

Fellippo Ramos Verri

Avaliação da Influência do Diâmetro e Comprimento do Implante Osseointegrado associado à PPR Classe I Mandibular pelo Método dos Elementos Finitos.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Campus de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” - UNESP, para obtenção do título de Mestre em Odontologia – área de concentração em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Piza Pellizzer

**ARAÇATUBA
2003**

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca da FOA / UNESP

V554a Verri, Fellippo Ramos
Avaliação da influência do diâmetro e comprimento do implante osseointegrado na inter-relação PPR classe I mandibular pelo método dos elementos finitos. / Fellippo Ramos Verri. – Araçatuba : [s.n.], 2003
202 f. : il.

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

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Piza Pellizzer.

1. Prótese parcial removível. 2. Implante dentário. 3. Biomecânica. 4. Métodos dos elementos finitos.

Black D3
CDD 617.601

Dedicatória

Aos meus pais, Eliane Ramos e Nevil Reis Verri, que não mediram esforços para que eu pudesse concretizar esse sonho;

Aos meus irmãos, Nevil Ramos Verri e Renata Ramos Verri, que sempre caminharam juntos nos momentos amargos e agradáveis desta jornada.

Agradecimentos Especiais

Ao professor Eduardo Piza Pellizzer, pela orientação e incentivo deste trabalho e, sobretudo, pela educação moral e profissional, que possibilitou meu crescimento como ser humano e cidadão. Meus sinceros agradecimentos.

Agradecimentos Gerais

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, pela oportunidade de engrandecimento profissional proporcionada à minha pessoa;

Ao Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, pelo bem estar gerado nos dois anos de convívio desta jornada;

Aos professores da pós-graduação, Humberto Gennari Filho, Marcelo Goiato, Eulália Martins Silva e Alício Rosalino Garcia, pela orientação fornecida durante o transcorrer do curso;

Ao professor João Otávio Pereira e ao pós-graduando Diogo, da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira – UNESP, pela elaboração de toda a parte computacional dos elementos finitos, que possibilitaram a este trabalho não ser apenas mais um mero manuscrito para aquisição de título;

Ao professor e amigo Eduardo Passos Rocha que, compartilhando-me seus conhecimentos possibilitou o refinamento que sempre se almeja em um trabalho como este;

Aos professores e amigos Stéfan Fiúza Dekon e Wirley Gonçalves Assunção, que possibilitaram muito mais agradável minha convivência junto à Faculdade;

Aos amigos Wellington Vinícius de Medeiros, An Tien Li, Ricardo Shibayama e Paulo Fukashi Yamaguti, que muito compartilharam seus conhecimentos e contribuíram para a elaboração final deste trabalho e, acima de tudo, pela convivência, que possibilitou que o tempo longe da família não fosse tão desgastante;

Às amigas de curso Aimée Maria Guiotti, Karina Helga Túrcio e Liliana Vicente Melo de Lucas pela convivência e alegria com que ajudaram a vivenciar o curso;

Aos amigos Eduardo Rodrigues Cobo, Carlos Alberto Gonçalves e Jander de Carvalho Inácio, que muito me auxiliaram no processo laboratorial deste trabalho;

Às secretárias Ana Lúcia Francisquine Damasceno, Maria Lúcia Bordan, Fumiko Obara Ikari, Marina Midori Sakamoto

Kawagoe e Adélia Barreto Claro da Silva e ao funcionário e amigo Marco Antônio Gomes, que muito me auxiliaram nas suas respectivas funções na elaboração deste trabalho;

Ao Departamento de Odontopediatria da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, na pessoa do Prof. Alberto Carlos Botazzo Delbem, pela colaboração prestada para a execução deste trabalho;

Aos funcionários da biblioteca da Unesp/Araçatuba que, nos seus respectivos cargos, sempre estiveram prontos a servir da melhor e mais cordial forma possível;

À minha mãe, Eliane Ramos, pela revisão ortográfica e gramatical deste trabalho.

À Marina Deodato Barros, pela tranquilidade que me transmitiu no percurso deste trabalho;

A todos os amigos que, direta ou indiretamente, me auxiliaram durante o tempo em que convivi no Dep. de Prótese e Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, muito obrigado!



Epígrafe

“As sombras acompanham os objetos.”

Autor desconhecido

Sumário

Lista de Figuras

Lista de Quadros

Lista de Abreviaturas e Símbolos

1. Introdução	14
2. Revisão da literatura	18
3. Proposição	67
4. Material e método	69
4.1. Confeção dos modelos	70
4.2. Programas	75
4.3. Geometria das estruturas	76
4.3.1. Mandíbula e ligamento periodontal	76
4.3.2. Dentes naturais e artificiais	77
4.3.3. Prótese parcial removível	78
4.3.4. Sistema de implante e conexão com a PPR	78
4.4. Desenvolvimento dos modelos de elementos finitos	81
4.5. Condições de contorno	84
4.6. Carregamento	85
5. Resultado	86
6. Discussão	114
7. Conclusão	127
8. Referências bibliográficas	129
Anexos	139
Resumo	197
Abstract	200

Lista de Figuras

Figura 1 - Modelo A (dentes e estruturas de suporte sem PPR)	71
Figura 2 - Modelo B (dentes, estruturas de suporte e PPR)	71
Figura 3 - Modelo C (dentes, estruturas de suporte, PPR e implante de 3,75 X 7,00 mm)	72
Figura 4 - Modelo D (dentes, estruturas de suporte, PPR e implante de 3,75 X 10,00 mm)	72
Figura 5 - Modelo E (dentes, estruturas de suporte, PPR e implante de 3,75 X 13,00 mm)	73
Figura 6 - Modelo F (dentes, estruturas de suporte, PPR e implante de 5,00 X 7,00 mm)	73
Figura 7 - Modelo G (dentes, estruturas de suporte, PPR e implante de 5,00 X 10,00 mm)	74
Figura 8 - Modelo H (dentes, estruturas de suporte, PPR e implante de 5,00 X 13,00 mm)	74
Figura 9 - Máquina recortadora ISOMET-BUEHLER	80
Figura 10 - Seccionamento dos implantes	80
Figura 11 - Digitalização e reprodução gráfica dos implantes	81
Figura 12 - Elemento finito plane 2	82
Figura 13 - Modelo G após a geração da malha de elementos finitos	83
Figura 14 - Esquema do carregamento de força aplicado nos modelos	85
Figura 15 - Mapa geral de deslocamento do modelo A (modelo sem PPR)	88
Figura 16 - Mapa geral de deslocamento do modelo B (com PPR e sem implante)	88
Figura 17 - Mapa geral de deslocamento do modelo C (com PPR e implante de 3,75 x 7,00 mm)...	89
Figura 18 - Mapa geral de deslocamento do modelo E (com PPR e implante de 3,75 x 13,00 mm)	89
Figura 19 - Mapa geral de deslocamento do modelo H (com PPR e implante de 5,00 x 13,00 mm)	90
Figura 20 - Tensões máximas de von Mises para o Modelo A (modelo sem PPR)	91
Figura 21 - Tensões máximas de von Mises para o Modelo B (com PPR e sem implante)	91
Figura 22 - Tensões máximas de von Mises para o Modelo C (com PPR e implante de 3,75 x 7,00 mm)	92
Figura 23 - Tensões máximas de von Mises para o Modelo D (com PPR e implante de 3,75 x 10,00 mm)	92
Figura 24 - Tensões máximas de von Mises para o Modelo E (com PPR e implante de 3,75 x 13,00 mm)	93
Figura 25 - Tensões máximas de von Mises para o Modelo F (com PPR e implante de 5,00 x 7,00 mm)	94

Figura 26 - Tensões máximas de von Mises para o Modelo G (com PPR e implante de 5,00 x 10,00 mm)	94
Figura 27 - Tensões máximas de von Mises para o Modelo H (com PPR e implante de 5,00 x 13,00 mm)	95
Figura 28 - Média dos valores dos mapas de tensão dos modelos C, D, E, F, G e H	95
Figura 29 - Mapa geral de tensão de von Mises do modelo A (sem prótese)	96
Figura 30 - Mapa geral de tensão de von Mises do modelo B (com PPR e sem implante)	97
Figura 31 - Mapa geral de tensão de von Mises do modelo F (com PPR e implante de 5,00 x 7,00 mm)	98
Figura 32 - Mapa de tensão de von Mises do ligamento periodontal do modelo A (sem PPR)	99
Figura 33 - Mapa de tensão de von Mises do ligamento periodontal do modelo A (com PPR e sem implante)	100
Figura 34 - Mapa de tensão de von Mises da fibromucosa do modelo A (sem PPR)	101
Figura 35 - Mapa de tensão de von Mises da fibromucosa do modelo B (com PPR e sem implante)	101
Figura 36 - Mapa de tensão de von Mises da fibromucosa do modelo C (com PPR e implante de 3,75 x 7,00 mm)	102
Figura 37 - Mapa de tensão de von Mises da fibromucosa do modelo E (com PPR e implante de 3,75 x 13,00 mm)	103
Figura 38 - Mapa de tensão de von Mises da fibromucosa do modelo H (com PPR e implante de 5,00 x 13,00 mm)	103
Figura 39 - Mapa de tensão de von Mises no osso cortical do modelo A (sem PPR)	104
Figura 40 - Mapa de tensão de von Mises no osso cortical do modelo B (com PPR e sem implante)	104
Figura 41 - Mapa de tensão de von Mises no osso cortical do modelo H (com PPR e implante de 5,00 x 13,00 mm)	105
Figura 42 - Mapa de tensão de von Mises no osso cortical distalmente ao dente suporte no modelo B (com PPR e sem implante)	105
Figura 43 - Mapa de tensão de von Mises no osso cortical distalmente ao dente suporte no modelo C (com PPR e implante de 3,75 x 7,00 mm)	106
Figura 44 - Mapa de tensão de von Mises no osso cortical distalmente ao dente suporte no modelo E (com PPR e implante de 3,75 x 13,00 mm)	106
Figura 45 - Mapa de tensão de von Mises no osso cortical distalmente ao dente suporte no modelo H (com PPR e implante de 5,00 x 13,00 mm)	107
Figura 46 - Mapa de tensão de von Mises do osso esponjoso do modelo A (sem prótese)	108
Figura 47 - Mapa de tensão de von Mises do osso esponjoso do modelo B (com PPR e sem implante)	109

Figura 48 - Mapa de tensão de von Mises do osso esponjoso do modelo C (com PPR e implante de 3,75 x 7,00 mm)	109
Figura 49 - Mapa de tensão de von Mises do osso esponjoso do modelo E (com PPR e implante de 5,00 x 7,00 mm)	110
Figura 50 - Mapa de tensão de von Mises do osso esponjoso do modelo H (com PPR e implante de 5,00 x 13,00)	110
Figura 51 - Mapa de tensão de von Mises do implante do modelo C (com PPR e implante de 3,75 x 7,00 mm)	112
Figura 52 - Mapa de tensão de von Mises do implante do modelo E (com PPR e implante de 3,75 x 13,00 mm)	112
Figura 53 - Mapa de tensão de von Mises do implante do modelo H (com PPR e implante de 5,00 x 13,00 mm)	113

Lista de Quadros

Quadro 1 - Descrição dos modelos confeccionados para o estudo	75
Quadro 2 - Dimensões do osso cortical, ligamento periodontal, fibromucosa, inserção conjuntiva e epitélio juncional	77
Quadro 3 - Dimensões dos dentes 33 e 34, e das coroas dos dentes 35, 36 e 37, em mm, de acordo com valores estabelecidos por Figún (1989)	78
Quadro 4 - Características dos modelos após a geração da malha de elementos finitos	83
Quadro 5 - Propriedades mecânicas dos elementos que compõe os modelos	84

Lista de Abreviaturas Símbolos

MEF método dos elementos finitos

PPF prótese parcial fixa

PPFs próteses parciais fixas

PPR prótese parcial removível

PPRs próteses parciais removíveis

PPREL prótese parcial removível de extremidade livre

PPRELs próteses parciais removíveis de extremidade livre



1

Introdução

1. Introdução

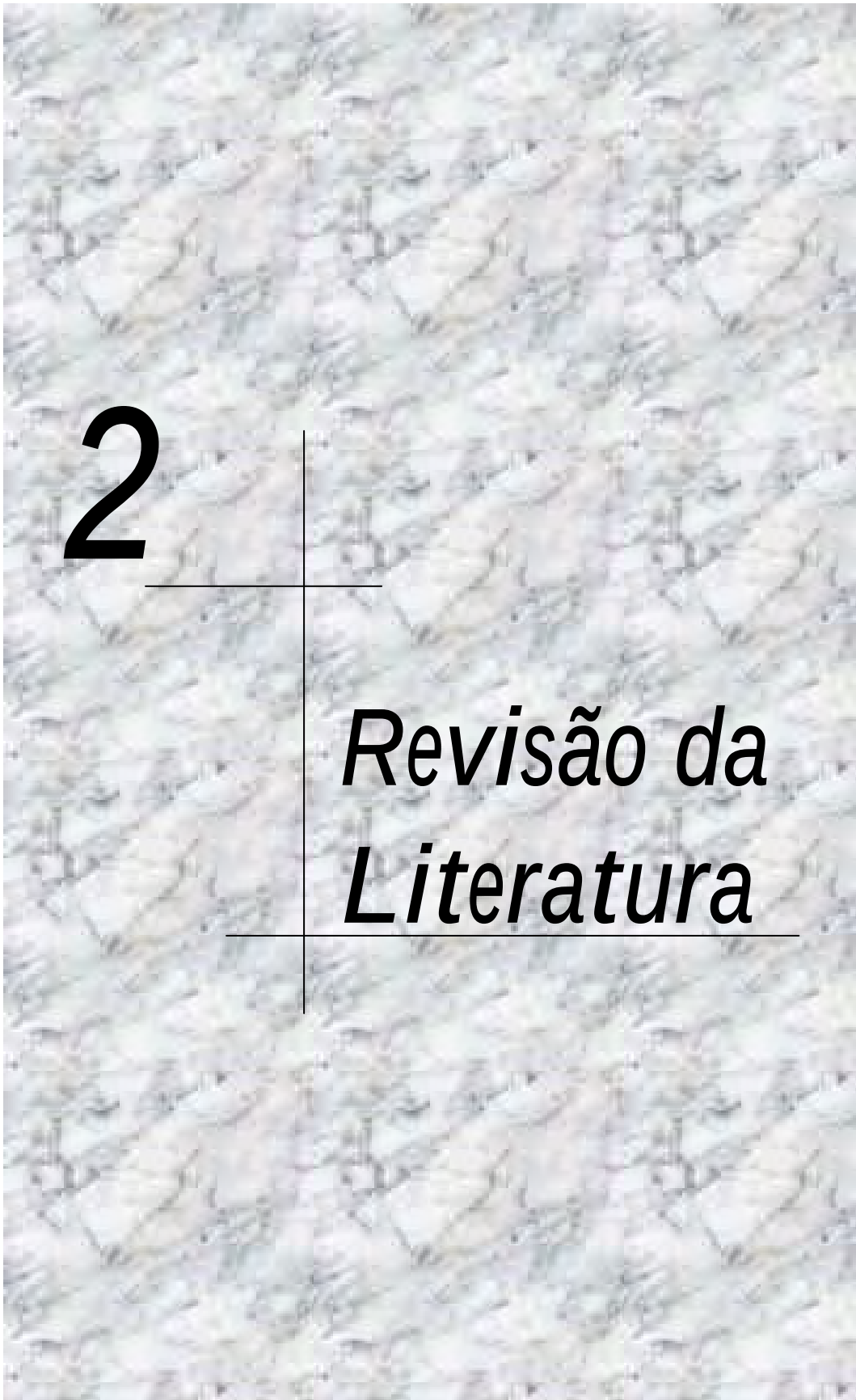
Apesar do avanço tecnológico que a odontologia vive atualmente, problemas causados por perdas dentais, seja por trauma, periodontite ou cárie, nunca deixaram de existir e, possivelmente, continuarão por um bom tempo. Dos problemas decorrentes dessa perda, aqueles relacionados com perdas dentais posteriores mandibulares sempre foram motivo de muitas pesquisas e, provavelmente, ainda serão nas próximas décadas (Laganá, 1996; Lacerda, 1999; Rocha, 2001). Daí a constante preocupação com a reabilitação protética das extremidades livres, realizada de forma convencional com prótese parcial removível, considerada como a de solução mais difícil, por haver um problema de duplo suporte, dental e mucoso, com resiliências diferentes e que gera um problema de alavanca. Dessa forma, inúmeras são as sugestões para equalizar as forças distribuídas aos dentes suporte e mucosa do rebordo residual: realização de moldagem funcional (El Charkawi & El Wakad, 1996)¹³; utilização da sela protética ampla dentro dos limites fisiológicos de cada paciente (Mutarelli 1994)⁴³; reembasamento periódico para compensar a reabsorção óssea do rebordo residual (Preiskel, 1971)⁴⁷; indicação precisa de grampos para estes casos (Tebrock et al., 1979; Morikawa et al., 1989)^{53, 41}; utilização de attachments como formas alternativas à utilização dos grampos (Chou et al., 1991; Ku et al., 2000)^{5, 29}; utilização de retenção magnética como alternativa aos grampos ou attachments (Pezzoli et al., 1988)⁴⁶; esplintagem de suportes distais para casos onde se opta

pela utilização de attachments (El Charkawi & El Wakad, 1996)¹³ ou que possuem periodonto de suporte reduzido (Itoh et al, 1998)²⁴; e, finalmente, a confecção de próteses com camadas internas resilientes (El Charkawi et al., 1988)¹⁵. O certo é que todos estes recursos encontrados na literatura sempre buscam um objetivo comum: a distribuição o mais axial possível de forças sobre o dente suporte, como ressaltado por Boero e Forbes (1972)⁴ e Craig e Farah (1978)⁷ que, teoricamente, distribuiria de forma mais fisiológica e uniforme as forças originadas na oclusão para as estruturas de suporte.

A evolução da implantologia também possibilitou o uso de implantes osseointegrados para pacientes parcialmente desdentados. Em 1984, Monteith⁴⁰ já imaginava, ainda com implantes endósseos, a reabilitação das extremidades livres em substituição à PPR. A utilização dos implantes osseointegrados existentes hoje foi uma questão de tempo. Porém, nem todos os pacientes possuem altura óssea suficiente na região posterior, seja por reabsorção óssea gerada pelas perdas dentais ou mesmo por limitações anatômicas, como o posicionamento do nervo alveolar inferior ou da parede inferior do seio maxilar (Pellecchia et al., 2000; Starr, 2001)^{44, 52}. Além disso, muitas vezes os pacientes não estão propensos a cirurgias invasivas previamente à colocação dos implantes, como técnicas de enxerto ósseo na região, levantamento de seio maxilar, ou mesmo o desvio do canal mandibular, que ainda pode resultar em parestesia permanente do nervo alveolar inferior. Some-se ainda o fator financeiro, uma vez que qualquer intervenção deste tipo aumenta, em muito, o valor do tratamento proposto. Para estes pacientes, outra solução deve ser pensada, levando-se em

consideração todos esses fatores. Uma opção, sem dúvida, seria a associação da PPREL aos implantes osseointegrados, que poderia atenuar o problema de alavanca, além de diminuir o custo do tratamento (Keltjens et al., 1993; Giffin, 1996; Mathias, 2001; Rocha, 2001)^{26, 20, 36, 49}.

A variação da geometria do implante, mais precisamente o comprimento e o diâmetro, também foi tema de alguns trabalhos na literatura, como o de Jarvis (1997)²⁵, Tuncelli et al. (1997)⁵⁶, Holmgren et al., (1998)²¹ e Misch (1999)³⁹. Como se espera que a sobrecarga em implantes atuando apenas como suporte ou mesmo retenção de PPRs seja menor, implantes mais curtos podem ser eficazes (Keltjens et al., 1993)²⁶. Além disso, já é evidente na literatura os benefícios gerados pela utilização de implantes de largo diâmetro em detrimento aos implantes de diâmetro convencional (Jarvis, 1997; Lekholm et al., 1994; Lekholm et al., 1999)^{25, 33, 32}. Assim sendo, pode existir um comprimento e uma largura ideais de implante, ou no mínimo suficientes, para serem utilizados como suporte ou retenção em associação a uma PPREL inferior e que tragam benefícios ao paciente, como a eliminação do problema de alavanca gerado por este tipo de prótese ou o maior conforto e estabilidade do aparelho, e não prejudiquem a longevidade do tratamento proposto.



2

*Revisão da
Literatura*

Revisão da Literatura

A revisão da literatura foi dividida em duas frentes: uma, enfocando as próteses removíveis de extremidade livre, e outra, enfocando a evolução atual da implantologia. Na parte de extremidade livre, serão citados os principais trabalhos que tragam informações a respeito da reabilitação com este tipo de prótese bem como os problemas associados e os principais recursos disponíveis para evitá-los, e, na parte de implantologia, serão citados trabalhos que tragam informações a respeito da associação de implantes com próteses removíveis bem como trabalhos cujo enfoque seja dado ao comprimento e largura dos implantes utilizados em reabilitação bucal.

