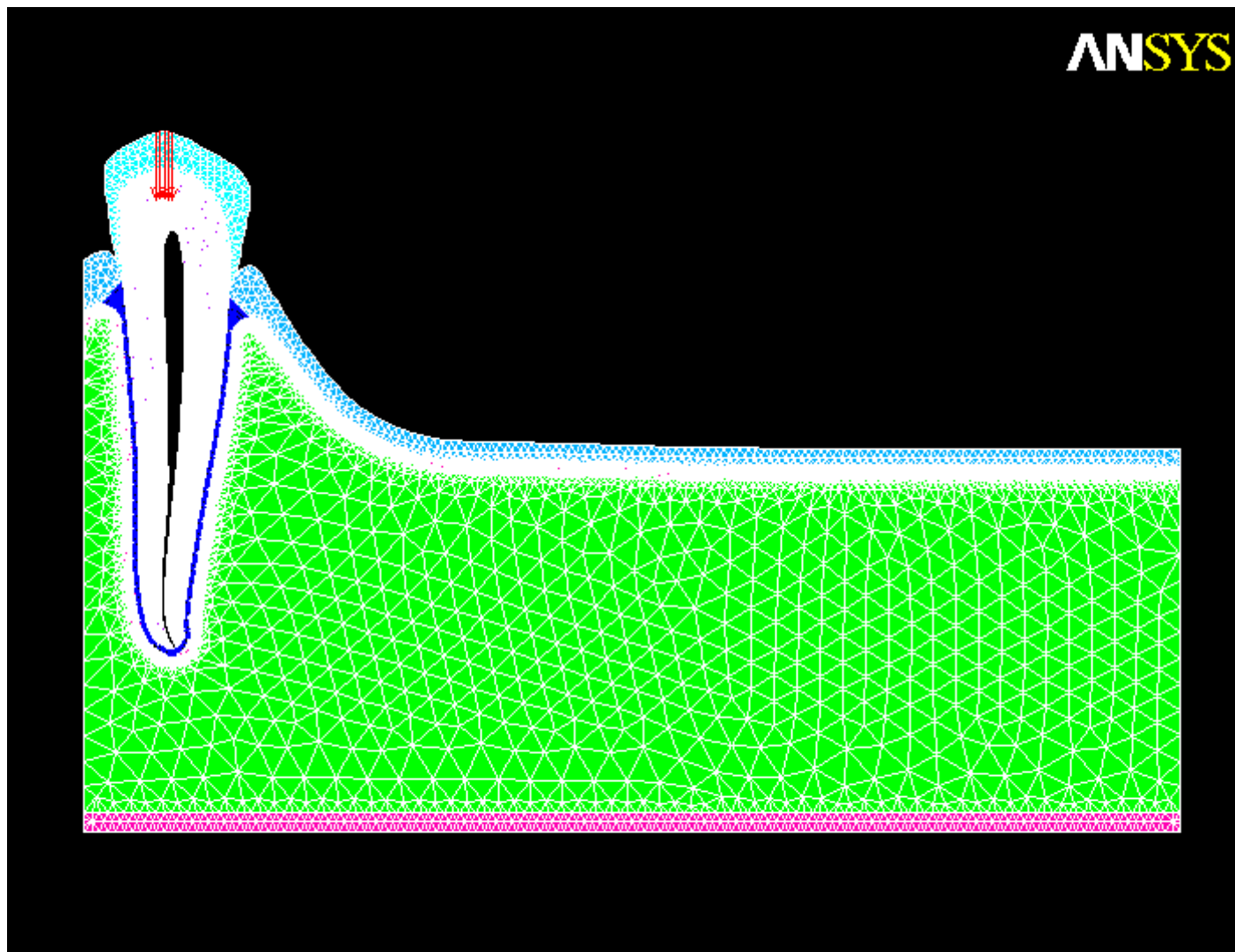


FIGURA 8 - Malha de elementos finitos para o Modelos D

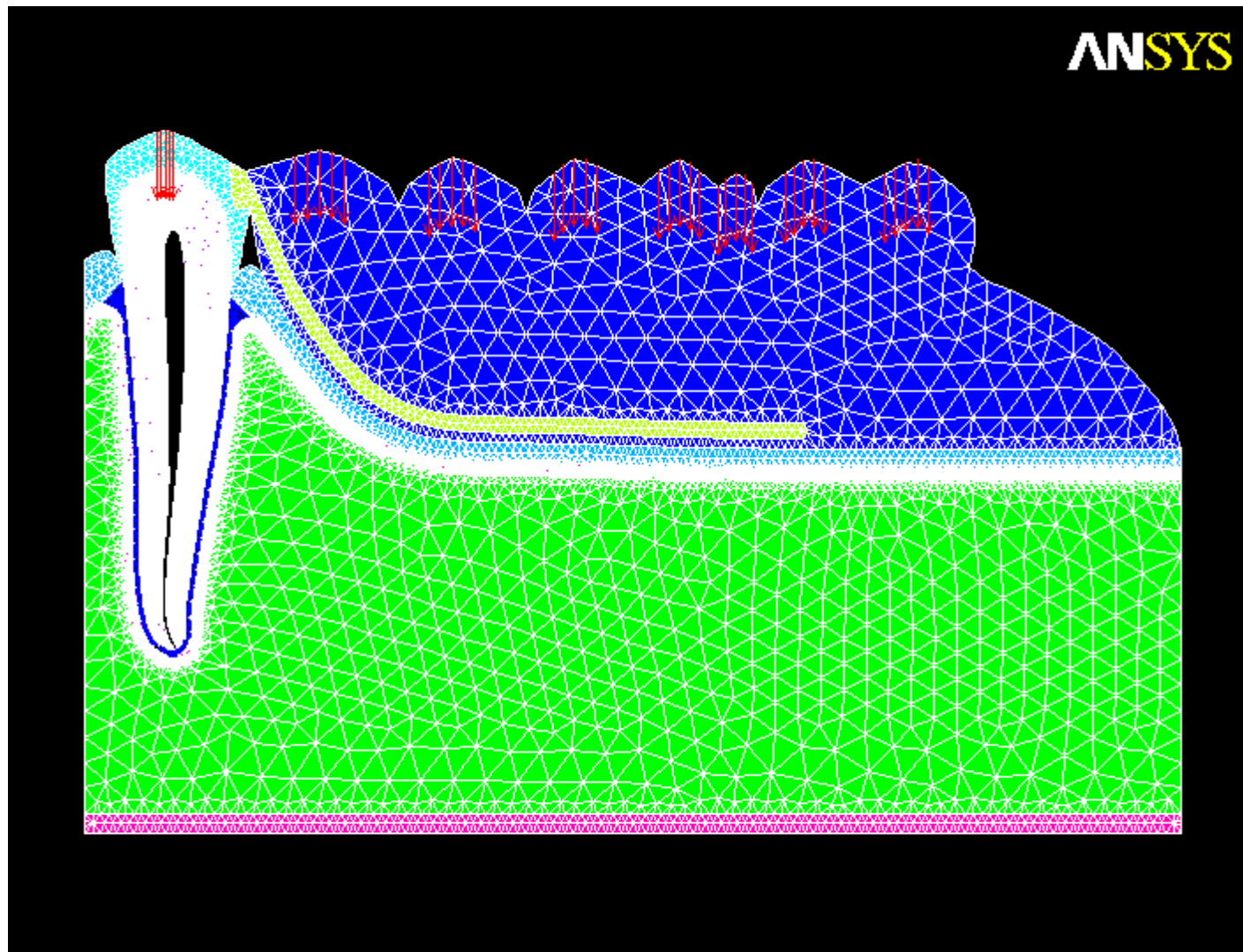


FIGURA 9 - Malha de elementos finitos para o Modelo E

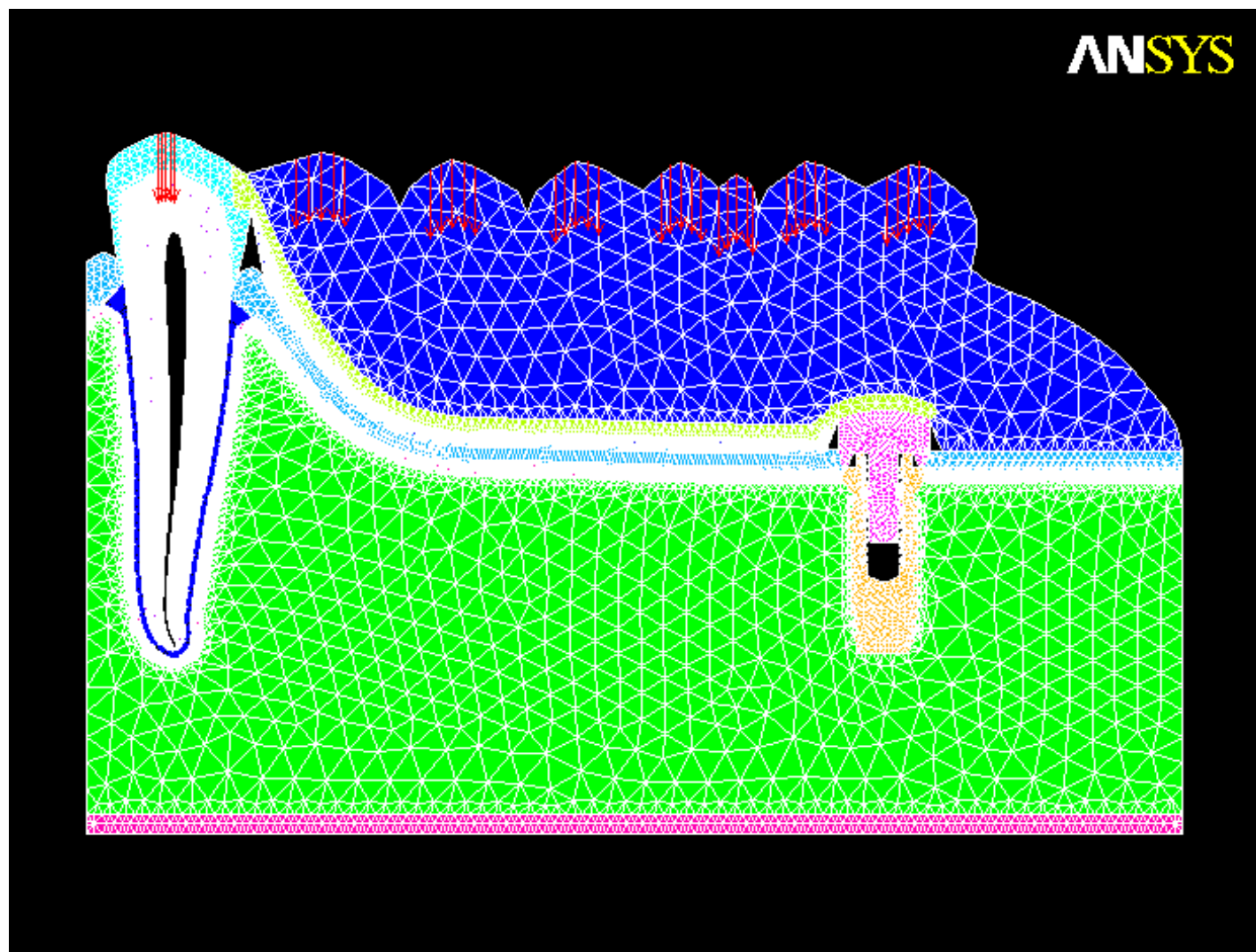


FIGURA 10 - Malha de elementos finitos para o Modelo F

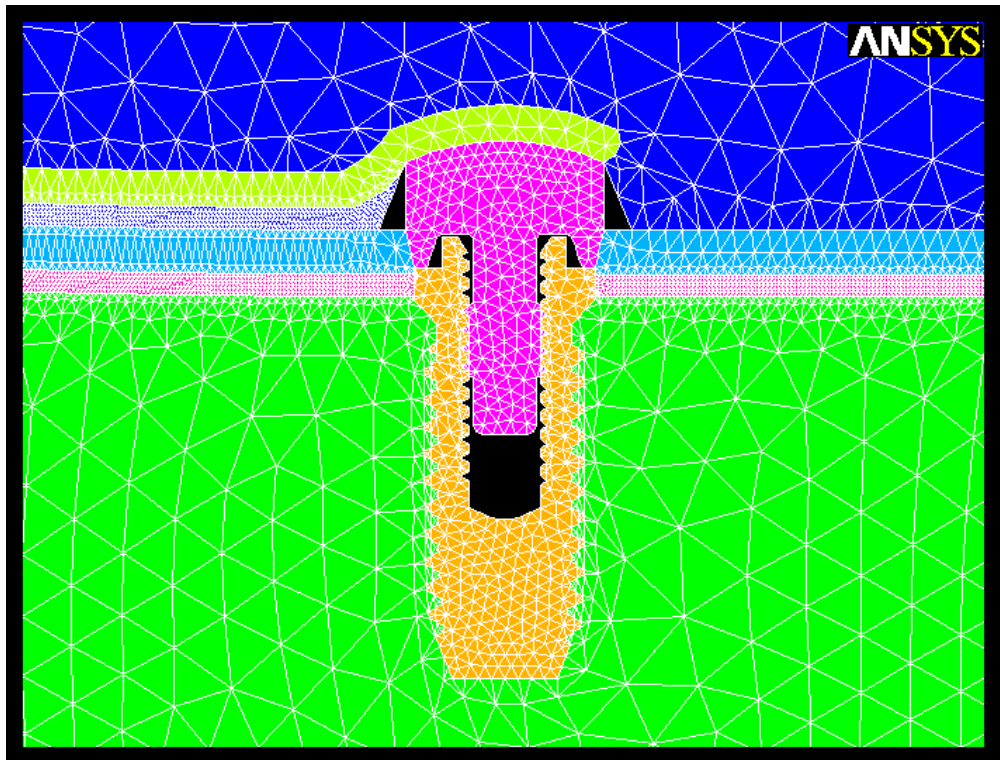


FIGURA 11 - Visão aproximada da área do implante nos Modelos C e F

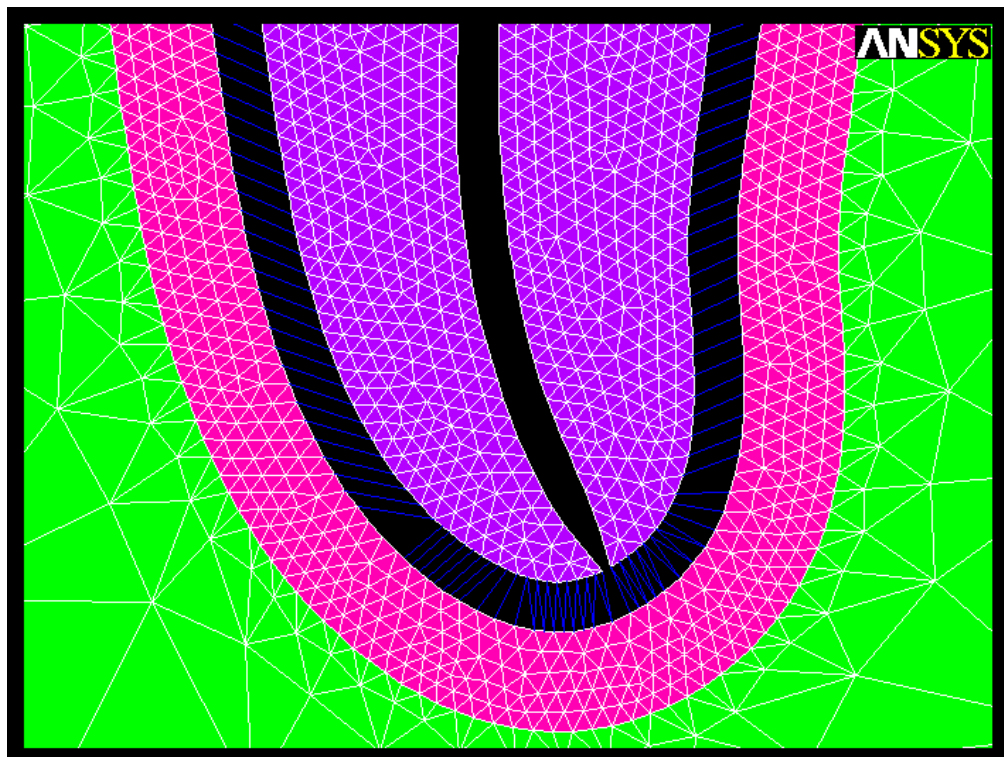


FIGURA 12 - Visão aproximada da região apical do ligamento periodontal não-homogêneo (Modelos D, E e F)

Quadro 4 - Propriedades mecânicas das estruturas que compõe os modelos

<i>Estruturas</i>	<i>Módulo de Elasticidade E (Gpa)</i>	<i>Coefficiente de Poisson (ν)</i>	<i>Referências</i>
<i>Esmalte</i>	41,0	0,30	Ko et al. (1992)
<i>Dentina</i>	18,60	0,31	Farah et al. (1988)
<i>Ligamento Periodontal (homogêneo)</i>	0,175	0,45	Atmaram e Mohammed (1981)
<i>Ligamento Periodontal (não-homogêneo)</i>	0,35	0,45	Atmaram e Mohammed (1981)
<i>Fibromucosa</i>	0,68	0,45	Ko et al. (1992)
<i>Ossos Cortical</i>	13,70	0,30	Farah et al. (1988)
<i>Ossos Medular</i>	1,37	0,30	Farah et al. (1988)
<i>Implante (Ti)</i>	103,40	0,35	Sertgoz; Gunever (1996)
<i>Pilar de Cicatrização (Ti)</i>	103,40	0,35	Sertgoz; Gunever (1996)
<i>Estrutura de CoCr</i>	185,00	0,35	Williams (1981)
<i>Resina Acrílica</i>	8,30	0,28	Rocha (2001)
<i>Dentes Artificiais</i>	8,30	0,28	Rocha (2001)

4.5 Desenvolvimento do ligamento periodontal no programa de elementos finitos

Utilizando a metodologia estabelecida por Atmaram e Mohammed (1981), a composição do ligamento periodontal no programa de elementos finitos foi estabelecida como na condição “in vivo” (BERKOVITZ et al., 1995). Para isso, elementos de viga foram utilizados (Figura 14) para representar cada grupo de fibras do ligamento periodontal em um corte sagital (fibras da crista, horizontais, oblíquas e apicais) (Figura 13).

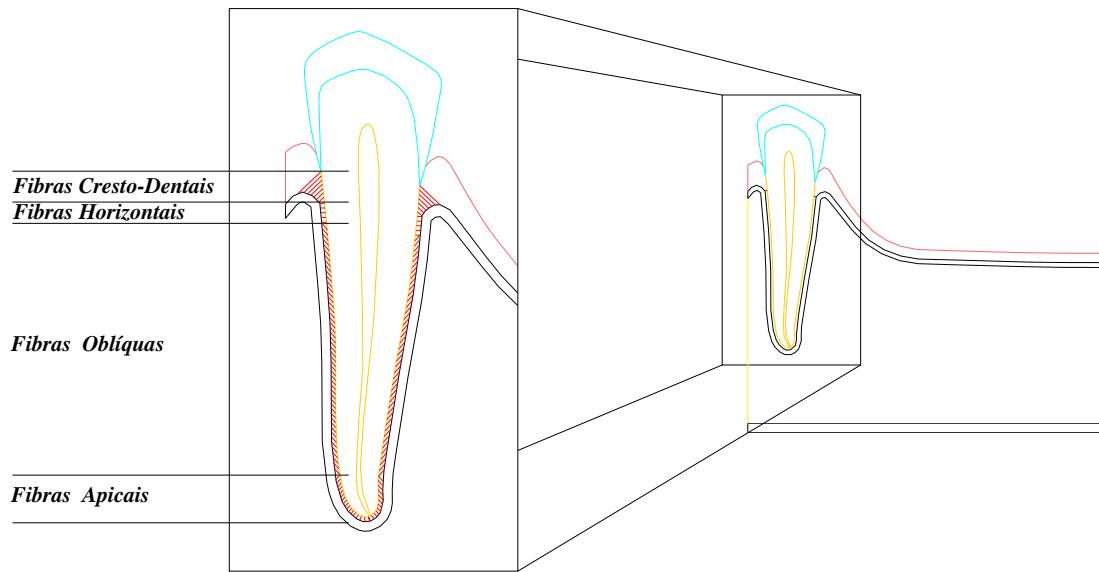


FIGURA 13 - Diagrama representativo das fibras do Ligamento Periodontal a serem consideradas para os modelos D, E e F, de acordo com Berkovitz et al. (1995)

Para a criação dos elementos de viga, o programa solicita algumas informações adicionais, como seguem:

4.5.1 Área da secção transversal e momento de inércia

Para calcular a área da secção transversal e o momento de inércia de cada elemento, as fórmulas: $A = \pi \cdot (d)^2 / 2$ e $I = \pi \cdot (d)^4 / 64$ foram utilizadas, sendo:

A = Área de secção transversal

I = Momento de inércia

π = Valor de 3,14 m

d = 4 μm ou 4×10^{-6} m (Salienta-se que GRANT et al., 1988 demonstraram o valor de 4 μm segundo a condição de utilização da PPR e o tamanho de cada fibra)

Vale salientar que estes valores estão apresentados na unidade metro, e as dimensões utilizadas no estudo apresentam a unidade em milímetros. Portanto, o valor encontrado para a área de secção transversal e o momento de inércia de cada elemento em mm^2 foi de: $1,256 \times 10^{-5}$ e $0,785 \times 10^{-12}$, respectivamente.

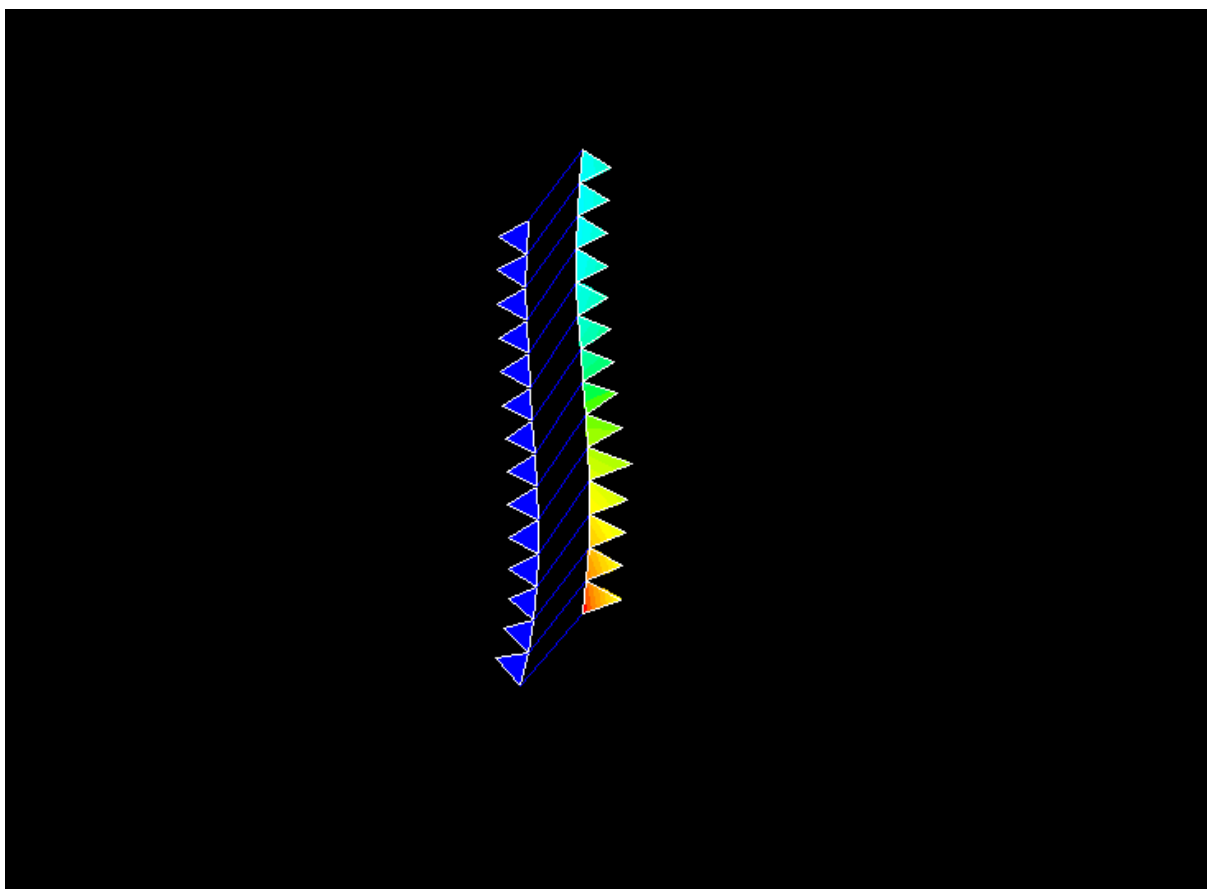


FIGURA 14 - Ligamento periodontal individualizado

4.5.2 Quantidade de fibras do ligamento periodontal

Sabendo-se que o ligamento periodontal é uma estrutura heterogênea, com aproximadamente 50% do seu volume constituído por fibras de colágeno, e os outros 50% por células, nervos e fluidos (GRANT et al., 1988), o número de fibras adotado na condição não-

homogênea no estudo foi conseqüentemente a metade do número de elementos presentes no ligamento periodontal na condição homogênea, conforme preconizado por Atmaram, Mohammed (1981). Assim, todos os modelos com ligamento periodontal contínuo (A, B e C) apresentaram 824 elementos na área do ligamento, e todos os modelos com ligamento periodontal individualizado (D, E e F), apresentaram 412 fibras, eqüitativamente distribuídas, segundo o conjunto de fibras do ligamento periodontal no plano sagital.(Quadro 5).

Quadro 5 - Quantidade de fibras em cada grupo

<i>Modelos</i>	<i>Face</i>	<i>Grupo de Fibras</i>			
		<i>Crista</i>	<i>Horizontais</i>	<i>Oblíquas</i>	<i>Apicais</i>
<i>D</i>	<i>Mesial</i>	22	21	145	27
	<i>Distal</i>	23	21	135	18
<i>E</i>	<i>Mesial</i>	22	21	145	27
	<i>Distal</i>	23	21	135	18
<i>F</i>	<i>Mesial</i>	22	21	145	27
	<i>Distal</i>	23	21	135	18

4.6 Condições de contorno e carregamento

Para simular uma situação real, representando a simetria mandibular, os lados esquerdo e direito dos modelos foram fixados somente na direção x, para impedir 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 medular abaixo dela, bem como a condição bilateral mandibular. Somente o osso

cortical da base dos modelos foi fixado nas direções x e y, por se tratar da estrutura limítrofe na região inferior.

Semelhante ao desenvolvido por Rocha (2001), os modelos foram carregados com a aplicação de forças verticais de 50 N em cada ponta de cúspide, fracionadas em 5 pontos de 10 N, para simular o contato oclusal estabelecido por área.(Figura 15)

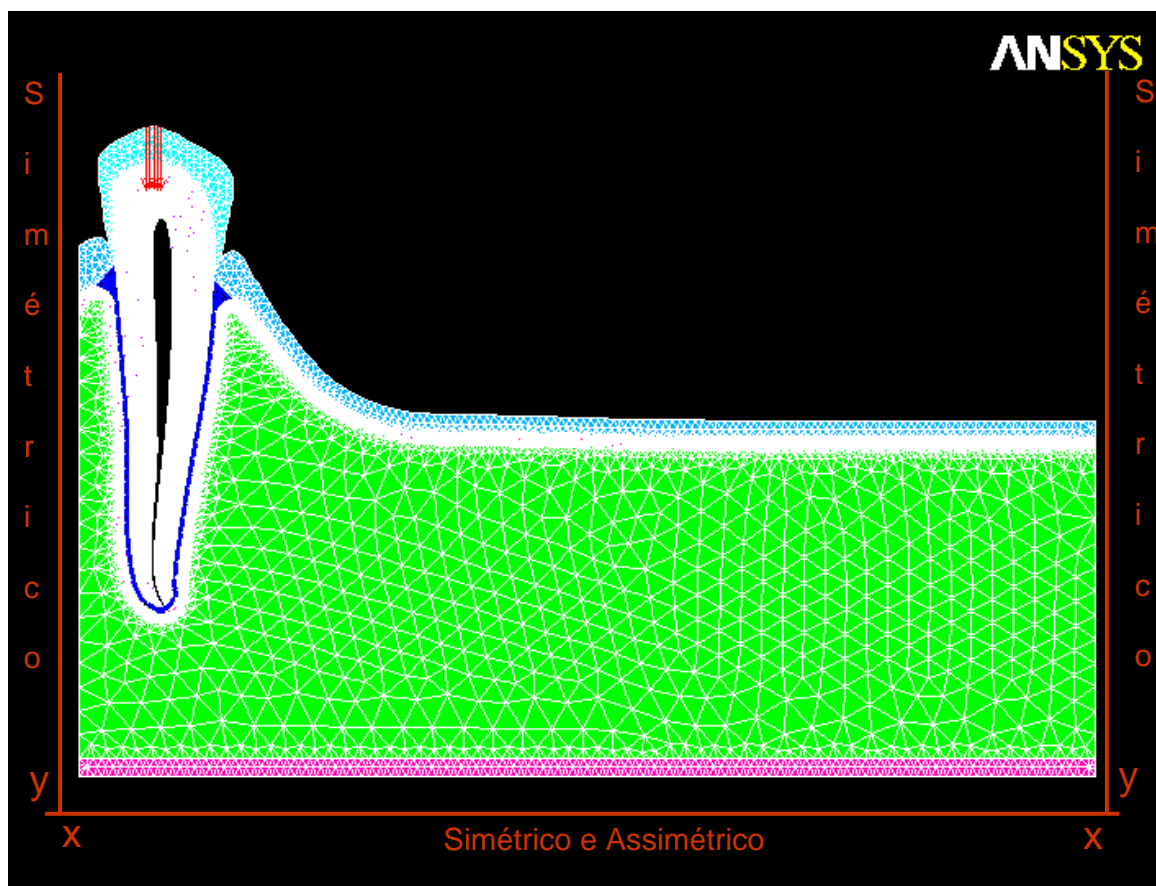


FIGURA 15 - Diagrama representando o carregamento e o travamento a ser realizado em todos os modelos

RESULTADOS

5. RESULTADOS

Após a obtenção dos resultados, foram obtidos os mapas gerais de tensão e deslocamento para os modelos A, B, C, D, E e F, possibilitando uma análise comparativa das máximas concentrações de tensão e deslocamento entre os 6 modelos. No entanto, em consequência do grande número de figuras obtidas, somente algumas estarão ilustradas no tópico “Resultados”. As demais figuras estão dispostas no item “Anexo”.