2.1. Extremidade livre

Em 1971, Preiskel⁴⁷ discutiu a importância de se produzir PPRELs estáveis, dando ênfase a técnicas de moldagem. Como PPRELs são suportadas por dentes e mucosa, a movimentação da sela protética é inevitável e pode causar danos à papila gengival dos suportes distais. Todo conector maior, por mais rígido que sua estrutura possa parecer, possui flexibilidade inerente à própria base protética nestes casos. Movimentos da sela protética reduzem quando a moldagem é adaptada à forma da mucosa enquanto esta recebe forças leves. O

autor descreveu técnicas de moldagem compatíveis com o uso de attachments, citou materiais de moldagem utilizados na época, além de um método de reembasamento para casos de PPREL. Para o autor, o primeiro passo do controle de movimentação da base é reduzir ao mínimo as forças de deslocamento, e o segundo é distribuir as forças oclusais geradas sobre os dentes artificiais pela região mais ampla possível do rebordo residual e sobre o maior número de dentes naturais. A máxima cobertura da sela é essencial para se diminuir a pressão sobre a mucosa, além de aumentar a retenção e estabilidade da prótese.

Boero e Forbes (1972)⁴ discutiram o desenho de PPREL. Um entendimento de biomecânica básica é muito útil para auxiliar a resolução de problemas na reposição de dentes perdidos. Quando uma força é aplicada sobre uma restauração, os vetores resultantes que agem contra os tecidos moles deveriam se distribuir por todos os pontos, o que ocasionaria um deslocamento uniforme dos tecidos. A situação ideal é a transmissão axial de forças. Os movimentos de uma PPR dependem da localização dos apoios (que determinam os eixos de rotação), dos grampos (que, dado eixo de rotação, podem aplicar torque aos dentes suporte) e da oclusão (que pode ocasionar movimentos de translação). Muita ênfase deve ser dada a forças verticais e horizontais numa PPREL, já que criam deslocamento indesejável do dente suporte, gerando torque. O conector maior deve ser rígido para distribuir melhor as forças, e os grampos devem ser indicados após um cuidadoso exame clínico e radiográfico. A estética é uma das primeiras considerações para PPR, mas, quando dentes comprometidos periodontalmente são utilizados, pode ser necessário sacrificar a estética, esplintando dente, p.e., para que haja suporte

mecânico para a prótese. Para uma melhor distribuição de forças, descansos oclusais devem ser colocados em várias posições. Finalmente, concluem que, para tratar com sucesso um paciente com uma PPREL, o dentista deve ter um completo entendimento das forças aplicadas neste tipo de prótese e também dos melhores métodos para controlá-las.

Preocupados com a transmissão de forças oclusais a PPR, Thompson et al. (1977)⁵⁴ realizaram um estudo com o propósito de comparar forças transmitidas sobre estruturas de suporte e dentes suporte em uma PPREL, comparando 7 desenhos diferentes de grampos, através do método da fotoelasticidade. Confeccionaram um modelo mandibular que possuía de primeiro a primeiro pré-molares, além de individualização de ligamento periodontal e mucosa de recobrimento do rebordo. A força testada, de 300 N, aplicada sobre uma barra metálica posicionada entre os rebordos desdentados, na região dos primeiros molares, resultou 150 N em cada lado do modelo. Em todos os desenhos, grampos com descanso mesial possibilitaram uma melhor distribuição de força ao longo eixo dental. Pelos resultados, o descanso mesial com grampo em barra I é preferível, por causar menos contato dentário, grande aceitação estética e menos interferência com os contornos dos dentes naturais. A espessura da mucosa de recobrimento do rebordo desdentado, sem dúvida, afeta a quantidade de movimentação e é um importante fator na direção de forças transmitidas. É importante notar que as forças avaliadas foram verticais. Entretanto, forças laterais poderiam resultar em diferentes modelos de estresse. Pela metodologia utilizada, concluíram:

1. grampo em barra I ou com um fio ortodôntico vestibular, com descanso mesial, exibiram distribuição de forças mais favoráveis;
2. grampos com descanso distal tendem a mover a coroa clínica distalmente e a raiz mesialmente, resultando em forças horizontais no osso;
3. grampos circunferenciais com descanso distal desenvolveram as maiores forças horizontais dentro das estruturas de suporte.

Em 1978, Craig & Farah⁷ realizaram uma investigação, através do MEF bidimensional, para determinar a magnitude e a distribuição de estresse nos dentes suporte e estruturas de suporte de uma PPREL, submetida a diferentes esquemas de forças. O modelo incluía um segundo pré-molar, PPREL com descanso distal, osso adjacente ao segundo pré-molar e parte do osso basal mandibular. A força aplicada foi de 222 N, sob três formas: concentrada na região do segundo molar; distribuída na região do primeiro e segundo molares e concentrada no descanso oclusal e crista marginal distal do segundo pré-molar. Nas duas primeiras situações, as distribuições de estresse foram similares, com contração de tensões na região do ápice dental e distalmente ao dente suporte. Na última situação, o estresse no rebordo residual foi muito baixo, mas o ápice do dente suporte continuou sobrecarregado. Quanto mais espessa a mucosa, maiores foram os momentos de força e, quanto mais axialmente a distribuição da força no dente suporte, menor incidência localizada do estresse. Para minimizar os momentos de força sobre o dente suporte, sugerem um contato do grampo em barra I apenas na altura do contorno, uso de descanso oclusal para direcionar as forças para a fossa

central e uma boa adaptação da base sobre o rebordo, que deve possuir uma mucosa saudável, firme e uniforme.

Com o propósito de avaliar clinicamente o grau de mobilidade dentária produzido por vários sistemas de grampos usados para PPREL, Tebrock et al. (1979)⁵³ avaliaram três sistemas: grampo circunferencial simples com retenção vestibular e descanso distal, o mesmo grampo confeccionado com fio ortodôntico e grampo por ação de ponta I com retenção vestibular e descanso mesial associado a um plano guia distal. Participaram do estudo cinco pacientes classe I de Kennedy inferior, todos com suporte distal nos primeiros ou segundos pré-molares. A mobilidade foi medida utilizando pressão vestibular e lingual com força de 5 N. As medidas foram feitas previamente à instalação de um aparelho e semanalmente até completar um mês. Com esta metodologia, os resultados demonstraram que a mobilidade do suporte com os três tipos de grampos aumentou inicialmente, provavelmente pela desadaptação inicial do aparelho e pelas pequenas alterações decorrentes do processamento, retornando ao valor inicial na terceira semana, após a adaptação dos tecidos moles e duros a esta nova situação. Em todos os pacientes o valor do deslocamento vestibular foi bem maior que o lingual, talvez em consequência da flexibilidade do braço de retenção. Todos os pacientes preferiram o sistema em barra I por causa da melhor retenção. Para os autores, os grampos devem ser uma consideração secundária na influência sobre a mobilidade dentária nos períodos iniciais, tornando-se fator importante após alterações no rebordo residual. A seleção unânime dos pacientes pelo grampo em I, possivelmente, foi em

decorrência da ação de arrastamento que este grampo possui, o que o diferencia dos outros dois sistemas utilizados.

Em 1984, Monteith⁴⁰ discutiu alguns aspectos relacionados à PPREL, destacando o movimento rotacional deste tipo de aparelho, que tem como fulcro os descansos sobre os dentes suportes mais distais. Ressaltou correntes teóricas da época que buscavam limitar este tipo de movimento, como a da base protética flexível (representada por desenhos com rompe-forças), da base protética “flutuante” (representada por desenhos onde o apoio da PPR só tocava o fundo do preparo quando da aplicação de forças mastigatórias), do conceito mucofuncional (representado por técnicas de moldagem funcional) e, talvez o mais interessante para a época, a introdução dos implantes endósseos numa tentativa de reconstruir as áreas desdentadas. O propósito do artigo foi examinar estes conceitos de acordo com pesquisas recentes da época sobre comportamento viscoelástico do dente, mucosa e implantes endósseos. De acordo com o autor, de todas as técnicas citadas, apenas a moldagem funcional parece resultar numa prótese que aplique força simultaneamente a todas as regiões do rebordo desdentado. A utilização dos implantes, que poderia originar um suporte aceitável e uniforme para o rebordo e eliminar a necessidade de confecção de uma PPR, apesar de promissora, infelizmente, era pouco previsível quanto à durabilidade, uma vez que poucos estudos a longo prazo e controlados existiam.

Devido ao duplo suporte das PPREL, técnicas de dupla moldagem têm sido utilizadas numa tentativa de equalizar forças transmitidas a dentes e mucosa alveolar. Várias técnicas de moldagem funcional foram descritas

na literatura, mas, basicamente, o objetivo sempre é o mesmo: moldar dinamicamente o rebordo desdentado. Diwan & Fahmi (1988)¹⁰ compararam os passos laboratoriais e a aplicação clínica da técnica do modelo alterado com vazamento único de gesso com a técnica convencional. Na técnica de vazamento único, após a verificação da precisão da moldagem funcional, é feita uma moldagem com alginato em moldeira de estoque para capturar a primeira moldagem da boca do paciente, o que elimina a necessidade do recorte do modelo mestre, que foi utilizado para se obter a estrutura metálica. No estudo mediram o deslocamento da mucosa em três pontos distantes, localizados arbitrariamente na crista dos modelos obtidos. Pela metodologia, contataram que as distâncias entre o rebordo e a estrutura metálica, em ambas as técnicas, são as mesmas. Pelos autores, esta técnica simplificada diminui-se o tempo e esforço laboratorial, além de não utilizar pressão digital, o que também diminui os problemas de decorrentes de isquemia da mucosa durante a moldagem. Concluíram que, com esta técnica simplificada, os complicados procedimentos laboratoriais da técnica do modelo alterado convencional são reduzidos, e é produzido um modelo mestre com um simples vazamento, o que também registra o rebordo desdentado em sua forma funcional e os dentes remanescentes em sua forma anatômica.

Uma prótese com camada resiliente interna, idealizada para absorver impacto ou regular o nível de estresse transmitido ao rebordo alveolar, foi investigada por El Charkawi et al. (1988)¹⁵. Os autores analisaram forças oclusais, em três eixos de movimento, e também o efeito desta PPR sobre o movimento do dente suporte, além de correlacionar a quantidade de movimento com o estresse

total transmitido às estruturas adjacentes dos dentes. Confeccionaram modelos maxilar e mandibular sendo que, no mandibular, retiraram os molares para simular uma Classe I de Kennedy. Na estrutura metálica, incorporou-se descanso distal no segundo pré-molar e mesial no primeiro pré-molar (bilateralmente), conector maior tipo barra lingual, planos guia distal e lingual e grampos circunferenciais. Três situações foram: sela protética feita de resina acrílica totalmente rígida, sela protética feita de uma camada interna de material resiliente de 0.4 mm e sela protética feita de uma camada interna de material resiliente de 0.8 mm. Os resultados mostraram que a introdução da camada resiliente reduziu a mobilidade do dente suporte e também o microestresse no dente suporte, registrado por agulhas de tensão. Comparativamente, o estresse lingual foi relativamente maior, e isso pode ser devido à inclinação lingual da dentição mandibular e/ou à direção da força oclusal durante o ciclo mastigatório, ou mesmo a fatores de desenho da PPR. O rebordo também experimentou uma redução de estresse nos grupos com camada resiliente, provavelmente pela absorção de energia desta camada. Diante destes resultados, os autores concluíram:

1. a PPREL de camada resiliente diminuiu o movimento do dente suporte e a tensão aplicada nas estruturas alveolares de suporte ao redor do dente suporte;
2. a camada resiliente na extremidade livre reduziu a força transmitida ao rebordo alveolar sob a estrutura metálica da extremidade livre.

Em 1988, Pezzoli et al.⁴⁶ estudaram as características de retenção e estresse de magnetos, colocados vertical e simultaneamente, como plano guia e mecanismo de retenção em PPREL através do método fotoelástico. Confeccionaram

um modelo mandibular que possuía de primeiro a primeiro pré-molar, com preparos nos pré-molares para receber coroa fundida em liga magnetizável com descanso mesial e plano guia distal. Confeccionaram a estrutura metálica da PPR com os planos guias fundidos e espaçamento suficiente para fixação dos magnetos de retenção com facilidade. Uma pirâmide foi utilizada na região do primeiro molar direito para aplicar força de 180 N em diversas direções. Além da pirâmide, três ganchos foram utilizados para permitir a realização de testes de tração para avaliar a retenção da prótese ao modelo. De uma forma geral, todas as direções de aplicação de força resultaram em estresse, mas a coroa não foi deslocada em nenhuma delas. Diante destes resultados, os autores afirmaram que apesar da colocação dos magnetos horizontalmente ter maior capacidade de retenção do que a colocação em outras direções, a quantidade de retenção requerida deveria ser a menor possível para que mantivesse a prótese em posição e não transmitisse muito estresse para o dente suporte, possibilitando maior conforto e longevidade da restauração. Como neste caso este faz parte do plano guia, permite movimentação da estrutura metálica sem transmitir muito torque ao dente suporte, o que seria bom para um periodonto comprometido. Após os estudos “in vitro”, um caso clínico foi realizado de acordo com esta metodologia e, ao final do tratamento, o paciente relatou que a PPR funcionou bem e tinha boa retenção. Concluem que, apesar da menor capacidade de retenção dos magnetos colocados verticalmente, os níveis de retenção foram comparáveis com os grampos em barra em I, além de distribuírem menos força que estes grampos aos tecidos de suporte.

Em PPRELs, o dente suporte é submetido a várias forças de deslocamento ou pressão durante movimentos funcionais, e um dos fatores envolvidos nessa movimentação é o desenho do grampo utilizado. A partir disso, Morikawa et al. (1989)⁴¹ estudaram e registraram o movimento dinâmico tridimensional do dente suporte em uma PPREL unilateral inferior pelo método da kinesiografia MKG, testando três tipos de grampos (Akers, RPI e RPA). O modelo testado possuía de primeiro a primeiro pré-molar e um espaçamento de 0,5 mm entre o canino e o primeiro pré-molar para detectar o movimento mesial do dente suporte. Forças de 50 N foram aplicadas e registradas na região do segundo pré-molar e segundo molar ausentes. No geral, após as várias aplicações de cargas, os grampos de Akers e RPA mostraram um grande domínio de deslocamento distal no movimento, com marcada inclinação disto-vestibular, e o grampo RPI mostrou predominância de movimentação mesial. Apesar do grampo RPA ser uma modificação do RPI para melhorar este grampo, os resultados indicaram que o comportamento do RPA está muito mais próximo do grampo Akers, o qual geralmente é aceito como causador de movimentos desfavoráveis ao dente suporte. Pelo predomínio distal no movimento, os grampos RPA e Akers são mais desfavoráveis do que o RPI, uma vez que, em situação real, a movimentação mesial é dissipada pelos pontos de contato interproximais anteriores ao dente suporte. Além disso, o grampo RPI mostrou que, em movimentação distal, quando a força for potente, ele é capaz de sair de sua posição e não sobrecarregar o suporte, podendo auxiliar na proteção dos tecidos periodontais. Diante da metodologia, concluíram que o dente foi inclinado, principalmente, por deslocamento da prótese

sobre o rebordo alveolar e por ação de alavanca ao redor da prótese e que o grampo RPI é preferível para proteger os tecidos periodontais de danos associados com grande movimentação dentária, uma vez que a inclinação induzida ao suporte é menor em direção distal.

Em 1991, Ben-Ur et al.³ discutiram os fatores que afetam o deslocamento da PPREL mandibular. Afirmaram que são quatro os movimentos que podem ocorrer: 1. Rotação ao redor da linha de fulcro criada pelos dois descansos oclusais principais, gerado por alimentos pegajosos; 2. Rotação ao redor do eixo longitudinal ao longo da crista do rebordo; 3. Rotação ao redor do eixo perpendicular imaginário próximo ao centro do arco; 4. Ou uma combinação de movimentos. Um problema a ser evitado é a pressão do conector maior sobre o tecido mucoso, ricamente vascularizado, que pode ser isquemiado e, conseqüentemente, necrosar. Outro fator discutido foi a eficiência da retenção indireta, cuja função é prevenir o afundamento do conector maior durante o deslocamento. A sua eficiência é diretamente relacionada com o comprimento do braço de alavanca: quanto maior o braço anterior, mais efetiva é, e vice-versa. Outro ponto ressaltado foi o reembasamento periódico, uma vez que, devido à reabsorção do rebordo residual, a movimentação da estrutura metálica da PPR aumenta, podendo acelerar a reabsorção.

Também em 1991, Chou et al.⁵ avaliaram attachments intracoronários em suportes de extremidades livres, através de estereofotogrametrias. A PPR mandibular foi selecionada porque o extremo livre inferior provê menos suporte para uma PPR. Confeccionaram três modelos inferiores com os dentes de

primeiro a primeiro pré-molar simulando dentes, osso e ligamento periodontal, com diferenças apenas no dente suporte distal para acomodar os diferentes tipos de superestruturas. Testaram seis desenhos: grampo RPI, grampo circunferencial com descanso distal, attachment de semiprecisão de trava “P.D.”, attachment de semiprecisão sem trava “Thompson”, attachment de precisão “McCollum” e attachment de precisão “Stern G/L”. Pela metodologia utilizada, constataram que houve diferenças estatisticamente significantes entre grampos e attachments em direção bucolingual, mesiodistal e ocluso gengival enquanto que, para o dente suporte, apenas a direção bucolingual apresentou diferença estatística. Em todos os casos o dente suporte moveu-se menos que o attachment. A partir dos resultados, afirmaram que o grampo RPI geralmente causou menor movimentação que o grampo circunferencial, o que mantém a dúvida em relação da colocação distal ou mesial do descanso. Afirmaram ainda que, talvez, a direção da aplicação da força e o contorno dos rebordos de suporte tenham maior influência no movimento do suporte do que o local do descanso. De forma generalizada, os desenhos com attachments de semi-precisão causaram mais movimento que os desenhos com grampos. Concluíram que a variação entre grampo e attachment afetou o grau de movimentação do dente suporte, mas não muito a direção do movimento. Os grampos e attachments em extremidades livres movimentaram mais do que o dente suporte adjacente à extremidade livre e os desenhos com attachments de semi-precisão ou precisão originaram mais movimentação que os grampos e o attachment “Thompson”, que produziu a maior movimentação do dente suporte em direção gengival.

Em 1994, Mutarelli⁴³ realizou uma discussão sobre a maneira de se planejar e solucionar os problemas pertinentes aos casos de extremidades livres, com PPRs a grampos, através da literatura existente e das pesquisas de diferentes autores. Afirmou que, devido ao duplo suporte dos casos de PPREL, esses casos são os de solução mais complexa, e mais ainda quando a área desdentada for longa e a implantação óssea dos dentes suportes estiver comprometida. Diante da literatura revisada, o autor concluiu:

1. a filosofia do tratamento em PPREL baseia-se em princípios seletivos de cargas, já que o planejamento deve ser direcionado de forma a atenuar e controlar as forças sobre os dentes e rebordos remanescentes;

2. a base protética é importante para dar suporte a partir do rebordo, não devendo deslocar a mucosa subjacente, exceto durante função, e deve se estender ao máximo dentro do limite de tolerância fisiológica da mucosa;

3. A maioria dos autores revisados são de opinião que: a) o suporte e a estabilidade são mais importantes do que a retenção, e esta deve ser a mínima necessária; b) as forças devem ser transmitidas axialmente e simultaneamente ao dente suporte e rebordo alveolar; c) devem ser feitas reduções do número de dentes artificiais e também de suas superfícies oclusais no sentido vestibulo-lingual; d) deve ser feita redução do braço de alavanca no sentido méso-distal; e) os conectores maiores devem ser planejados de forma a terem rigidez suficiente para distribuir as forças por todo o arco; f) o apoio oclusal mesial, associado a outros elementos de retenção, reciprocidade e placa proximal distal promove maior vantagem para a transmissão de forças,

4. as pesquisas e técnicas publicadas sobre PPREL conseguem apenas minimizar os problemas pertinentes a PPREL, merecendo maiores estudos laboratoriais e clínicos em profundidade.

Esplintar suportes dentais para utilizar attachments extracoronários pode melhorar a distribuição de força, retenção e estética em PPREL, e isto foi estudado por El Charkawi & El Wakad (1996)¹³. No estudo, utilizaram agulhas de tensão para avaliar o efeito do número de dentes esplintados na distribuição de forças em estruturas de suporte de PPREL, retida por attachments extracoronários. O modelo simulou uma classe I de Kennedy mandibular de segundo a segundo pré-molares. Preparos para PF foram feitos nos três dentes posteriores e attachments extracoronários de semiprecisão colocados na distolingual dos segundos pré-molares. Forças de 20, 30 e 40 N foram aplicadas nas superfícies anterior, média e posterior da sela metálica da PPR. O estresse foi registrado em três situações: três dentes esplintados, dois dentes esplintados e o segundo pré-molar isolado. Os resultados demonstraram que o estresse aumentou à medida em que se diminuiu o número de dentes suportes e se aplicou força mais posterior. O momento de força pode ser o responsável por maiores níveis de estresse na distal, pois o plano de tensão é perpendicular a esta superfície. Afirmaram que momentos de força devem ser minimizados pelo uso de técnicas de moldagem funcional ou limitando as forças recebidas pelas estruturas de suporte, seja recobrando ao máximo tecidos moles com a base protética, utilizando cúspides de mínima altura ou utilizando materiais resilientes. Com esta metodologia, concluíram:

1. A esplintagem de dois dentes suporte em uma PPREL com attachment extracoronário resultou em significativa redução do estresse transmitido às estruturas de suporte, mas a inclusão de um terceiro dente esplintado não teve um efeito significativo no estresse registrado;

2. o aumento da força aplicada aumenta de forma significativa o estresse transmitido às estruturas de suporte assim como a aplicação de força mais para distal também o aumenta.

A esplintagem de suportes dentais associados a PPREL também foi assunto para Itoh et al.(1998)²⁴, que estudaram através do método da fotoelasticidade quasi-tridimensional o estresse induzido nas estruturas orais por uma PPREL mandibular bilateral retida por grampo em I, variando o comprometimento periodontal dos suportes. Confeccionaram três modelos fotoelásticos, que possuíam os dentes 34 a 44, com diferença apenas no grau de suporte periodontal dos primeiros pré-molares: um era normal, outro possuía defeito crateriforme mesial e distal, e o outro, defeito ósseo de mesial a distal pela lingual do dente. Todos os dentes receberam preparos para coroas metalocerâmicas, e todas as combinações de esplintagem entre arco possíveis foram estudadas. Aplicaram força de 136 N em todas as direções (lingual, vestibular, distal, mesial e vertical) e de 68 N em situações onde houve algum deslocamento da estrutura para fins de comparação. Os resultados indicaram que, sob forças verticais, os maiores valores surgiram na crista óssea mesial do primeiro pré-molar e ao longo da distal de sua raiz, indicando resultante não axial de força. O estresse no rebordo não apresentou diferenças significantes entre os modelos testados. A adição de um terceiro dente

esplintado reduziu a quantidade de estresse além de transmitir força mais vertical ao suporte, mas a adição de mais dentes não reduziu proporcionalmente o estresse transmitido. Concluíram que:

1. sob condições similares de aplicação de força, maiores concentrações de estresse foram produzidas no modelo com menor quantidade de suporte periodontal;

2. esplintagem fixa de dente sadio periodontalmente melhora as características de distribuição de estresse da PPR, sendo a maior melhoria observada no modelo que possuía o defeito ósseo mais severo;

3. a redução dos níveis máximos de estresse não foi diretamente proporcional ao número de suportes sadios adicionados à esplintagem fixa.

Preocupados com desconforto e diminuição de função gerados pela rotação existente em PPRELs inferior, Igarashi et al. (1999)²² compararam desenhos de retentores para PPREL, medindo a força de cisalhamento da base da prótese e a mobilidade do suporte distal na boca. Participaram do estudo dois pacientes classe I de Kennedy, com saúde geral e periodontal em ordem. Testaram três tipos de retentores: fio ortodôntico, grampo de Akers com descanso distal e coroa telescópica cônica. Aplicaram força de 60 N na mesa oclusal e utilizaram microtransdutores para registrar a força de cisalhamento e deslocamento méso-distal horizontal do suporte. Repetiram os testes 5 vezes para cada situação, com 15 minutos de intervalo entre elas. Pelo estudo, como a união menos rígida do retentor com o conector maior provou ser o fio ortodôntico e mais rígida a coroa telescópica, quando se consideram fatores de manutenção dos rebordos residuais em PPREL a

coroa telescópica é a melhor opção. Além disso, como quanto mais rígida a conexão do retentor com o restante da estrutura menos mobilidade é observada, novamente a coroa telescópica demonstrou os melhores resultados. Apesar disso, quase todas as situações testadas ficaram dentro de uma variação fisiológica de mobilidade dental.

Concluíram:

1. diferentes retentores influenciam a distribuição de força oclusal, e esta força distribuída à base da extremidade livre está diretamente relacionada com a rigidez da conexão com o retentor;

2. o suporte mucoso tem um papel indispensável em dividir as forças oclusais com vários retentores, mesmo com um rígido retentor telescópico.

Em 2000, Ku et al.²⁹ publicaram um artigo enfatizando as melhorias que attachments ERA podem prover a uma PPREL. Para os autores, alguns problemas encontrados numa PPR convencional podem ser solucionados com este sistema, como o problema estético, uma vez que grampos não ficarão mais aparecendo, o fulcro rotacional, uma vez que não necessita de descansos oclusais nos suportes posteriores, e redução do estresse no dente suporte, uma vez que as forças oclusais são descarregadas diretamente no rebordo alveolar, já que o sistema é resiliente. A resiliência vertical de 0,4 mm é ideal para romper estresse em extremidades livres. A desvantagem é a necessidade do dente suporte receber uma coroa protética para incorporar o anel metálico de retenção. Os autores concluem que o desenho de uma PPREL, incorporando o sistema ERA, adquire adequada função e estética além de descarregar as forças oclusais sobre o rebordo alveolar, não sobrecarregando os suportes distais.

2.2. Implantologia

Uma das primeiras citações a cerca da utilização de implantes em extremidade livre foi feita por Monteith (1984)⁴⁰. Embora os implantes citados no artigo sejam endósseos, a possibilidade de reconstruir o suporte dental posterior perdido já era uma alternativa cogitada. Pelo autor, a utilização dos implantes endósseos poderia originar um suporte aceitável e uniforme para o rebordo e eliminar a necessidade de confecção de uma PPR. O problema era a previsibilidade, uma vez que poucos estudos a longo prazo e controlados existiam. E, além disso, a união de implantes endósseos com dentes poderia criar um novo problema de duplo suporte, pois a mobilidade de um sistema de implante endósseo também é diferente da mobilidade do dente.

Na confecção de PPFs implanto-dento-suportadas em extremos livres ocorre a união de dois elementos de resiliência diferentes: o dente e o implante osseointegrado. Por este motivo e pelo raciocínio de que a utilização de material resiliente no implante permitiria mobilidade similar à do dente natural, El Charkawi et al. (1990)¹⁴ estudaram uma modificação na cabeça de um implante osseointegrado. Uma camada resiliente abaixo da superestrutura do implante foi testada no intuito de eliminar a diferença de resiliência, o que também proveria uma resistência contra choque mecânico. Para este estudo foi utilizado o MEF sob aplicação de força vertical de 100 N no ponto médio da capa de cobertura do implante. Os resultados indicaram que a modificação proposta é um método simples

e eficiente para permitir movimentação da cápsula, sem movimento do implante propriamente dito, o que poderia prevenir contra uma eventual reabsorção óssea.

Lum (1991)³⁵ afirmou que, embora seja grande a popularidade dos implantes como forma de tratamento na odontologia, muitos pacientes que necessitam de implantes têm altura óssea disponível para colocação de apenas 6 mm ou menos. Porém, os implantes curtos, hoje disponíveis, dificilmente são menores que 7 mm. Portanto, tais pacientes necessitam de tratamentos invasivos como cirurgias de enxerto ósseo ou levantamento de seio maxilar para que a implantação possa ser realizada. Dessa forma, é necessário determinar a eficácia da utilização de implantes mais curtos ou mesmo a colocação dos convencionais curtos acima do nível da crista óssea. Na seleção do tamanho do implante, um protocolo, geralmente seguido, é a utilização da maior quantidade de osso disponível. Isto implica na utilização do implante mais longo possível e por uma grande área de superfície óssea, determinando uma distribuição mais favorável de estresse. De todos os estudos revisados pelo autor, o uso de implantes curtos, de 7 mm ou menores, se possível, poderia ser eficaz. Concluiu que deve ser a intensidade das forças transmitidas pelo implante para a crista óssea que pode ser favorável ou não para a preservação do osso. O que geralmente se observa é um defeito ósseo em V, na região da crista óssea ao redor do implante, após aplicação de forças oclusais, e a sobrecarga é a principal responsável por este defeito. Portanto, forças na crista óssea deveriam ser moderadas.

Uma das primeiras associações de PPR e implantes osseointegrados foi feita por Battistuzzi et al. (1992)². Apesar do uso dos implantes

osseointegrados ter sido inicialmente direcionado para pacientes totalmente desdentados, havia uma constante tentativa de estender a aplicação para parcialmente desdentados; e inclusive algumas pesquisas demonstraram taxas de sucesso similares nas duas situações. Este relato clínico descreve um tratamento realizado em paciente que possuía defeito grande na região anterior mandibular, de primeiro a primeiro molar, decorrente de excisão radical de ameloblastoma, detectado em 1983, e o tratamento de escolha foi confeccionar uma PPR implanto-dento suportada. Dentre as opções possíveis, esta foi selecionada por melhorar a função oral, a retenção, estabilidade e conforto do paciente, além de diminuir a reabsorção óssea. As desvantagens ressaltadas foram a necessidade de tratamento cirúrgico, o tratamento ser mais complicado e o custo maior quando comparado às PPRs convencionais. Neste caso em particular, os implantes foram colocados lingualmente para evitar desalojamento da prótese durante função, o que diminuiu o espaço disponível para a língua e resultou em desconforto e interferência na fala, fatos solucionados com uma montagem dental de diagnóstico. Em 1988, foram colocados 4 implantes Bränemark que, posteriormente, foram conectados por uma barra Dolder. Os fatores considerados para o número e posição dos implantes foram a quantidade de osso disponível, a estrutura anatômica e o arranjo dos dentes de diagnóstico. Nenhum sinal de reabsorção óssea foi detectado após dois anos. O paciente ficou satisfeito, e a prótese funcionou sem problemas. Clinicamente, não se observou diferença de mobilidade vertical entre dentes e implantes. Os autores concluíram que, apesar das conseqüências a longo prazo da PPR dento-implanto

suportada ainda não serem conhecidas, os relatos iniciais sugerem que problemas sérios não sejam esperados.

A biomecânica oral tem influência direta sobre a longevidade dos implantes, pois as forças de mastigação são transmitidas aos implantes que, por sua vez, as transmitem ao osso. Assim, Meijer et al. (1992)³⁸ analisaram a influência da presença de barra de conexão entre implantes, comprimento de implantes e altura da mandíbula na distribuição e quantidade de estresse no osso ao redor de implantes, pelo MEF bidimensional. Simularam uma secção frontal de uma mandíbula desdentada com dois implantes fixados na região do canino de cada lado. Aplicaram forças verticais de 100 N sob várias condições: implantes isolados, conectados por barra, com forças distribuídas, com forças não distribuídas e com forças aplicadas na porção em cantilever da barra. Analisaram diferentes alturas de mandíbula e diferentes comprimentos de implantes. De uma forma geral, os maiores valores de estresse compressivo foram encontrados ao redor do pescoço do implante, mas quando a barra estava associada, a região distal do implante foi mais solicitada, e provavelmente pela flexão mandibular; e quando não, as regiões mesial e distal foram solicitadas de forma similar. Quanto mais curto foi o implante, maiores os valores de estresse compressivos, seja com ou sem a barra de conexão. Como única diferença, os valores obtidos com o modelo com barra sempre foram ligeiramente maiores que os obtidos como modelo sem barra. Quando se diminuía a altura da mandíbula, aumentava o valor do estresse compressivo, provavelmente pela reincidente flexão mandibular. Constataram que o comprimento dos implantes não tem muita influência na quantidade de estresse, uma vez que os valores dependem

principalmente da flexão mandibular. Diante da metodologia empregada e dos resultados, concluíram:

1. a maior concentração de estresse se localizou no osso cortical próximo ao pescoço do implante;
2. sob carregamento vertical, a presença da barra causa um valor de estresse compressivo maior do que quando ela não está presente, e introduzir extensões na barra não melhora a distribuição de estresse;
3. quando a superestrutura não é uniformemente carregada, quantidades excessivas de estresse podem surgir;
4. o comprimento dos implantes tem pouca influência na quantidade de estresse sob forças verticais, e a altura da mandíbula tem grande influência devido à deformação geral do osso, em resposta à aplicação de carga.

Em 1993, ainda não existiam muitos estudos a respeito da associação dos implantes com a PPR, apesar de muitas vezes a combinação de implantes e PPF implanto-suportadas ser difícil. No mesmo ano, Keltjens et al.²⁶ discutiram esta associação e alguns problemas presentes na extremidade livre. Contra-indicações desta associação são baseadas em fatores anatômicos, como a localização do nervo mandibular ou a extensão do seio maxilar ou mesmo custos envolvendo implantes. Problemas maiores surgem quando o paciente é desdentado total superior e desdentado posterior inferior, pois uma sobrecarga na região anterior superior pode causar reabsorção óssea na área e formação de rebordo hiperplásico, situação conhecida como síndrome de Kelly. Para evitar esses problemas, reembasamentos periódicos são necessários para restaurar o suporte

posterior. Apesar das PPFs implanto-suportadas ou em cantilever serem alternativas adequadas para alguns pacientes, muitas vezes está além das condições financeiras destes. Assim, outra opção, promissora na opinião dos autores, é uma PPR suportada na extremidade distal por implantes osseointegrados. Como um implante colocado na região molar abaixo de uma PPREL irá estabilizar a prótese verticalmente, é razoável esperar que implantes nessa situação possam ser mais finos e curtos do que os necessários para suportar uma PPF. Outras funções potenciais do implante nessa situação são: prevenir a reabsorção óssea abaixo da base da PPR, fornecer retenção adicional para a PPR, reduzir o estresse sobre o dente suporte natural, reduzir o número de grampos necessários para a PPR e melhorar o conforto do paciente. Dessa forma, os autores julgaram que implantes com 6 a 8 mm de comprimento e diâmetro de no mínimo 2.5 mm poderiam cumprir os requisitos necessários para esta associação. Ressaltam que o implante deve se localizar o mais posterior possível, para prover estabilidade máxima. Trataram dois pacientes da forma descrita, ambos portadores de prótese total superior e PPR classe I inferior e obtiveram bons resultados. Concluem que a associação sugerida parece ser uma solução menos agressiva e de custo mais aceitável, quando comparada ao custo-benefício de outros tratamentos. O paciente se adapta fácil à prótese implanto-suportada, porque a estabilidade melhora e o ajuda na motivação em utilizar sua prótese, especialmente uma PPR mandibular, levando a uma menor reabsorção da região anterior maxilar.

Em 1994, Lekholm et al.³³ publicaram um estudo prospectivo de 5 anos, com o intuito de avaliar o tratamento dos edêntulos parciais com implantes

osseointegrados Bränemark, sujeitos a 5 anos de cargas funcionais. Afirmaram que, apesar do sucesso da osseointegração, muitas vezes os procedimentos clínicos são baseados em experiências particulares de algumas equipes. Além disso, pelo menos quando utilizado rotineiramente e acompanhado por um período suficientemente longo, o potencial dos procedimentos de osseointegração realizados em pacientes ainda não foi totalmente elucidado. Utilizaram 159 pacientes parcialmente edêntulos, totalizando 558 implantes Bränemark e 197 PPF livres confeccionadas. Anualmente foram avaliados o índice de placa, índice gengival, profundidade de sondagem, sangramento à sondagem, remodelação óssea marginal, função estomatognática, e complicações. A taxa média de sucesso foi de 93,3%, sendo os resultados mandibulares ligeiramente melhores que os maxilares. Em relação ao comprimento do implante, falhas em implantes curtos de diâmetros padrão foram notadas. A colocação em ossos de baixa qualidade, tipo IV, também favoreceu falha do implante. A maior parte das perdas ocorreu durante o período de cicatrização ou por perda precoce. A taxa de estabilidade das restaurações protéticas foi de 94,3%, sendo que a maioria das falhas ocorreu em próteses suportadas por dois implantes. A maioria dos pacientes não demonstrou alterações de ATM, e cerca de 27% melhoraram em relação à situação inicial. O índice periodontal revelou um bom nível de higiene oral ao redor dos dentes e implantes. A quantidade total de perda óssea ao redor dos implantes teve média de 0,8 mm para maxila e 0,5 mm para mandíbula, insignificante e menor que níveis publicados para pacientes totalmente desdentados, uma surpresa. Os resultados indicaram que foi possível obter excelentes resultados no tratamento com implantes Bränemark na reabilitação de

pacientes parcialmente edêntulos durante 5 anos de observação e que, quando se planeja a confecção de uma PPF implanto suportada, sempre que possível devem ser usados três implantes em configuração tripode. Concluíram que, pelos excelentes resultados obtidos, sem complicações severas e com todos os pacientes capazes de manter a higienização oral, próteses ancoradas por implantes osseointegrados parece ser um bom tratamento alternativo para pacientes parcialmente edêntulos.

O estresse gerado numa PPF implanto-suportada é transmitido ao osso, mas pouco se sabe da relação entre o nível de estresse e a remodelação óssea. Murphy et al. (1995)⁴² analisaram o estresse gerado no osso adjacente a implantes Bränemark, após a aplicação de forças sobre uma extremidade distal em cantilever de uma PPF através do MEF. Um modelo hemi-mandibular foi simulado, bem como um implante Bränemark de 10,0 x 3,75 mm, com intermediário de 3,0 mm de altura, supostamente unido ao osso e fixado a uma PPF com extensão distal de 10,0 mm. A região mais refinada de malha foi próxima à interface osso/implante, e permitiu alterações deste osso para simular osseointegração. Aplicaram três esquemas de força: 10 N na extremidade livre da PPF, 10 N no mesmo local com aumentos graduais de 5 N aplicados sobre o implante até um máximo de 35 N e 100 N aplicados na extremidade livre, com acréscimos de 20 N, do mesmo modo que o anterior, até um máximo de 200 N. Testaram osso totalmente esponjoso e com uma camada de 1 mm de osso compacto. A introdução da camada de osso compacto aumentou em três vezes o valor do estresse quando comparado ao osso esponjoso, e a região cervical demonstrou os maiores valores de estresse. Quando um sistema

dinâmico de forças foi introduzido, os resultados foram similares à situação estática. Diante desta metodologia concluíram que, como o MEF é matemático e de comportamento programado, é uma boa fonte em prever a reação do osso ao implante, mas, ao mesmo tempo, há uma necessidade de dados confiáveis de propriedades mecânicas do osso compacto e esponjoso humano, o que pode ajudar a esclarecer as inconsistências existentes entre os aspectos teóricos e práticos da implantologia oral.

Em 1996, Giffin²⁰ relatou um caso clínico em que um dispositivo normalmente utilizado para as overdentures foi associado a uma PPREL convencional, no intuito de otimizar o suporte pela redução dos efeitos de forças adversas. Colocou um implante IMZ, de 3,3 x 8,0 mm, na região posterior inferior esquerda em um rebordo que poderia normalmente prover suporte tecidual para a base de uma PPR. Enfatizou que o ideal é localizar o implante mais distalmente possível. Utilizou um attachment ERA sobre o implante, sem elemento intramóvel. Afirmou que um implante usado dessa forma pode converter uma PPREL dentomucossuportada em uma PPR implanto-dento suportada e retida. Além disso, um implante nesta condição, com elemento retentivo friccional, provê um stop definitivo e estabilidade à prótese, eliminando a maioria dos problemas geralmente associados com a PPREL. O paciente relatou que o lado onde o implante foi colocado ficou mais natural e foi o preferido para mastigação.

O MEF bidimensional também foi utilizado em 1996 por Laganá³¹, que analisou a distribuição interna das tensões geradas a partir de uma aplicação de carga de 100 N em uma prótese parcial removível de extremidade livre

com encaixe extracoronário rígido e semi-rígido, com dois pânticos, associada a uma prótese parcial fixa, testando a aplicação de carga no primeiro molar, no segundo molar e em ambos. Pelos resultados, a autora chegou a várias conclusões relevantes a este trabalho em questão: com carga somente no segundo molar no sistema de encaixe extracoronário semi-rígido ocorreram as maiores tensões na estrutura da removível e, com carga no primeiro molar, menores cargas ou tensões foram observadas no sistema; os encaixes rígidos transmitiram maiores tensões à prótese fixa nas três situações de carga, e as menores tiveram comportamento semelhante, apresentando-se com 1/3 do valor do sistema rígido; as maiores tensões foram transmitidas ao encaixe no sistema semi-rígido, com carga no primeiro molar, e a menor com carga no segundo molar; no sistema rígido, as maiores tensões foram transmitidas ao ligamento periodontal quando a carga foi aplicada no primeiro molar, e as menores, quando a carga incidiu no segundo molar e no sistema semi-rígido; o sistema semi-rígido com carga aplicada sobre os dois pânticos transmite mais cargas à fibromucosa, e o rígido, com aplicação no primeiro molar, é o que menos transmite.