Assim, algumas áreas foram selecionadas para facilitar a comparação dos resultados, e permitir a obtenção de dados mais precisos, estando descritas na Figura 16.

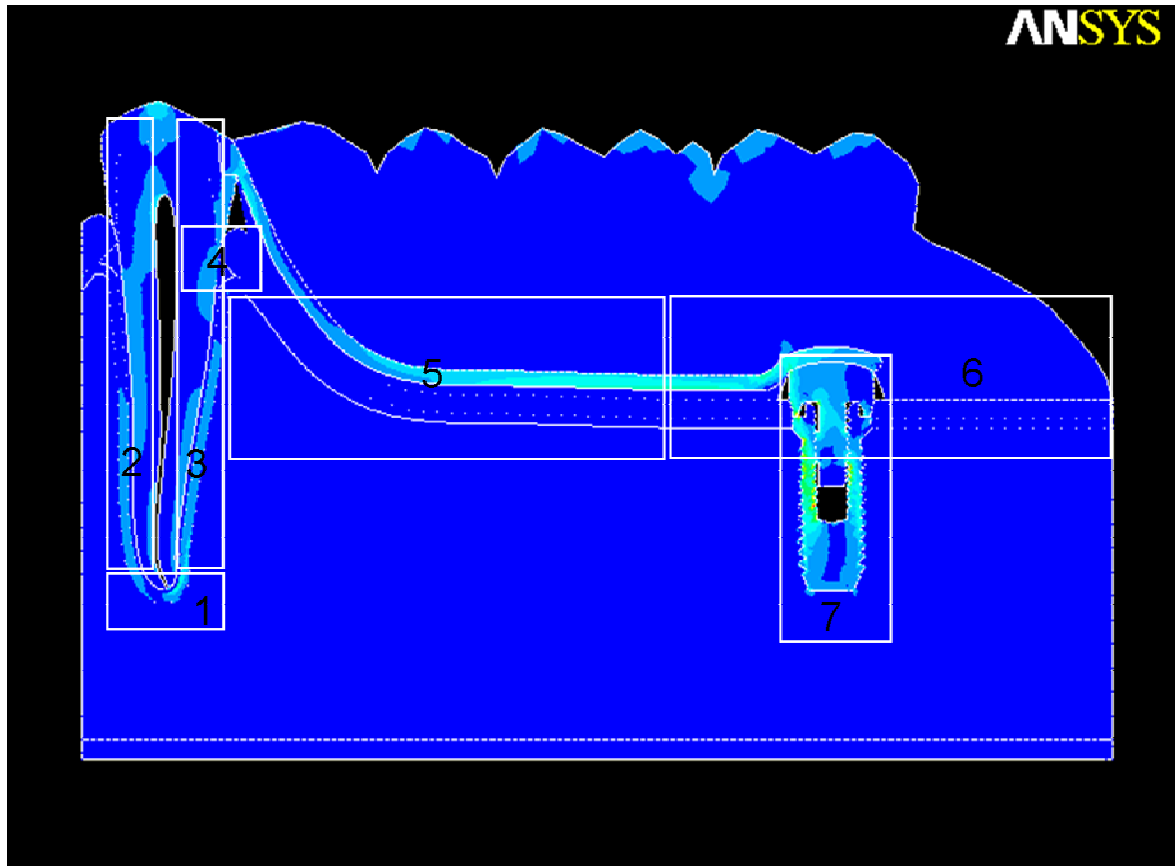


FIGURA 16 – Áreas selecionadas para a análise dos resultados:

- **Área 1 : Ápice do dente suporte**
- **Área 2: Face mesial do dente suporte e estruturas adjacentes**
- **Área 3: Face distal do dente suporte e estruturas adjacentes**
- **Área 4: Crista óssea distal ao dente suporte**
- **Área 5 : Metade anterior do rebordo alveolar**
- **Área 6: Metade posterior do rebordo alveolar**
- **Área 7: Implante osseointegrado**

5.1 Mapas gerais de tensão de von Mises

Tabela 1 - Resultados para máxima e mínima concentração de tensão e suas localizações, para os modelos A, B, C, D, E e F

<i>Mapa de Tensões (MPa)</i>				
<i>Modelo</i>	<i>Máxima Tensão</i>	<i>Localização</i>	<i>Mínima Tensão</i>	<i>Localização</i>
<i>A</i>	58,976	Esmalte/ Colo dental Face mesial dente 33	0,004546	Dentina/ Lado mesial/ Parte interna
<i>B</i>	77,863	Osso cortical/ Região do ápice/ Lado distal dente 33	0,055101	Dentina/ Região do ápice/ Lado distal dente 33
<i>C</i>	207,195	Rosca interna do implante	0,005765	Parte interna do cicatrizador
<i>D</i>	110,339	Esmalte/ Colo dental Face mesial Dente 33	0,013716	Dentina/ Lado mesial/ Parte interna
<i>E</i>	191,363	Conector menor da PPREL	0,004495	Dentina/ Lado distal/ Parte interna
<i>F</i>	326,603	Conector menor da PPREL	0,007657	Parte interna do cicatrizador

Concentração geral de tensão nos Modelos A, B, C, D, E e F.

A máxima e a mínima concentração de tensão de von Mises para o Modelo A estão representadas na Figura 19. Verifica-se pelo mapa geral de tensão que o valor máximo localizou-se no esmalte, na face mesial, na região de colo dental do dente 33, com valor de **58,976 MPa**, sendo a tensão mínima deste modelo (**0,004546 MPa**) localizada na dentina, no lado mesial, parte interna (Tabela 1). O valor de tensão de **9,833 MPa** foi encontrado no ápice do dente suporte, e, tensões de **9,833 – 19,662 MPa** no osso cortical, do lado mesial do dente suporte (Figura 19).

Na presença da prótese parcial removível (Modelo B) (Figura 26), a máxima concentração de tensão foi de **77,863 MPa**, com um aumento de cerca de 32% em relação ao Modelo A, no osso cortical, na região apical da face distal do dente 33. A mínima concentração de tensão deste modelo foi de **0,55101 MPa**, com um aumento de cerca de 12 % em relação a tensão encontrada para o Modelo A (Tabela 1).

Com a presença do implante na região retromolar (Modelo C), a máxima concentração de tensão foi de **207,195 MPa**, cerca de 166% maior que no Modelo B, na rosca interna do implante do lado direito. A mínima concentração de tensão para o Modelo C foi de **0,005765 MPa**, localizada na região do cicatrizador do lado direito (Figura 34, Tabela 1).

Em relação ao Modelo D (Figura 43), com o ligamento periodontal na sua forma não-homogênea, a máxima concentração de tensão foi de **110,339 MPa**, encontrada no esmalte na face mesial, região de colo dental do dente 33. Apesar do aumento do valor da máxima concentração de tensão obtido no Modelo D em relação ao Modelo A, seu correspondente, não houve diferenças nos pontos de concentração de tensão em relação ao Modelo A, ou seja, as tensões foram encontradas basicamente nos mesmos locais. A mínima concentração de tensão deste modelo foi de **0,013716 MPa** (Tabela 1).

No modelo E (Figura 50), a máxima concentração de tensão foi de **191,363 MPa**, um aumento de aproximadamente 73 % em relação a máxima concentração de tensão encontrada no Modelo D, na porção esquerda do conector menor da prótese parcial removível voltada para a margem gengival. A mínima concentração de tensão encontrada no Modelo E foi de **0,004495 MPa** (Tabela 1).

No Modelo F (Figura 58), a máxima concentração de tensão localizou-se na porção interna do conector menor, voltada para a margem gengival, com valor de **326,603 MPa**, este valor representa um aumento de aproximadamente 70% na máxima concentração de tensão

em relação ao Modelo E. A mínima concentração de tensão no Modelo F foi de **0,007657 MPa** (Tabela 1).

Todos os modelos com o ligamento periodontal na sua forma não-homogênea (D, E e F), apresentaram a máxima concentração de tensão maior, quando comparados com os modelos que possuíam o ligamento periodontal na forma homogênea (A, B e C) (Tabela 2).

Tabela 2 - Comparação entre as máximas concentrações de tensões entre os modelos A, B, C, D, E e F

<i>Mapa de Tensões (MPa)</i>	
<i>Modelo</i>	<i>Concentração máxima de tensão</i>
<i>A</i>	58,976
<i>B</i>	77,863
<i>C</i>	207,195
<i>D</i>	110,339
<i>E</i>	191,363
<i>F</i>	326,603

Entretanto, é necessária a individualização de cada estrutura dos modelos para uma análise mais precisa das tensões atuantes, facilitando a comparação dos resultados.

5.2 Osso cortical

Para uma análise do osso cortical segundo Atmaram, Mohammed (1981), as áreas 2, 3 e 6 previamente determinadas para a avaliação dos resultados foram subdivididas da seguinte maneira (Figura 17):

- Áreas 2 e 3 - Subdividida em 10 partes (ATMARAM, MOHAMMED, 1981).
- Área 6 - Subdividida em $\frac{1}{2}$ anterior e $\frac{1}{2}$ posterior ao implante (apenas para os modelos C e F).

Os resultados estão expressos nos Gráficos 1 a 8, e na Tabela 3.

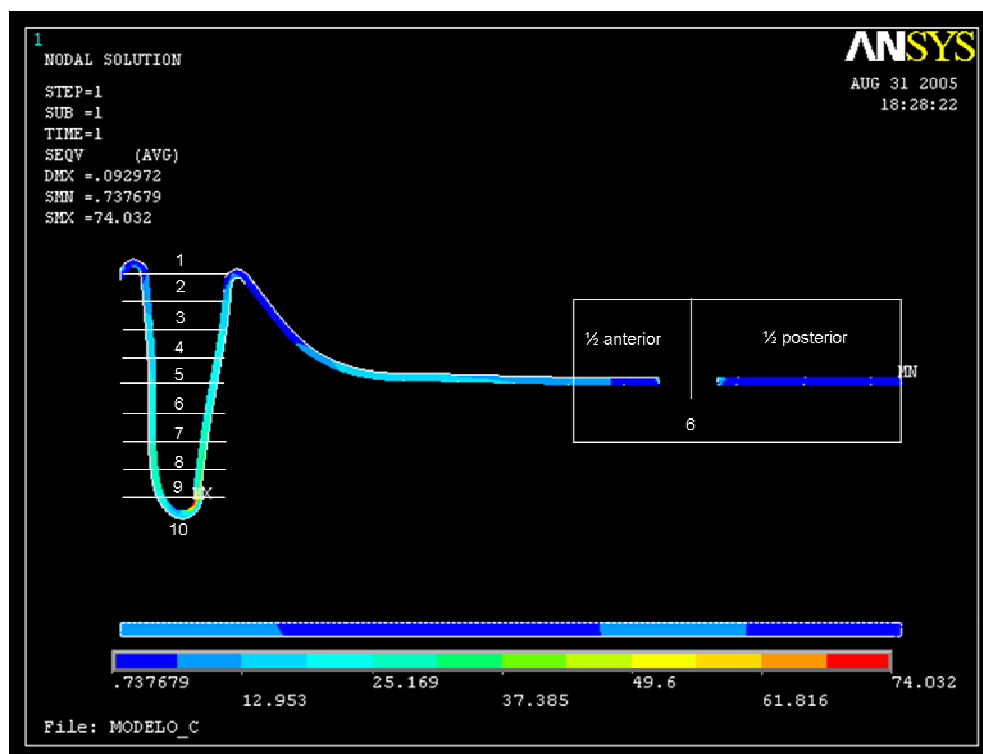


FIGURA 17 - Diagrama representativo das subdivisões das áreas 2, 3 e 6 do osso cortical

Tabela 3 – Valores para a máxima concentração de tensão no osso cortical, segundo a divisão estabelecida, em todos os modelos (MPa)

		<i>Osso Cortical</i>									
<i>Modelos</i>	<i>Áreas para análise</i>	<i>Áreas subdivididas para face mesial e distal do dente suporte (2 e 3)</i>									
		<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>	<i>5</i>	<i>6</i>	<i>7</i>	<i>8</i>	<i>9</i>	<i>10</i>
A	<i>1- Ápice Radicular</i>	10,52									
	<i>2-Mesial do dente suporte</i>	10,52	10,52	12,27	12,27	14,02	15,77	17,52	19,27	21,02	19,27
	<i>3 -Distal do dente suporte</i>	8,769	5,267	5,267	7,018	7,018	8,769	8,769	10,52	12,27	19,27
	<i>4 - Crista óssea distal</i>	8,769									
	<i>5 - ½ anterior do rebordo</i>	3,516									
	<i>6 -½ posterior do rebordo</i>	1,7651									
B	<i>1- Ápice Radicular</i>	33,41 (217,5%)									
	<i>2-Mesial do dente suporte</i>	14,37	14,37	20,71	20,71	20,71	27,06	27,06	27,06	27,06	20,71
	<i>3 -Distal do dente suporte</i>	27,06	20,71	20,71	27,06	27,06	33,41	33,41	39,76	77,86	77,86
	<i>4 - Crista óssea distal</i>	27,06 (208,5%)									
	<i>5 - ½ anterior do rebordo</i>	20,71 (489 %)									
	<i>6 -½ posterior do rebordo</i>	14,37 (714,1%)									
C	<i>1- Ápice Radicular</i>	25,16 (139,1 %)									
	<i>2-Mesial do dente suporte</i>	25,16	12,95	19,06	19,06	25,16	25,16	31,27	31,27	31,27	19,06
	<i>3 -Distal do dente suporte</i>	25,16	19,06	25,16	25,16	25,16	31,27	37,38	43,49	74,03	74,03
	<i>4 - Crista óssea distal</i>	25,16 (186,9 %)									
	<i>5 - ½ anterior do rebordo</i>	19,06 (442 %)									
	<i>6 -½ posterior do rebordo</i>	Anterior ao implante 12,95 (633,6 %) - Posterior ao implante 6,84 (287,5 %)									
D	<i>1- Ápice Radicular</i>	8,607									
	<i>2-Mesial do dente suporte</i>	103,0	42,94	42,94	42,94	42,94	42,94	42,94	42,94	51,52	51,52
	<i>3 -Distal do dente suporte</i>	77,27	17,19	8,607	8,607	8,607	8,607	8,607	8,607	17,19	25,77
	<i>4 - Crista óssea distal</i>	77,27									
	<i>5 - ½ anterior do rebordo</i>	17,19									
	<i>6 -½ posterior do rebordo</i>	8,60									
E	<i>1- Ápice Radicular</i>	34,87 (305,1 %)									
	<i>2-Mesial do dente suporte</i>	86,36	43,45	34,87	34,87	34,87	34,87	34,87	34,87	34,87	34,87
	<i>3 -Distal do dente suporte</i>	86,36	52,04	43,45	52,04	52,04	52,04	52,04	60,62	103,5	103,5
	<i>4 - Crista óssea distal</i>	86,36 (11,7 %)									
	<i>5 - ½ anterior do rebordo</i>	26,29 (52,9 %)									
	<i>6 -½ posterior do rebordo</i>	17,71 (105,9 %)									
F	<i>1- Ápice Radicular</i>	33,51 (289,3 %)									
	<i>2-Mesial do dente suporte</i>	91,67	41,82	41,82	41,82	41,82	41,82	41,82	33,51	33,51	25,20
	<i>3 -Distal do dente suporte</i>	83,36	50,12	50,12	50,12	50,12	50,12	50,12	58,43	99,98	99,98
	<i>4 - Crista óssea distal</i>	83,36 (7,88 %)									
	<i>5 - ½ anterior do rebordo</i>	25,20 (46,5 %)									
	<i>6 -½ posterior do rebordo</i>	Anterior ao implante 8,607 (0 %) - Posterior ao implante 8,607 (0 %)									

No Modelo A (Figura 23), a máxima concentração de tensão foi de **21,02 MPa** encontrada próximo ao ápice dental, na face mesial. As variações nos valores estabelecidos para a máxima concentração de tensão entre os lados mesial e distal (Áreas 2 e 3) estão descritos na Tabela 3. De maneira geral, as tensões aumentaram gradativamente das cristas ósseas distal e mesial em direção ao ápice dental (Subdivisão 10).

No Modelo B (Figura 30), com a utilização da prótese parcial removível, todos os valores de máxima concentração de tensão aumentaram em relação ao Modelo A (Tabela 3). O ápice radicular (Área 1) apresentou um valor de tensão de **33,41 MPa**. Em relação à crista óssea distal (Área 4) o valor foi de **27,06 MPa**. Tanto a $\frac{1}{2}$ anterior, quanto à $\frac{1}{2}$ posterior do rebordo passaram a ser mais solicitadas no Modelo B, com valores de **20,71 MPa** e **14,37 MPa**, respectivamente. Portanto, pelos valores apresentados houve um aumento acentuado de tensão quando da introdução da prótese parcial removível. A variação nos valores da máxima concentração de tensão entre os lados mesial e distal (Áreas 2 e 3) quando comparados com os equivalentes do Modelo A estão representados nos Gráficos 1 e 2 e na Tabela 3.

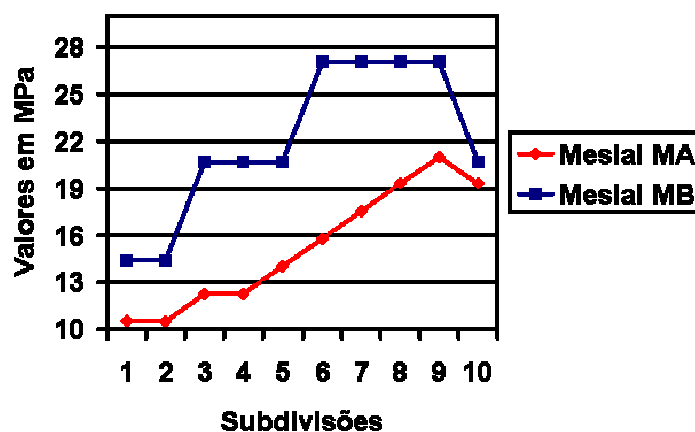


GRÁFICO 1 - Comparação entre as máximas concentrações de tensão (face mesial do dente suporte) para o osso cortical (Modelos A e B), segundo as subdivisões (1 a 10)

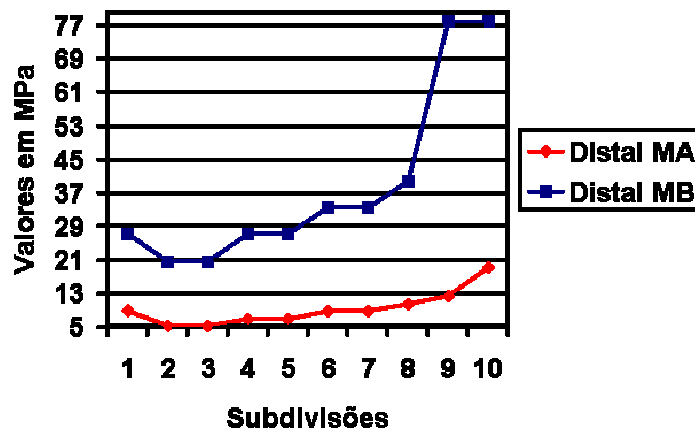


GRÁFICO 2 - Comparação entre as máximas concentrações de tensão (face distal do dente suporte) para o osso cortical (Modelos A e B), segundo as subdivisões (1 a 10)

No Modelo C (Figura 38), com a introdução do implante osseointegrado, o dente suporte apresentou solicitação semelhante ao do Modelo B (Gráficos 3 e 4). Por sua vez, a cortical óssea na extremidade livre (Áreas 5 e 6) apresentou valores que demonstraram menor solicitação, especialmente na $\frac{1}{2}$ posterior do rebordo (Tabela 3).

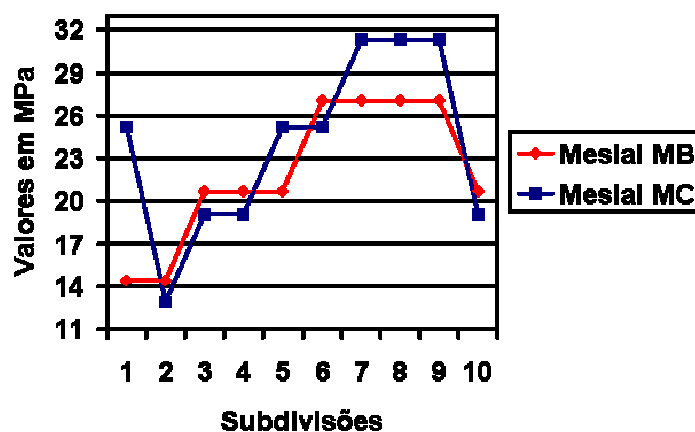


GRÁFICO 3 - Comparação entre as máximas concentrações de tensão (face mesial do dente suporte) para o osso cortical (Modelos B e C), segundo as subdivisões (1 a 10)

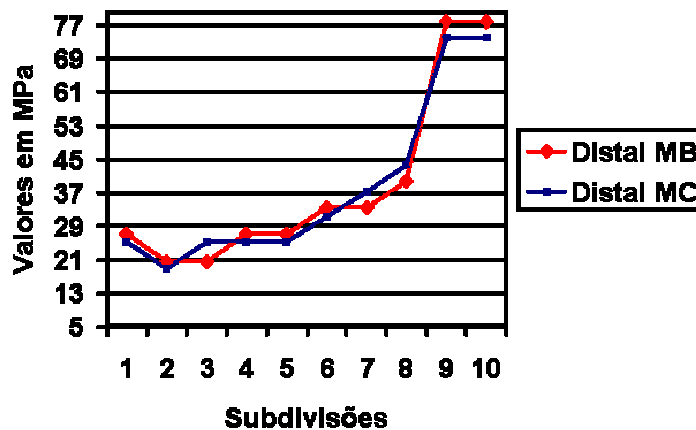


GRÁFICO 4 - Comparação entre as máximas concentrações de tensão (face distal do dente suporte) para o osso cortical (Modelos B e C), segundo as subdivisões (1 a 10)

Em relação aos modelos com ligamento periodontal na forma não-homogênea, algumas diferenças foram encontradas para o osso cortical. Notou-se que a maioria dos valores de tensão em todos os modelos foram maiores que nos modelos correspondentes com ligamento periodontal na forma homogênea (Tabela 3).

No Modelo D (Figura 47), a máxima concentração de tensão localizou-se na crista óssea mesial (Área 2) com valor de **103,03 MPa**. Em relação a crista óssea distal (Área 4), a máxima concentração de tensão apresentou o valor de **77,27 MPa**. O ápice radicular do Modelo D apresentou uma máxima concentração de tensão de **8,607 MPa**. A variação dos valores de tensão para as áreas 2 e 3, dentre as subdivisões estão representadas na Tabela 3. De uma maneira geral as tensões decresceram das cristas ósseas mesial e distal até o ápice radicular.

No Modelo E (Figura 54), com a utilização da prótese parcial removível, e à semelhança do que ocorreu no Modelo B, houve um aumento nos valores da máxima concentração de tensão nas áreas 1, 4, 5 e 6 (Tabela 3). A máxima concentração de tensão encontrada neste modelo foi de **103,5 MPa**, localizada no ápice radicular (Gráfico 6). A

variação entre a máxima concentração de tensão encontrada nas áreas 2 e 3, nas 10 subdivisões, podem ser evidenciadas nos Gráficos 5 e 6, e na Tabela 3.

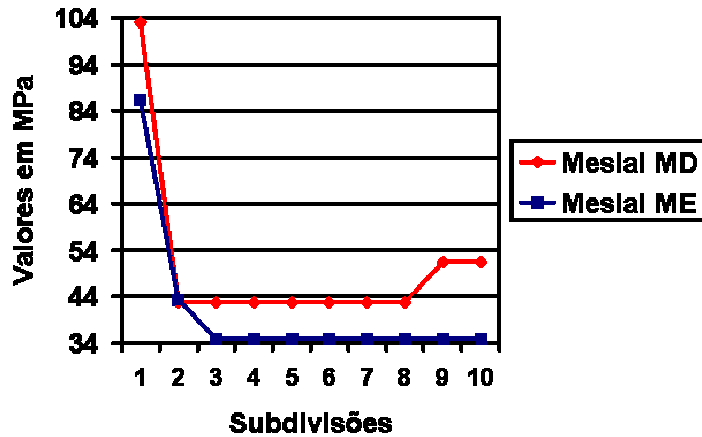


GRÁFICO 5 - Comparação entre as máximas concentrações de tensão (face mesial do dente suporte) para o osso cortical (Modelos D e E), segundo as subdivisões (1 a 10)

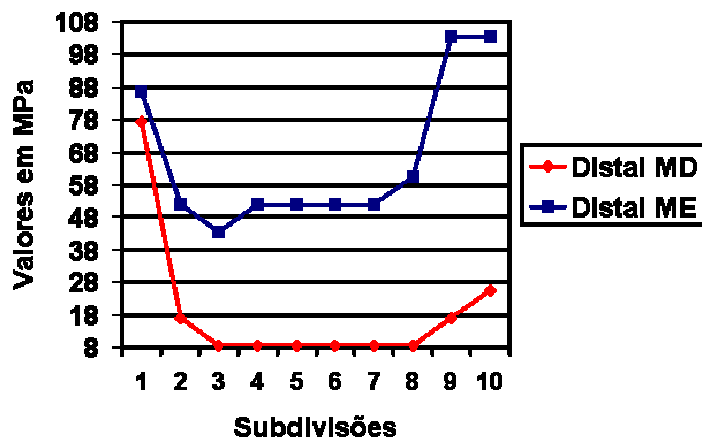


GRÁFICO 6 - Comparação entre as máximas concentrações de tensão (face distal do dente suporte) para o osso cortical (Modelos D e E), segundo as subdivisões (1 a 10)

No Modelo F (Figura 62), com a introdução do implante osseointegrado, a máxima concentração de tensão em algumas áreas do dente suporte diminuiu, entretanto, somente a $\frac{1}{2}$ posterior do rebordo apresentou uma diminuição evidente (Tabela 3). A máxima concentração de tensão localizou-se no ápice dental (Tabela 3), com valor de **99,98 MPa**. A variação entre

a máxima concentração de tensão encontrada nas áreas 2 e 3 nas 10 subdivisões pode ser analisada através dos Gráficos 7 e 8, e da Tabela 3.

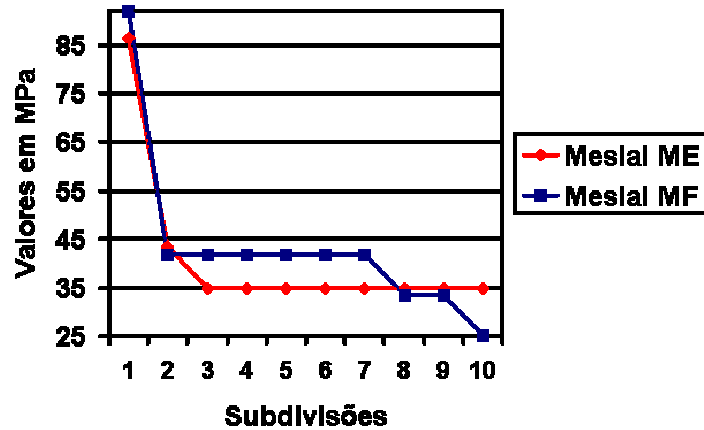


GRÁFICO 7 - Comparação entre as máximas concentrações de tensão (face mesial do dente suporte) para o osso cortical (Modelos E e F), segundo as subdivisões (1 a 10)

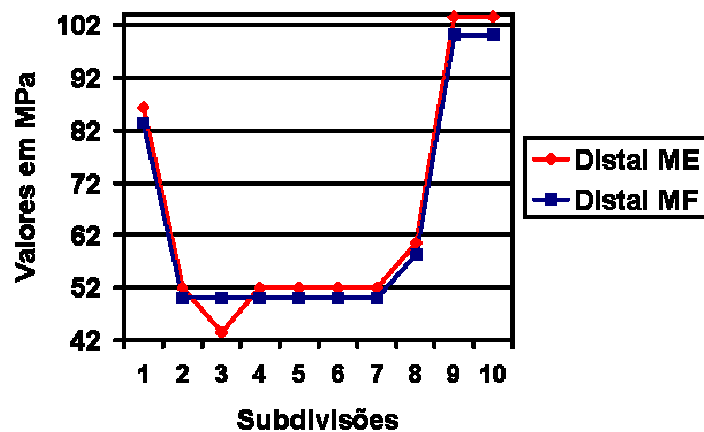


GRÁFICO 8 - Comparação entre as máximas concentrações de tensão (face distal do dente suporte) para o osso cortical (Modelos E e F), segundo as subdivisões (1 a 10)

5.3 Osso medular

Os valores de tensão para o osso medular foram tabulados segundo a divisão pré-estabelecida (Áreas 1, 2, 3, 4, 5, 6 e 7). Em todas as áreas, as máximas concentrações de tensão foram analisadas, obtendo-se os seguintes resultados:

No Modelo A (Figura 24), a máxima concentração de tensão (**8,302 MPa**) foi localizada no ápice radicular do dente suporte, na face mesial (Tabela 4).

No Modelo B (Figura 31), todas as regiões apresentaram seus valores de máxima concentração de tensão aumentados em relação ao Modelo A (Tabela 4). Com a máxima concentração de tensão na região do ápice radicular, na face distal, com valor de **17,802 MPa**. A área de suporte da PPREL na extremidade livre foi a que apresentou a maior solicitação em relação ao Modelo B, 1235,6 % para a ½ anterior do rebordo e 834,3 % para a metade posterior do rebordo (Tabela 4).

No Modelo C (Figura 39), a máxima concentração de tensão localizou-se na região apical do implante, com valor de **23,975 MPa**. As áreas 2, 5 e 6 apresentaram níveis menores de tensão após a introdução do implante, sendo esta mais evidente na ½ posterior do rebordo (Tabela 4). As áreas 1, 3 e 4, apresentaram um aumento na concentração de tensão em relação ao Modelo B, sendo este aumento mais evidente na face distal do dente suporte (Área 3) (Tabela 4). A região do ápice do dente continuou a apresentar uma máxima concentração de tensão elevada, com valor de **18,11 MPa**. Todos os Modelos (A, B e C) tiveram valores altos de tensão na região do ápice dental.

Em relação aos modelos correspondentes com ligamento periodontal na forma não homogênea, o Modelo D (Figura 48), apresentou a máxima concentração de tensão na crista óssea mesial, com valor de **22,805 MPa**. A área do ápice radicular foi solicitada, com valor

de **11,43 MPa** (Tabela 4). Dentre as áreas analisadas, as que apresentaram as menores concentrações de tensão foram as 3, 5 e 6, com valor de **1,950 MPa** (Tabela 4).

No Modelo E (Figura 55), com a utilização da prótese parcial removível notou-se um aumento das tensões em relação ao Modelo D, mais precisamente no dente suporte e rebordo alveolar (Áreas 1, 3, 4, 5 e 6) (Tabela 4). Diferentemente do que aconteceu com o Modelo B, a área 2 do Modelo E apresentou um decréscimo de tensão de cerca de 22,9 % (Tabela 4).

No Modelo F (Figura 63), a ½ anterior do rebordo (Área 5) apresentou um valor de máxima concentração de tensão maior quando comparado ao Modelo E. A ½ posterior do rebordo (Área 6) apresentou uma diminuição nos valores de máxima concentração de tensão, em relação ao Modelo E (Tabela 4).

Tabela 4 - Valores para a máxima concentração de tensão no osso medular segundo a divisão estabelecida

<i>Osso Medular</i>												
<i>Áreas selecionadas para análise</i>												
<i>Modelos</i>	<i>1 - Ápice radicular</i>		<i>2 - Mesial do dente suporte</i>		<i>3 - Distal do dente suporte</i>		<i>4 - Crista óssea distal</i>		<i>5 - 1/2 anterior do rebordo</i>		<i>6 - 1/2 posterior do rebordo</i>	
<i>A</i>	8,302		2,774		2,774		1,393		0,701		0,701	
<i>B</i>	17,802	114 %	5,143	85,4 %	5,143	85,4 %	3,737	168,2 %	9,363	1235,6 %	6,55	834,%
<i>C</i>	18,11	118 %	4,426	59,5 %	6,381	130 %	4,426	217,7 %	8,336	1089 %	Anterior ao implante 4,426 Posterior ao implante 4,426	531,%
<i>D</i>	11,43		5,742		1,950		3,846		1,950		1,950	
<i>E</i>	17,43	52,4 %	4,427	-22,9 %	5,872	201,1 %	11,651	202,9 %	10,206	423,3 %	7,317	275,%
<i>F</i>	17,57	53,7 %	4,28	-25,4 %	6,179	216,8 %	11,879	208,8 %	11,879	509,1 %	Anterior ao implante 4,28 Posterior ao implante 4,28	119,%

5.4 Esmalte

Tabela 5 - Valores de tensão máxima e sua localização no esmalte dental.

Mapa de Tensões (Esmalte) (MPa)				
Modelo	Máxima Tensão	Localização	Mínima Tensão	Localização
A	58,976	Colo dental/ Face mesial	0,124767	Região da crista marginal/ Face mesial
B	60,352	Colo dental/ Face distal	0,85789	Região interna marginal/ Face mesial
C	64,901	Colo dental/ Face distal	0,873438	Região da crista marginal/ Face mesial
D	110,339	Colo dental/ Face mesial	0,103187	Região da crista marginal/ Face mesial
E	85,327	Colo dental/ Face mesial	0,20584	Região da crista marginal/ Face mesial
F	87,901	Colo dental/ Face mesial	0,37478	Região da crista marginal/ Face distal

Em relação ao Modelo A (Figura 20), a máxima concentração de tensão situou-se na região de colo dental do dente 33, com leve tendência a uma maior concentração de forças do lado mesial (Tabela 5).

Com a introdução da prótese parcial removível (Modelos B e E) (Figuras 27 e 51, respectivamente) e, em seguida, do implante osseointegrado (Modelos C e F) (Figuras 35 e 59, respectivamente) a máxima concentração de tensão no esmalte aumentou gradativamente, principalmente na face distal, que foi a face mais solicitada. A face mesial apresentou uma diminuição de tensões, quando comparada com a face mesial dos Modelos A e D. As

localizações das máximas concentrações de tensão de cada modelo podem ser analisadas na Tabela 5.

Diferentemente do esmalte dental dos Modelos A, B e C, os quais apresentaram um aumento gradual das máximas concentrações de tensão, os Modelos E e F apresentaram redução da máxima concentração de tensão em relação ao Modelo D, sendo de 22 % para o Modelo E (**85,327 MPa**) e de 20 % para o Modelo F (**87,901 MPa**) (Tabela 5).

5.5 Dentina

Para uma melhor visualização das máximas concentrações de tensão na estrutura dentinária, as áreas 2 e 3 foram subdivididas em 3 terços (coronário, médio e apical) (Figura 66) para todos os Modelos A, B, C, D, E e F (Tabela 6).

Tabela 6 - Valores de concentrações máxima para a dentina segundo a divisão estabelecida (MPa)

Modelos	<i>Dentina</i>			
	Áreas para análise	Áreas subdivididas para face mesial e distal do dente suporte (2 e 3)		
		1- Terço coronário	2- Terço médio	3- Terço apical
A	1- Ápice Radicular	19,89		
	2-Mesial do dente suporte	32,68	22,73	28,41
	3 -Distal do dente suporte	34,10	14,21	11,37
B	1- Ápice Radicular	31,71		
	2-Mesial do dente suporte	63,37	26,43	26,43
	3 -Distal do dente suporte	42,26	21,16	31,71
C	1- Ápice Radicular	33,39		
	2-Mesial do dente suporte	66,7	27,84	27,84
	3 -Distal do dente suporte	44,49	22,29	33,39
D	1- Ápice Radicular	3,843		
	2-Mesial do dente suporte	45,97	7,673	3,843
	3 -Distal do dente suporte	44,05	3,843	3,843
E	1- Ápice Radicular	4,073		
	2-Mesial do dente suporte	36,62	4,073	4,073
	3 -Distal do dente suporte	48,827	4,073	4,073
F	1- Ápice Radicular	4,242		
	2-Mesial do dente suporte	38,11	4,242	4,242
	3 -Distal do dente suporte	50,82	4,242	4,242

Em relação ao Modelo A (Figura 21), percebeu-se que a face mesial foi mais solicitada que a distal. O terço coronário foi o mais solicitado de todo o modelo, seja na face mesial ou distal. Dentre os modelos com ligamento periodontal homogêneo, o Modelo A,

apresentou a menor tensão no ápice radicular (Tabela 6). A variação entre as máximas concentrações de tensão da face mesial e distal do Modelo A entre os terços (coronário, médio e apical), podem ser evidenciadas na Tabela 6. Nota-se que há uma diminuição das tensões do terço coronário para o terço apical.

Em relação ao Modelo B (Figura 28), com a introdução da prótese parcial removível, e ao Modelo C (Figura 36), com a introdução do implante osseointegrado, notou-se similaridade nos valores de tensões (Tabela 6).

No modelo D (Figura 45), a máxima concentração de tensão foi de **45,97 MPa** localizada no terço coronário da face mesial. O ápice radicular do Modelo D, apresentou o menor valor de todos os modelos com ligamento periodontal na sua forma não-homogênea, entretanto, as diferenças nos valores das máximas concentrações de tensão para o ápice dos Modelos E e F são menos pronunciadas que as apresentadas para os Modelos A, B e C (Tabela 6). O terço coronário foi o mais solicitado em todos os modelos, e houve uma diminuição acentuada nos valores de tensão para os terços médio e apical nas duas faces.

Com a introdução da prótese parcial removível (Modelo E, Figura 52), houve um aumento nos valores de tensão, à exceção do terço coronário e médio da face mesial onde os valores decresceram em relação ao Modelo D (Tabela 6).

No Modelo F (Figura 60), todos os valores para a máxima concentração de tensão, em todos os terços, foram semelhantes aos valores do Modelo E (Tabela 6).

5.6 Fibromucosa

As áreas da fibromucosa foram analisadas de acordo com a divisão pré-estabelecida e estão representadas na Tabela 7.

Tabela 7 - Valores de tensão máxima para a fibromucosa segundo a divisão pré-estabelecida (MPa)

<i>Modelos</i>	<i>Áreas para análise</i>					
	<i>4 - Crista óssea gengival distal</i>		<i>5 - 1/2 anterior do rebordo</i>		<i>6 - 1/2 posterior do rebordo</i>	
<i>A</i>	5,727		0,962		0,962	
<i>B</i>	7,095	23,8 %	8,599	793,8 %	7,847	715,6 %
<i>C</i>	7,169	25,1 %	8,036	735,3 %	Anterior ao implante 3,70	284,6 %
					Posterior ao implante 2,833	194,4 %
<i>D</i>	95,04		8,34		8,34	
<i>E</i>	59,76	-37,1 %	14,11	69,1 %	14,11	69,1 %
<i>F</i>	61,28	-35,5 %	13,71	64,3 %	Anterior ao implante 6,91	-17,1 %
					Posterior ao implante 6,91	

Tabela 8 - Valores máximo e mínimo de tensão para a fibromucosa (MPa)

Mapa de Tensões (Fibromucosa) (MPa)				
Modelo	Máxima Tensão	Localização	Mínima Tensão	Localização
A	11,444	crista gengival mesial	0,009375	½ posterior da fibromucosa
B	9,351	crista gengival mesial	0,328406	crista gengival mesial
C	10,637	crista gengival mesial	0,231701	½ posterior da fibromucosa
D	99,174	crista gengival mesial	0,088456	½ posterior da fibromucosa
E	79,335	crista gengival mesial	1,073	½ posterior da fibromucosa
F	81,666	crista gengival mesial	0,123123	½ posterior da fibromucosa

O Modelo A (Figura 22) apresentou a máxima concentração de tensão de **11,444 MPa**, menor valor dentre os modelos com ligamento periodontal homogêneo.

Com a utilização da prótese parcial removível, Modelo B (Figura 29), as máximas concentrações de tensão aumentaram em todas as áreas analisadas (4, 5 e 6), sendo mais pronunciado nas áreas 5 e 6 (Tabela 7).

No Modelo C (Figura 37), com a introdução do implante osseointegrado, a máxima concentração de tensão na área 4 praticamente se manteve constante em relação ao Modelo B (**7,169 MPa**), entretanto, as áreas 5 e 6 apresentaram uma redução no valor de suas tensões, sendo mais pronunciada na ½ posterior da fibromucosa (**3,70 MPa** anteriormente ao implante e **2,833 MPa** posteriormente ao implante) (área 6) (Tabela 7).

No Modelo D (Figura 46), as máximas concentrações de tensão aumentaram em relação ao Modelo A, com ligamento periodontal homogêneo. A área 4 apresentou o maior valor (**95,04 MPa**) para a máxima concentração de tensão dentre as estruturas analisadas do Modelo D (Tabela 7).

No Modelo E (Figura 53), com a introdução da prótese parcial removível, a máxima concentração de tensão na área 4 diminuiu em relação ao Modelo D (**59,76 MPa**). Nas outras duas áreas (5 e 6) houve um aumento no valor da máxima concentração de tensão em relação ao Modelo D (**14,11 MPa e 14,11 MPa**), respectivamente (Tabela 7).

Com a introdução do implante osseointegrado (Modelo F, Figura 61), houve uma diminuição nos valores da máxima concentração de tensão nas áreas 5 e 6, sendo mais pronunciada na área 6 (**6,91 MPa**) (Tabela 7).

5.7 Estrutura de Co-Cr

Em relação ao Modelo B (Figura 32), a máxima concentração de tensão sobre a estrutura metálica foi localizada na ½ posterior do rebordo (Área 6) com valor de **67,55 MPa** (Tabela 9).

No Modelo C (Figura 41), com a introdução do implante osseointegrado, houve um aumento geral de tensão em toda a estrutura metálica. A máxima concentração de tensão apresentou o valor de **86,04 MPa** (Tabela 9).

Nos Modelos E e F (Figuras 56 e 65, respectivamente), com ligamento periodontal na sua forma não-homogênea, a máxima concentração de tensão localizou-se na ½ anterior da estrutura metálica no conector menor da PPR (Tabela 9).

Tabela 9 - Valores de tensão máxima para a estrutura de Co-Cr segundo divisão pré-estabelecida (MPa)

<i>Modelos</i>	<i>Áreas para análise</i>			
	<i>5 - ½ anterior do rebordo</i>		<i>6 - ½ posterior do rebordo</i>	
<i>B</i>	64,98		67,55	
<i>C</i>	79,07	21,6 %	86,04	27,3 %
<i>E</i>	191,36		53,22	
<i>F</i>	326,60	70,6 %	83,59	57 %

5.8 Mapas de deslocamento

Em relação aos mapas gerais de deslocamento, o Modelo A (Figura 18), apresentou os menores valores dentre os modelos com ligamento periodontal homogêneo. As áreas de maior tendência ao deslocamento neste modelo foram o dente e seu alvéolo (**0,031 – 0,063 mm** e **0,026 – 0,052 mm**, respectivamente) (Tabela 10).

Tabela 10 - Resultados para os deslocamentos máximo e mínimo, e suas localizações, para os modelos A, B, C, D, E e F

<i>Mapas de deslocamento geral (mm)</i>				
<i>Modelos</i>	<i>Tendência máxima ao deslocamento</i>	<i>Localização</i>	<i>Tendência mínima ao deslocamento</i>	<i>Localização</i>
<i>A</i>	0,063174	Região méso-incisal do Dente 33	0,000	Base da Mandíbula
<i>B</i>	0,126376	Região de cúspide do 1º molar	0,000	Base da Mandíbula
<i>C</i>	0,114231	Região de cúspide do 1º molar	0,000	Base da Mandíbula
<i>D</i>	0,270926	Terço apical da dentina/ dente 33	0,000	Base da Mandíbula
<i>E</i>	0,196036	Região méso-incisal do Dente 33	0,000	Base da Mandíbula
<i>F</i>	0,20195	Região méso-incisal do Dente 33	0,000	Base da Mandíbula

No Modelo B (Figura 25), com a incorporação da prótese parcial removível, todo o conjunto sofreu uma tendência maior ao deslocamento se comparado ao Modelo A. O dente suporte, passou a ter uma variação de **0,076 – 0,105 mm**. A área de maior tendência ao

deslocamento neste modelo localizou-se na PPREL, na região de cúspide do 1º molar com valor de **0,126 mm**.

No Modelo C (Figura 33), com a introdução do implante osseointegrado, a área posterior apresentou uma tendência ao deslocamento reduzida. O deslocamento máximo é de **0,114 mm**. Em relação ao dente suporte, não foram observadas grandes variações quando comparado com o dente suporte do Modelo B, (**0,076 – 0,104 mm**).

No Modelo D (Figura 42), com ligamento periodontal na sua forma não-homogênea, o dente suporte passou a apresentar uma variação de deslocamento com valores de **0,158 – 0,270 mm**, representando um aumento de aproximadamente 410% em relação ao valor mínimo, e, um aumento de aproximadamente 329% em relação ao valor máximo encontrados para o Modelo A. O alvéolo dentário do Modelo D apresentou uma tendência ao deslocamento de **0,045 – 0,090 mm**, com um aumento de aproximadamente 73% tanto para o valor máximo quanto para o valor mínimo, quando comparados com os valores correspondentes do Modelo A. Importante ressaltar, que a tendência máxima ao deslocamento ocorreu no terço apical, na face distal da raiz do dente suporte, com valor de **0,270 mm**.

No Modelo E (Figura 49), com a incorporação da prótese parcial removível, o dente suporte apresentou uma tendência ao deslocamento com valores que variaram de **0,163 – 0,196 mm**.

Em relação ao Modelo F (Figura 57), com a introdução do implante osseointegrado, houve uma tendência menor ao deslocamento na parte posterior do modelo, entretanto, em relação às outras estruturas, não foram encontradas diferenças em relação ao Modelo E. O ponto de tendência ao deslocamento máximo deste modelo foi localizado na região mésio-incisal do dente 33, com valor de **0,201 mm**. Em relação à tendência ao deslocamento do dente suporte, não foram observadas grandes diferenças em relação ao Modelo E (**0,168 – 0,201 mm**).

DISCUSSÃO

6. Discussão

Em estudos prévios utilizando o método dos elementos finitos (CUNHA, 2004; LUCAS, 2003; ROCHA, 2001; SANTOS, 2005 e VERRI, 2003), evidenciou-se que a utilização do implante osseointegrado sob a base de resina de uma PPREL diminuiu a solicitação de parte das estruturas de suporte pela ação da PPREL convencional.

Analisando os mapas de deslocamento geral dos modelos com ligamento periodontal homogêneo, observou-se uma correlação dos resultados com os experimentos citados acima. Neste sentido, Ben-Ur (1991) verificou que a presença da PPREL sobrecarrega de maneira acentuada as estruturas de suporte e o dente, além de gerar flexão neste. Sobre este aspecto, observou-se no presente estudo que a simples localização do descanso incisal na face disto-incisal do dente adjacente à extremidade livre induziu um momento* no dente suporte. Estes resultados são semelhantes aos encontrados por Rocha (2001), Verri (2003), Lucas (2003) e Santos (2005).

Na presença do implante osseointegrado (Modelo C), observou-se uma redução no deslocamento das estruturas na metade distal de todo o modelo, de fácil interpretação se considerarmos que o implante osseointegrado, ancorando a base de resina da PPR, diminui a intrusão da prótese sobre as estruturas de suporte na região posterior. Neste sentido, e concordes ao trabalho de Rocha (2001), a utilização do implante osseointegrado induz a mesialização da tendência ao deslocamento, em direção ao dente suporte, entretanto, sem aumentar o deslocamento do dente suporte. Estes resultados diferem do encontrado por Santos (2005), que relata um aumento no valor de deslocamento do dente suporte quando da introdução do implante osseointegrado, o autor cita o valor de 0,082 – 0,095 mm para o

* Momento - É a medida da tendência a girar que um corpo apresenta em relação ao referido eixo.

deslocamento do modelo com prótese, e, descreve um aumento de variação para 0,090 – 0,103 mm para o modelo com implante osseointegrado.

Por outro lado, o modelamento do ligamento periodontal na sua forma não-homogênea (Modelos D, E e F) produziu valores de deslocamentos mais acentuados que os apresentados para os Modelos A, B e C. Entretanto, as acentuadas variações de deslocamento evidenciadas entre os Modelos A, B e C não foram observadas nos Modelos D, E e F.

Portanto, se considerarmos a idéia de que o ligamento periodontal deva ser modelado segundo sua característica “in vivo” em estudos envolvendo o MEF, os resultados encontrados a respeito da solicitação do dente suporte pela ação da PPREL, por meio da condição homogênea do LP, podem estar artificializados. Dessa forma, e em função do estabelecido por Atmaram, Mohammed (1981), os resultados apresentados para os modelos com o ligamento periodontal na sua forma não-homogênea apresentaram padrões de distribuição das tensões mais adequados, demonstrando, inclusive, uma menor variação de deslocamento entre os Modelos D e E, reforçando o aspecto de que a condição homogênea do ligamento periodontal potencializa os efeitos da PPREL. Todavia, há de se considerar que o estudo envolve modelos bidimensionais, que o rebordo apresenta o formato plano, a fibromucosa é contínua, com uma elasticidade ideal, e as forças atuantes são estritamente verticais, diferentemente dos eventos na cavidade bucal, que são tridimensionais.

Em relação aos mapas gerais de tensão, os resultados do presente estudo para os modelos com ligamento periodontal homogêneo evidenciaram que a utilização da PPREL em substituição aos dentes ausentes, sob aplicação de forças verticais, sobrecarregou o dente suporte da PPREL. Este fato já era esperado e está de acordo com estudos prévios, (CUNHA, 2004; LUCAS, 2003; ROCHA, 2001; SANTOS, 2005 e VERRI, 2003), assim como as concentrações adicionais de tensões observadas ao longo do rebordo alveolar distal após a introdução da PPREL, devido ao momento induzido pela prótese e seus efeitos no dente

suporte e à distância deste. Dessa forma, observou-se, através do mapa geral de tensão do Modelo B, que a simples localização do apoio na face disto-incisal modificou o padrão da distribuição das tensões no dente suporte da PPREL (Modelo B), quando comparado aos valores do Modelo A, com evidente solicitação da metade distal do dente, concordes ao observado por Chou et al. (1989), que evidenciavam a possibilidade de distalização do dente suporte nos casos de PPREL com o apoio metálico localizado na face distal.

Por sua vez, a utilização do implante osseointegrado associado à PPREL, visa a eliminação dos movimentos de alavanca presentes. Teoricamente, a PPREL apresentaria comportamento semelhante a uma PPR dentossuportada (ROCHA, 2001). Desta maneira, o implante proporcionaria ancoragem para a base de resina da PPREL, limitando seu movimento de intrusão, diminuindo a tensão apresentada na fibromucosa e na cortical óssea. Neste sentido, os resultados observados no Modelo C apresentaram íntima relação com os evidenciados em estudos prévios (CUNHA, 2004; ROCHA, 2001; VERRI, 2003). Com a introdução do implante osseointegrado, houve uma diminuição na solicitação de parte das estruturas de suporte, especialmente na metade posterior do rebordo (Área 6); entretanto, não houve redução das tensões sobre o dente suporte.

A ausência de redução na solicitação do dente suporte da PPR associada ao implante osseointegrado pode ser explicada em função também da adoção de hipóteses simplificadoras. Até o presente momento, os estudos (CUNHA, 2004; LUCAS, 2003; ROCHA, 2001; SANTOS, 2005 e VERRI, 2003), incluindo este, tem considerado a relação da PPREL com as estruturas de suporte sem a incorporação de elementos de interface, ou seja, uma característica que implica considerar a relação da PPREL com o dente suporte, a fibromucosa e o implante osseointegrado através de engastamento, quando, na prática, ocorre o vínculo. Assim, considerar o vínculo pressuporia uma redução na ocorrência de momentos fletores, potencializando os benefícios do implante sobre o dente natural e a redução da solicitação

pela PPREL. Vale ressaltar que a relação da PPREL convencional com as estruturas de suporte está fundamentada em uma diferença viscoelástica de 1:13 entre o dente suporte, por meio do ligamento periodontal, e o rebordo residual, por meio da fibromucosa (BONACHELA, TELLES, 1998). Comportamento semelhante é observado com a presença do implante, ou seja, uma relação de 10:1, sendo o osso uma estrutura menos viscoelástica que o ligamento periodontal. Estes dados, somados à condição por engastamento, justificam as tensões sobre o dente suporte em função dos momentos fletores atuantes.

Os mapas gerais de tensão dos modelos com ligamento periodontal na sua forma não-homogênea apresentaram valores de tensão maiores. No Modelo D, a máxima concentração de tensão, à semelhança do Modelo A, e dos experimentos de Rocha (2001), Lucas (2003), Cunha (2004) e Santos (2005), localizou-se no colo dental, na face mesial. Para o Modelo E, a localização da máxima concentração de tensão passa a ser na região do conector menor da PPR, não obstante, o osso cortical e a fibromucosa, também apresentaram suas concentrações de tensão aumentadas em relação ao Modelo D. À semelhança da condição homogênea, a localização da máxima concentração de tensão neste modelo e o aumento na solicitação das estruturas de suporte evidenciam o momento fletor pela ação da PPREL. Os Modelos C e F não apresentaram redução na solicitação do dente suporte, todavia, estruturas como o osso alveolar, osso cortical e a fibromucosa apresentaram redução nos valores de tensão.

Por sua vez, dentre as estruturas individualizadas, o esmalte dental apresentou comportamento semelhante entre os modelos com ligamento periodontal homogêneo e não-homogêneo. Na análise dos mapas individualizados, observou-se uma nítida solicitação da face mesial no Modelo A e no seu correspondente, Modelo D. Com a introdução da PPREL (Modelos B e E), a solicitação foi maior na face distal, evidenciando a influência do apoio incisal.

Um aspecto interessante a ser considerado foi a redução na máxima concentração de tensão observada no esmalte dos Modelos E e F em relação ao Modelo D. Teoricamente, esta redução de tensão evidenciaria a menor solicitação do esmalte dentário com a presença da PPREL e do implante osseointegrado (Modelos E e F), entretanto, na análise dos mapas individualizados ficou evidente que a máxima concentração de tensão do Modelo D localizou-se em uma área isolada (Colo do dente 33), dessa forma, o restante da estrutura de esmalte dos Modelos E e F (Figuras 51 e 59, respectivamente) apresentaram comportamento semelhante ao esmalte dos Modelos B e C (Figuras 27 e 35, respectivamente).

Em relação à dentina (Modelo B), houve um aumento na solicitação desta estrutura quando da introdução da PPREL. Na presença do implante osseointegrado (Modelo C), observou-se uma similaridade na máxima concentração de tensão em relação ao Modelo B. Dessa forma, observou-se que a estrutura dentinária do Modelo C não apresentou redução das tensões.

Nos modelos com ligamento periodontal na sua forma não-homogênea (Modelos D, E e F), a estrutura dentinária do Modelo E apresentou comportamento semelhante ao observado no esmalte. A face mesial apresentou uma redução de tensões e a face distal foi mais solicitada em função do apoio disto-incisal da PPREL.

Todavia, observou-se através dos valores apresentados na Tabela 6, que não houve diferenças entre as máximas concentrações de tensão para os terços coronário, médio e apical dos Modelos D, E e F. Estas informações indicam a possibilidade da PPREL solicitar de forma menos pronunciada a estrutura dentinária, em função do ligamento periodontal não-homogêneo.

À semelhança dos resultados obtidos por Rocha (2001), foi observada uma redução das tensões sobre a fibromucosa distalmente ao dente suporte no Modelo C, bem como a

redução na extensão da área de maior tensão, especialmente ao redor do implante, à sua mesial e distal.

Nos modelos com o ligamento periodontal na sua forma não-homogênea (D, E e F), os valores para as máximas concentrações de tensão foram maiores que os observados na forma homogênea (Modelos A, B e C) (Tabela 7). No Modelo E, houve um aumento na sollicitação da fibromucosa com a introdução da PPREL, entretanto, esta sollicitação envolveu uma variação de valores menores que o apresentado no Modelo B (Tabela 7). À semelhança do que ocorreu nos modelos com ligamento periodontal homogêneo, no Modelo F houve um alívio da fibromucosa quando da introdução do implante osseointegrado, sendo maior na $\frac{1}{2}$ posterior (-17,1 %). Na análise da Tabela 7, percebeu-se que o aumento de tensão na $\frac{1}{2}$ anterior e na $\frac{1}{2}$ posterior do rebordo (Áreas 5 e 6), entre os Modelos A e B, foi muito acentuado (793,8 % e 715,6 %, respectivamente); fato semelhante não é verificado nos Modelos D e E, pois a variação no aumento de tensões nestas áreas é menor (69,1 % e 69,1 %, respectivamente).

Sobre este aspecto, Atmaram e Mohammed (1981), Qian et al. (2001) e Toms e Eberhardt (2001) já fundamentavam a importância de considerar a forma não-homogênea do ligamento periodontal nos estudos envolvendo o MEF. Segundo os autores, os estudos passavam a apresentar resultados de variação de tensões mais adequados quando as principais fibras do ligamento periodontal eram incorporadas aos modelos, reproduzindo com mais propriedade os eventos da cavidade bucal.

Dessa forma, é possível que os resultados encontrados para os modelos com ligamento periodontal homogêneo possam estar potencializados, uma vez que a variação dos valores encontrados para os Modelos A e B não se repete nos modelos equivalentes D e E, respectivamente. Ainda assim, reforçando a idéia de que o implante osseointegrado reduz as tensões nas áreas de suporte da PPREL, como sugerido por Keltjens et al. em 1993, os valores

de tensão obtidos para os Modelos C e F deveriam se aproximar ao máximo dos valores de tensão obtidos para os Modelos A e D, respectivamente. Após a análise dos resultados (Tabela 7), observou-se que os valores mais próximos desta hipótese foram os obtidos para o ligamento periodontal não-homogêneo. Este aspecto reforça a condição de que o ligamento periodontal utilizado na sua forma não-homogênea, reproduzindo o conjunto de fibras que o compõe no plano sagital (da crista, horizontais, oblíquas e apicais), como preconizado por Atmaram e Mohammed (1981), Qian et al. (2001) e Toms e Eberhardt (2001), reproduziu com mais propriedade os eventos da cavidade bucal.

Sobre este aspecto, o osso medular apresentou comportamento semelhante ao evidenciado na fibromucosa. As variações de tensões nas áreas 5 e 6, entre os modelos A e B, foram muito acentuadas quando comparadas com as áreas correspondentes dos Modelos D e E. Novamente, o ligamento periodontal na sua forma não-homogênea influenciou na distribuição de tensões, evidenciando os benefícios do implante osseointegrado na área 6 do Modelos F, em relação a mesma área do Modelo C (Tabela 4).

À semelhança dos resultados obtidos por Atmaram e Mohammed, em 1981, no que diz respeito à distribuição de tensão no osso cortical, observou-se que os resultados apresentaram forte correlação, reforçando a hipótese de que a individualização do ligamento periodontal deva ser considerada em estudos envolvendo modelos matemáticos e o MEF. O osso cortical do Modelo B, referente à área de extremo livre da PPREL, apresentou as mesmas características evidenciadas na fibromucosa e no osso medular. Observou-se um aumento elevado na máxima concentração de tensão nas áreas 5 e 6 (489 % e 714,1 %, respectivamente) com a introdução da PPREL (Tabela 3), concordes aos trabalhos de Rocha (2001), Verri (2003), Lucas (2003), Cunha (2004) e Santos (2005).

No Modelo C, de uma maneira geral, houve uma diminuição das tensões em toda a estrutura do osso cortical, correspondente às áreas 4, 5 e 6. Esta diminuição foi mais evidente

na 1/2 posterior do rebordo, distalmente ao implante (52%), concordes aos resultados de Rocha (2001), Verri (2003), Cunha (2004) e Santos (2005). Para os modelos com ligamento periodontal na sua forma não-homogênea (D, E e F), houve um aumento de tensão em menores proporções nas áreas 4, 5 e 6, com a introdução da PPREL (Modelo E), quando comparado ao Modelo B, com ligamento periodontal homogêneo (Tabela 3). O aspecto mais interessante da análise foi o fato de que o valor obtido no Modelo F, na 1/2 posterior do rebordo ósseo, tanto na área anterior, quanto na área posterior ao implante osseointegrado, foi o mesmo que o encontrado na área correspondente para o Modelo D, ou seja, a introdução do implante osseointegrado na região posterior, servindo de ancoragem para a base de resina acrílica, eliminou as forças atuantes da PPREL sobre o osso cortical na 1/2 posterior do rebordo (Área 6).

Todavia, no Modelo A, em relação à área do osso cortical que envolve o dente suporte (Áreas 1, 2 e 3), a face mesial foi mais solicitada, não obstante, a face distal também apresentou pontos de tensões elevados, especialmente na área do ápice dental (Tabela 3).

Ressalta-se, por sua vez, que tanto a face mesial, quanto a distal apresentaram um aumento gradual de tensões no sentido: crista óssea - ápice do dente suporte. Estes resultados apresentam íntima relação com os encontrados por Atmaram e Mohammed (1981). Em relação às áreas 1, 2 e 3 do Modelo D, as tensões decresceram de forma gradativa da crista óssea para o ápice dental (Áreas 2 e 3), diferentemente do que ocorre com o Modelo A, e concordes aos resultados encontrados por Atmaram e Mohammed (1981).