Em 1996, Todescan et al.⁵⁵ citaram que, apesar das grandes possibilidades que surgiram com a osseointegração a partir de 1983, o paciente deve ser informado sobre as reais expectativas de resultado e das possibilidades de tratamento que, infelizmente, possui alguns pontos negativos, como alto custo, aumento no tempo de tratamento e possibilidade de perda do implante. Basicamente, todo desdentado parcial ou total é candidato à colocação de implante como alternativa de tratamento, desde que possua boa saúde, quantidade suficiente

em altura e espessura óssea, ausência de patologia na dentição remanescente, capacidade de manter a saúde bucal e espaço entre arcos suficiente para a instrumentação e colocação dos implantes. Em primeira análise, pacientes parcialmente desdentados que receberiam PPRs, mesmo nos casos mais característicos, as classes I e II de KENNEDY, poderiam ser reabilitados com PPFs implanto-suportadas. Porém, estas próteses implanto-suportadas devem ser consideradas como alternativa de tratamento, da mesma forma que são as PPRs convencionais. Alguns problemas que as próteses implanto-suportadas poderiam evitar são: a baixa tolerância da mucosa para suportar a PPR dento-muco-suportada, a presença de hábitos parafuncionais que induzem dor e falta de estabilidade da prótese, reflexos de náusea causados pela PPR e problemas psicológicos em aceitar a prótese.

Em 1997, Duyck et al.¹² publicaram um extenso artigo a respeito da biomecânica dos implantes orais e fizeram muitas afirmações. Dentre elas, eis algumas interessantes para esta revisão:

1. Ainda não é claro quanto tecido ósseo e resistência biomecânica são necessários para o sucesso dos implantes orais;
2. Qualquer implante oral pode ser exposto a forças e momentos de forças que podem exceder os seus gradientes de estresse, assim como o do osso alveolar e, como forças transmitidas ao implante são transferidas ao osso, se grande quantidade de energia de deformação é consumida pelo implante, há uma grande redução do estresse distribuído ao restante do conjunto e ao tecido ósseo;

3. O estresse máximo compressivo sobre um implante aumenta na medida em que aumenta a inclinação do implante em relação à direção de aplicação da força; portanto, forças verticais são mais favoráveis para a distribuição do estresse;

4. Estudos enfocando a associação dente-implante concluíram que, quando são conectados por PPF, podem funcionar sem comprometer um ou outro elemento;

5. Tanto o implante quanto o osso devem receber estresse dentro de uma determinada quantidade, pois estresse acentuado pode causar reabsorção óssea ou falha por fadiga do implante, e estresse baixo pode levar a atrofia óssea por desuso e, portanto, levar também à reabsorção;

6. Trabalhos que analisaram a distribuição de forças à crista óssea transmitidas por implantes obtiveram resultados indicativos de que o aumento do comprimento do implante reduz a transferência de forças horizontais ao osso adjacente, mas há um ponto onde um aumento não é significativamente benéfico, sendo estimado um comprimento ótimo ao redor de 8 a 12 mm contra essas forças;

7. A qualidade e quantidade de osso influenciam a transferência de força do implante para o osso; portanto, é importante que haja boa qualidade de osso cortical ao redor do implante para haver resistência ao estresse;

8. A bicorticalização pode reduzir as forças transmitidas para a crista óssea, teoricamente distribuindo mais uniformemente as forças entre as corticais.

Em 1997, Jarvis²⁵ afirmou que implantes de largo diâmetro são cada vez mais utilizados como alternativa aos convencionais, principalmente para restaurações posteriores na boca, onde requer maior estabilidade e habilidade para suportar forças mastigatórias. Historicamente, taxas de falhas de restaurações

posteriores são maiores que as anteriores, e implantes de largo diâmetro podem oferecer boa alternativa. Discuti as vantagens de implantes de largo diâmetro e traçou princípios básicos para explicar como esses implantes reduzem o estresse na interface osso/implante e melhoram a estabilidade deles, mesmo em osso de pobre qualidade. Comparações entre implantes de 3.7 mm e 4.7 mm foram utilizadas para ilustrar cada princípio. A principal vantagem de se utilizar implantes de largo diâmetro é a redução do estresse mecânico, que é conseguida neste tipo de implante por várias características. Dentre elas:

1. maior espessura de metal, possibilitando que implantes de largo diâmetro resistam mais às forças, diminuindo a tendência de fratura do metal;
2. maior área potencial superficial da interface osso/implante, significando mais área para transmitir forças mecânicas e menor nível de estresse sobre o implante e o osso subjacente;
3. menos estresse sobre a crista do rebordo pelo aumento da área de semicircunferência ou perfil do implante, que contribui para não se exceder o limite fisiológico do osso ao nível de crista óssea, diminuindo a reabsorção;
4. menor torque e estresse à crista óssea, uma vez que o aumento do diâmetro sempre diminui o momento de força quando uma força é aplicada sobre a cúspide de uma prótese;
5. menos estresse para o parafuso do intermediário, uma vez que o torque é diminuído sobre ele e a probabilidade de fratura diminui;
6. melhor estabilidade, uma vez que pode engajar melhor as corticais, permitindo melhor qualidade óssea para distribuir esforços funcionais.

A estabilidade inicial dos implantes é um problema em osso de baixa qualidade, e foi o assunto estudado por Kido et al. (1997)²⁷ que realizaram um estudo com o intuito de mensurar e estabelecer as inter-relações entre mobilidade imediata do implante, resistência ao tracionamento, densidade óssea e diâmetro do implante uma vez que, em pacientes com boa qualidade óssea mas altura insuficiente, não é possível a colocação de implantes com comprimento adequado. Utilizam-se de implantes de largo diâmetro para tentar resolver esses problemas. No estudo utilizaram três mandíbulas edêntulas e duas parcialmente edêntulas, sendo que a densidade óssea dos locais ao redor da futura colocação do implante, determinada por tomografia computadorizada, foi padronizada a partir de uma imagem fantasma de densidade conhecida. Utilizaram implantes de 12 mm de comprimento, com 3,25 e 5,00 mm de diâmetro. Os implantes foram colocados em locais simétricos em cada mandíbula para fins de comparação. A estabilidade inicial foi medida com um periotest. A força máxima de tração necessária para remover o implante do seu local de implantação também foi calculada. O estresse de cisalhamento foi calculado a partir da máxima força de tração e da área de superfície do implante. Após as análises estatísticas, constataram que a força requerida para remover os implantes de largo diâmetro foi 15% maior que a requerida por implantes de menor diâmetro, mas não foi estatisticamente significativa. Apenas a qualidade óssea mostrou-se significativa em relação à força de tração. Concluíram que a qualidade do osso ao redor do implante pode ter um efeito significativo na estabilidade inicial do implante.

O diâmetro de implantes também foi assunto do trabalho de Tuncelli et al. (1997)⁵⁶ que realizaram um estudo sobre o efeito de vários diâmetros de implante sobre o nível de estresse na região posterior mandibular sob análise do MEF bidimensional. Fizeram análises de tensão e estresse para determinar o comportamento biomecânico das estruturas dentais sob forças oclusais. Testaram quatro modelos: 1. implante angulado no extremo livre; 2. implante standard no extremo livre; 3. conexão de implantes standard e angulado; 4. dois implantes suportes conectados a um dente natural. Os implantes testados foram cilíndricos ocos, com diâmetros de 3.5 mm, 4.5 mm, e 6.0 mm, e as forças utilizadas foram verticais de 200 N, e horizontais de 50 N, uma vez que as forças horizontais “in vivo” são de cerca de 25% das verticais. Os resultados indicaram, dentre outras coisas, que o implante de diâmetro de 6,0 mm, nas condições de estudo, reduz muito o estresse transmitido ao tecido ósseo, o que, de acordo com a Lei de Wolff, poderia ocasionar atrofia óssea. Dessa forma, concluíram:

1. aumento do diâmetro do implante reduz a distribuição do estresse, e implantes angulados têm vantagens sobre implantes standard em resistir aos efeitos danosos de forças horizontais;

2. nas condições testadas, implantes de 4,5 mm foram mais favoráveis que os de 6.0 mm, principalmente para regiões posteriores mandibulares;

3. outros estudos conduzidos para se observar a resposta biológica deveriam ser feitos variando a quantidade de estresse.

Em 1997, Watson⁵⁷ realizou uma revisão bibliográfica a respeito da utilização de PPR e implantes na restauração da dentição perdida. Afirmou que

quando uma reabilitação com PPF não for mais possível, há necessidade da confecção de uma PPR, que representará o meio inicial de diagnóstico ou mesmo opção final de tratamento, sendo diversos os desenhos disponíveis e uma escolha apropriada está relacionada a um correto plano de tratamento. E ainda, o desafio de restaurar um dente posterior com implantes de diâmetro convencional pode ser contornado pela utilização de dois implantes ou a utilização de implantes de largo diâmetro, que resistem melhor aos momentos de forças e aumentam a área de articulação entre os componentes. Concluiu que o sucesso contínuo na reabilitação do paciente parcialmente dentado e que exhibe desgaste dental só pode ser previsto onde uma cuidadosa monitoração e manutenção oral minimizar as alterações contínuas dos tecidos dentais e da prótese.

Holmgren et al. (1998)²¹, examinaram através do MEF os efeitos da variação do diâmetro do implante (3,8 mm, 4,5 mm, 5,5 mm e 6,5 mm), comparando implante degradado cilíndrico com implante reto cilíndrico, sobre um modelo ósseo posterior mandibular, observando, sobretudo, a região abaixo da crista óssea na interface cortical osso/implante. Também analisaram os contornos e distribuição de estresse nos dois implantes, além dos efeitos da direção da força de mordida (vertical, horizontal, e oblíqua em 45°). As conclusões foram:

1. existe um diâmetro ótimo de implante para dados específicos de um paciente, provavelmente em torno de 5,5 mm, sendo a melhor escolha geralmente correlacionar o maior diâmetro possível, dentro dos limites morfológicos, o que causaria mínimo estresse, tanto para o osso cortical quanto para o trabecular;

2. o estresse é distribuído mais uniformemente por implantes degraizados quando comparados com os reto cilíndricos, sendo então melhor indicados como opção clínica para situações de assentamento com pressão;

3. os resultados indicaram que em estudos de MEF forças verticais e horizontais devem ser levadas em consideração, sendo imperativo considerar também forças oblíquas, pois estas são as forças mais realistas de mordida e causam os níveis mais altos de estresse na cortical óssea.

Lacerda (1999)³⁰ analisou 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), através do MEF bidimensional. Como nesta opção de tratamento um implante visa estabilizar a PPR em sentido vertical e aumentar o conforto e eficiência mastigatória, suas dimensões podem ser menores. Os modelos representavam um segmento mandibular, de primeiro pré-molar até papila retromolar, com ausência dos molares e do segundo pré-molar, e com presença de um implante Bränemark de 3.75 mm x 7.00 mm na região do segundo molar. O primeiro pré-molar recebeu uma coroa metalocerâmica com encaixe intracoronário rígido tipo Biloc KD. Encaixe semi-rígido também foi testado. Na simulação, a base protética possuía sela ampla e dentes ausentes em resina, com dimensões coronárias semelhantes aos dentes naturais. O segundo pré-molar recebeu o macho do sistema de retenção. A carga aplicada nos modelos foi de 100 N e vertical. Por esta metodologia, quando um implante é colocado na extremidade oposta ao encaixe rígido observa-se que o dente suporte é menos solicitado. Além disso, quanto mais posterior a aplicação das cargas, mais o

implante é solicitado e, como consequência, o osso cortical adjacente. E a incorporação de uma barra metálica no interior da sela aumenta os esforços sobre o dente e implante, já que a sela sofre menos deflexão e comprime menos a fibromucosa. Concluiu:

1. vinculação articulada entre implante e PPR diminui o momento fletor transmitido ao implante e aumenta tensões na fibromucosa e dente suporte;
2. a fibromucosa será mais solicitada quanto maior área de contato com a PPR, restando menos tensões transmitidas para outras estruturas;
3. modelos mais complexos de elementos finitos permitem uma visualização mais precisa dos resultados.

Em 1999, Lekholm et al.³² deram continuidade a um trabalho prospectivo relatando os resultados de 10 anos de tratamento com implantes Bränemark para restaurar arcos parcialmente edêntulos. Neste estudo, envolvendo 127 pacientes, 461 implantes foram colocados, de vários comprimentos e diâmetros, utilizando um protocolo cirúrgico bem definido. Foram confeccionadas 163 PPF, 65 maxilares e 98 mandibulares em 125 pacientes. A sobrevivência do implante, a estabilidade da prótese e complicações foram avaliadas. Dos 461 implantes iniciais, 34 falharam, resultando em taxa de sobrevivência de 92,6%, sendo 90,2% para a maxila e 93,7% para a mandíbula. Implantes curtos de diâmetro padrão falharam mais que implantes mais longos, e nenhum implante de largo diâmetro foi perdido. À semelhança de estudo anterior, a maioria das falhas ocorreu durante o período de cicatrização e durante os dois primeiros anos. A média de perda óssea marginal foi de 0,7 mm para maxila e mandíbula. Novamente, a higienização oral foi boa, sendo

que 80% dos pacientes não demonstraram sangramento à sondagem. A estabilidade protética, após 10 anos, foi de 94,3%, considerando também as próteses que foram substituídas por fratura de material oclusal. Os resultados são comparáveis, e mesmo excedem aos daqueles arcos edêntulos para o mesmo período de tempo. A maioria dos arcos tratados representava segmentos posteriores (83%). A única relação entre as falhas e características dos implantes foi em relação ao comprimento deste, quando implantes mais curtos falharam mais que implantes mais longos. Ao contrário de estudos prévios, maiores taxas de falha protética ocorreram em situações onde a prótese era suportada por 4 ou mais implantes, e não quando suportada por dois ou três. Mas não foi possível concluir com certeza esta relação devido à pouca amostragem. Diante dos resultados, concluíram que o sistema Bränemark, usado no tratamento de edentulismo parcial, proveu excelente taxa de sobrevivência após 10 anos de acompanhamento. Boa saúde oral e pouca perda óssea marginal foram observadas e não houve nenhuma complicação severa relatada.

Em 1999, Misch³⁹ fez várias considerações a respeito do desenho do implante para as regiões posteriores da boca. Dentre elas, a região posterior da boca apresenta muitas condições particulares na implantologia, uma vez que apresenta forças até 300 % maiores que a região anterior, além de resistência óssea mais pobre. Os maiores níveis de estresse em um implante osseointegrado são concentrados na interface osso-implante nos 5 mm mais próximos à crista óssea, o que torna esta área crítica para a distribuição de estresse e, portanto, necessita de uma maior área de superfície funcional. Implantes mais longos, embora possuam

maior área de superfície total, podem transferir menos estresse para a região apical e não minimizar o estresse nas regiões mais críticas da crista. A manipulação do diâmetro e profundidade de rosca poderia aumentar a área de superfície de um implante de largo diâmetro acima de 300%. Como o estresse fisiológico pode causar aumento da densidade óssea, que diminui o risco de perda óssea na crista ou de falha precoce do implante, esta deve ser a razão para a diminuição da taxa e ocorrência de perda óssea na crista e da perda de implantes após o primeiro ano de aplicação de forças. Quanto mais pobre um osso maior quantidade de área superficial funcional deve possuir o implante. Conclui que a implantologia tem vivido um maior desenvolvimento da biomecânica e da importância da redução do estresse para minimizar os riscos da perda óssea na crista e da falha precoce dos implantes; mas implantes convencionais em forma de raiz são limitados a alterações no comprimento e no diâmetro, que são menos efetivas para aumentar a área de superfície do que o desenho das roscas destes. Um desenho de rosca modificado com aumento na área superficial funcional permite que implantes mais curtos com maiores áreas superficiais sejam utilizados em todas as regiões da boca, sobretudo na região posterior pelos fatores já relatados.

Em 2000, Pellecchia et al.⁴⁴ propuseram uma alternativa reabilitadora para pacientes totalmente desdentados: PPREL bilateral associada a PPF implanto-suportada na região anterior, com attachments, rompe forças próximos à conexão da PPR com a PPF. Pelos autores, alguns problemas decorrentes do uso de PPR podem ser eliminados, como dificuldade de adaptação e instabilidade quando comparada a PPF. Em relação à PPF com cantilever,

problemas como a geração de momentos de força transmitidos à interface osso-implante e que podem ser prejudiciais ao processo de osseointegração também podem ser eliminados. Além disso, para uma PPF implanto-suportada com cantilever muitas vezes é necessário reposicionamento de nervo ou regeneração óssea guiada para reconstruir a altura óssea alveolar posterior antes da colocação de implantes em uma mandíbula atrófica, o que nem sempre é bem aceito e previsível. Realizaram o tratamento proposto em um paciente de 65 anos, cuja queixa principal era uma dentadura inferior instável, utilizando procedimentos convencionais de cirurgia e prótese, sendo colocados três implantes de 3,75 x 13,00 mm na região inter-foraminal. A PPF foi feita em duas peças, uma infraestrutura parafusada aos implantes e uma superestrutura que incorporou coroas de porcelana e foi parafusada à infraestrutura. Utilizaram um encaixe Dalbo para conectar a PPF à PPR, reduzindo assim a força mastigatória sobre os implantes não os sobrecarregando. Após as visitas de controle, o paciente relatou melhoria na função mastigatória e no conforto e, em três anos de monitoração, nem a dentadura superior nem a PPR inferior necessitaram de reembasamento. Os autores salientaram que o aumento do custo do tratamento é compensado pelo benefício psicológico para o paciente que reluta em usar uma overdenture implanto-suportada.

A utilização de implantes de largo diâmetro como alternativa à colocação trípode foi estudada por Sato et al. (2000)⁵⁰, que utilizaram uma análise geométrica tridimensional para avaliar a efetividade da colocação trípode de três implantes na região parcialmente desdentada posterior, e também da colocação de um implante de largo diâmetro no local mais posterior. Aplicaram forças verticais e

horizontais, de vestibular para lingual e de lingual para vestibular, variando também inclinações cuspídicadas em 10 e 20°. Os resultados sugeriram que a colocação de implantes em compensação não diminui sempre a força de tensão nos parafusos de ouro, enquanto a colocação de implantes de largo diâmetro no local mais posterior e a diminuição na inclinação das cúspides o faz. Concluíram que, para prevenir contra perda ou fratura de parafusos de ouro, o uso de implante de largo diâmetro no local mais posterior ou diminuição da inclinação cuspídica devem ser considerados, ao invés da colocação de outros implantes em compensação.

Devarpanah et al. (2000)⁹, publicaram um artigo com o propósito de apresentar as indicações e contra-indicações de implantes de pequeno diâmetro da 3i., que podem ser indicados em algumas situações para evitar a necessidade de reconstrução óssea, como enxerto ósseo, regeneração óssea guiada ou expansão da crista alveolar. Implantes de pequenos diâmetros são indicados de acordo com o tipo de rebordo residual (indicado para rebordo afilado, com espessura de crista alveolar menor que 6 mm), o volume de osso residual (indicado quando a distância inter-radicular for de 6 mm ou menos), a quantidade de espaço disponível para a prótese (indicado como tratamento alternativo ao tratamento ortodôntico para abertura de espaço méso-distal), o perfil de emergência (indicado para casos onde a coroa possui diâmetro pequeno, menor que 4,1 mm, que é o diâmetro do espelho dos implantes de diâmetro convencional) e do tipo de oclusão (indicado para pacientes que não possuam parafunção, uma vez que um implante de pequeno diâmetro possui menor área superficial e menor resistência à fratura). As contra-indicações são para a substituição de caninos e molares. Além disso, ressaltaram

que estudos multicêntricos a longo prazo são essenciais para confirmar os bons resultados clínicos que recentemente têm sido obtidos.

Em 2001, Leung et al.³⁴ voltam a afirmar que o alto nível de sucesso dos implantes osseointegrados depende de uma cuidadosa seleção do paciente e do plano de tratamento. A maioria das falhas ocorre dentro do primeiro ano após a ativação, e a sobrecarga deve sempre ser suspeitada e, se necessário, a prótese deve ser modificada para reduzir a força oclusal para que uma regeneração óssea ocorra. Algumas considerações a respeito das regiões posteriores da boca foram feitas:

1. as regiões posteriores possuem anatomia e biomecânica diferentes em relação às cargas protéticas, uma vez que nelas se encontram ossos mais desfavoráveis e em menor volume;
2. geralmente os implantes colocados são mais curtos pela presença do nervo alveolar inferior, e a força oclusal é constantemente alta, não existindo inclusive a possibilidade de uma estabilização cruzada dos arcos;
3. a colocação dos implantes em linha leva a uma suscetibilidade a momentos de força, o que tem sido identificado como o principal fator para a sobrecarga;
4. um fator agravante pode ser o diâmetro reduzido dos implantes colocados nessa região, que possuem menor plataforma e menor resistência que os de largo diâmetro, implicando em maiores forças por unidade de área.