À semelhança do ocorrido com a fibromucosa e o osso medular, os valores acentuados para as máximas concentrações de tensão nas áreas 2 e 3 do osso cortical do Modelo B foram observados, como no ápice do dente suporte, sendo 303 % maior que o valor referente ao Modelo A. No Modelo C, houve uma redução de tensão no ápice do dente suporte (25%) (Área 1), entretanto, algumas subdivisões das áreas 2 e 3 apresentaram valores de tensões

aumentados em relação ao Modelo B. Desse modo, o alívio do ápice dentário observado no Modelo C não é suficiente para justificar uma menor solicitação do osso cortical do dente suporte (Tabela 3).

No Modelo E, à semelhança do que ocorreu no esmalte e na dentina, a face distal passa a ser mais solicitada, mais uma vez evidenciando a influência que o apoio por disto-incisal exerce sobre o dente suporte, quando da introdução da PPREL (Tabela 3). No Modelo F, não houve diferenças nos valores da máxima concentração de tensão em relação ao Modelo E. Dessa forma, e em virtude dos resultados encontrados para os Modelos D, E e F, nas áreas 1, 2 e 3 do osso cortical, pode-se afirmar que o implante osseointegrado não produziu alívio.

Por sua vez, à semelhança da comparação feita por Atmaram e Mohammed (1981), os resultados encontrados para os Modelos A e D (Gráficos 9 e 10) apresentaram grande correlação com o experimento feito por Atmaram e Mohammed (1981). Neste sentido, é possível afirmar, pelos resultados encontrados no presente estudo, que o ligamento periodontal na sua forma homogênea subestima a capacidade de algumas estruturas em absorver e distribuir as tensões atuantes. Portanto, fica evidente pela análise dos mapas de tensões individualizados que o implante trouxe benefícios para parte das estruturas de suporte, entretanto, estes benefícios foram mais evidentes quando o ligamento periodontal foi modelado na sua forma não-homogênea.

Adicionalmente, a individualização do ligamento periodontal diminuiu a variação de valores entre os Modelos D, E e F, o que evidencia a possibilidade da PPREL solicitar de forma menos pronunciada as estruturas de suporte.

Por fim, o presente trabalho, dentro da metodologia empregada e dos resultados obtidos, demonstrou que a utilização do ligamento periodontal na condição não-homogênea realçou os benefícios do implante osseointegrado na metade posterior do rebordo, permitiu o aumento dos limites de tensão observados; entretanto, com redução na variação dos valores de

tensão em relação a forma homogênea. Dessa forma, é prudente afirmar que em estudos desta natureza, o ligamento periodontal deva ser considerado como uma estrutura não-homogênea, evitando a obtenção de resultados artificialmente maiores ou menores, mesmo em face da presença de grupos controles.

CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

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

- 1) Não há alívio do dente suporte com a utilização do implante osseointegrado independente da heterogeneidade do ligamento periodontal, entretanto, algumas estruturas como a dentina, o osso cortical e o osso medular não foram tão sobrecarregadas, como na condição homogênea.
- 2) Houve um aumento no limite de tensão e deslocamento para os modelos com ligamento periodontal na forma não-homogênea, entretanto, a variação das tensões e o deslocamento foi menos evidente que a observada na condição homogênea;
- 3) O ligamento periodontal na forma não-homogênea realçou os benefícios do implante osseointegrado na extremidade livre de forma mais pronunciada que a condição homogênea, sendo a sua representação como “in vivo” essencial em estudos envolvendo o MEF;

REFERÊNCIAS

8. REFERÊNCIAS *

ATMARAM, G. H.; MOHAMMED, H. Estimation of physiologic stresses with a natural tooth considering fibrous PDL structure. **J. Dent. Rest.**, Florida, v.60 n.5, p.873-877, May, 1981.

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, 1992.

BEN-UR, Z.; AVIV, I.; MAHARSHAK, B. Factors affecting displacement of free-end saddle removable partial dentures. **Quintessence Int.**, Berlin, v.22, n.1, p. 23-27, Jan. 1991.

BERKOVITZ, B. K. B.; MOXHAM, B. J.; NEWMAN, H. N. **The periodontal ligament in health and disease**. 2.ed. London: Ed.Mosby- Wolfe, 1995. 446 p.

BONACHELA, W. C.; TELLES, D. M. **Planejamento em reabilitação oral com prótese parcial removível**. São Paulo: Santos, 1998. 85 p.

BRÄNEMARK, P. I. Osseointegration and its experimental background. **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 50, n.3, p.399-410, Sep. 1983.

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.

CHOU, T. M. et al. 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, Sep. 1989.

COOLIDGE, E. D. The thickness of the human periodontal membrane, **J. Am. Dent. Assoc. Dent. Cosmos.**, Chicago, v.24, p.1260-1270, Aug. 1937.

CUNHA, L. D. A. P. **Avaliação da influência da localização do implante osseointegrado associado à PPR Classe I mandibular. Estudo pelo método dos**

* De acordo com normas da ABNT - NBR 6023/ 2002. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o "World List of Scientific Periodicals".

elementos finitos. 2004. 182 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, UNESP – Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2004.

DARBAR, U. R. et al. 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.

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.

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, Jul. 1991.

GARGIULO, A. W.; WENTZ, F. M.; ORBAN, B. Dimensions and relations of the dentogingival junction in humans. **J. Periodontol.**, Chicago, v.32, n.3, p.261-267, Jul. 1961.

GEORGE, M. A. Removable partial denture design assisted by osseointegrated implants. **J. Calif. Dent. Assoc.**, Sacramento, v.20, n.1, p.64-66, Jan. 1992.

GIFFIN, K. M. Solving the distal extension removable partial denture base movement dilemma: a clinical report. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.76, n.4, p.347-349, Oct. 1996.

GRANT, D. A.; STERN, I. B.; LISTGARTEN, M. A. **Periodontics.** 6.ed. St. Louis: Ed. Mosby, 1988. 1154 p.

HALTERMAN, S. M. et al. Implant support for removable partial overdentures: a case report. **Implant Dent.**, Baltimore, v.8, n.1, p.74-78, Mar. 1999.

JANG, Y.; EMTIAZ, S.; TARNOW, D. P. Single implant-supported crown used as an abutment for a removable cast partial denture: a case report. **Implant Dent.**, Baltimore, v.7, n.3, p.199-204, Sep. 1998.

JEON, P. D.; TURLEY, P. K.; TING, K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.119, n. 5, p. 498-504, May. 2001.

KELTJENS, H. M. A. M.; KÄYSER, A. F.; HERTEL, R.; BATTISTUZZI, P. G. F.

* De acordo com normas da ABNT - NBR 6023/ 2002. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o "World List of Scientific Periodicals".

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.208-13, 1993.

KO, C. C.; CHU, C. S.; CHUNG, K. H., LEE, M.C. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.68, n.3, p.421-427, Sep. 1992.

KUZMANOVIC, D. V.; PAYNE, A. G. T.; PURTON, D. G. Distal implants to modify the Kennedy classification of a removable partial denture: A clinical report. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.92, n.1, p.8-11, Jul. 2004.

LACERDA, T. S. P. **Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível apoiada sobre implante na região distal.** 1999. 152 f. Dissertação (Mestrado)- Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1999.

LIMBERT, G.; et al.. A transversaly Isotropic Hiperelastic Constitutive Model of the PDL. **Anal. Comp. Aspects. Comp. Method. Biomech. Biomed. Eng.**, v.6, n.5-6, p.337-345, Oct-Dec. 2003.

LUCAS, L. V. M. **Avaliação da força de mordida na prótese parcial removível classe I mandibular associada ao implante osseointegrado, pelo método dos elementos finitos.** 2003. 195 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2003.

MAEDA, Y.; SOGO, M.; TSUTSUMI, S. Efficacy of a posterior implant support for extra shortened dental arches: a biomechanical model analysis. **J. Oral. Rehabil.**, v. 32, n.9, p.656-660, Sep. 2005.

MATHIAS, A. C. **Análise fotoelástica das estruturas de suporte das próteses parciais removíveis apoiada sobre implantes na região distal.** 2001. 140f. Dissertação (Doutorado)- Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.

MCANDREW, R. Prosthodontic rehabilitation with a swing-lock removable partial denture and a single osseointegrated implant: a clinical report. **J. Prosthet. Dent.**, St. Luis, v.88, n.2, p.128-131, Aug. 2002.

MIJIRITSKY, E.; KARAS, S. Removable Partial Denture Design Involving Teeth and Implants as an Alternative to Unsuccessful Fixed Implant Therapy: A Case

* De acordo com normas da ABNT - NBR 6023/ 2002. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o "World List of Scientific Periodicals".

Report. **Implant. Dent.**, Baltimore, v.13, n.3, p.218-222, Sep. 2004.

MITRANI, R.; BRUDVIK, J. S.; PHILLIPS, K. M. Posterior implants for distal extension removable prostheses: A retrospective study. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v.23, n.4, p.353-359, Aug. 2003.

MONTEITH, B. D. Management of loading forces on mandibular distal-extension prostheses. Part I: evaluation of concepts for design. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.52, n.5, p.673-681, Nov. 1984.

NATALI, A. N.; PAVAN, P. G.; SCARPA, C. Numerical analysis of tooth mobility: formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. **Dental Materials.**, v. 20, n. 7, p. 623-629, 2004.

PELLECCHIA, M.; PELLECCHIA, 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, Jun. 2000.

PIETRZAK, G.; et al. A Nolinear Elastic Model of the Periodontal Ligament and its Numerical Calibration for the Study of tooth Mobility. **Comp. Method. Biomech. Biomed. Eng.**, v.5, n.2, p.91-100, 2002.

PROVATIDIS, C. G. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. **Med. Eng. Phys.**, Oxford, v.22, n.5, p.359-370, Jun. 2000.

QIAN, H.; CHEN, J.; KATONA, T. R. The influence of the PDL principal fibers in a 3-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.120 n.3, p.272-279, 2001.

REBÓSSIO, A. D. **Protesis parcial removible**. 3.ed. Buenos Aires: Ed. Mundi. 1963. p. 16-17.

REES, J. S. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. **J. Oral. Rehabil.**, Oxford, v.28, n.5, p.425-432, May. 2001.

REES, J. S.; JACOBSEN, P. H. Elastic modulus of the periodontal ligament. Department of Restorative Dentistry. **Biomaterials.**, Guilford, v.18, n.14, p.995-999, Jul. 1997.

* De acordo com normas da ABNT - NBR 6023/ 2002. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o "World List of Scientific Periodicals".

ROCHA, E. P. **Prótese Parcial Removível de extremidade livre associada a um implante osseointegrado: estudo através do Método dos Elementos Finitos.** 2001. 185 f. Dissertação (Doutorado)- Faculdade de Odontologia, Unicamp, Piracicaba, 2001.

SANTOS, C. M. F. **Avaliação da influência da angulação do implante osseointegrado associado à prótese parcial removível classe I mandibular pelo método dos elementos finitos.** 2005. 293 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, UNESP – Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2005.

SERTGOZ, A.; GUVENER, 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.

SICHER, H.; DUBRUL, E. U. **Oral Anatomy.** 6.ed. St. Louis: Ed. Mosby Company, 1975.

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.

TAKAHASHI, N.; KITAGAMI, T.; KOMORI, T. Behaviour of teeth under various loading conditions with finite element method. **J. Oral. Rehabilitation.**, Osaka, v.7, p.453-461, 1980.

TODESCAN, R. **Atlas de Prótese Parcial Removível.** São Paulo: Ed. Santos, 1996. 345 p.

TOMS, S. R.; EBERHARDT, A. W. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.123, n.6, p.657-665, Jun. 2003.

VERRI, F. R. **Avaliação da influência do diâmetro e comprimento do implante osseointegrado associado à PPR classe I mandibular pelo método dos elementos finitos.** 2003. 202 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2003.

WILLIAMS, D. F. **Biocompatibility of clinical implant materials.** Boca Raton, Fla.: CRC Press, 1981. p.99-127.

ANEXOS

9. ANEXOS

As figuras utilizadas para a realização do presente estudo estão aqui relacionadas. Os modelos foram separados de acordo com as características citadas anteriormente com os mapas de tensão e de deslocamento de todas as estruturas observadas.

A apresentação dos modelos segue a ordem seguinte:

Modelo A (sem PPREL)

Modelo B (com PPREL)

Modelo C (com PPREL e implante osseointegrado)

Modelo D (semelhante ao A, com o ligamento periodontal na forma não-homogênea)

Modelo E (semelhante ao B, com o ligamento periodontal na forma não-homogênea)

Modelo F (semelhante ao C, com o ligamento periodontal na forma não-homogênea)

Modelo A

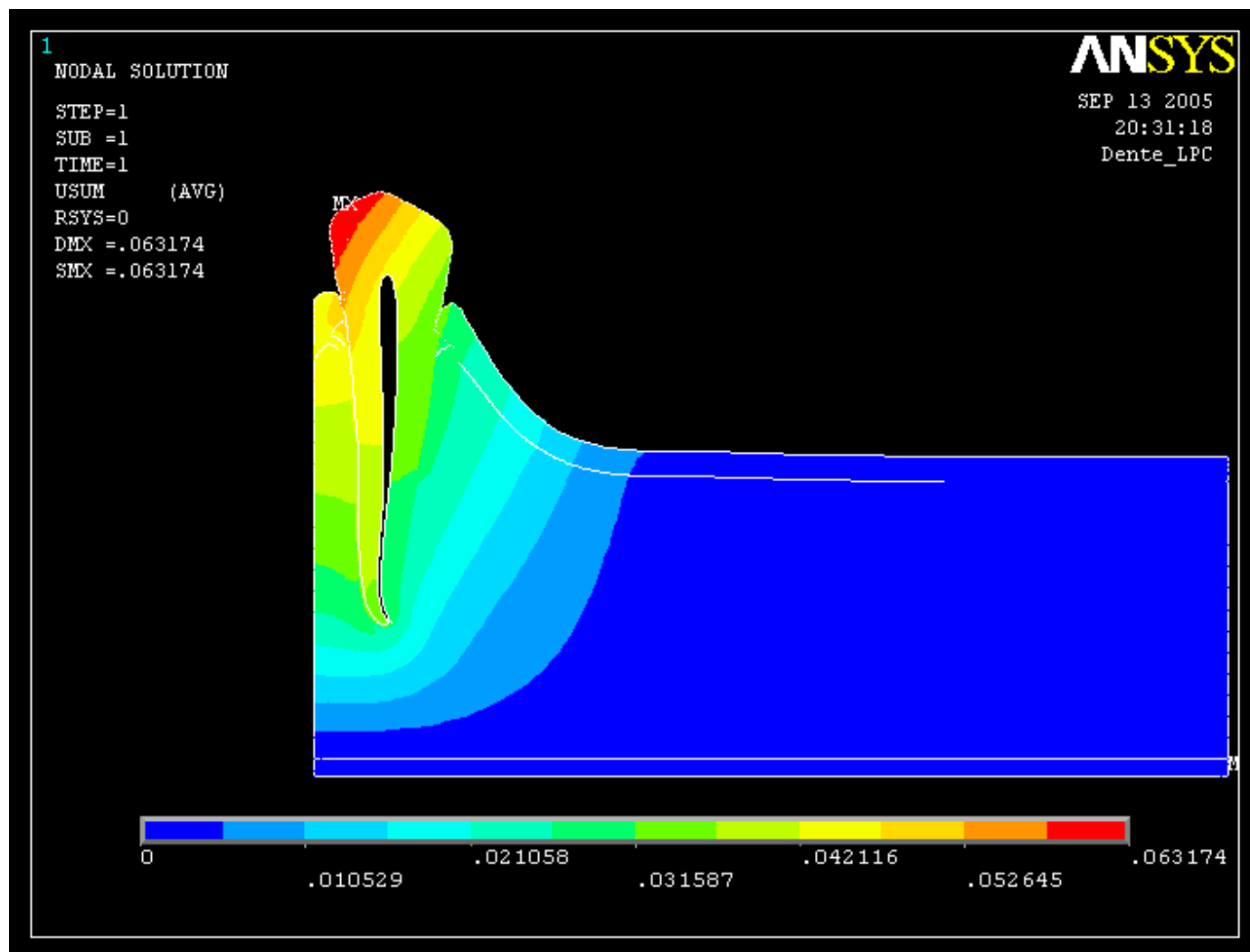


FIGURA 18 - Mapa geral de deslocamento do Modelo A

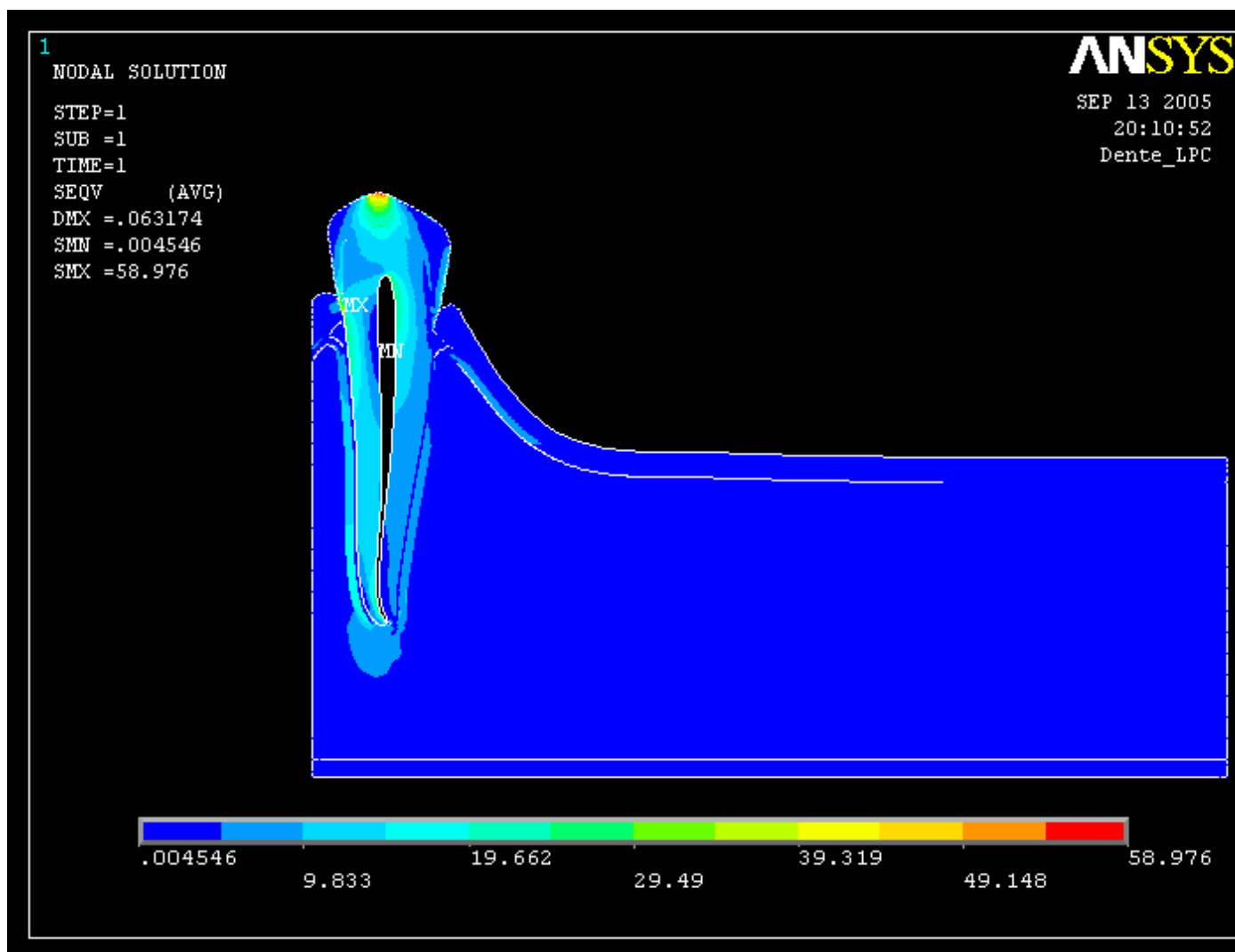


FIGURA 19 - Mapa geral de tensão do Modelo A

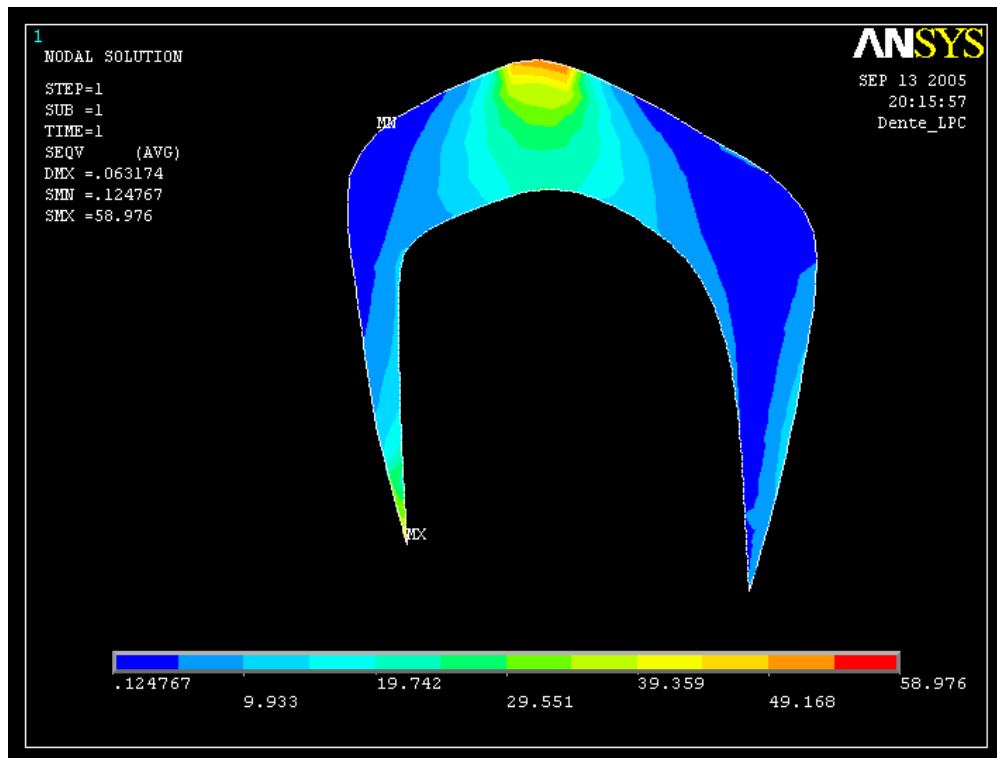


FIGURA 20 - Esmalte dental individualizado do Modelo A

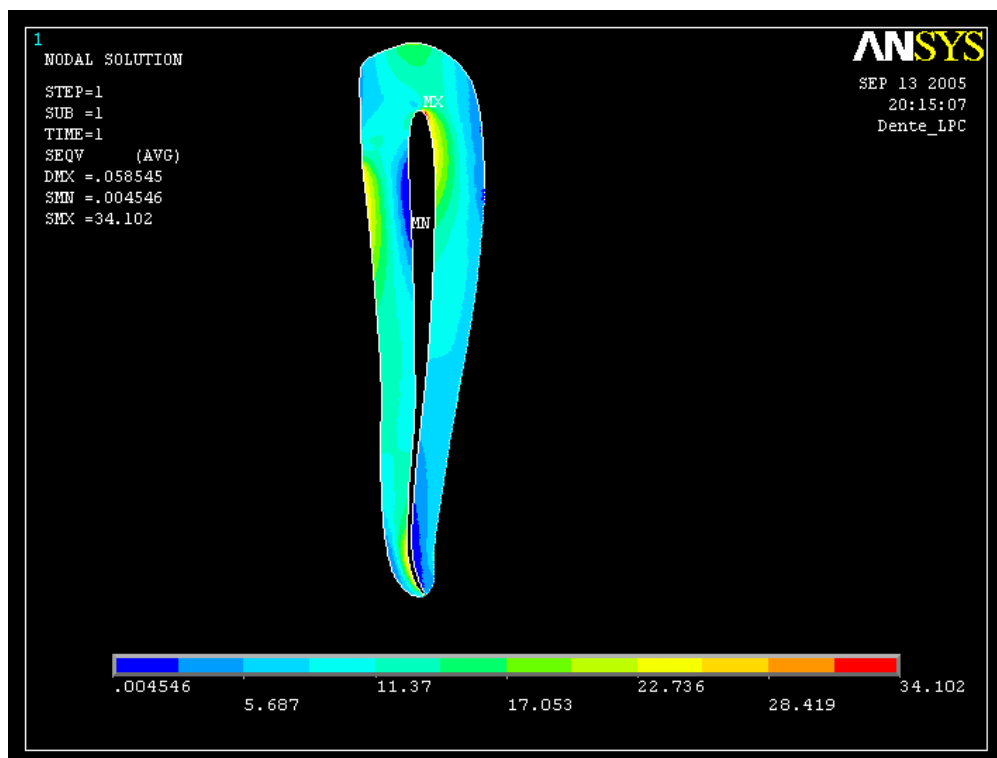


FIGURA 21 - Dentina individualizada do Modelo A

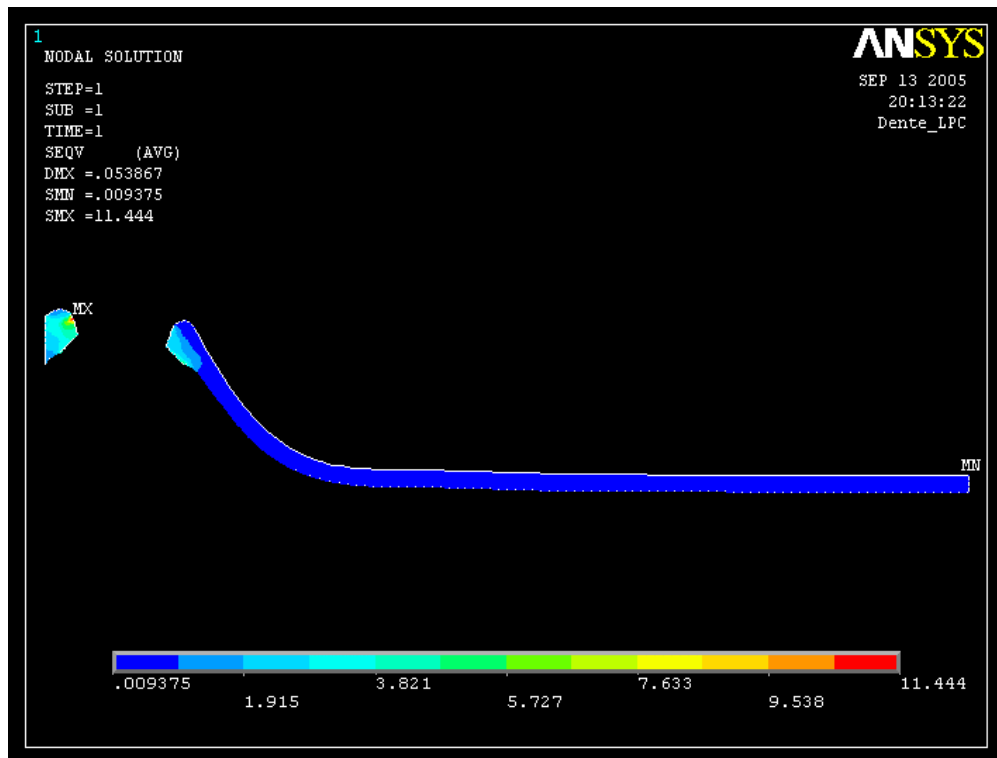


FIGURA 22 - Fibromucosa individualizada do Modelo A

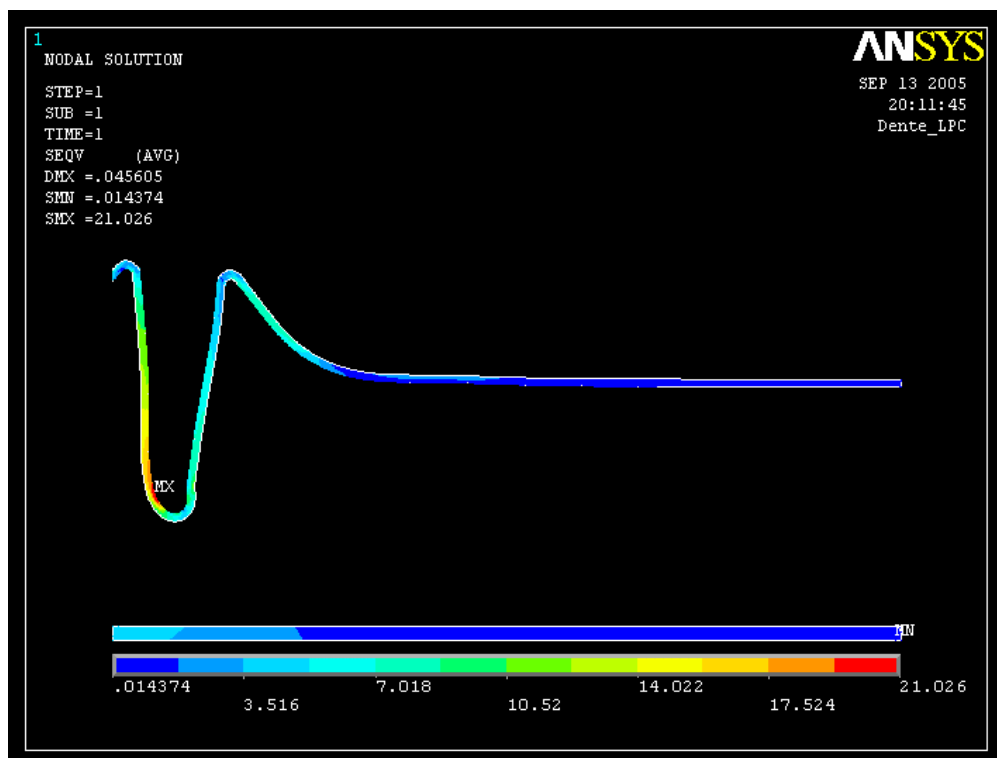


FIGURA 23 - Osso cortical individualizado do Modelo A

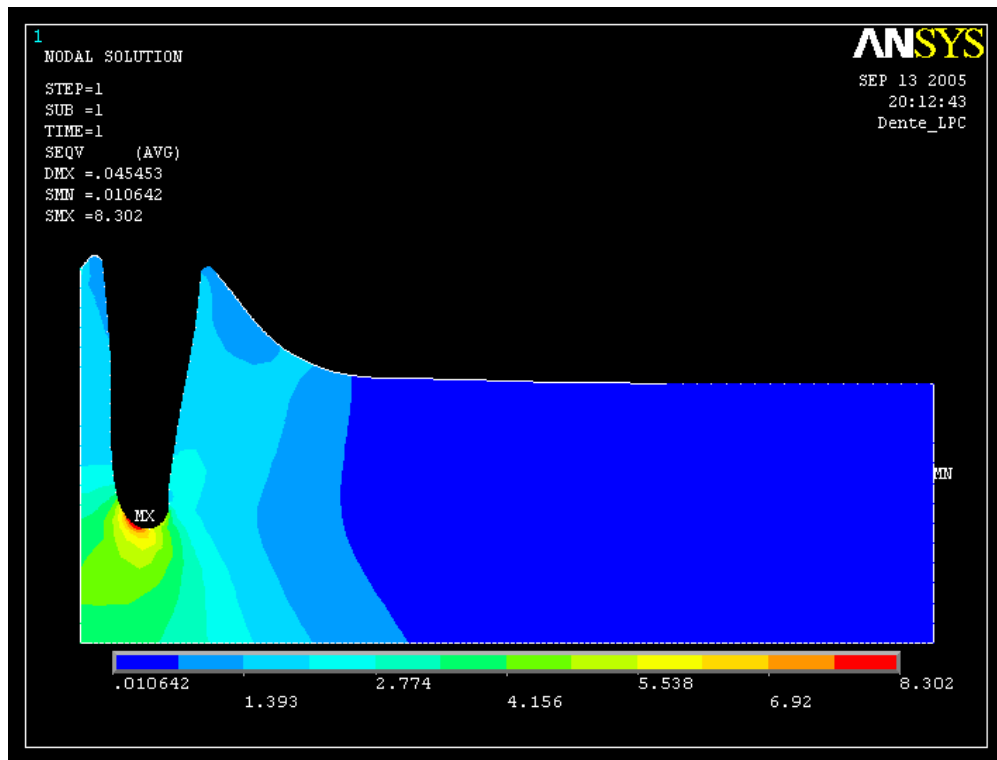


FIGURA 24 - Osso medular individualizado do Modelo A

Modelo B

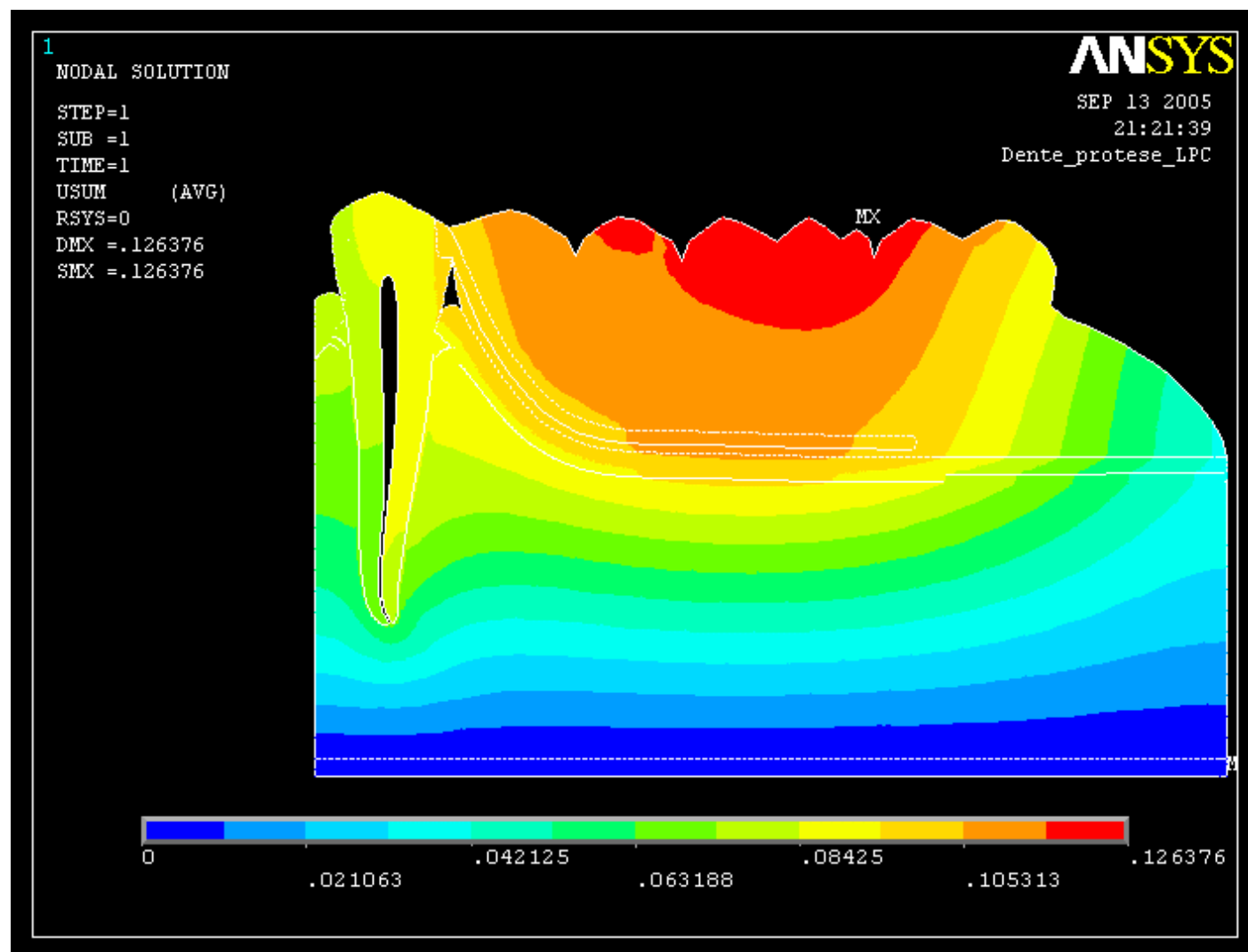


FIGURA 25 - Mapa geral de deslocamento do Modelo B

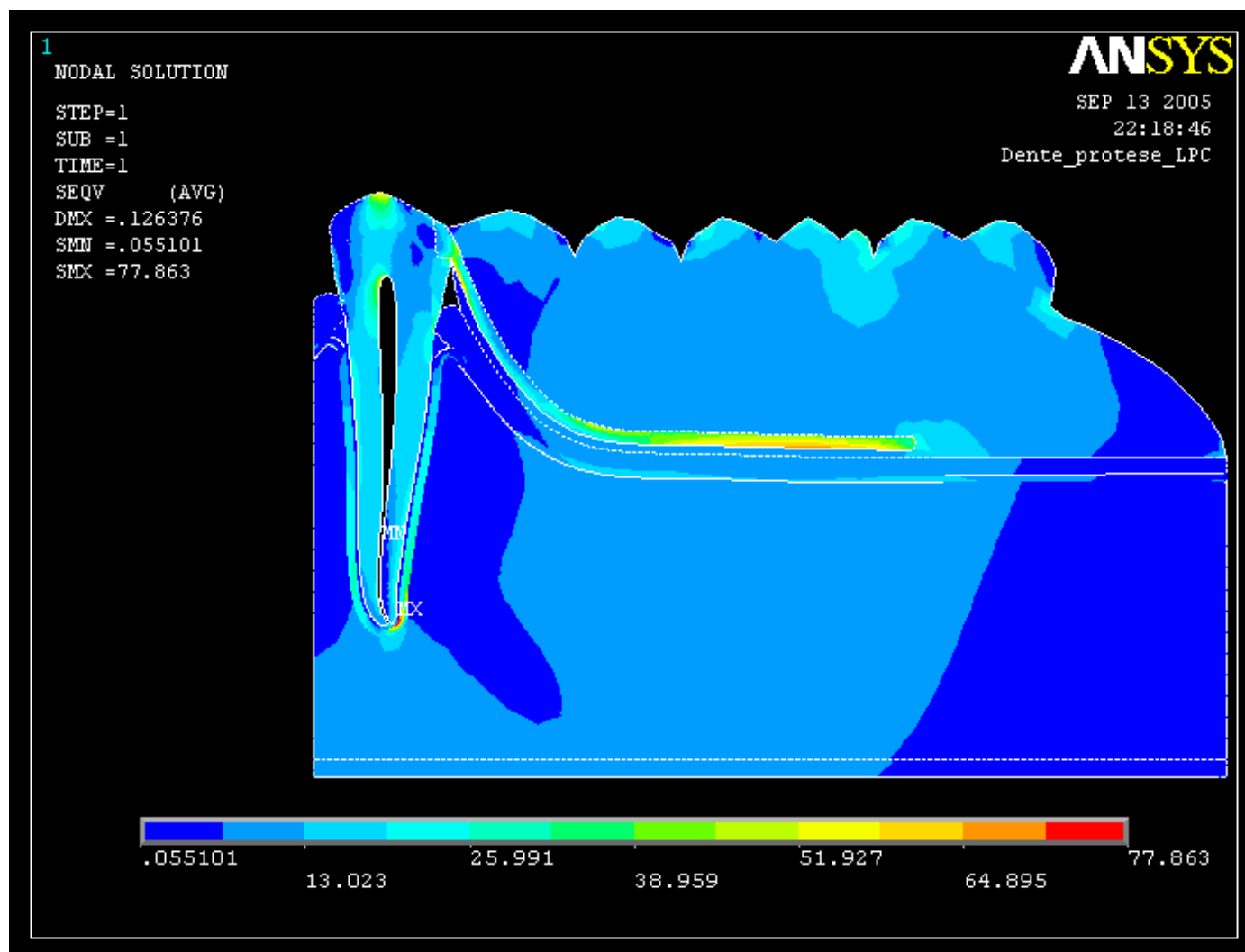


FIGURA 26 - Mapa geral de tensão do Modelo B

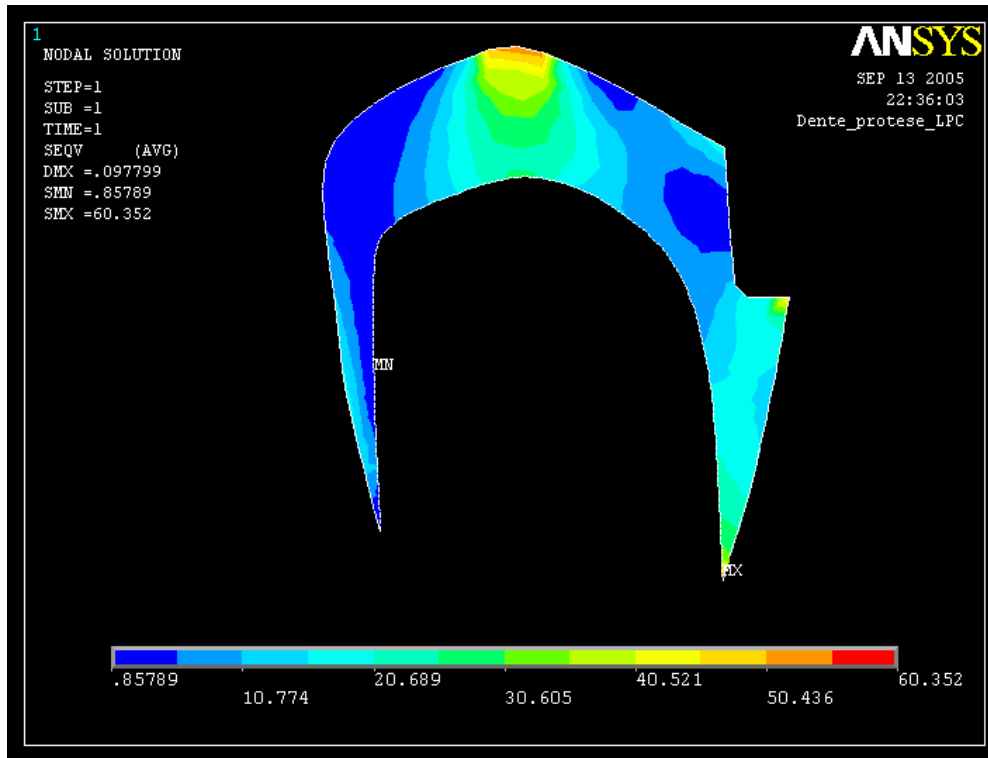


FIGURA 27 - Esmalte dental individualizado do Modelo B

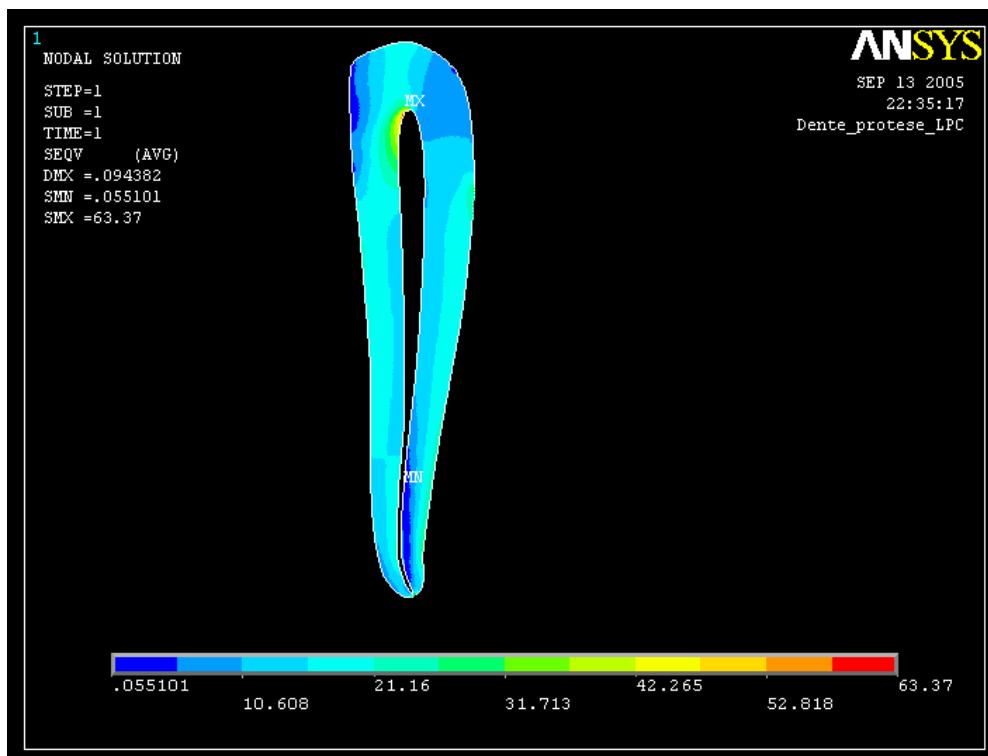


FIGURA 28 - Dentina individualizada do Modelo B

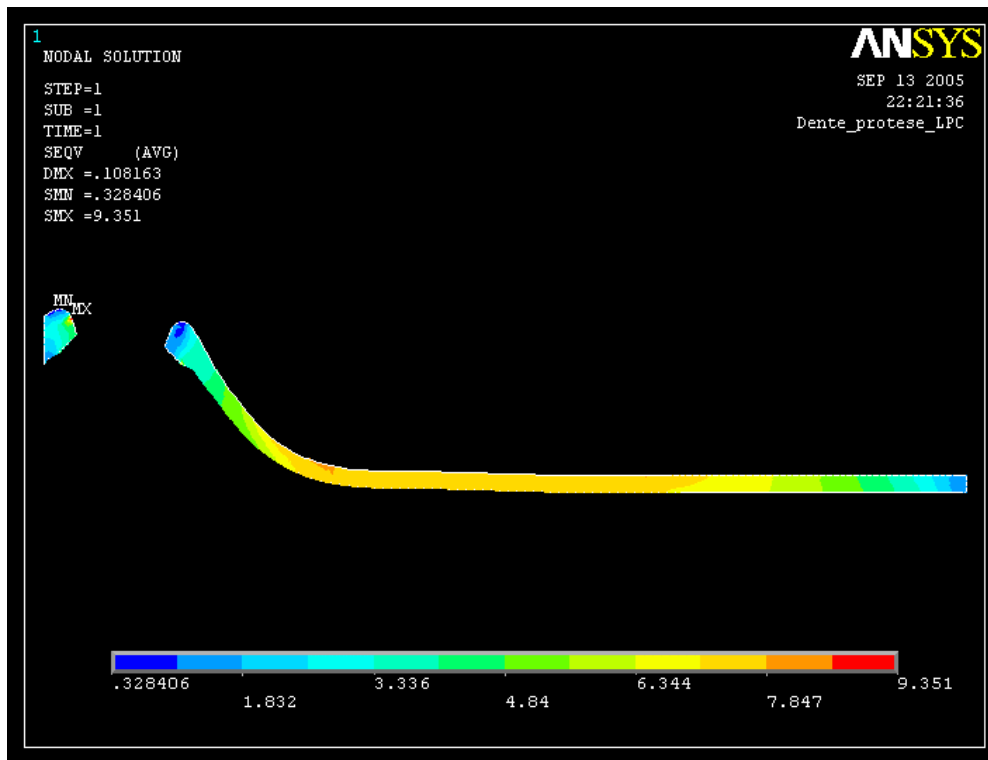


FIGURA 29 - Fibromucosa individualizada do Modelo B

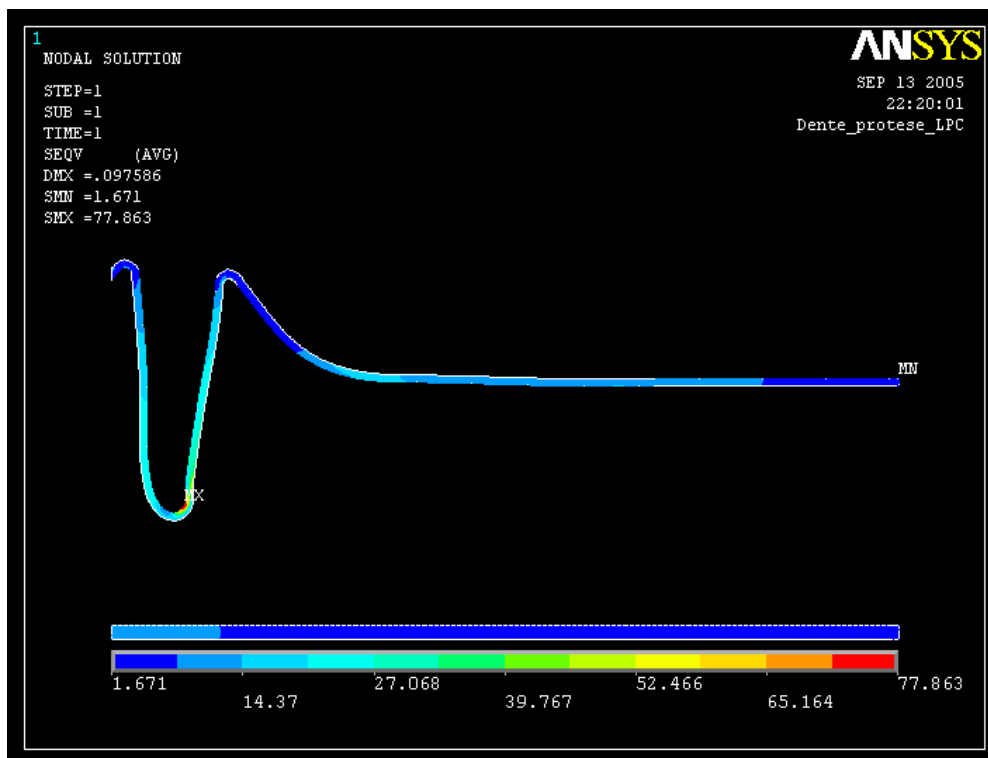


FIGURA 30 - Osso cortical individualizado do Modelo B

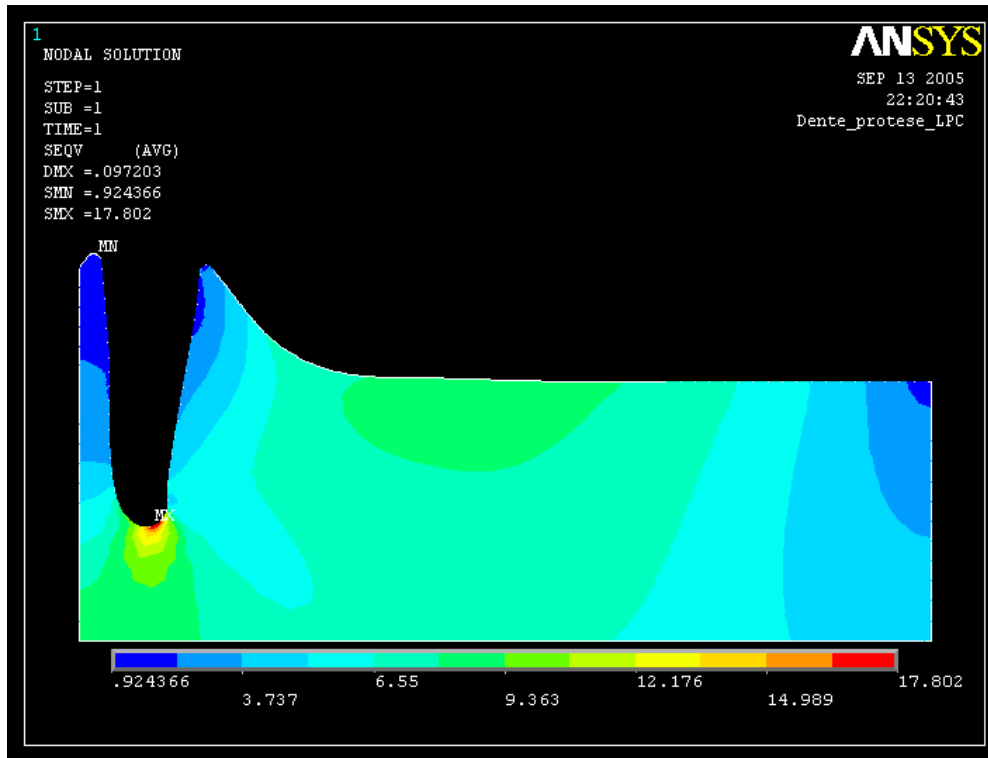