O problema da reabilitação de desdentados posteriores também motivou Mathias (2001)³⁶ a estudar a associação da PPREL com os implantes

osseointegrados. Clinicamente, implantes de altura reduzida já eram colocados na região posterior, e a associação destes com a PPREL poderia eliminar o problema da alavanca posterior, reduzindo as cargas compressivas sobre o rebordo alveolar e minimizando a reabsorção do tecido ósseo. Sistemas de retenção também poderiam melhorar a função da prótese, transmitindo cargas no sentido vertical. O objetivo deste estudo foi analisar as distribuições das tensões nas estruturas de suporte da PPR com sistema de retenção a grampo, quando apoiada sobre implantes de alturas reduzidas, de 8,0 mm de comprimento e diâmetros de 3,5 e 5,5 mm, na região posterior de uma extremidade livre, através do método fotoelástico quasi-tridimensional. Dois modelos foram confeccionados, representando um arco parcialmente dentado de extremidade livre bilateral com a presença dos dentes 33 a 43. PPRs com sistema de retenção a grampo em 7 nos dentes 33 e 43 foram confeccionadas. As situações analisadas foram: PPR apoiada sobre implante de 3,5 mm de diâmetro nas extremidades livres da mandíbula sem magneto; PPR apoiada sobre implante de 3,5 mm de diâmetro nas extremidades livres da mandíbula com magneto fixado dentro da base protética; implante de 5,5 mm de diâmetro utilizado como na primeira situação; e implante de 5,5 mm de diâmetro utilizado como na segunda situação. As cargas aplicadas nos modelos foram de 10 N, 30 N, 50 N, 70 N e 100 N. Com a utilização de implantes de 8,0 x 3,5 mm, houve uma tendência de direcionamento de tensões para distal, na região sob a base da prótese e na região da crista do rebordo, entre o dente suporte e a extremidade livre. Com os mesmos implantes e com o sistema de magnetos houve uma maior concentração na região distal, além de grande quantidade de tensões na mesial do implante, direcionando-se

ao centro do rebordo. Quando o implante utilizado foi de 5,5 mm, sem magneto, os resultados foram semelhantes aos do implante de 3,5 mm, com uma concentração um pouco maior das tensões neste modelo. Para o mesmo implante, sem o sistema de magnetos, maiores concentrações, além da distal, ocorreram na região mesial e dirigindo-se para a região do centro do rebordo mesialmente ao implante. Com os implantes de largo diâmetro, a distribuição para mesial e para o centro do rebordo foi menos intensa do que a distribuição com implantes de 3,5 mm, ocorrendo uma maior concentração e intensidade de forças ao redor do implante e reduzindo as tensões no rebordo residual. Um fato muito interessante é que não foi detectada presença de tensões no dente suporte em nenhuma das situações de carregamento, ao contrário de outros trabalhos. É sugerido que o tipo de retenção, com grampos, o tipo de carga (distribuída) e a forma anatômica do modelo fotoelástico (arcada completa) possam ter determinado este resultado. Pela metodologia utilizada, o autor concluiu:

1. nos modelos com magnetos fixados e implante de largo diâmetro, de 5,5 mm, houve maior concentração de tensões na região ao seu redor, reduzindo as tensões sobre o rebordo, e nos modelos com implante de 3,5 mm houve maior concentração de tensões na mesial do implante, direcionando-se, neste sentido, para o rebordo residual;
2. em nenhuma situação analisada foi possível visualizar tensões nas estruturas adjacentes ao dente suporte do lado de aplicação da carga;
3. nos modelos sem a fixação dos magnetos, as tensões se concentraram mais na região distal dos implantes e da base da PPR.

Considerando a PPR como opção de tratamento para pacientes com grandes espaços desdentados posteriores e também os problemas decorrentes do duplo suporte existente em PPRELs, Rocha (2001)⁴⁹ analisou através do MEF bidimensional o comportamento da PPREL convencional e das estruturas de suporte, quando da presença de um implante osseointegrado sob a base protética na região retromolar. Confeccionou três modelos, A, B e C, simulando hemiarcos mandibulares desdentados posteriormente, com a presença apenas dos dentes 33 e 34. O modelo A não possuía prótese associada; o modelo B possuía uma PPR convencional com apoio distal; e o modelo C, objeto do estudo, diferenciava do modelo B pela presença de um implante Bränemark standard liso de 3,75 x 10,00 mm na região retromolar sob a base da PPR. As forças aplicadas foram verticais de 50 N em cada ponta de cúspide, fracionadas em 5 pontos de 10 N. Concentrações de tensão foram encontradas no ápice dental de todos os modelos analisados, com algumas variações entre os modelos. Em relação ao osso cortical e esponjoso, o terço apical dos dentes 33 e 34 também foi solicitado. Em relação à fibromucosa, no modelo A quase não foi solicitada, enquanto que no B houve um aumento de aproximadamente 4 vezes na tensão observada e, no C, com a presença do implante, foi menos solicitada na região posterior quando comparada com o modelo B. Tensões elevadas foram observadas na rosca interna do corpo do implante, com os maiores valores entre a primeira e a sexta roscas. Analisando mapas de deslocamento o autor encontrou um deslocamento do dente 33 semelhante nos 3 modelos, mas o deslocamento do 34 foi quase o dobro nos modelos B e C, sendo este dente mais solicitado pela presença da PPR. A presença

do implante sob a base protética fez o deslocamento geral do conjunto caminhar em direção anterior. Diante dos resultados, o autor acredita que, apesar de utilizar modelos matemáticos bidimensionais, os resultados mostram íntima relação com dados significantes presentes na literatura. Acredita ainda que a associação entre a PPREL e um implante osseointegrado da forma descrita é uma alternativa clínica viável e segura, já que a tensão observada no osso cortical ao redor do implante não foi tão elevada, permanecendo abaixo dos valores encontrados no ápice dos dentes naturais. Mesmo com ausência de protocolo para prever o sucesso da associação, deve haver estímulo para realização de casos clínicos, que possibilitem estudos “in vivo” para comparação. Moldagem funcional também deve ser realizada para que a fibromucosa auxilie o implante na função de suporte. Concluiu:

1. a presença da PPREL proporcionou maior concentração de tensão para as estruturas de suporte, e a presença do implante proporcionou suporte para a base da PPR, diminuindo a intrusão desta sobre a fibromucosa, promovendo menor concentração de tensão na porção posterior do rebordo;

2. a presença do implante não favoreceu a redução da concentração de tensão no dente suporte da PPREL adjacente ao espaço desdentado.

Em 2001, Starr⁵² publicou um artigo enfocando a associação de PPR e implantes como uma opção de tratamento. Afirmou que, no passado, os casos de pacientes dentedados posteriores tinham necessidade de serem tratados com PPRs convencionais, e o sucesso do tratamento dependia do desenho da PPR e da habilidade dos dentes anteriores em oferecer um guia efetivo para a prótese. Porém, como ocorre uma sobrecarga destes dentes, pode ocorrer comprometimento

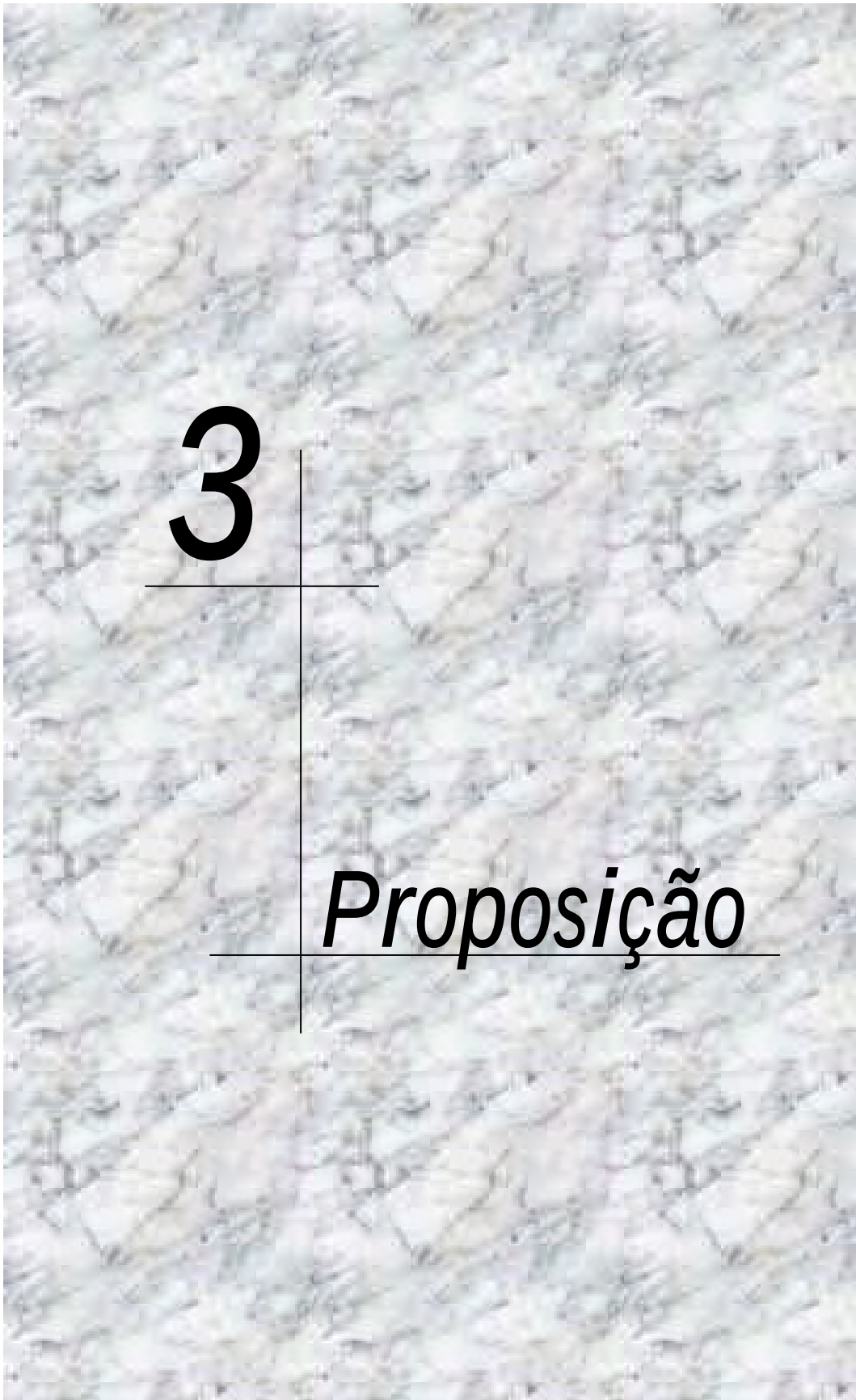
periodontal significativa com o passar do tempo, inclusive interferindo na viabilidade do suporte. Outras formas sugeridas como alternativa foram a prótese periodontal com pântico em cantilever na posição do segundo pré-molar ausente e a PPR com encaixe de precisão associada com uma ponte fixa anterior. Como geralmente há mais osso disponível na região pré-maxilar do que na região posterior maxilar, para reabilitação da porção posterior muitas vezes há necessidade de cirurgias invasivas que, infelizmente, nem todos os pacientes se submetem, seja por causa fisiológica ou mesmo pessoal. Assim, um tratamento alternativo proposto é a extração dos dentes anteriores periodontalmente comprometidos overdenture à barra com sistema de retenção, como clip ou o'ring. Esta overdenture é confeccionada, combinando o suporte mucoso à retenção fornecida pelos implantes. Porém, a fixa anterior com uma PPR posterior possui algumas vantagens, como a melhoria da estética e uma maior aceitação pelo paciente que, psicologicamente, reage melhor ao tratamento, uma vez que não remove os dentes anteriores para limpeza, além de possuir uma mínima cobertura e inferência com os tecidos moles, quando comparada com uma prótese overdenture convencional. Portanto, a opção proposta pelo autor é a confecção de uma ponte fixa implanto-suportada anteriormente associada com uma PPR com encaixe de precisão. Quatro pacientes com estas características foram tratados da forma citada acima, todos mantidos sob programa de higiene trimestral, e necessitaram manutenção mínima durante 7 anos de função. É interessante notar que o levantamento posterior de seio, seguido da confecção de um trabalho totalmente implanto-suportado, ainda poderá ser feito no futuro.

Quando se confeccionam PPFs posteriores mandibulares implanto-suportadas de três elementos o protocolo seguido geralmente é a colocação de três implantes em configuração trípole, o que nem sempre é possível devido à largura disponível do rebordo residual, ou a colocação de 2 implantes de 4,1 mm com um pântico central. Porém, ainda não há um consenso quanto ao número de implantes que pode prover um suporte adequado para este tipo de prótese. Motivados por isso, Iplikcioglu & Alça (2002)²³ realizaram um estudo para comparar os efeitos do diâmetro, comprimento e número de implantes na distribuição de estresse no osso em PPFs de três elementos na região posterior mandibular. Utilizaram o MEF tridimensional, simulando uma classe II de Kennedy, com ausência do segundo pré-molar e dos molares. Testaram 6 configurações diferentes: 3 implantes de 3,75 mm x 10,0 mm, 3 implantes de 3,75 x 8,0 mm, 2 implantes de 3,75 x 8,0 mm, 2 implantes de 3,75 x 10,0 mm, 2 implantes de 4,1 mm x 8,0 mm e 2 implantes de 4,1 x 10 mm, nunca se associando diferentes diâmetros ou comprimentos. As forças aplicadas foram de 400 N obliquamente em 30°, 200 N verticalmente e 57 N horizontalmente, sob as cúspides vestibulares das coroas protéticas, e os valores de estresse compressivo, de tensão e de Von Mises foram calculados. Nestas condições, as forças oblíquas sempre demonstraram os maiores valores de estresse. Para o estresse de tensão e estresse de Von Mises, as maiores concentrações surgiram do lado vestibular ao redor do pescoço do implante, enquanto que, para o estresse compressivo, as maiores concentrações surgiram do lado lingual. Em todas as situações testadas, sob todas as condições de força, os valores observados no modelo com 2 implantes de 4,1 mm são muito

próximos dos valores observados no modelo com 3 implantes de 3,75 mm, enquanto que os valores para o modelo de 2 implantes de 3,75 mm são muito maiores, apesar de nenhum ultrapassar o máximo estresse de tensão e compressão suportado pelo osso cortical e nem o valor da resistência máxima do implante. A única situação cujo valor ficou próximo do máximo suportado foi sob forças oblíquas, no estresse compressivo, na configuração de 2 implantes de 3,75 mm. Afirmaram que os dados fornecidos nestes estudos requerem comprovação em pesquisas clínicas, pois as limitações inerentes ao MEF devem sempre ser levadas em consideração. Os dados são animadores, pois apesar de haver relatos de risco quanto à longevidade de PPFs suportadas por dois implantes, também há relatos que dois implantes podem adequadamente suportar uma PPF de 3 elementos. No estudo, enquanto baixos níveis de estresse foram observados para implantes de largo diâmetro, mudanças no comprimento do implante não diminuíram a magnitude do estresse induzido. Assim, o diâmetro do implante parece ser bem mais relevante que seu próprio comprimento. Concluem que, utilizar implantes de 4,1 mm para a reabilitação com PPFs de três elementos posteriores mandibular parece ser eficiente, tanto teórica quanto clinicamente, sendo um tratamento previsível desde que fatores de risco não existam.

Em 2002, McAndrew³⁷ publicou um artigo descrevendo o uso de próteses “swing-lock”, bem como suas indicações e contra-indicações. Partindo da idéia de que implantes osseointegrados podem melhorar o suporte para próteses, realizou uma reabilitação protética com uma PPR “swing-lock” e um implante osseointegrado isolado. Uma paciente de 46 anos se submeteu ao tratamento que

proporcionou resultados protéticos e estéticos satisfatórios, o que levou o autor a afirmar que esta é uma alternativa viável às próteses convencionais removíveis. Além disso, durante o uso de 15 meses com o implante isolado incorporando um sistema o'ring, nenhum problema decorrente de falta de osseointegração ou fratura de resina da prótese não ocorreu.



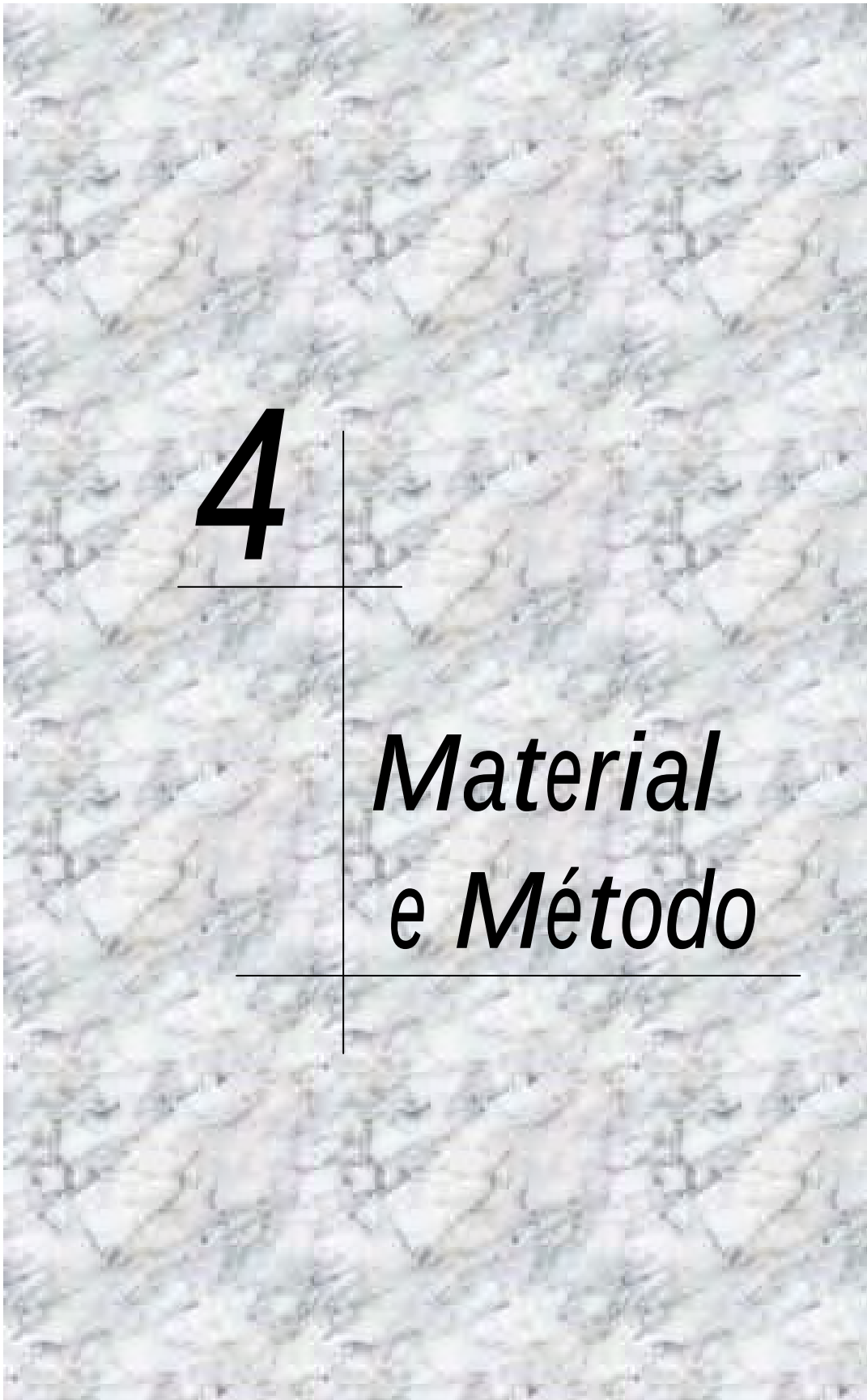
3

Proposição

3. *Proposição*

Estudar através do método dos elementos finitos bi-dimensionais oito modelos classe I mandibular, utilizando forças estritamente verticais de 50 N, e verificar:

1. a tendência ao deslocamento nos modelos estudados;
2. a influência do comprimento e diâmetro do implante na tendência ao deslocamento;
3. os níveis de tensão nas estruturas do modelo apenas com a PPR em relação ao modelo sem PPR;
4. os níveis de tensão dos modelos com implante em relação ao modelo somente com a PPR;
5. a influência do comprimento e do diâmetro do implante na distribuição de tensões nos modelos que incorporaram implante.



4

***Material
e Método***

4. *Material e Método*

A metodologia utilizada neste estudo foi baseada no trabalho de Rocha (2001)⁴⁹ e muito se assemelha à descrição realizada pelo autor em seu estudo. Para a execução deste estudo foram utilizados um computador (Pentium III 650 MHz, 128 Mb RAM, 20 Gb HD), um scanner de mesa (Scan Jet 6100 C – Hewlett Packard), um programa de desenho assistido (AutoCAD 2000, Autodesk Inc., USA) e um programa de elementos finitos (ANSYS 5.4, Swanson Analysis Systems, Houston, Pa).