FIGURA 31 - Osso medular individualizado do Modelo B

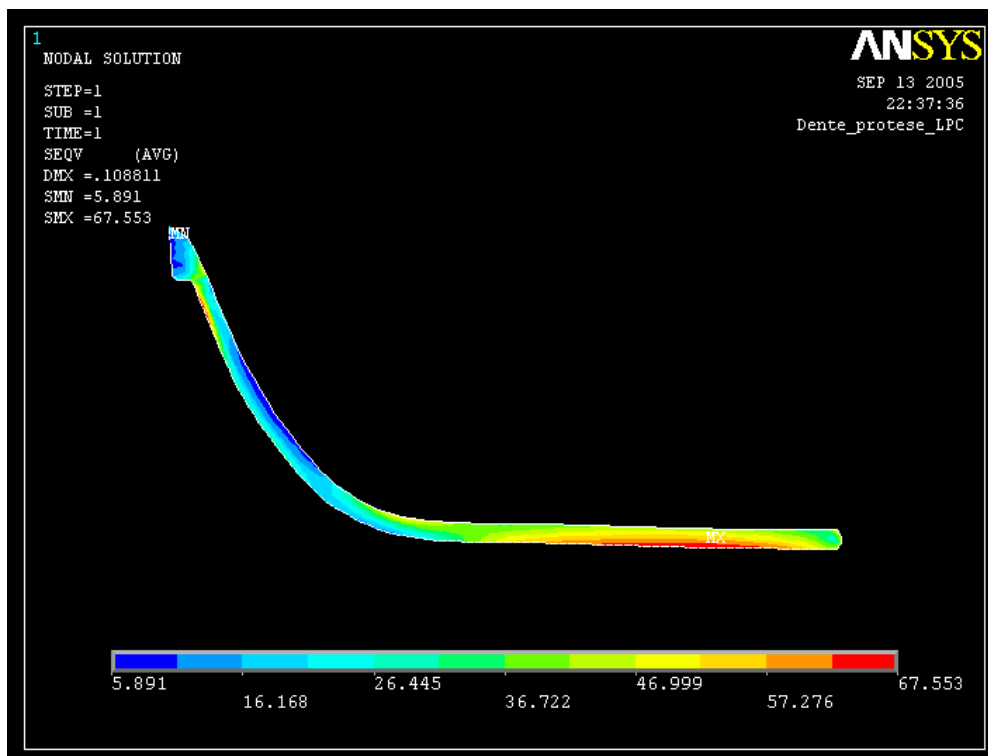


FIGURA 32 - Estrutura metálica individualizada do Modelo B

Modelo C

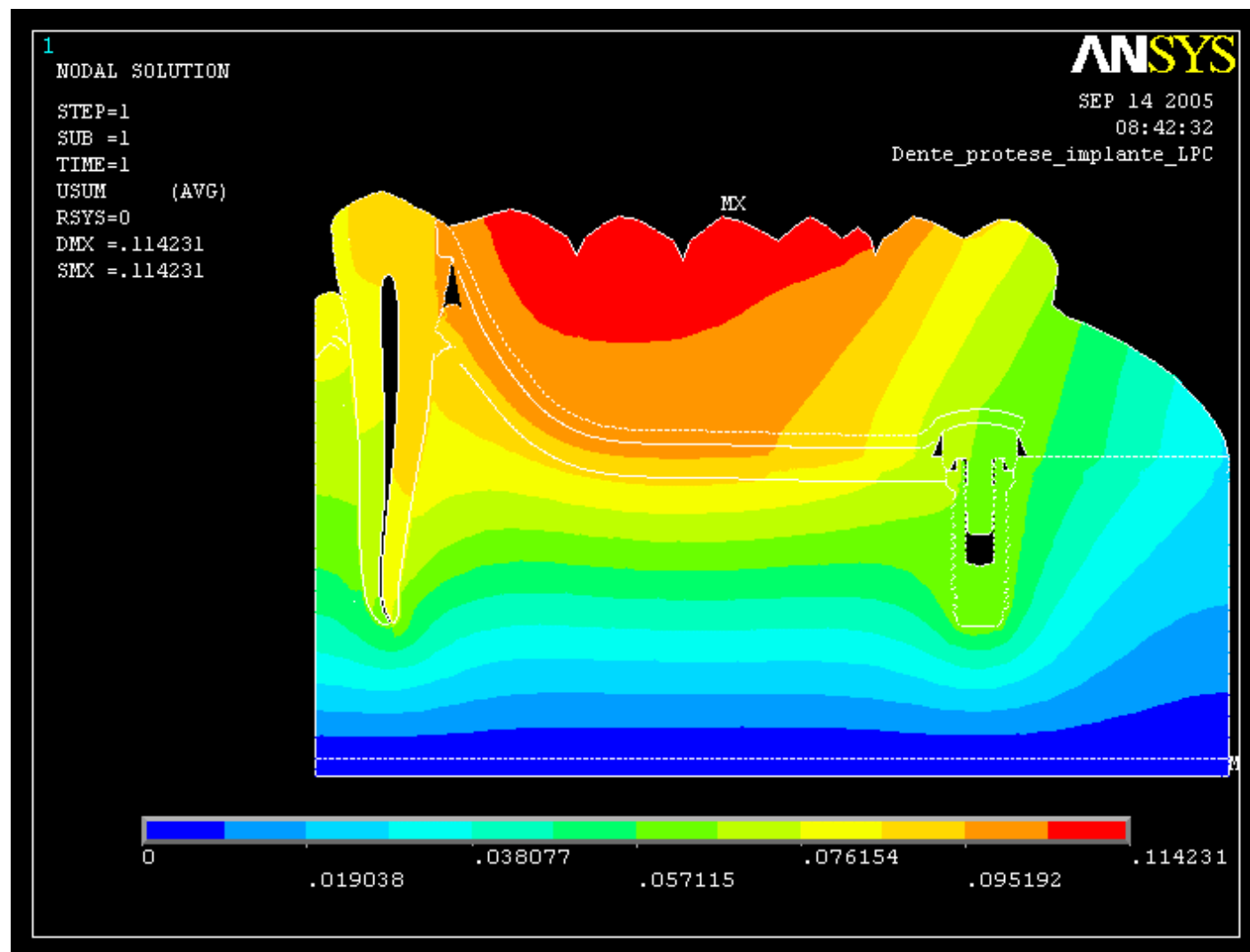


FIGURA 33 - Mapa geral de deslocamento do Modelo C

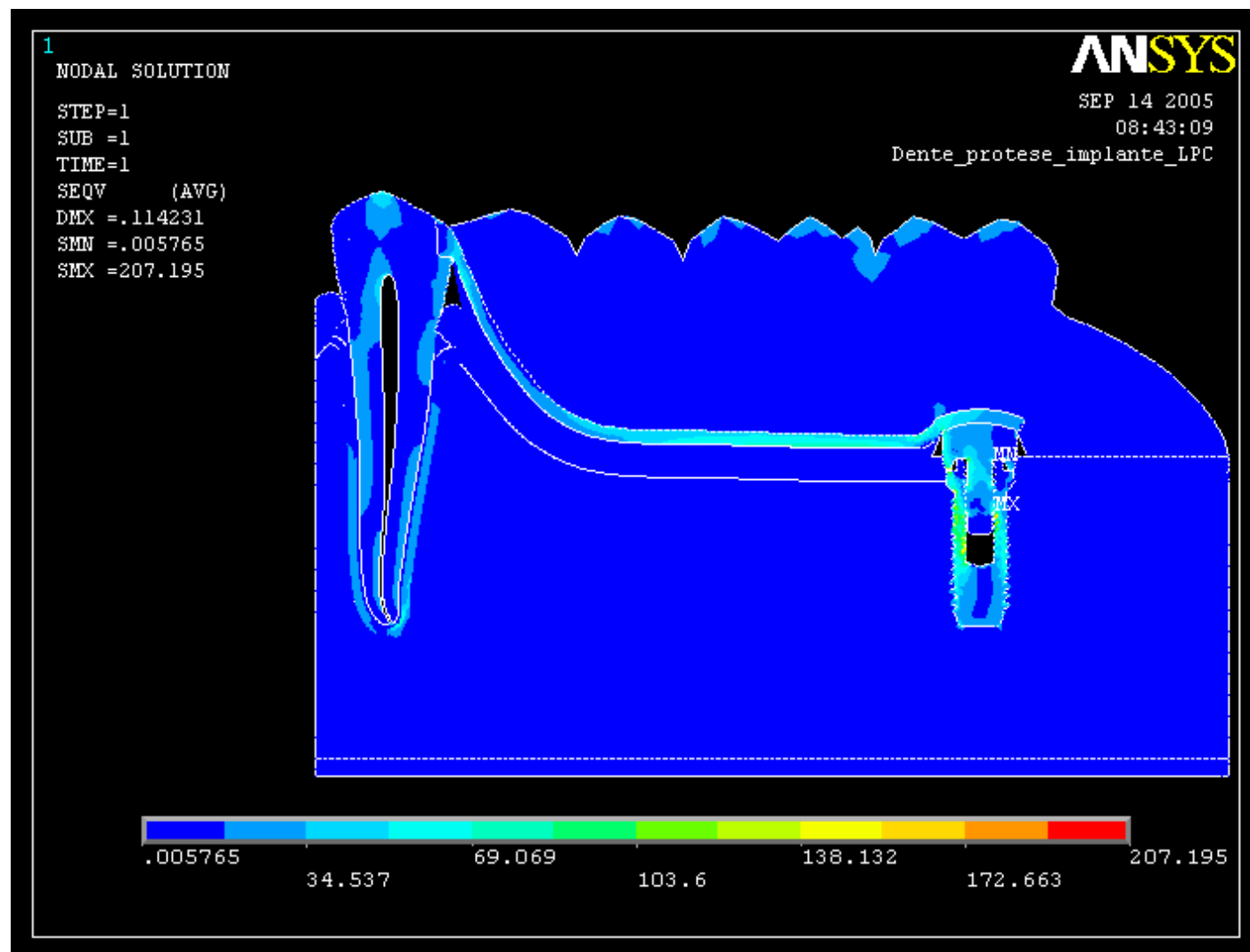


FIGURA 34 - Mapa geral de tensão do Modelo C

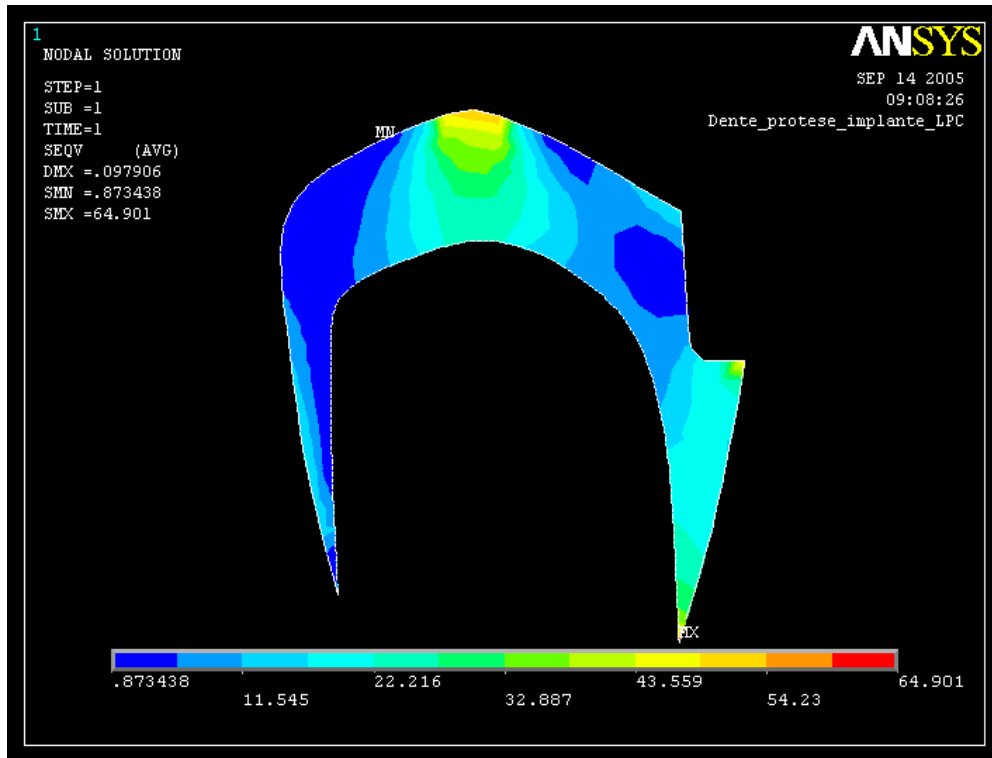


FIGURA 35 - Esmalte dental individualizado do Modelo C

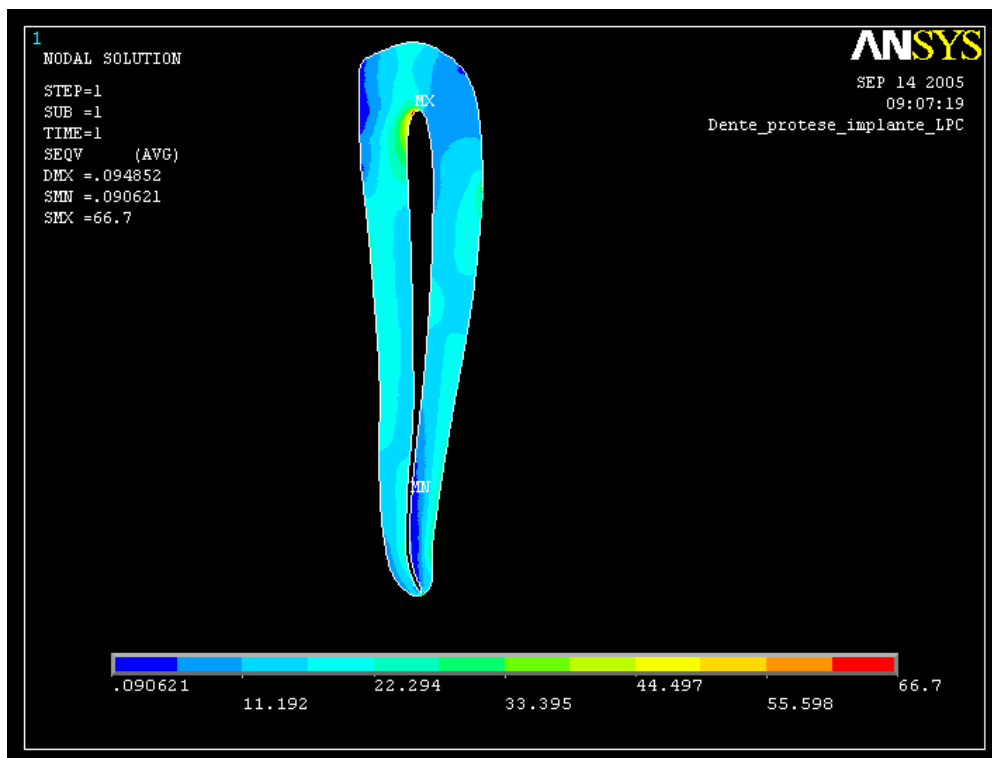


FIGURA 36 - Dentina individualizada do Modelo C

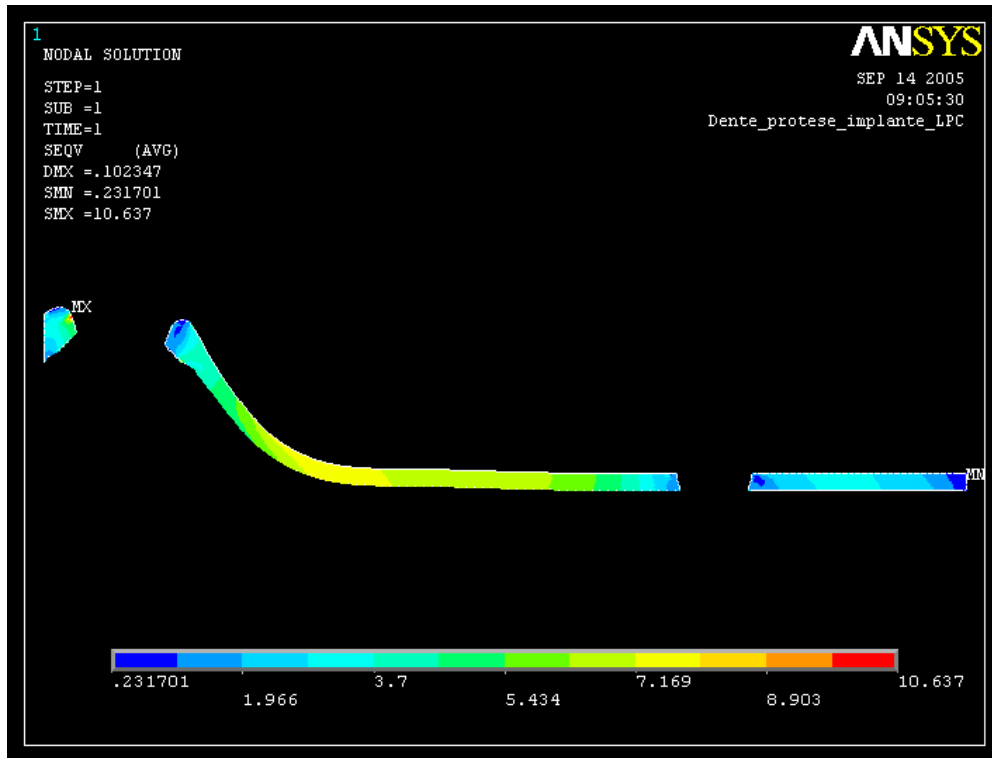


FIGURA 37 - Fibromucosa individualizada do Modelo C

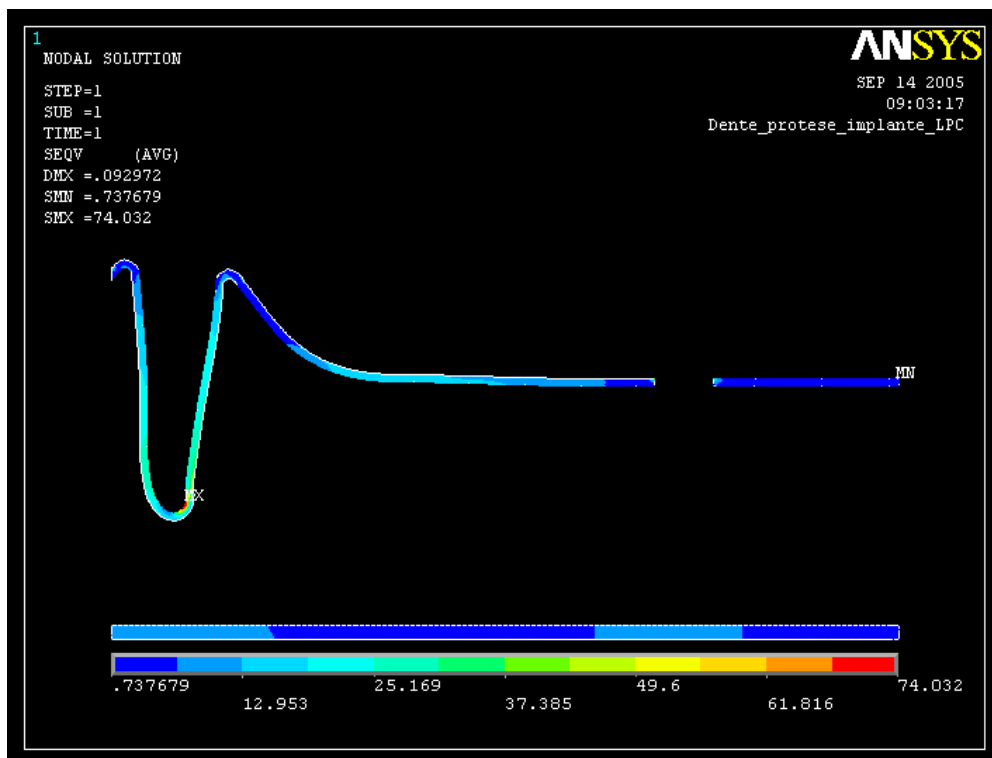


FIGURA 38 - Osso cortical individualizado do Modelo C

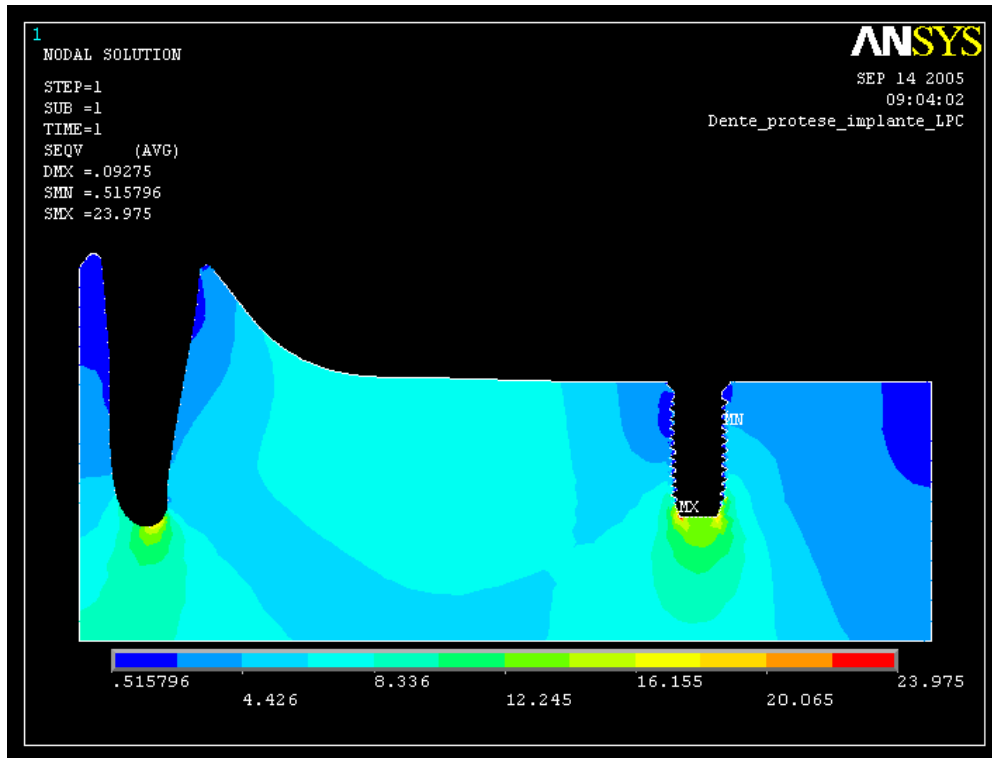


FIGURA 39 - Osso medular individualizado do Modelo C

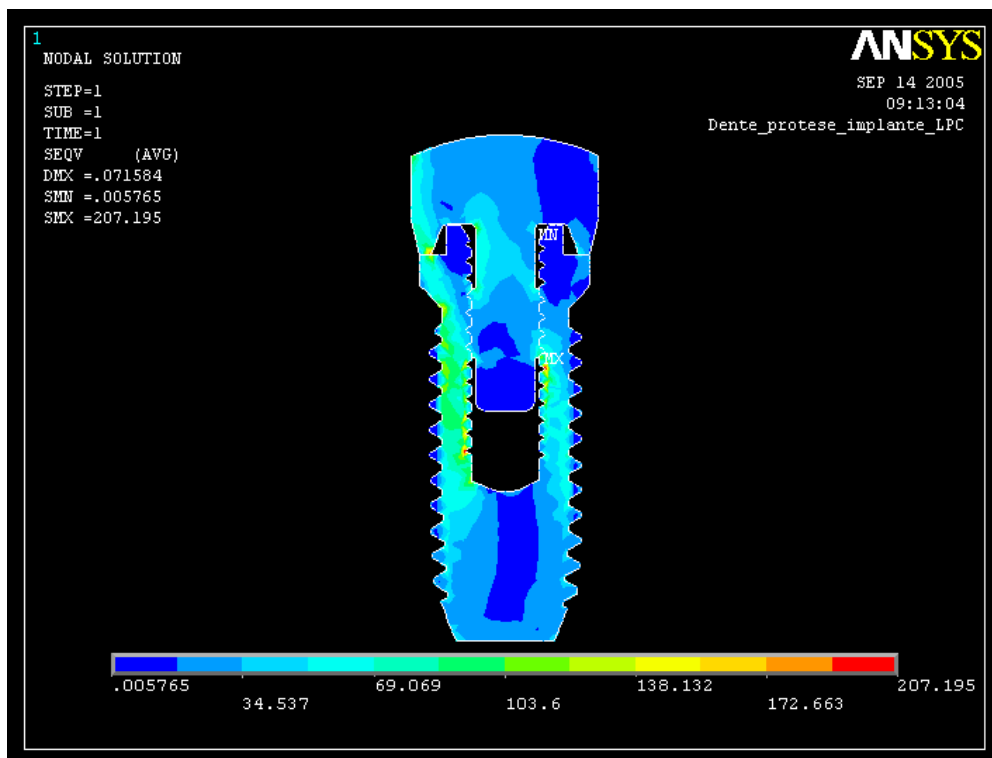


FIGURA 40 - Implante dentário individualizado do Modelo C

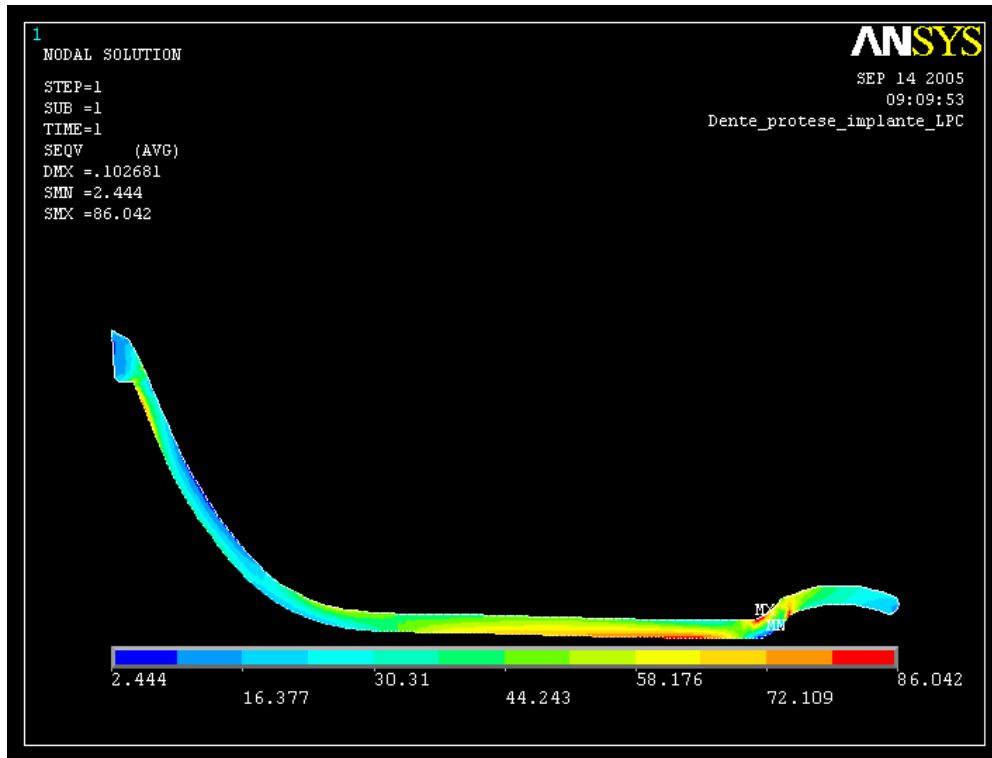


FIGURA 41 - Estrutura metálica individualizada do Modelo C

Modelo D

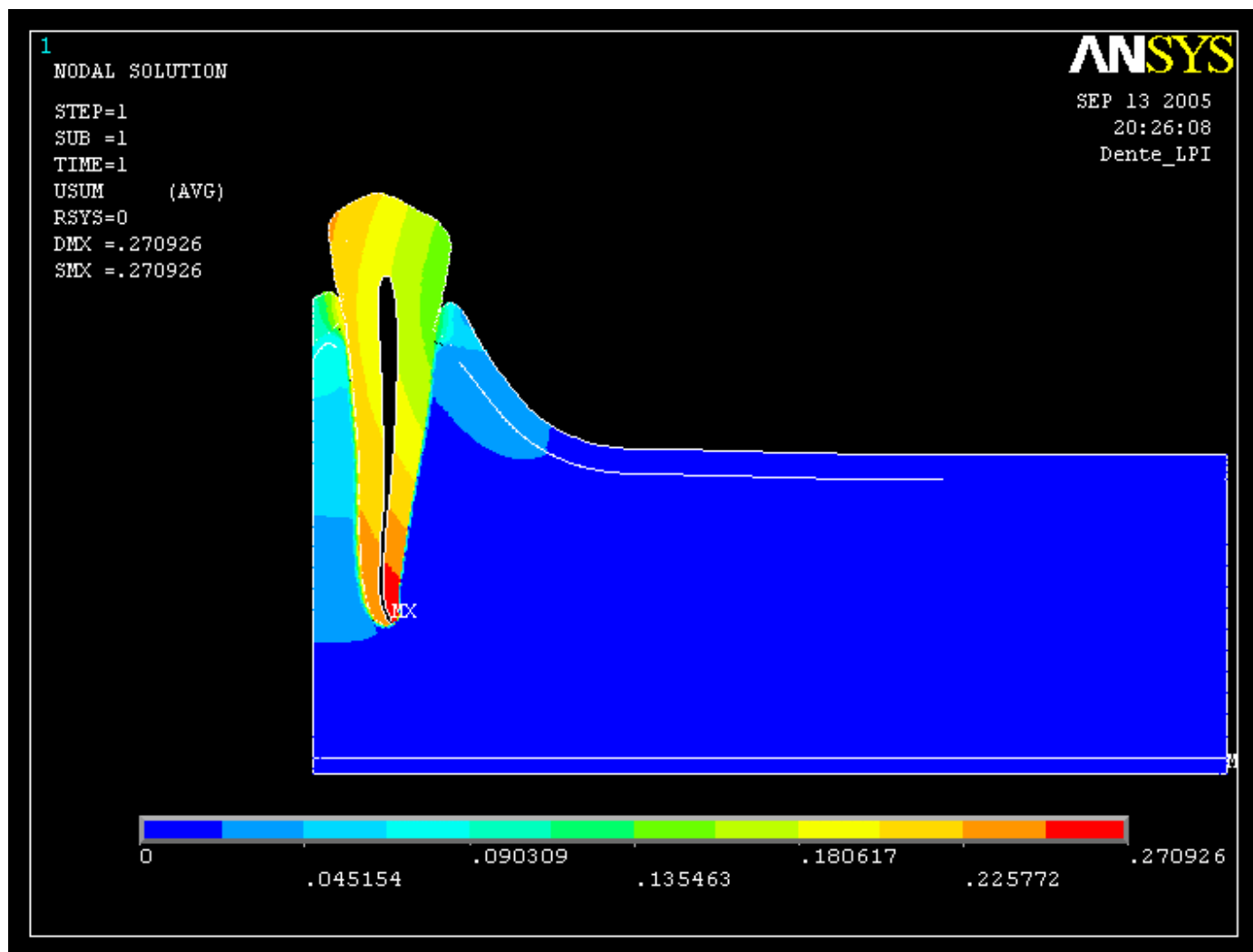


FIGURA 42 - Mapa geral de deslocamento do Modelo D

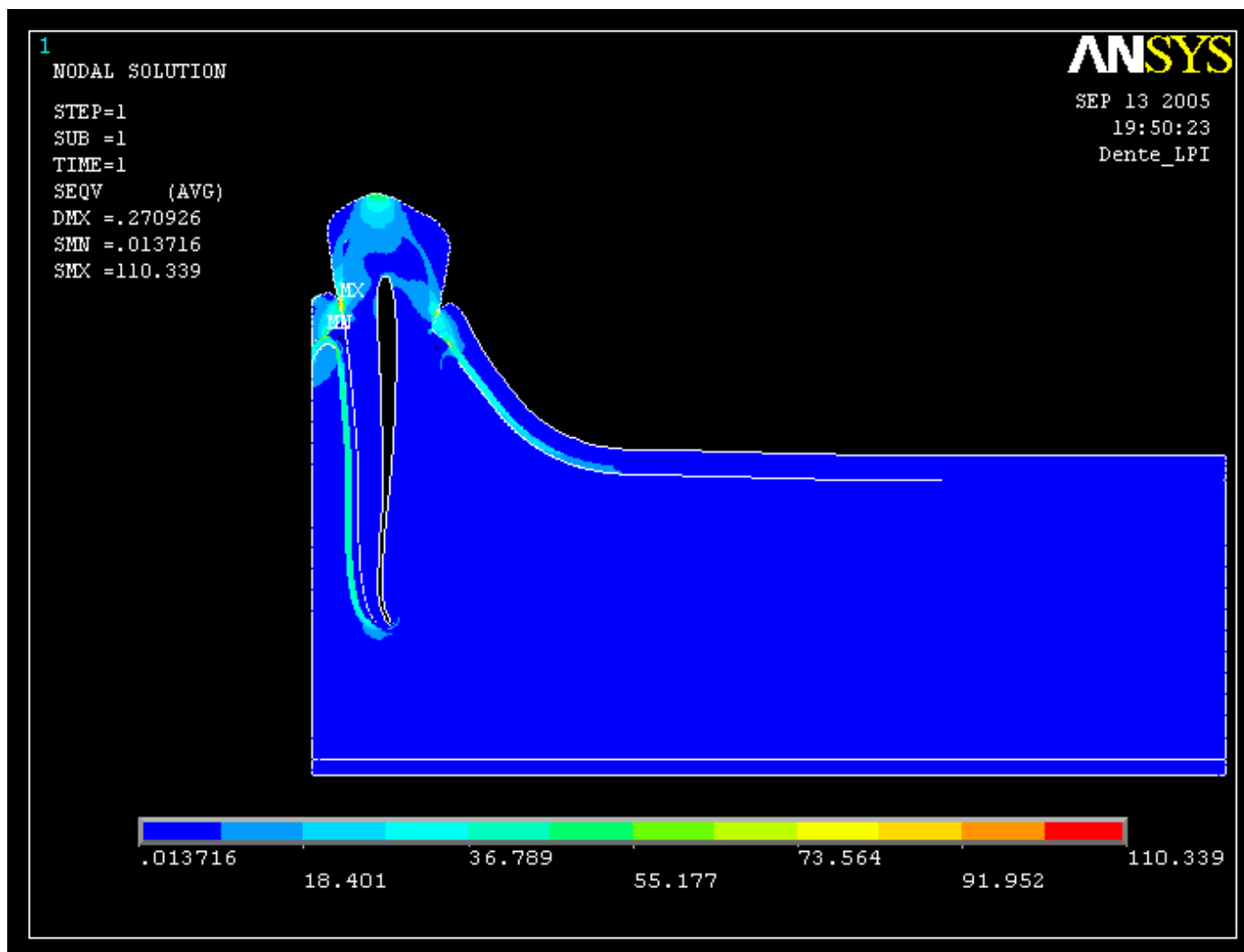


FIGURA 43 - Mapa geral de tensão do Modelo D

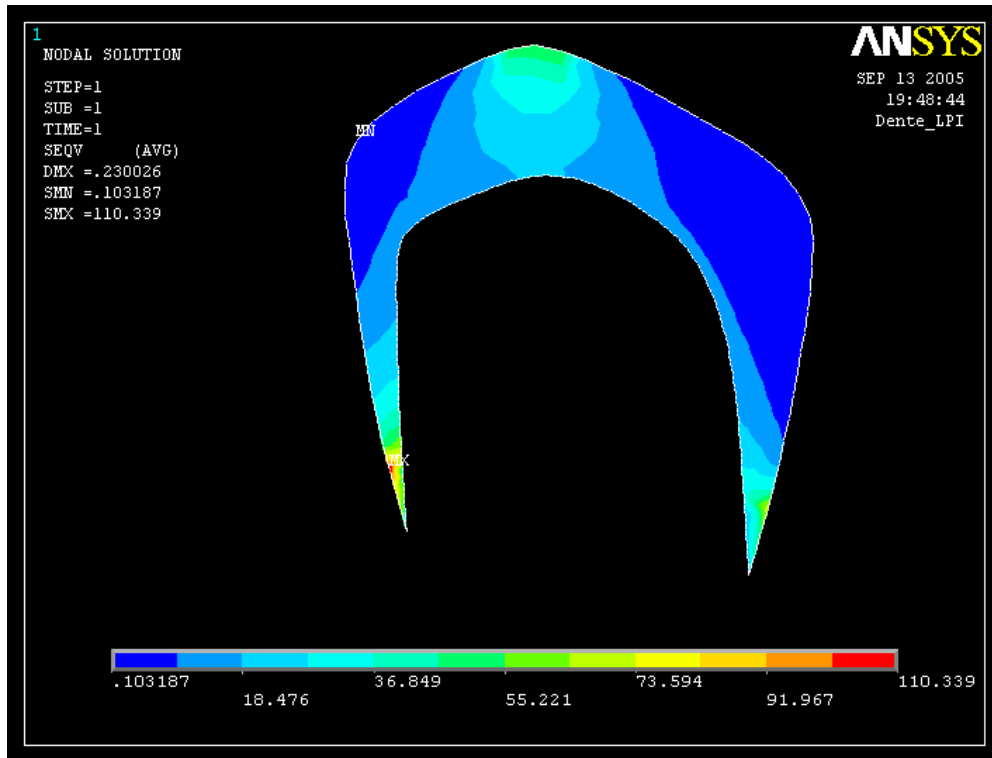


FIGURA 44 - Esmalte denta individualizado do Modelo D

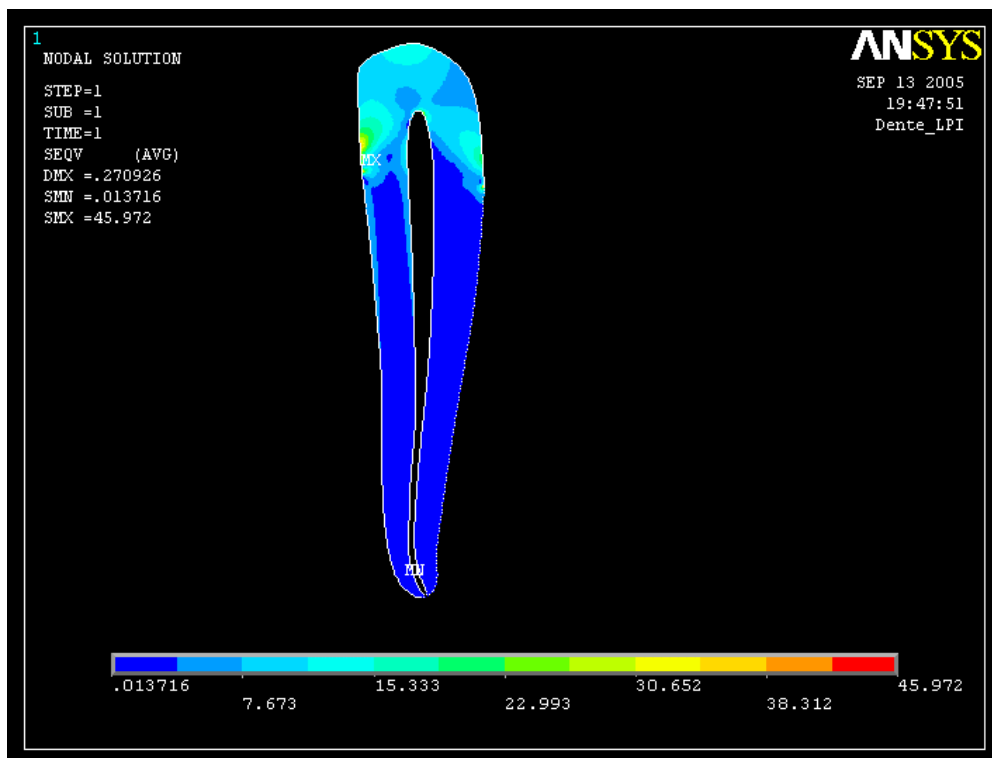


FIGURA 45 - Dentina individualizada do Modelo D

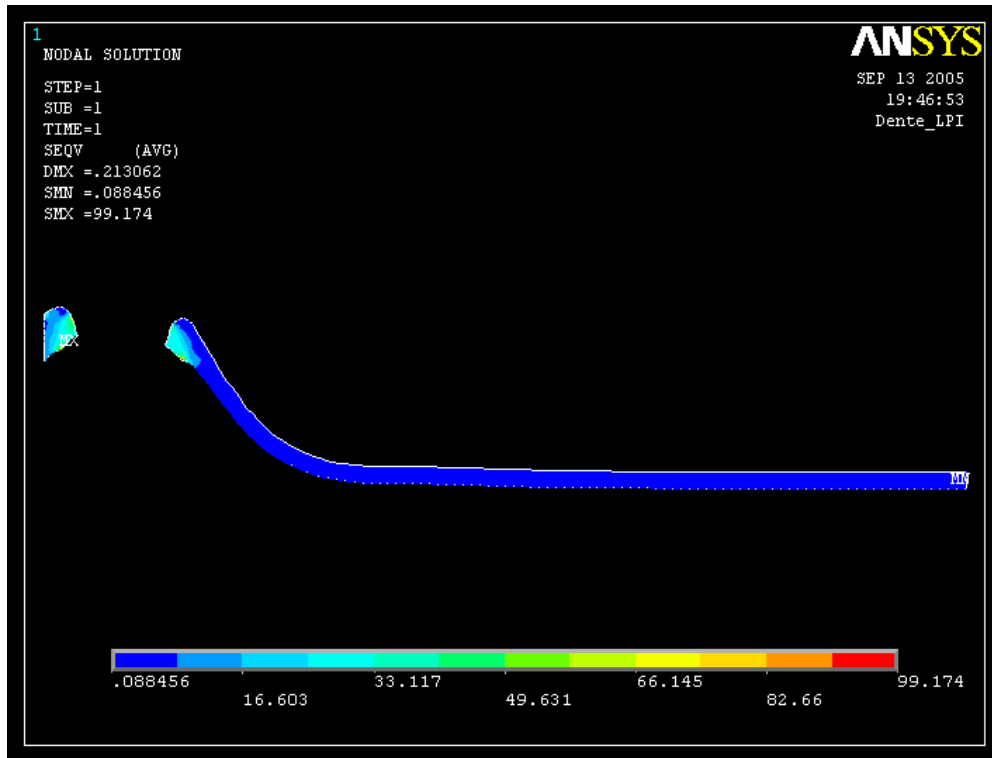


FIGURA 46 - Fibromucosa individualizada do Modelo D

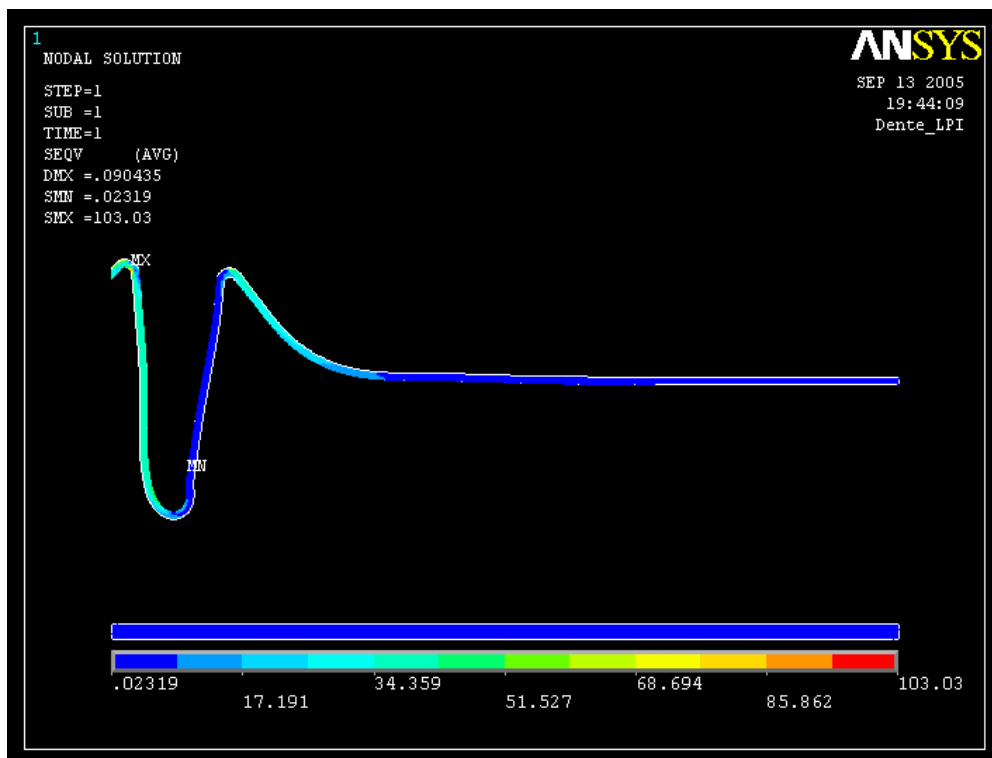


FIGURA 47 - Osso cortical individualizado do Modelo D

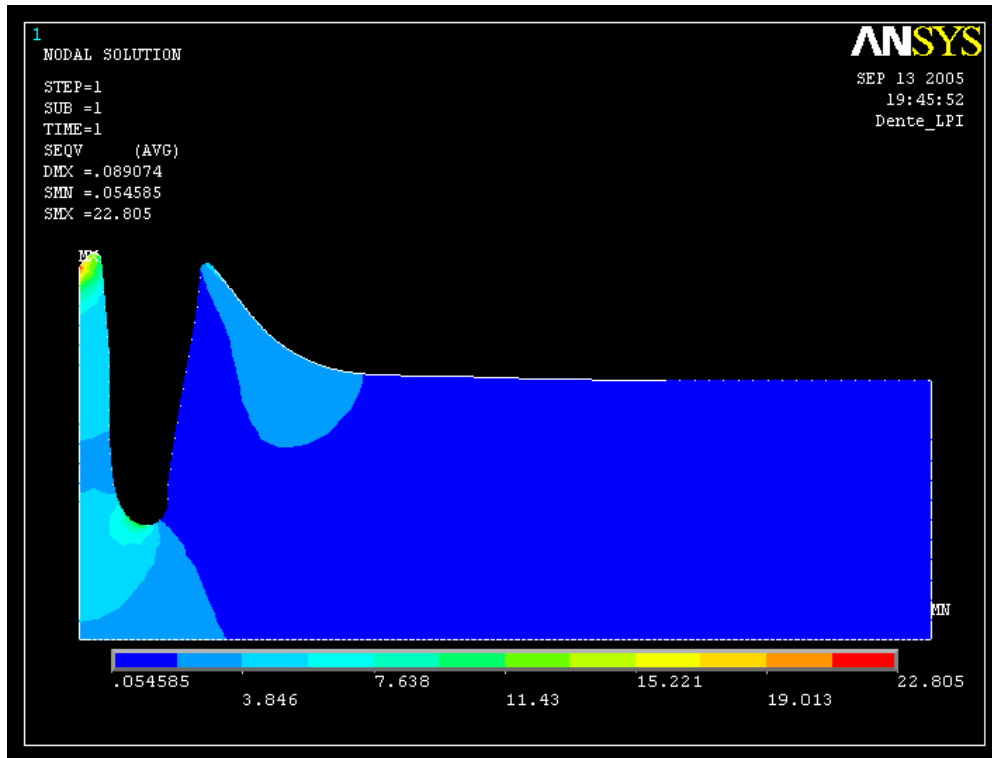


FIGURA 48 - Osso medular individualizado do Modelo D

Modelo E

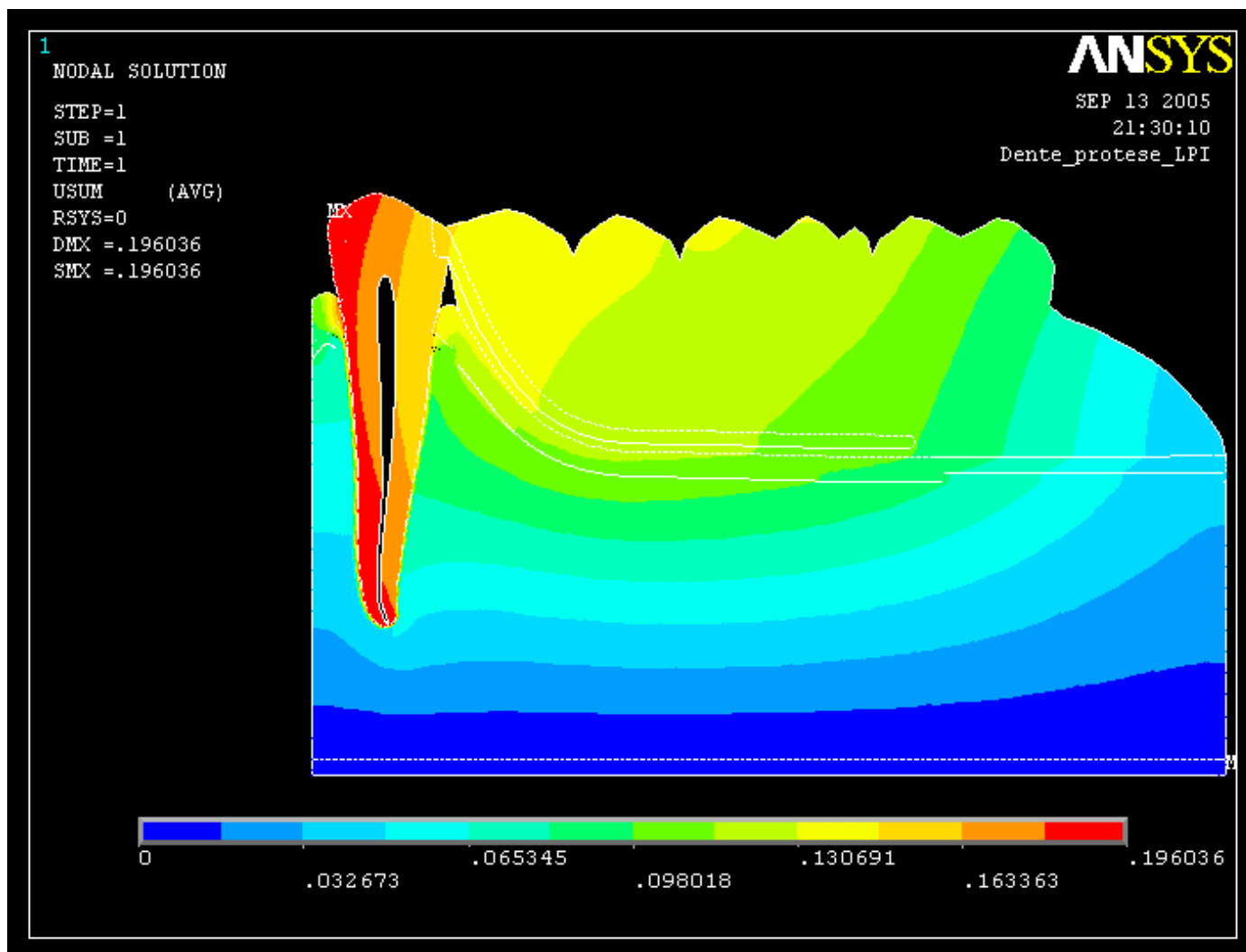


FIGURA 49 - Mapa geral de deslocamento do Modelo E

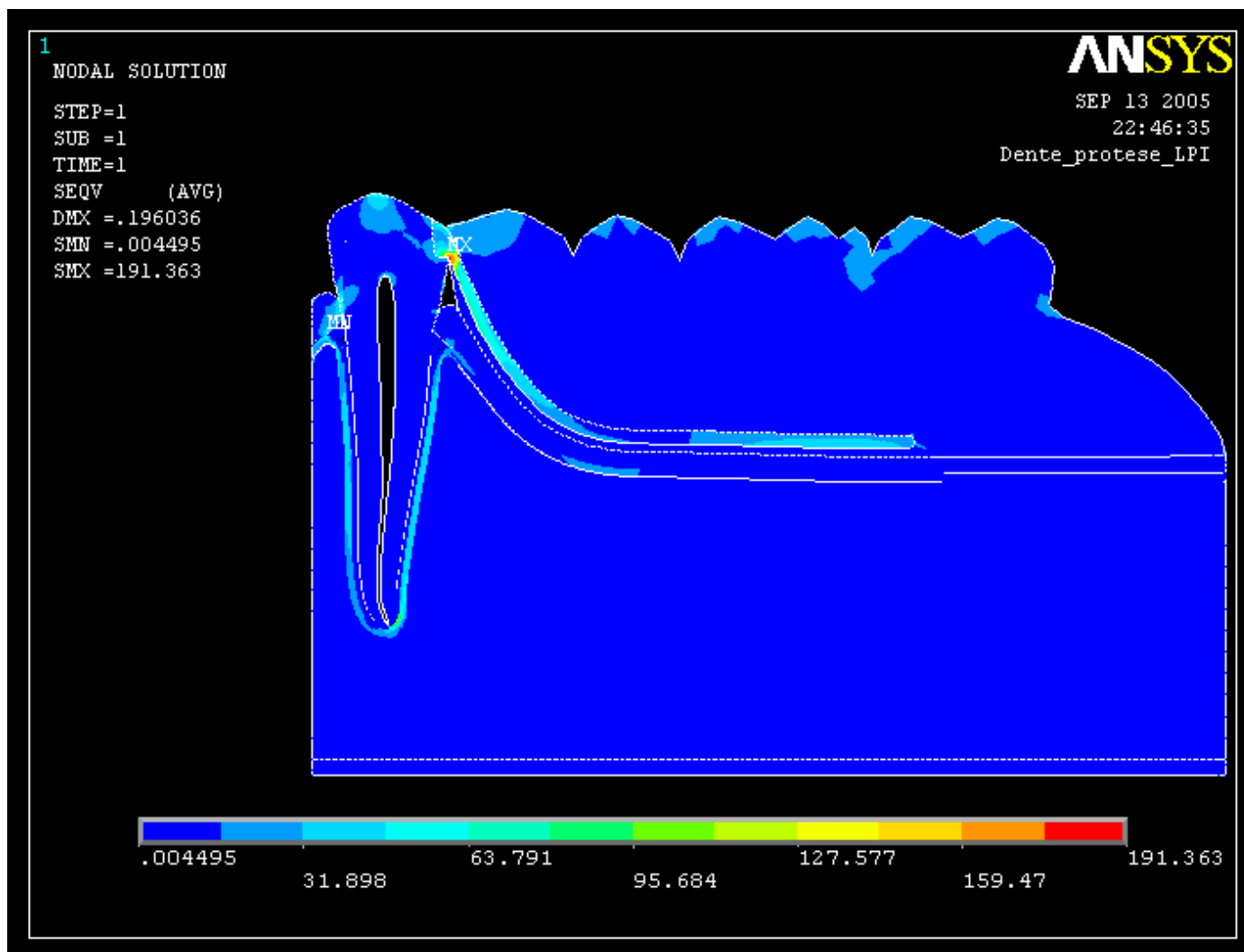


FIGURA 50 - Mapa geral de tensão do Modelo E

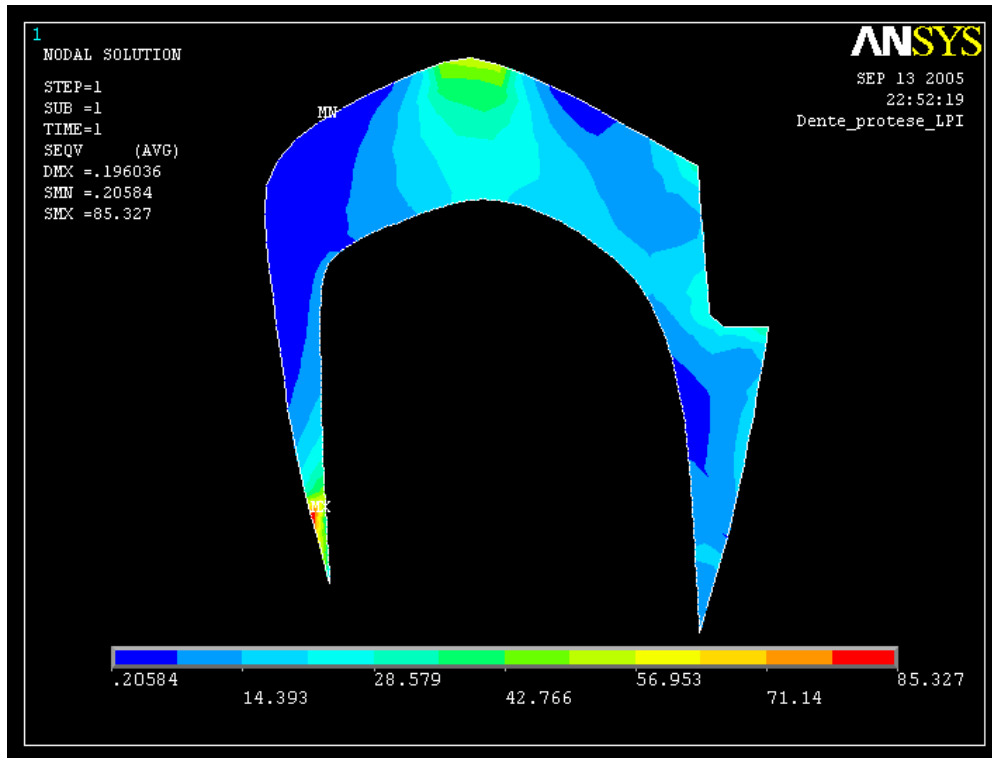


FIGURA 51 - Esmalte dental individualizado do Modelo E

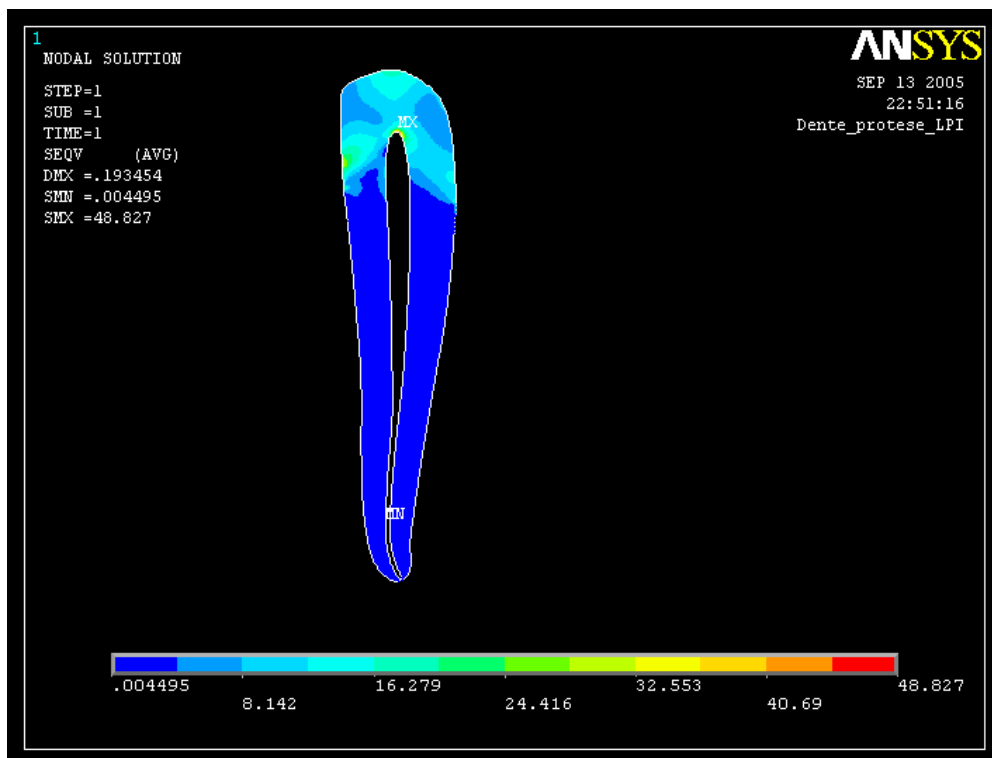


FIGURA 52 - Dentina individualizada do Modelo E

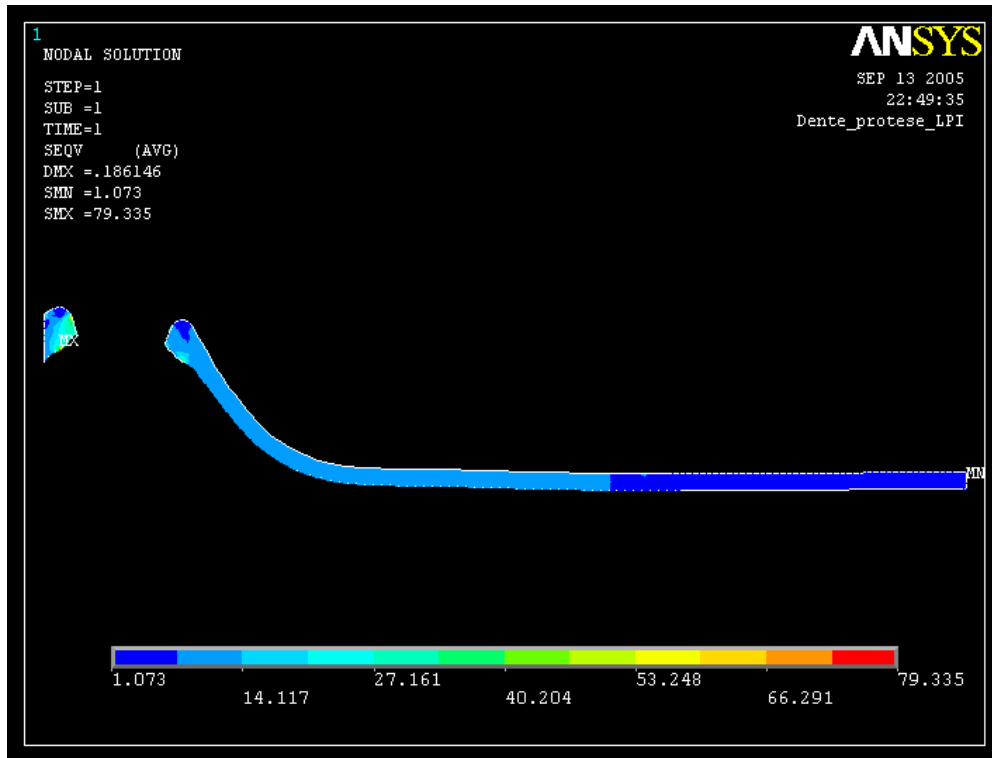


FIGURA 53 - Fibromucosa individualizada do Modelo E

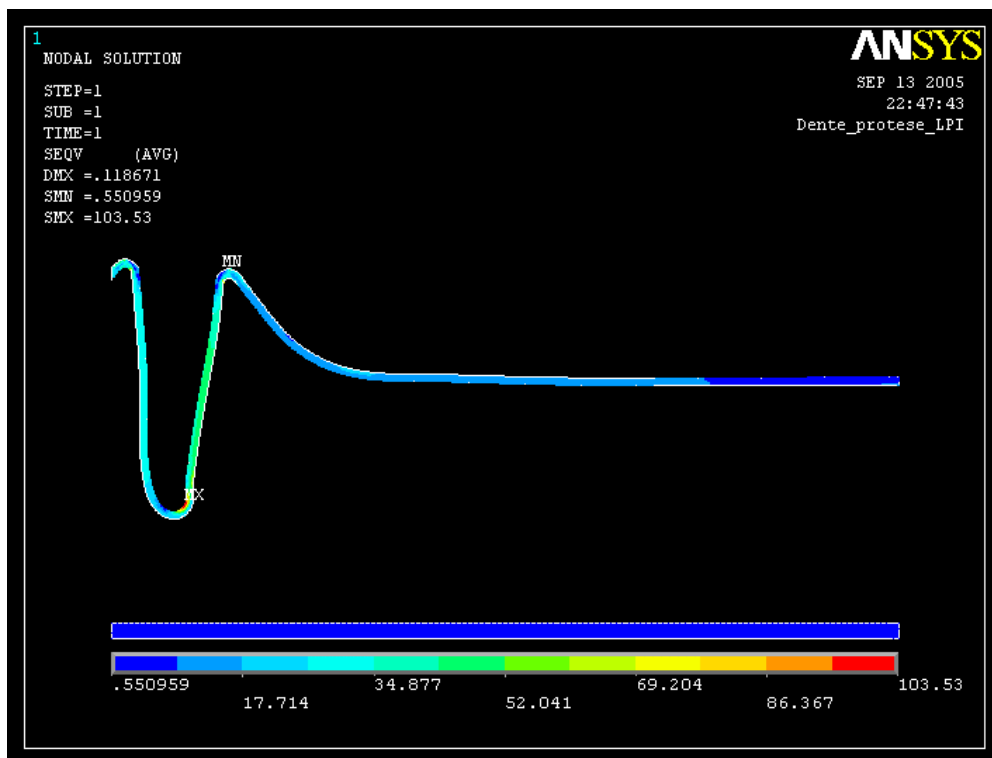


FIGURA 54 - Osso cortical individualizado do Modelo E

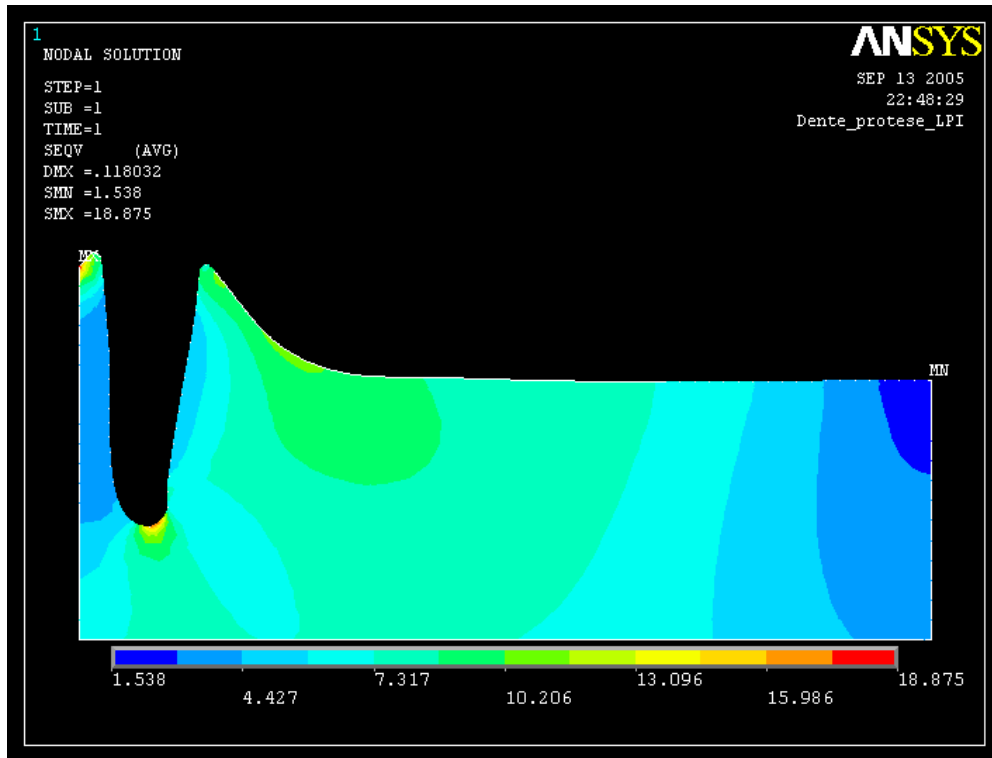


FIGURA 55 - Osso medular individualizado do Modelo E

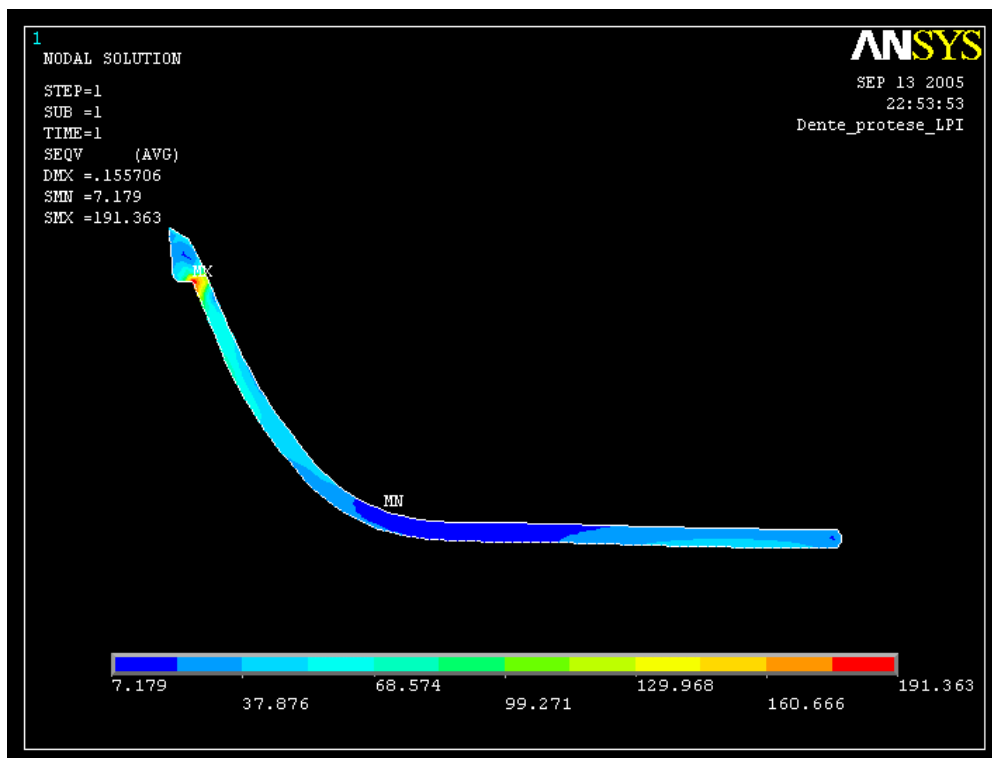


FIGURA 56 - Estrutura metálica individualizada do Modelo E

Modelo F

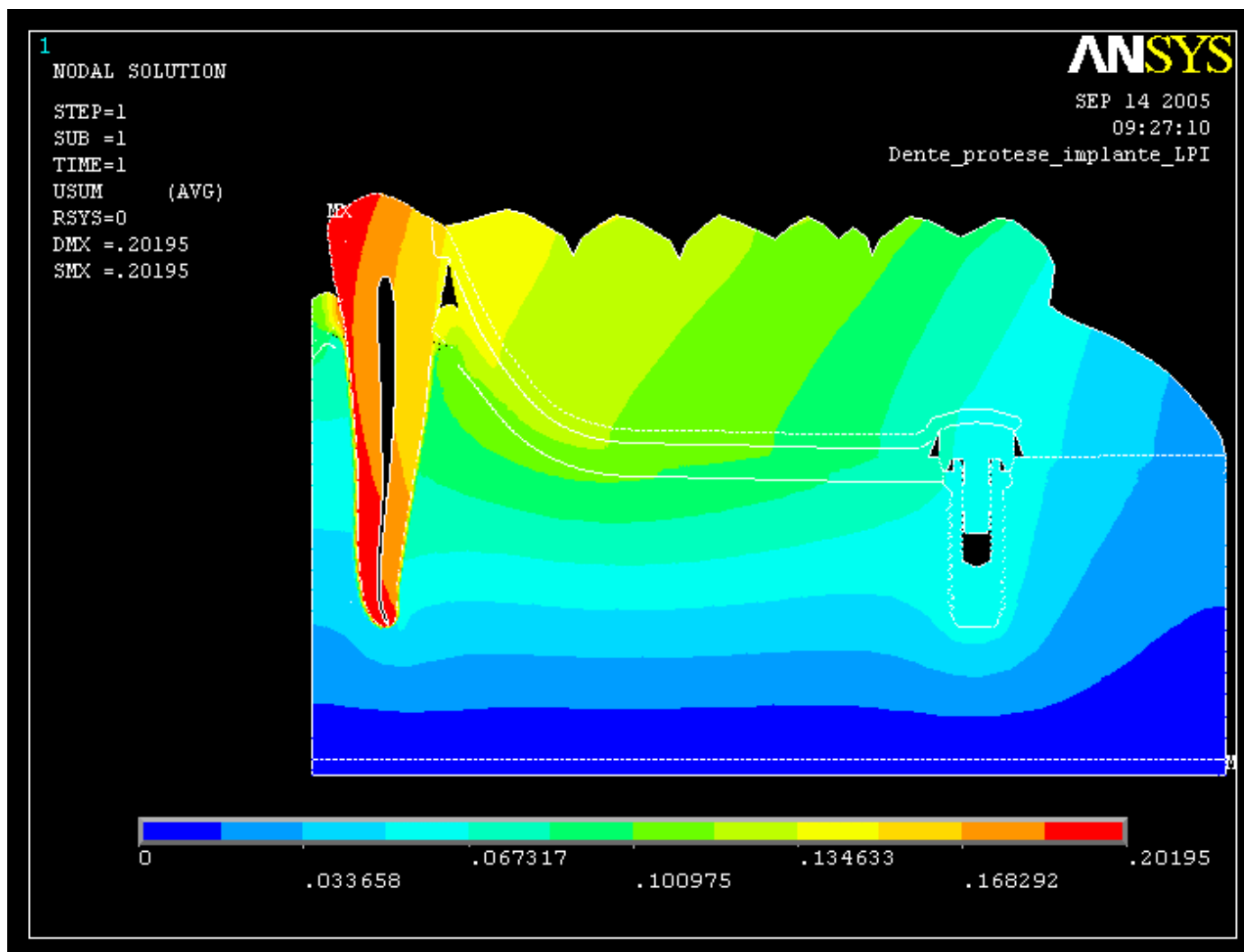


FIGURA 57 - Mapa geral de deslocamento do Modelo F