4.1. Confeção dos modelos

Para o estudo foram elaborados 8 modelos mandibulares, sendo que cada modelo simulou um hemiarco parcialmente desdentado, sem suporte dental posterior, onde apenas os dentes 33 e 34 estavam presentes. As características dos dentes remanescentes, da extensão e forma do rebordo na extremidade livre, do periodonto de suporte e de proteção, das distâncias biológicas (crista alveolar, junção cimento/esmalte, inserção conjuntiva), da altura óssea mandibular e da espessura da estrutura metálica de CrCo testada foram constantes. Nos modelos que possuíam dentes artificiais, as características destes e da sela protética também permaneceram constantes. As especificações dos modelos foram:

Modelo A - representou um hemiarco mandibular sem suporte posterior, com a presença apenas dos dentes 33 e 34 (Figura 1);

Modelo B – semelhante ao Modelo A, apresentando uma PPREL convencional, com apoio metálico na distal no dente 34, em substituição aos dentes 35, 36 e 37 (Figura 2);

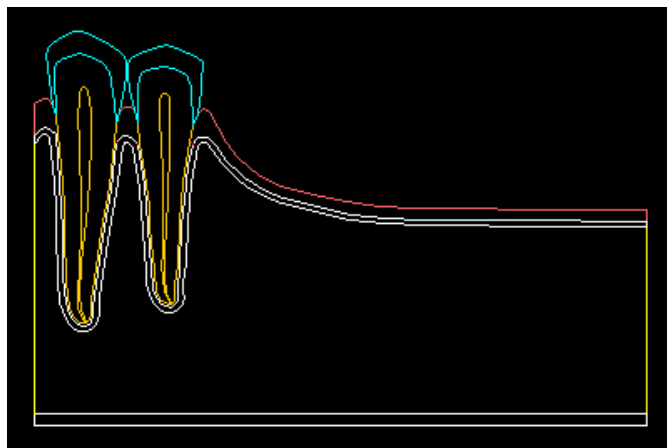


Figura 1 - Modelo A (dentes e estruturas de suporte sem PPR)

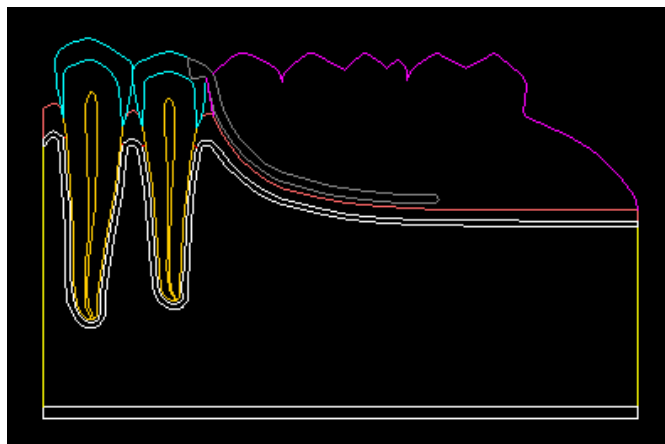


Figura 2 - Modelo B (dentes, estruturas de suporte e PPR)

Modelo C - semelhante ao Modelo B, diferenciando deste pela presença de um implante osseointegrado na região posterior de segundo molar, sob a base da PPREL, com dimensões de 7,00 mm de comprimento por 3,75 mm de diâmetro, tipo “standard” de Bränemark, cód. SDCA 002-0 (Figura 3);

Modelo D - semelhante ao Modelo C, alterando as dimensões do implante, que neste modelo foram de 10,00 mm de comprimento por 3,75 mm de diâmetro, tipo “standard” de Bränemark, cód. SDCA 001-0 (Figura 4);

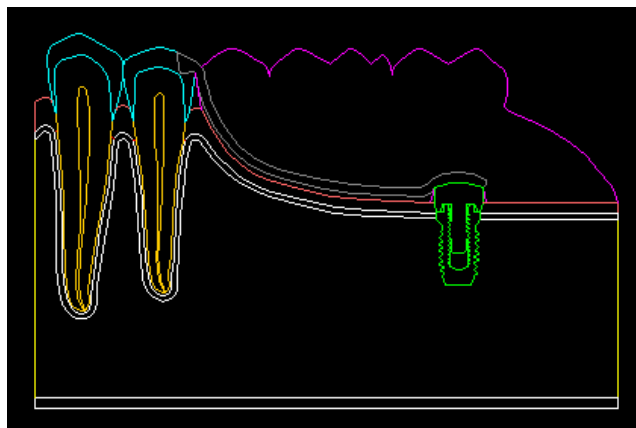


Figura 3 - Modelo C (dentes, estruturas de suporte, PPR e implante de 3,75 X 7,00 mm)

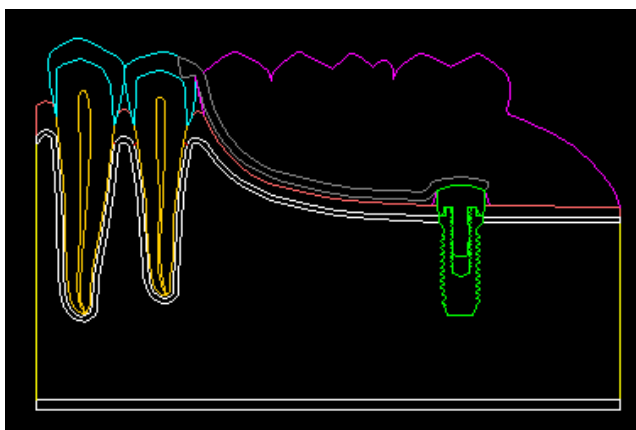


Figura 4 - Modelo D (dentes, estruturas de suporte, PPR e implante de 3,75 X 10,00 mm)

Modelo E - semelhante ao Modelo C, alterando as dimensões do implante, que neste modelo foram de 13,00 mm de comprimento por 3,75 mm de diâmetro, tipo “standard” de Bränemark, cód. SDCA 018-0 (Figura 5);

Modelo F - semelhante ao Modelo C, alterando as dimensões do implante, que neste modelo foram de 7,00 mm de comprimento por 5,00 mm de diâmetro, tipo MKIII de Bränemark, cód. 26972 (Figura 6);

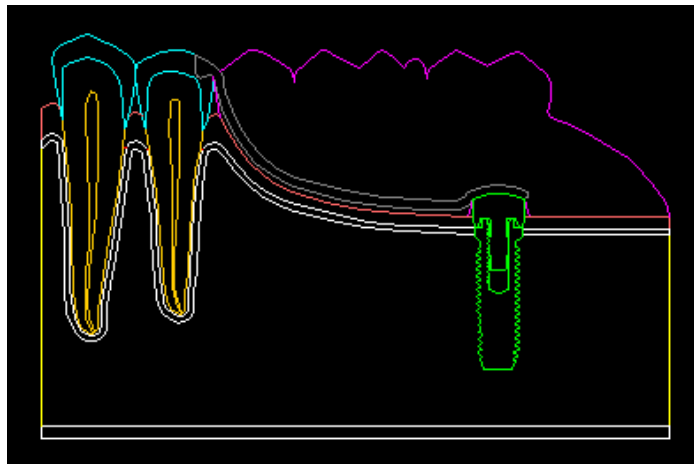


Figura 5 - Modelo E (dentes, estruturas de suporte, PPR e implante de 3,75 X 13,00 mm)

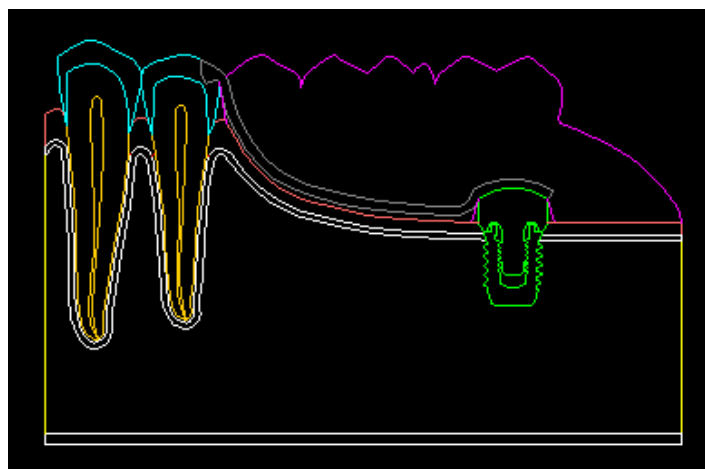


Figura 6 - Modelo F (dentes, estruturas de suporte, PPR e implante de 5,00 X 7,00 mm)

Modelo G - semelhante ao Modelo C, alterando as dimensões do implante, que neste modelo foram de 10,00 mm de comprimento por 5,00 mm de diâmetro, tipo MKIII de Bränemark, cód. 26974 (Figura 7);

Modelo H - semelhante ao Modelo C, alterando as dimensões do implante, que neste modelo foi de 13,00 mm de comprimento por 5,00 mm de diâmetro, tipo MKIII de Bränemark, cód. 26976 (Figura 8).

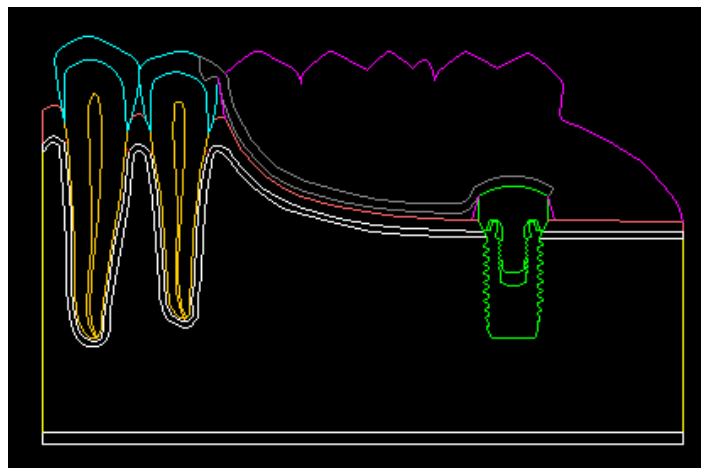


Figura 7 - Modelo G (dentes, estruturas de suporte, PPR e implante de 5,00 X 10,00 mm)

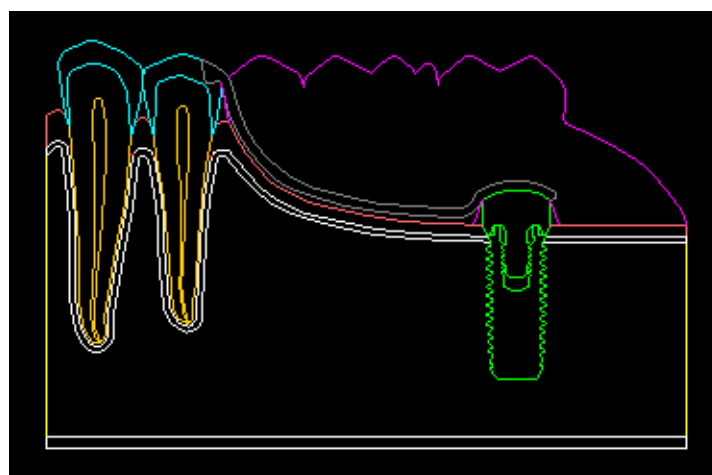


Figura 8 - Modelo H (dentes, estruturas de suporte, PPR e implante de 5,00 X 13,00 mm)

O quadro abaixo resume as características dos modelos.

Quadro 1 - Descrição dos modelos confeccionados para o estudo

Modelo	Dentes	Prótese	Implante	Pilar de cicatrização
A	33 e 34	Ausente	Ausente	Ausente
B	33 e 34	Presente	Ausente	Ausente
C	33 e 34	Presente	3,75 x 7,00 mm	5,00 x 2,00 mm
D	33 e 34	Presente	3,75 x 10,00 mm	5,00 x 2,00 mm
E	33 e 34	Presente	3,75 x 13,00 mm	5,00 x 2,00 mm
F	33 e 34	Presente	5,00 x 7,00 mm	6,00 x 2,00 mm
G	33 e 34	Presente	5,00 x 10,00 mm	6,00 x 2,00 mm
H	33 e 34	Presente	5,00 x 13,00 mm	6,00 x 2,00 mm

Nos modelos onde há a presença do implante, um pilar de cicatrização compatível com ele foi colocado em sua extremidade. Para implantes “standard” foi utilizado pilar de cicatrização do sistema Branemark de 5 mm por 2 mm de altura, código 26560, e para implantes MKIII foi utilizado pilar de cicatrização também do sistema Branemark de 6 mm por 2 mm de altura, originado a partir do desenho do pilar de 6 mm por 3 mm, código 29137.

4.2. Programas

O programa utilizado para a confecção dos modelos foi o **AutoCAD 2000 (Autodesk Inc., USA)**. Este programa, muito utilizado na área

de engenharia e computação gráfica, permite a elaboração de desenhos com dimensões muito próximas da realidade. As dimensões dos elementos individualizados nos modelos, como implante, mucosa, dentes, osso alveolar dentre outros, puderam assim ser reproduzidas da forma mais fiel possível.

Após a elaboração dos modelos com este programa, os mesmos foram exportados para o programa **ANSYS 5.4 (Swanson Analysis Systems, Houston, Pa)**, que como já citado, é um programa de elementos finitos. A forma de análise deste programa será apresentada mais adiante. A utilização do programa esteve sob os cuidados de engenheiros da Faculdade de Engenharia Mecânica de Ilha Solteira – UNESP.

4.3. Geometria das estruturas

4.3.1. Mandíbula e ligamento periodontal

A mandíbula foi representada por um bloco, onde os dentes 33 E 34 eram observados. As dimensões das estruturas diferenciadas no modelo, como do osso cortical, ligamento periodontal, fibromucosa e dentes, diferenciando inclusive a junção cimento-esmalte (JCE), foram baseadas em dimensões publicadas na literatura específica, e estão representadas no quadro 2.

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

Autor	Estrutura	Dimensão (mm)
Lacerda (1999) ³⁰	osso cortical	0,50
Coolidge (1937) ⁶	ligamento periodontal	0,25
Rebóssio (1963) ⁴⁸	fibromucosa	1,00
Gargiulo et al. (1961) ¹⁸	inserção conjuntiva	1,00
Gargiulo et al. (1961) ¹⁸	epitélio juncional	1,00

4.3.2. Dentes naturais e artificiais

As dimensões dos dentes 33 e 34, simulados em todos os modelos, e das coroas dos dentes 35, 36 e 37, simulados nos modelos que possuíam PPR associada, foram determinadas a partir de dimensões estabelecidas por Figún (1989)¹⁷, presentes no quadro 3. As dimensões omitidas na tabela não foram utilizadas no estudo, uma vez que as propriedades mecânicas da resina da base e das coroas artificiais foram consideradas idênticas. Dessa forma, só interessou o diâmetro méso-distal das coroas.

Quadro 3. Dimensões dos dentes 33 e 34, e das coroas dos dentes 35, 36 e 37, em milímetros, de acordo com valores estabelecidos por Figún (1989)¹⁷

Dentes	Ø MD da coroa	Altura da coroa	Raiz	Comprimento total
33	6,9	10,3	15,3	25,3
34	6,9	7,8	14,6	22,4
35	7,3	-	-	-
36	11,2	-	-	-
37	10,7	-	-	-

4.3.3. Prótese parcial removível

As dimensões da estrutura metálica da PPR em CoCr, a saber o conector menor, o apoio metálico e a sela, foram utilizadas de acordo com o estudo de Rocha (2001)⁴⁹, que realizou mensurações da estrutura metálica em 5 pontos distintos utilizando um paquímetro digital, obtendo uma média de 0,8 mm, média essa que foi aplicada por toda a extensão da estrutura metálica. O apoio metálico apresentou dimensão disto-oclusal de 2,0 mm.

4.3.4. Sistema de implante e conexão com a PPR

O sistema de implante utilizado no estudo foi o Sistema Branemark (Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia). Foram utilizados implantes

“standard”, de rosca lisa, com dimensões de diâmetro X largura respectivamente de 3,75 mm por 7,00 mm (cód. SDCA 002-0)(Figura 3), 3,75 mm por 10,00 mm (cód. SDCA 001-0)(Figura 4) e 3,75 mm por 13,00 mm (cód. SDCA 018-0)(Figura 5). Os implantes de largo diâmetro utilizados, também do mesmo sistema, são tipo MKIII, com dimensões de diâmetro X largura respectivamente de 5,00 mm por 7,00 mm (cód. 26972)(Figura 6), 5,00 mm por 10,00 mm (cód. 26974)(Figura 7) e 5,00 mm por 13,00 mm (cód. 26976)(Figura 8). Em todas as situações testadas os implantes atuaram apenas como elemento de suporte, e para isso utilizou-se pilar de cicatrização (“healing abutment”) de 2 mm de altura de cinta para todos os implantes, sendo de 5,00 mm de diâmetro para implantes “standard” (cód. 26560)(Figuras 3, 4 e 5) e de 6,00 mm de diâmetro para implantes MKIII (cód. 29137)(Figuras 6, 7 e 8).

Para a criação do modelo matemático envolvendo o desenho do implante, seguiu-se a metodologia estabelecida por Darbar et al. (1994)⁸, modificada por Rocha (2001)⁴⁹. Cada implante com seu respectivo pilar de cicatrização montado foi incluído em resina acrílica ativada quimicamente (ORTOCLAS, Artigos Odontológicos Clássico LTDA, São Paulo) e em seguida, após o acabamento e polimento adequado do bloco de resina, o conjunto foi seccionado ao meio (Figura 10) em uma máquina recortadora (Isomet – BUEHLER) (Figura 9), utilizando um disco diamantado (Figuras 9 e 10), para visualização direta do passo de rosca, da superfície interna do implante e da adaptação entre os componentes.

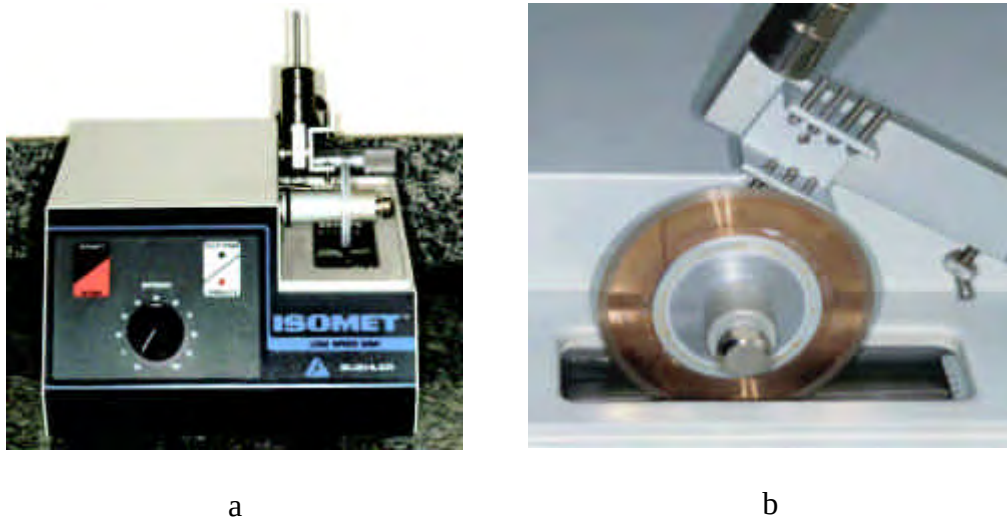


Figura 9 - Máquina recortadora ISOMET-BUEHLER (a) visão geral da máquina; (b) detalhe dos dispositivos para fixação e corte, com o disco diamantado utilizado

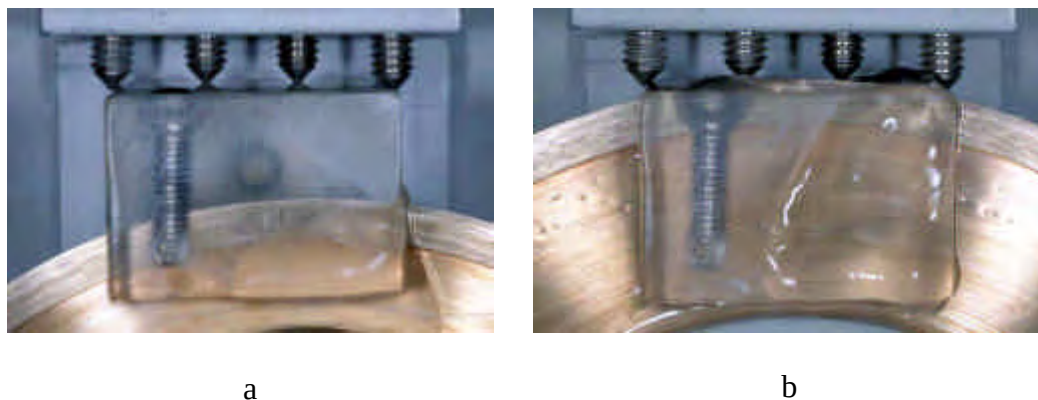


Figura 10 - Seccionamento dos implantes (a) detalhe do seccionamento parcial de implante de 3,75 X 13,00 mm; (b) vista do mesmo seccionamento de a, quase concluído