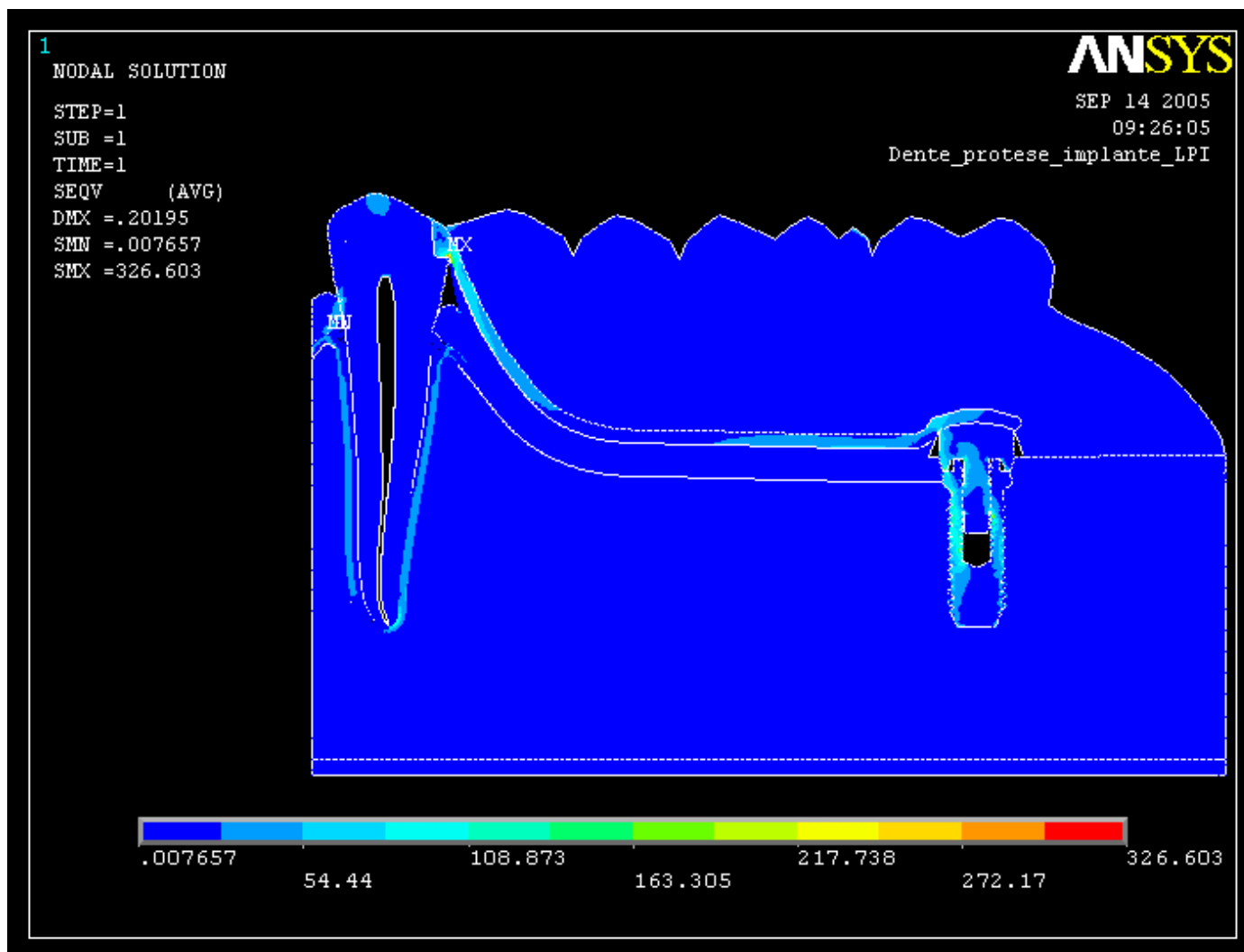


FIGURA 58 - Mapa geral de tensão do Modelo F

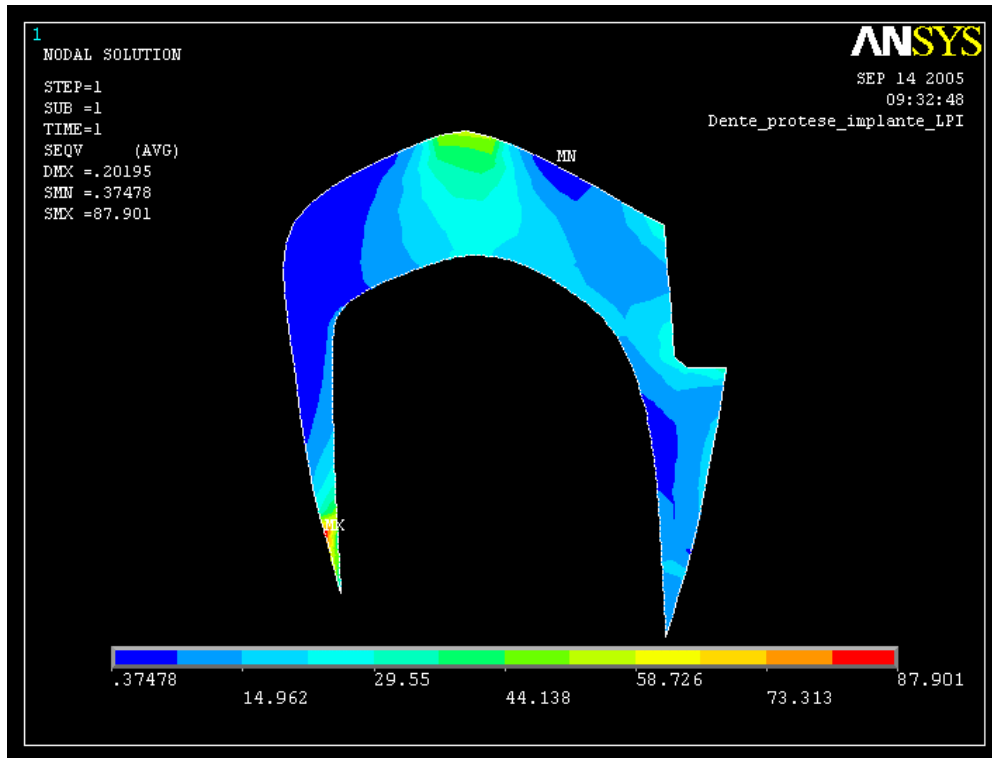


FIGURA 59 - Esmalte dental individualizado do Modelo F

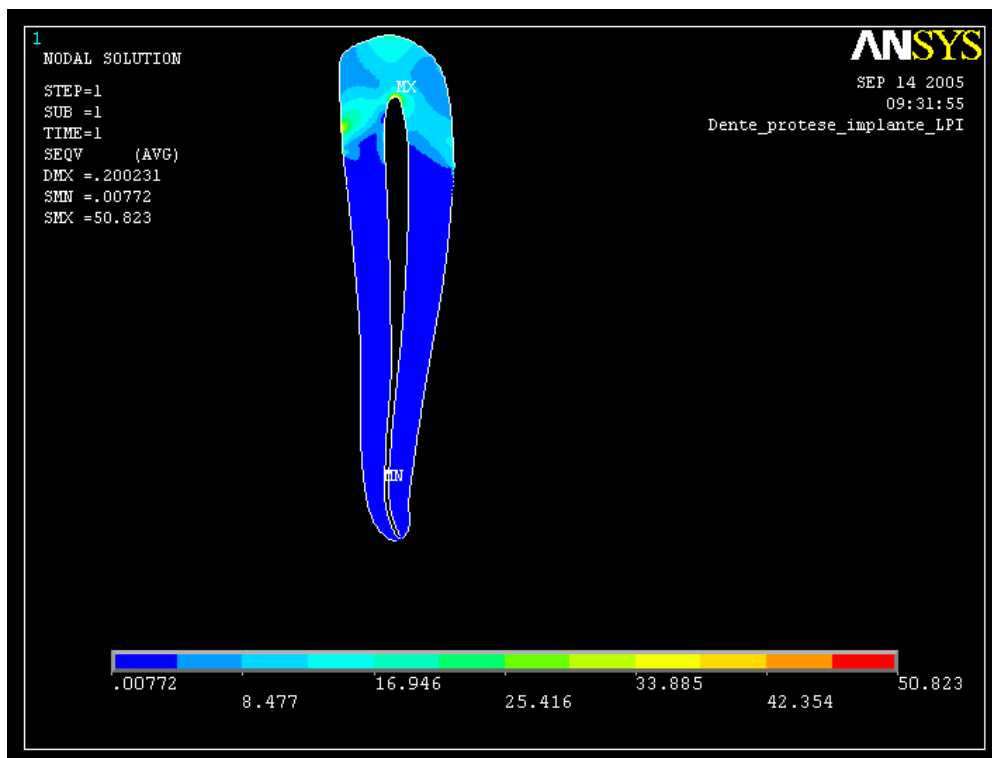


FIGURA 60 - Dentina individualizada do Modelo F

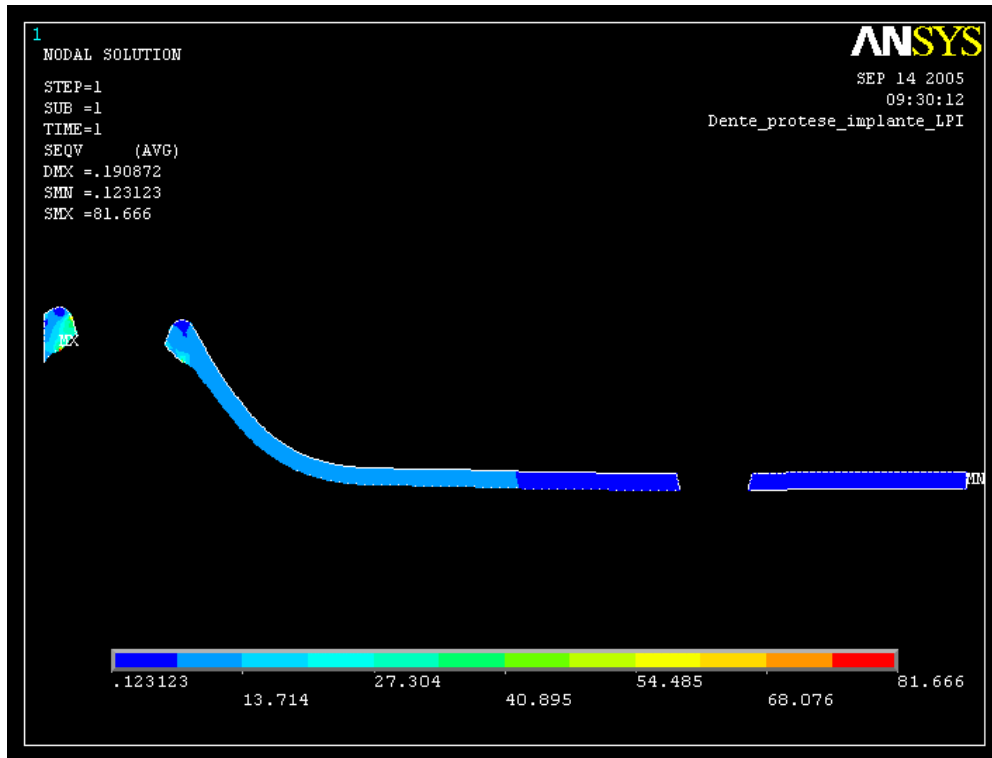


FIGURA 61 - Fibromucosa individualizada do Modelo F

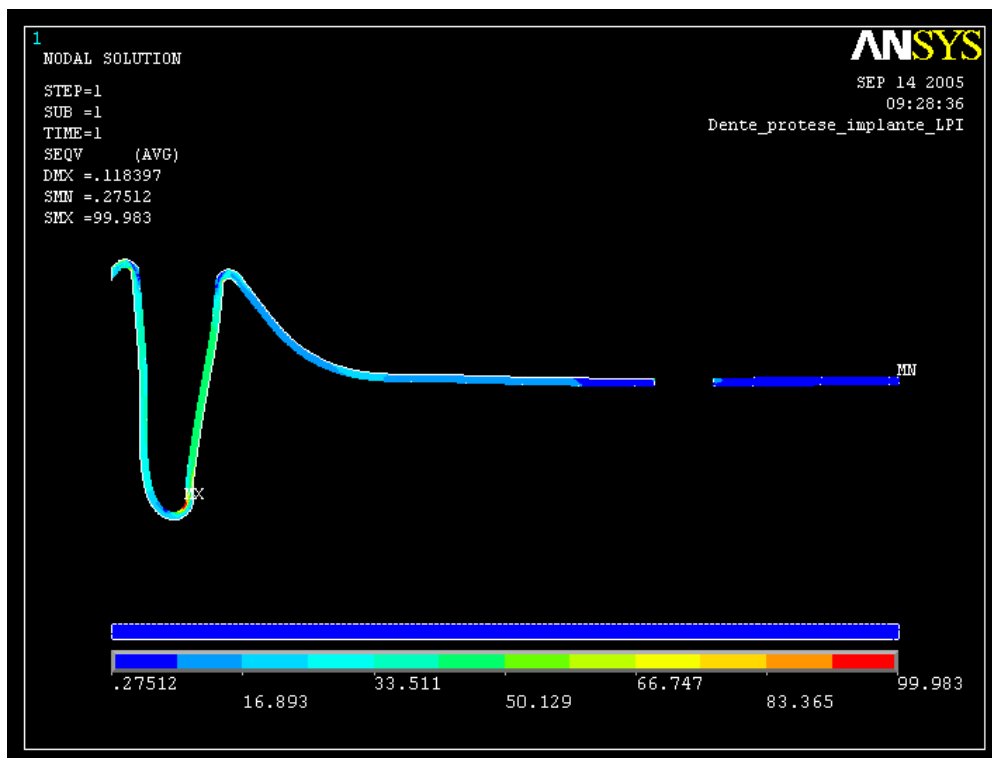


FIGURA 62 - Osso cortical individualizado do Modelo F

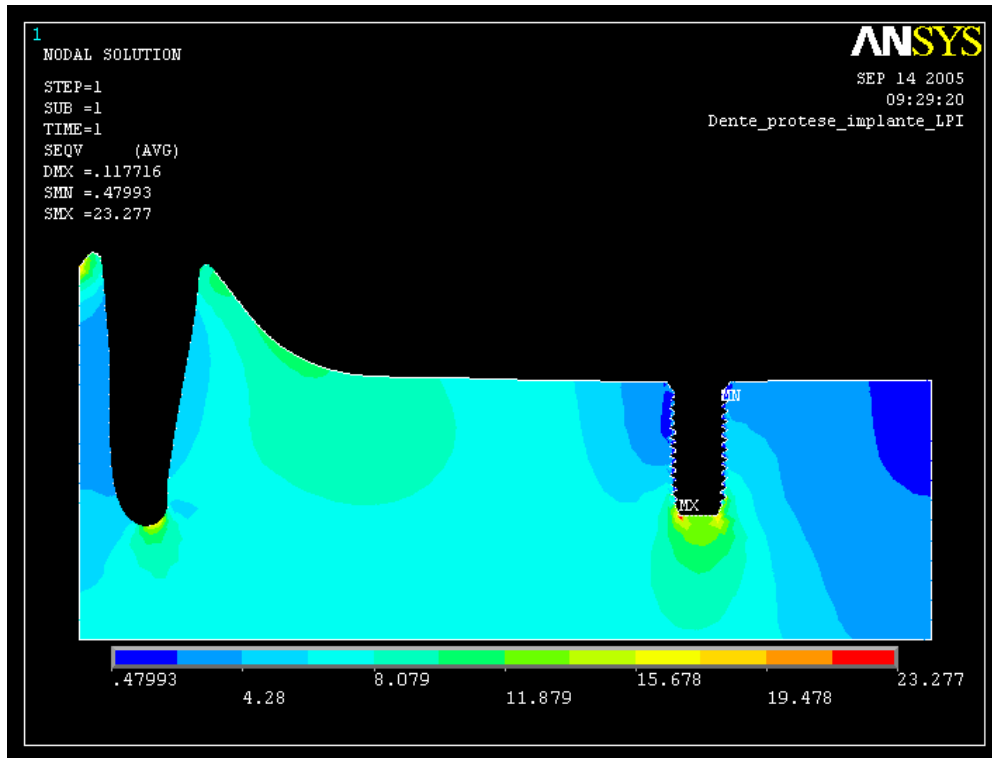


FIGURA 63 - Osso medular individualizado do Modelo F

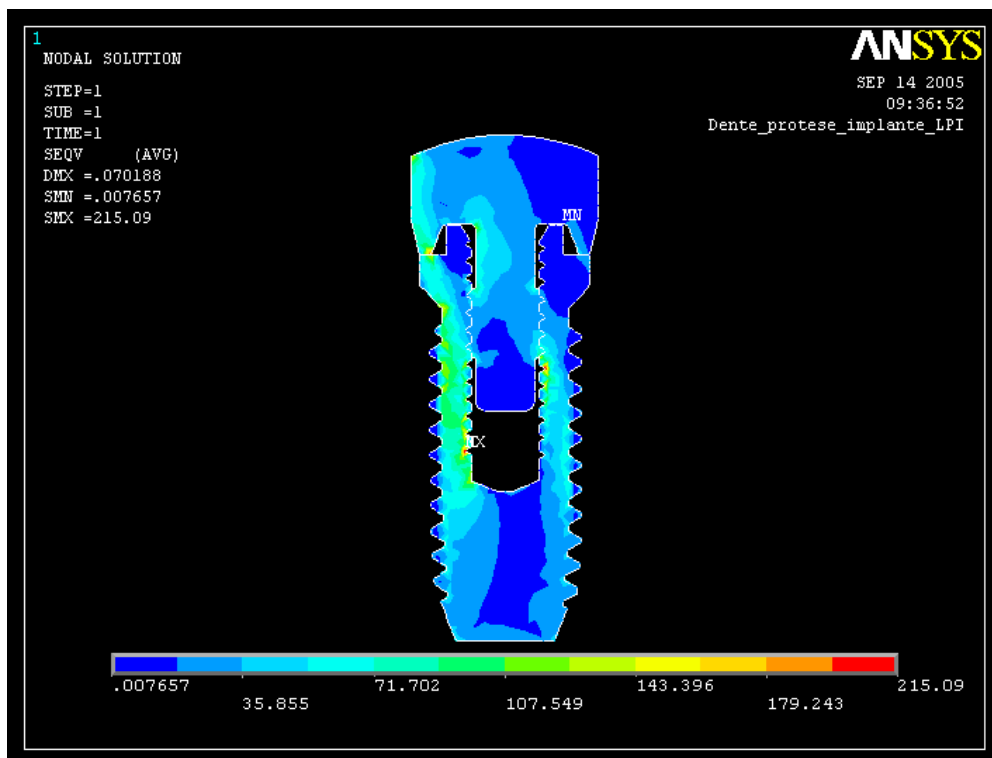


FIGURA 64 - Implante dentário individualizado do Modelo F

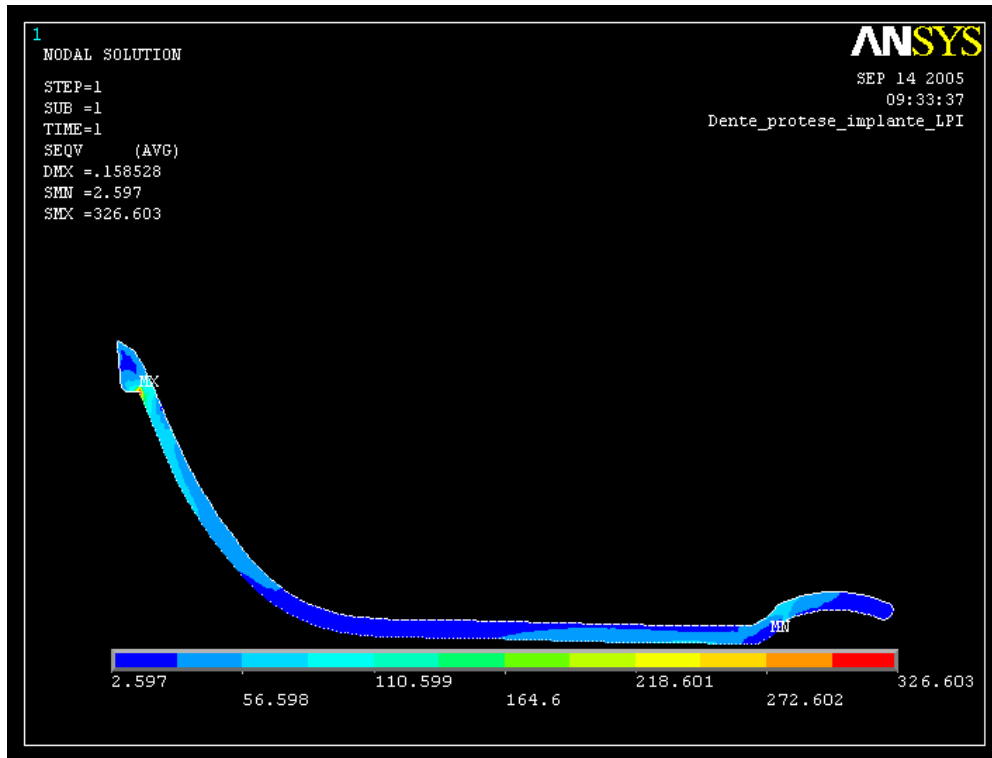


FIGURA 65 - Estrutura metálica individualizada do Modelo F

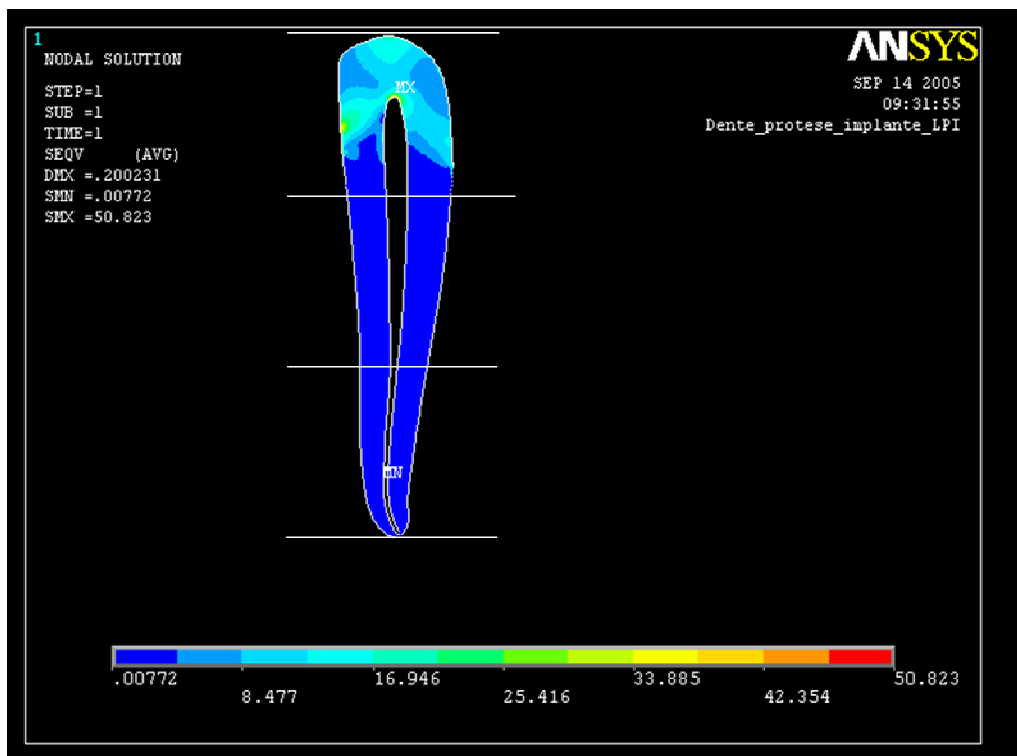


FIGURA 66 - Diagrama representativo da subdivisão das áreas 2 e 3 da dentina

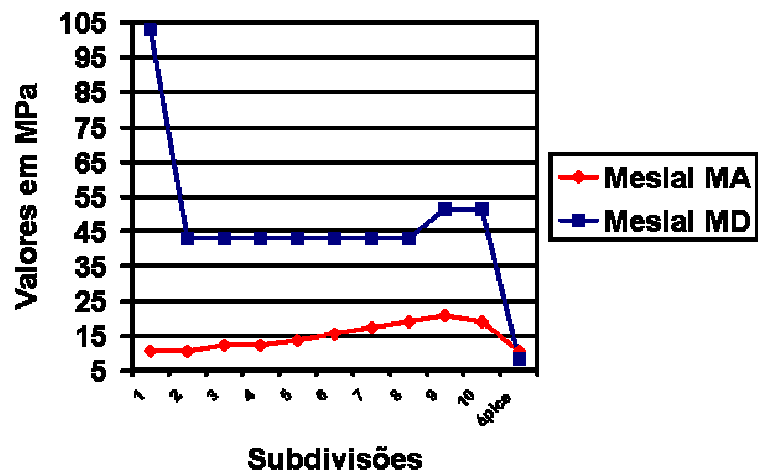


GRÁFICO 9 - Comparação entre as máximas concentrações de tensão (Face mesial do dente suporte) para o osso cortical (Modelos A e D), segundo as subdivisões (1 a 10)

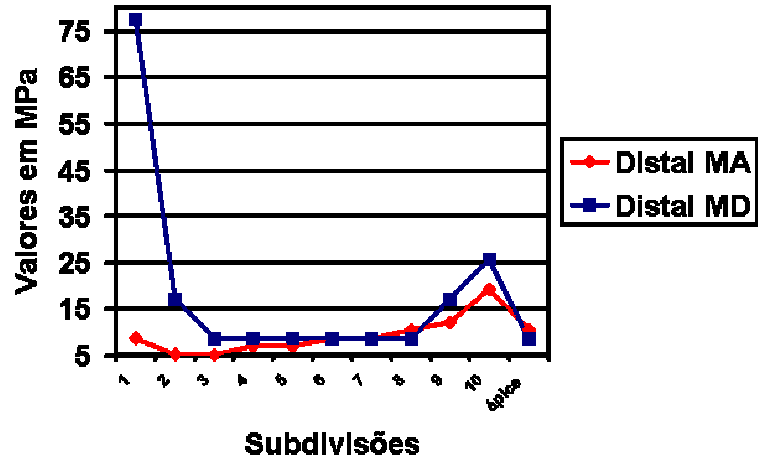


GRÁFICO 10 - Comparação entre as máximas concentrações de tensão (Face distal do dente suporte) para o osso cortical (Modelos A e D), segundo as subdivisões (1 a 10)