Com o auxílio de um scanner de mesa (Scan Jet 6100 C – Hewlett Packard) o bloco foi digitalizado (Figura 11) e exportado para o programa

de desenho gráfico AutoCAD 2000 (Autodesk Inc., USA), que possibilitou reproduzir com alta fidelidade as dimensões, formato interno e externo, a relação entre componentes do sistema e a associação com a PPREL. (Figura 11)

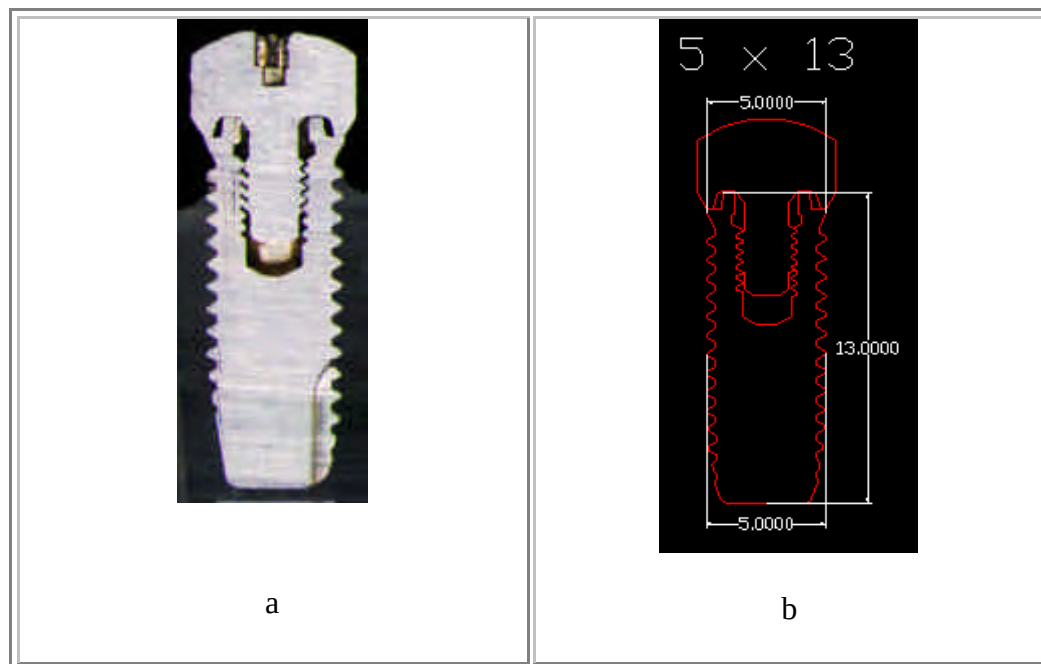


Figura 11 - Digitalização e reprodução gráfica dos implantes (a) implante de 5,00 X 13,00 scaneado e digitalizado; (b) mesmo implante de a, reproduzido graficamente no programa AutoCAD 2000

4.4. Desenvolvimento dos modelos de elementos finitos

Após o desenvolvimento dos modelos no AutoCAD, eles foram exportados para o programa de elementos finitos ANSYS 5.4 (Swanson Analysis Systems, Houston, Pa) para a discriminação das regiões e geração da malha de elementos finitos. O elemento escolhido para a geração da malha foi o sólido

bidimensional PLANE 2, que apresenta 6 nós e 3 arestas, descrevendo uma parábola (Figura 12). O perfil hachuriado é a visualização gráfica elemento após a geração da malha. Para fins de calculo, o programa interpreta o elemento em parábola, como descrito pelas arestas limítrofes do elemento. Este elemento foi escolhido porque possibilita um refinamento apropriado da malha, principalmente em locais de maior interesse como nas rosca do implante, além de apresentar uma interpolação mais “rica” na representação do campo de deslocamentos quando comparado com elementos bidimensionais retangulares (Alves Filho, 2000)¹. Após a geração das malhas, cada modelo apresentou as características constantes no Quadro 4. Um exemplo de malha gerada é apresentado na Figura 13, que neste caso ilustra o Modelo G.

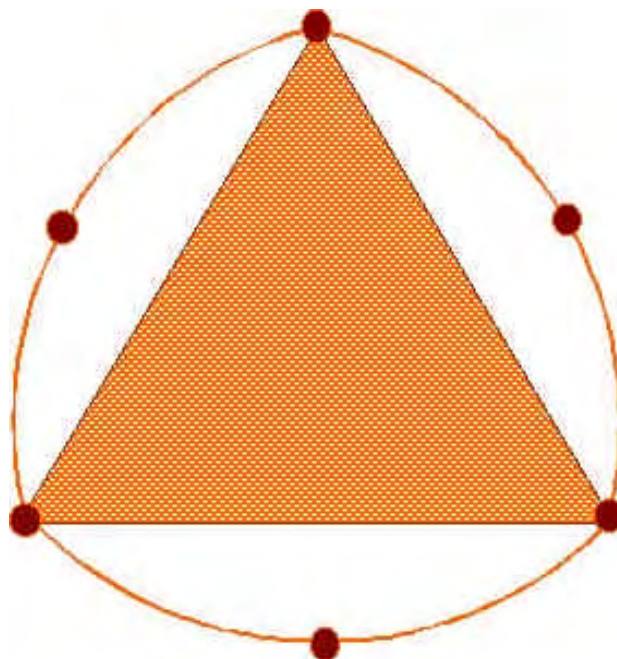


Figura 12 - Elemento finito plane 2

Quadro 4 - Características dos modelos após geração da malha de elementos finitos

Modelo	Elementos	Nós
A	2119	4546
B	2955	6225
C	6944	14503
D	7419	15398
E	9025	18658
F	4104	8669
G	6003	12490
H	7692	15831

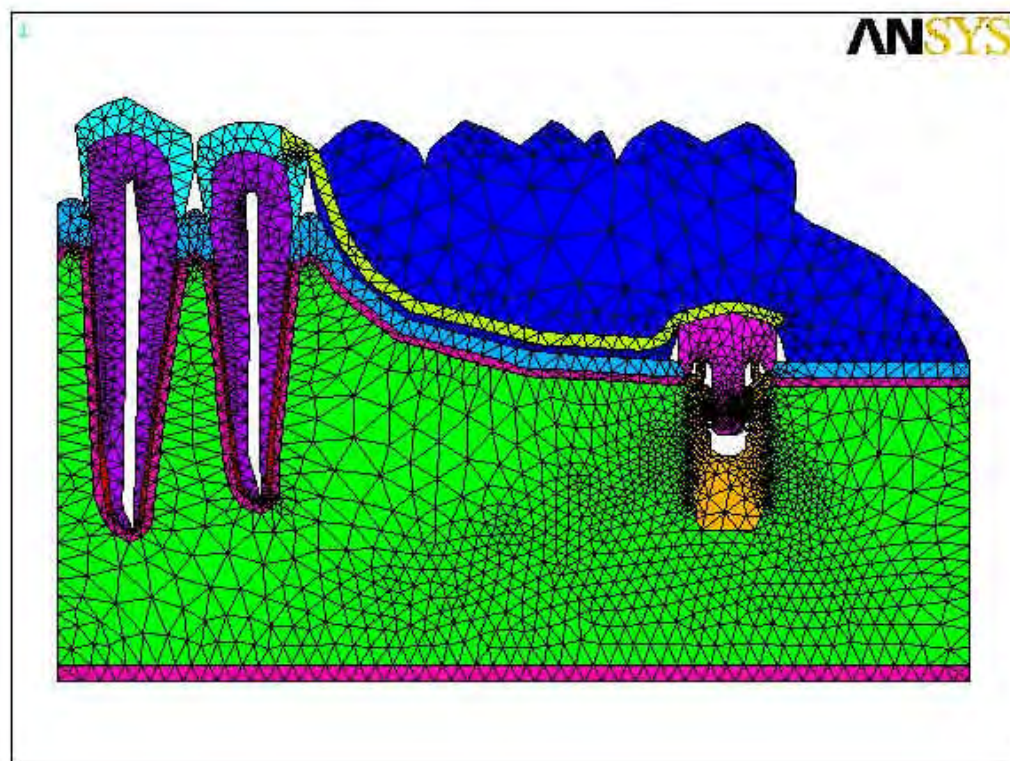


Figura 13 - Modelo G após a geração da malha de elementos finitos

O próximo passo do método é a incorporação das propriedades mecânicas dos materiais de cada estrutura, que foram feitas de acordo com os valores do quadro 5.

Quadro 5 - Propriedades mecânicas dos elementos que compõe os modelos

Estrutura	Modulo de Elasticidade e (Gpa)	Coefficiente de Poisson (n)	Autores
Esmalte	41,0	0,30	Farah et al. (1988) ¹⁶
Dentina	18,60	0,31	Farah et al. (1988) ¹⁶
Ligamento Periodontal	0,0689	0,45	Farah et al. (1988) ¹⁶
Fibromucosa	0,68	0,45	Ko et al. (1992) ²⁸
Osso Cortical	13,70	0,30	Farah et al. (1988) ¹⁶
Osso esponjoso	1,37	0,30	Farah et al. (1988) ¹⁶
Implante (Ti)	103,40	0,35	Sertgoz & Gunever (1996) ⁵¹
Pilar de Cicatrização (Ti)	103,40	0,35	Sertgoz & Gunever (1996) ⁵¹
Estrutura de CrCo	185,00	0,35	Williams (1981) ⁵⁸
Resina acrílica (base e dentes artificiais)	8,30	0,28	Darbar et al. (1995) ⁸

4.5. Condições de contorno

Para simular simetria no modelo, todo o lado direito e o lado esquerdo foram fixados na direção x , horizontal. Além disso, a base do modelo foi fixada nas duas direções, x e y . Dessa forma, o movimento de intrusão não foi

bloqueado em nenhuma estrutura a ser analisada, estando o osso cortical da base como verdadeiro suporte de todo o modelo. As estruturas foram simuladas homogêneas, isotrópicas e linearmente elásticas, e os modelos assumidos em estado plano de tensões.

4.6. Carregamento

O carregamento de forças foi realizado nas pontas de cúspide dos dentes naturais e artificiais simulados, distribuindo um total de 50 N em cada cúspide, dividido em 5 aplicações de 10 N, o que representa um total de 100 N nos modelos A e B e 400 N nos modelos C, D, E, F, G e H. A Figura 14 ilustra a aplicação de forças no modelo H.

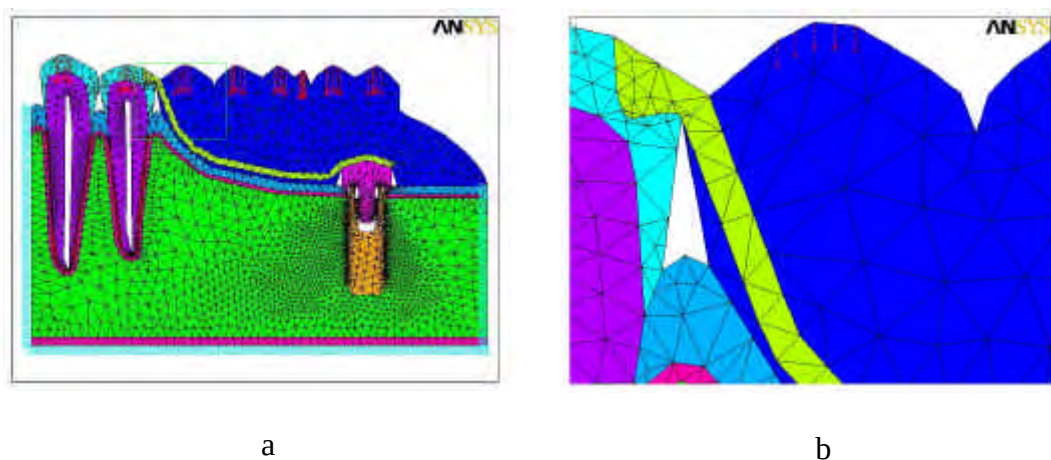


Figura 14 - Esquema do carregamento de força aplicado nos modelos (a) esquema geral; (b) zoom da área destacada em a.

Os modelos foram em seguida resolvidos pelo programa, que possibilitou gerar mapas de tensão de von Mises e deslocamento que serão analisados mais adiante no tópico resultados.

5

Resultado

5. Resultado

Os resultados obtidos foram expressos em forma de mapas de deslocamento e mapas de tensão de von Mises, o que possibilitou a análise comparativa das concentrações de deslocamento e tensão nos 8 modelos experimentados. Os mapas de deslocamento possuem valores expressos em milímetro (mm) e os mapas de tensão, mega pascal (MPa). Em virtude do grande número de figuras obtidas para a execução deste trabalho, apenas algumas estão expostas no tópico resultados. Para melhor compreensão pode ser feita uma consulta às demais figuras que se encontram no anexo deste estudo. Nos gráficos que se seguem, as cores relacionadas às estruturas são padronizadas do primeiro ao último modelo para facilitar a visualização e comparação entre eles.

Análise dos mapas gerais de deslocamento

Numa análise comparativa dos mapas gerais de deslocamento dos modelos A e B percebe-se uma tendência de aumento de deformação quando se introduz uma PPR na extremidade livre desdentada, principalmente na região do rebordo residual. Isto pode ser observado nas Figuras 15 e 16. Por estes gráficos nota-se que a solicitação do dente suporte adjacente ao espaço desdentado

praticamente dobra, além de todo o rebordo alveolar remanescente também sofrer deformação decorrente da presença da prótese.

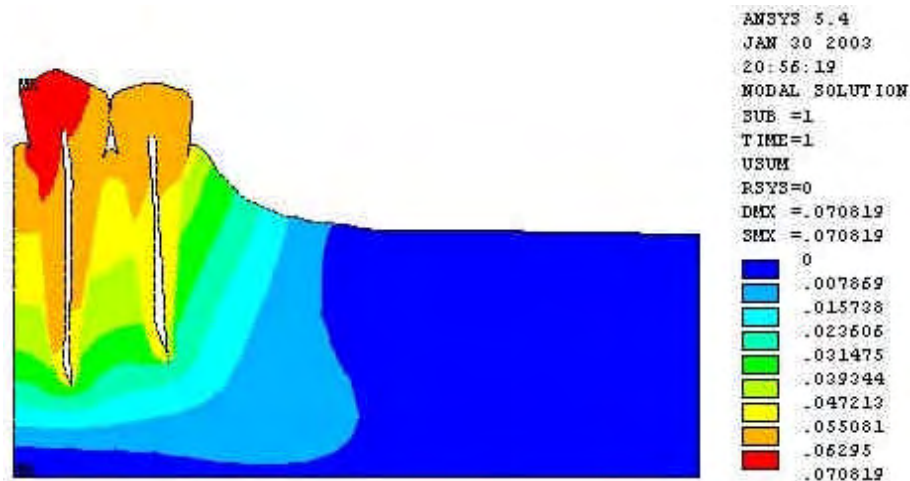


Figura 15 – Mapa geral de deslocamento do modelo A (sem PPR)

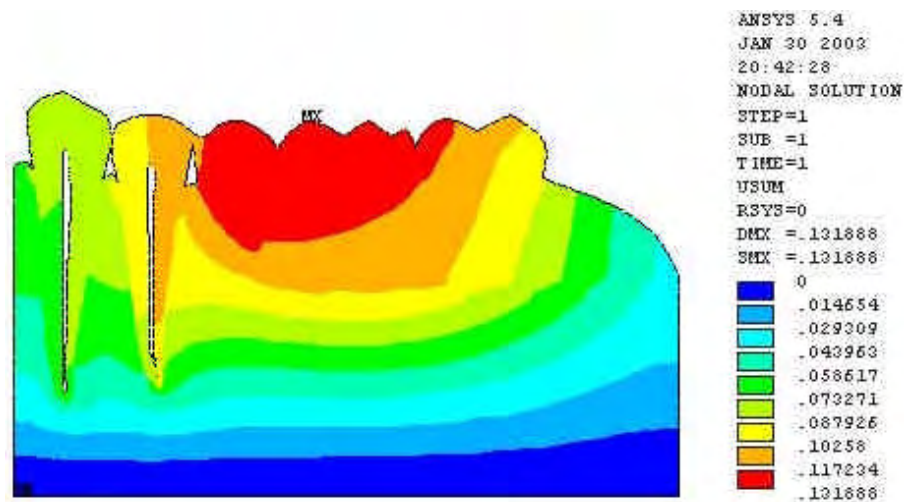


Figura 16 – Mapa geral de deslocamento do modelo B (com PPR e sem implante)

De uma forma geral, os mapas gerais de deslocamento dos modelos que apresentam implantes associados tendeu a direcionar a deformação mesialmente, aliviando a extremidade posterior do rebordo. Isto pode ser observado comparando-se as Figuras 17, 18 e 19, que representam,

respectivamente, os mapas gerais de deslocamento dos modelos C, E e H, com a Figura 16. Apesar disso, apenas o aumento do comprimento do implante influenciou de forma significativa a tendência à deformação entre os modelos que o possuíam, também direcionando mesialmente e reduzindo os valores à medida que se aumentou o comprimento do implante. Para implantes de mesmo comprimento o diâmetro praticamente não alterou o mapa de deslocamento. Novamente as Figuras 17, 18 e 19 devem ser analisadas para esta comprovação.

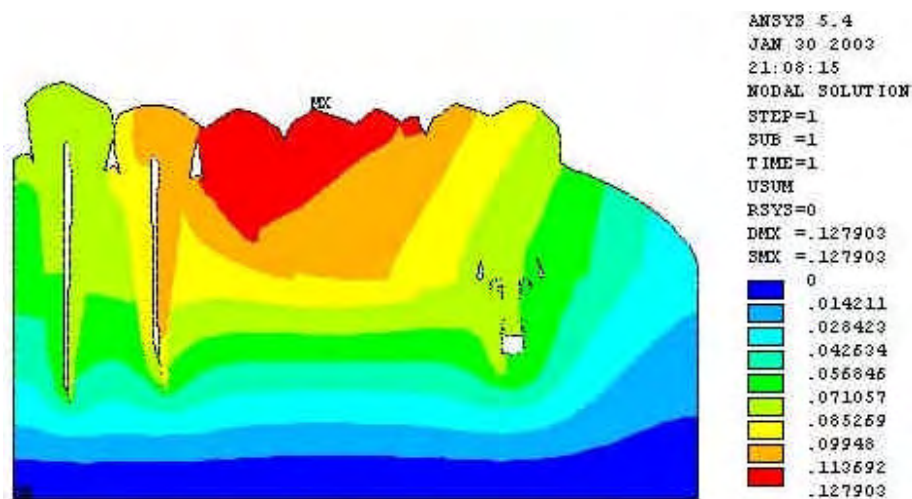


Figura 17 – Mapa geral de deslocamento do modelo C (com PPR e implante de 3,75 x 7,00 mm)

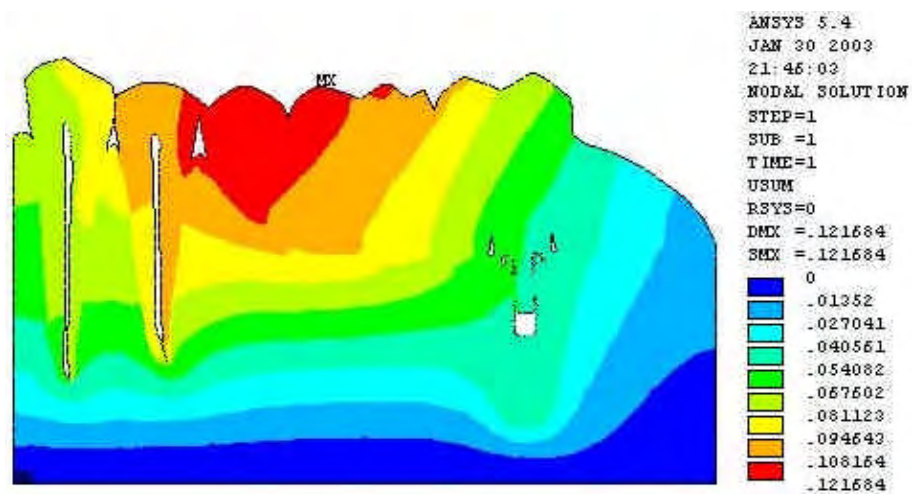


Figura 18 – Mapa geral de deslocamento do modelo E (com PPR e implante de 3,75 x 13,00 mm)

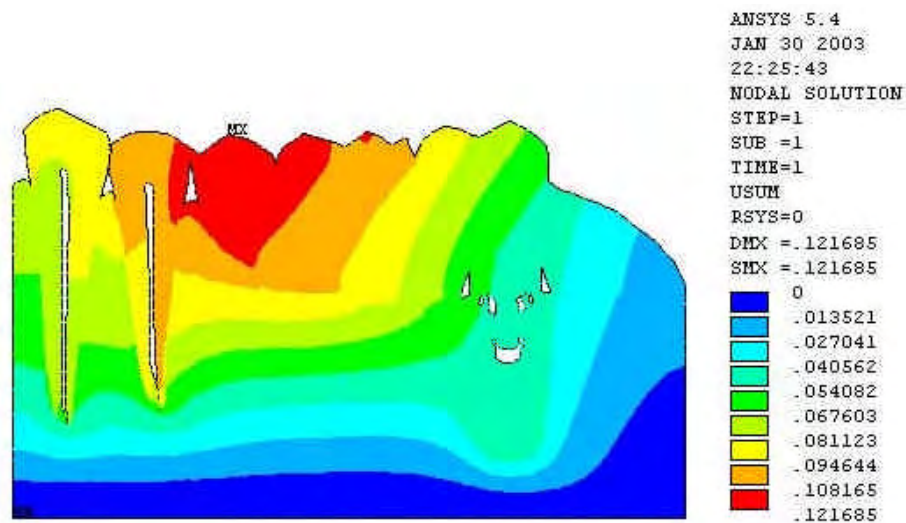


Figura 19 – Mapa geral de deslocamento do modelo H (com PPR e implante de 5,00 x 13,00 mm)

Análise dos mapas de tensão de von Mises

Tensões no Modelo A

As tensões máximas de von Mises para o modelo A são apresentadas na Figura 20. Pelo gráfico nota-se que a tensão máxima se concentrou na dentina e esmalte, que foram justamente as duas estruturas mais próximas da aplicação da força. Interessante, porém, foi a tensão no osso cortical, com 30,926 MPa, que apesar do distanciamento em relação ao ponto de aplicação da força, foi a estrutura que mais sofreu suas consequências à distância.

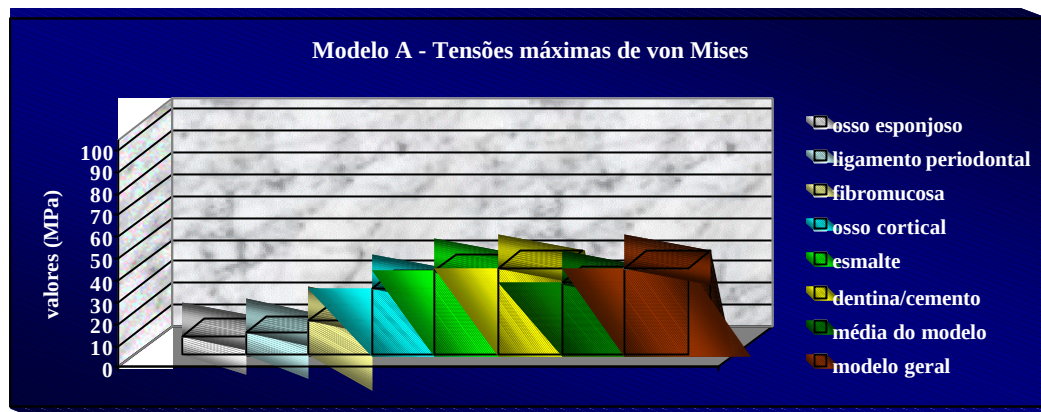


Figura 20 – Tensões máximas de von Mises para o Modelo A (sem PPR)

Tensões no Modelo B

As tensões máximas de von Mises para o modelo B são apresentadas na Figura 21. Neste modelo as estruturas com maiores concentração de tensão foram o osso cortical e a estrutura metálica de CrCo, com 103,413 MPa e 96,569 MPa, respectivamente.



Figura 21 – Tensões máximas de von Mises para o Modelo B (com PPR e sem implante)

Tensões no Modelo C

As tensões máximas de von Mises para o modelo C são apresentadas na Figura 22. Nota-se que a introdução do implante deslocou a concentração de tensão para esta estrutura, tendo neste modelo um valor de 277,152 MPa.

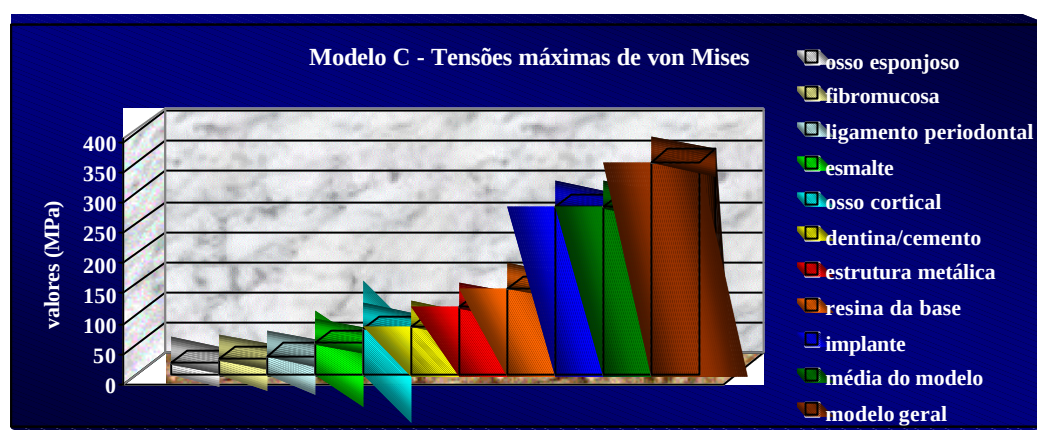


Figura 22 – Tensões máximas de von Mises para o Modelo C (com PPR e implante de 3,75x7,00 mm)

Tensões no Modelo D

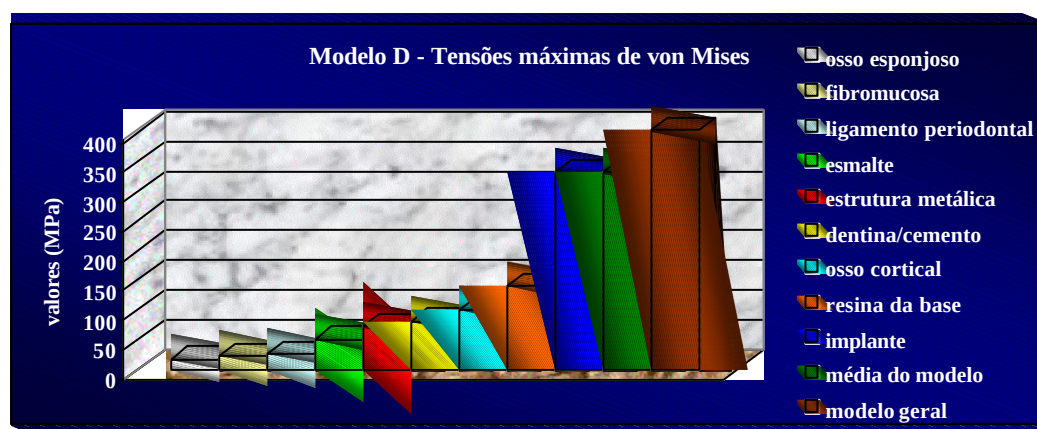


Figura 23 – Tensões máximas de von Mises para o Modelo D (com PPR e implante de 3,75 x 10,00 mm)

As tensões máximas de von Mises para o modelo D são apresentadas na Figura 23 da página anterior. Observa-se novamente uma concentração de tensão no implante, neste modelo com valor de 334,794 MPa.

Tensões no Modelo E

As tensões máximas de von Mises para o modelo E são apresentadas na Figura 24. Mais uma vez o implante foi a estrutura que concentrou o maior de tensão de von Mises, apresentando para este modelo 366,853 MPa.

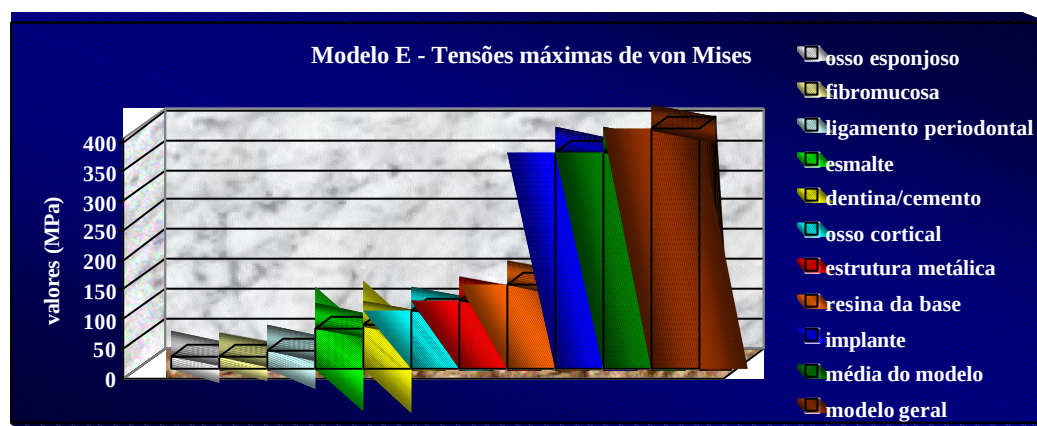


Figura 24 – Tensões máximas de von Mises para o Modelo E (com PPR e implante de 3,75 x 13,00 mm)

Tensões no Modelo F

As tensões máximas de von Mises para o modelo F são apresentadas na Figura 25. Pelo gráfico observa-se que a resina da base protética concentrou uma tensão maior que a encontrada no implante. Porém, da mesma

forma que no modelo A, esta concentração de tensão só ocorreu em virtude do local de aplicação da força. Dessa forma, numa análise mais generalizada, novamente o implante foi a estrutura mais solicitada, com uma concentração de tensão de 138,308 MPa.

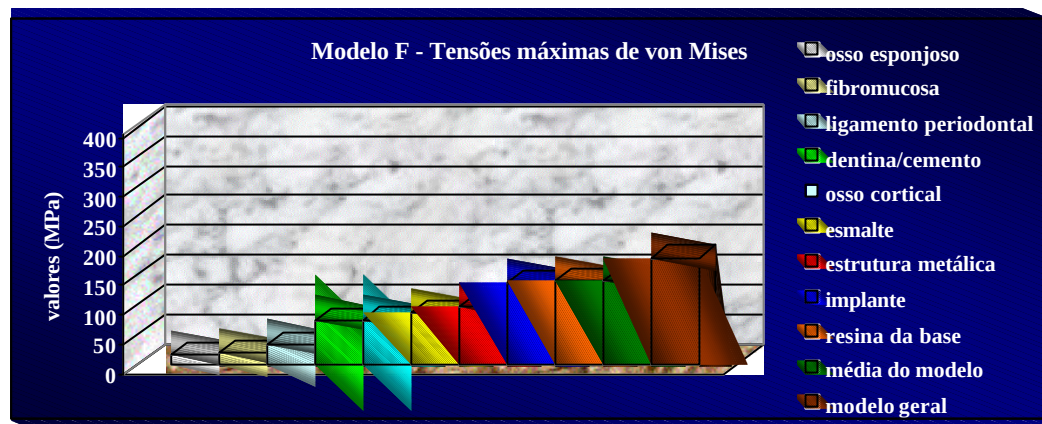


Figura 25 – Tensões máximas de von Mises para o Modelo F (com PPR e implante de 5,00 x 7,00 mm)

Tensões no Modelo G

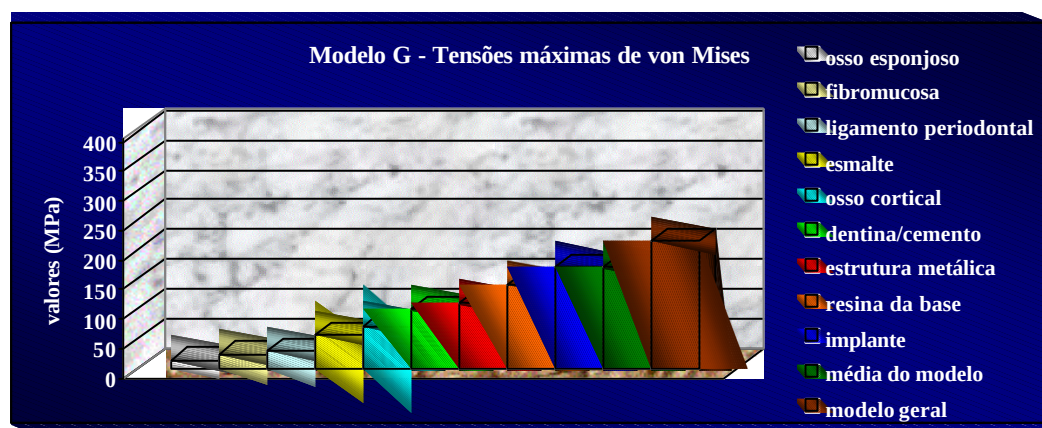


Figura 26 – Tensões máximas de von Mises para o Modelo G (com PPR e implante de 5,00 x 10,00 mm)

As tensões máximas de von Mises para o modelo G são apresentadas na Figura 26. O padrão estabelecido nos modelos C, D e E volta a se

repetir, apresentando o implante novamente como estrutura mais solicitada, com u tensão de 172,859 MPa.

Tensões no Modelo H

As tensões máximas de von Mises para o modelo H são apresentadas na Figura 27. Mais uma vez o implante foi a estrutura mais solicitada, com máxima tensão de 208,737 MPa.

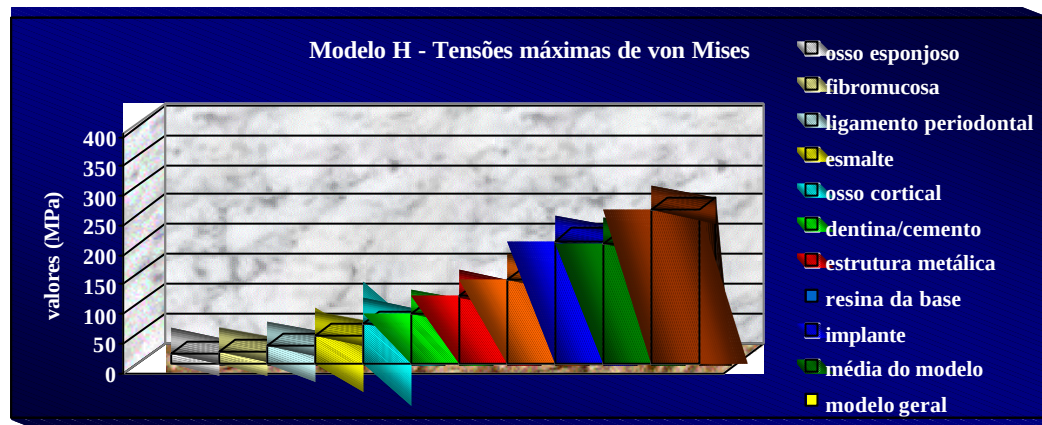


Figura 27 – Tensões máximas de von Mises para o Modelo H (com PPR e implante de 5,00 x 13,00 mm)

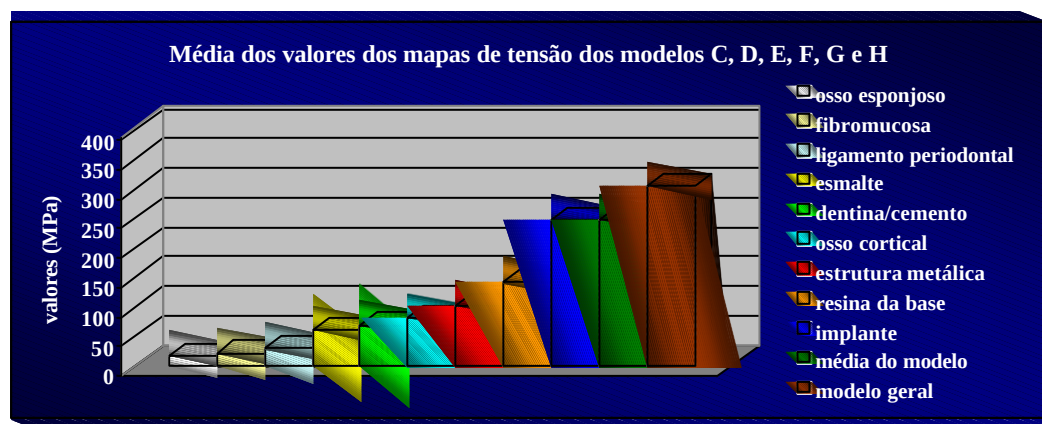


Figura 28 – Média dos valores dos mapas de tensão dos modelos C, D, E, F, G e H

A Figura 28, da página anterior, mostra um gráfico com a média dos valores obtidos a partir dos gráficos dos modelos C, D, E, F, G e H, que foram os modelos que possuíam implante osseointegrado associado à PPR.

Análise dos mapas gerais de tensão de von Mises

Para a análise dos mapas gerais de von Mises e para os demais mapas de estruturas individualizadas que se seguirão apenas alguns exemplos, julgados relevantes, foram colocados. Para uma melhor compreensão dos resultados deve ser feita uma consulta às demais figuras obtidas para o estudo que estão colocadas no anexo deste trabalho.

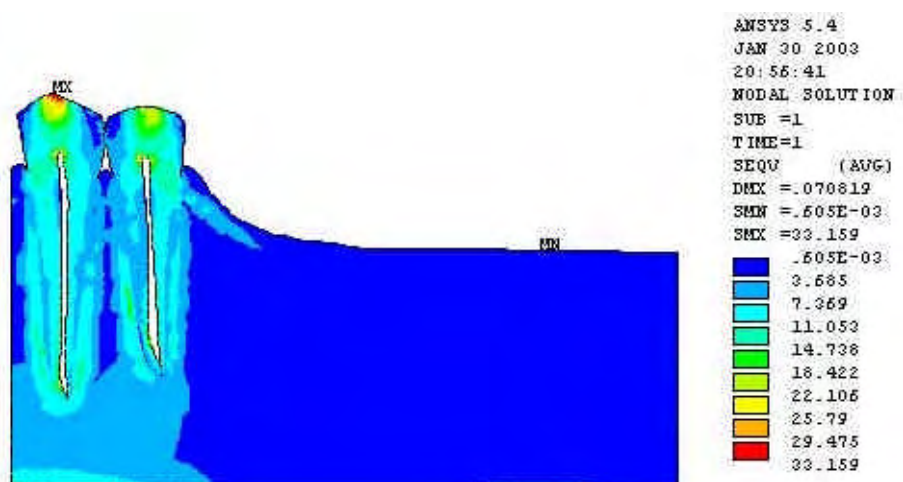


Figura 29 – Mapa geral de tensão de von Mises do modelo A (sem prótese)

A Figura 29 apresenta o mapa geral de tensão para o modelo A e nela pode se observar que as tensões se localizaram principalmente no ponto de aplicação das forças (na região de esmalte e dentina coronárias) e no ápice dos

dentes, sendo ligeiramente mais concentrada no ápice do dente 33 quando comparado com o ápice do dente 34. A região do rebordo alveolar, incluindo fibromucosa e osso alveolar distalmente ao dente 34, apresentou leves concentrações de tensão, sendo que o restante do rebordo praticamente não foi solicitado.

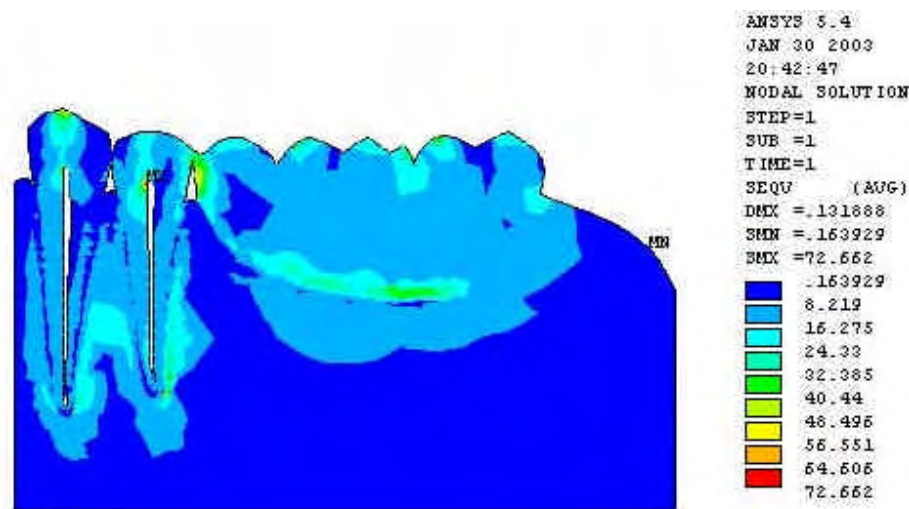


Figura 30 – Mapa geral de tensão de von Mises do modelo B (com PPR e sem implante)

Na Figura 30 observa-se o mapa geral de tensão para o modelo B, modelo com PPR e sem implantes. Neste modelo observa-se novamente uma concentração de tensão nos pontos de aplicação de forças (nas pontas de cúspide) tanto nos dentes naturais quanto nos artificiais. Além disso, o conector menor da estrutura da PPR também apresenta uma elevada concentração de tensões, bem como a região que acompanha a estrutura metálica distalmente. Nessa situação os ápices dos dentes continuam com concentração de tensões perceptíveis, sendo agora o ápice do dente 34 ligeiramente mais solicitado que o ápice do dente 33. Por esta visão geral é possível notar que a introdução da PPR aumentou os níveis

de tensão observados no ápice do dente suporte. O rebordo residual abaixo da sela protética apresenta também uma concentração de tensão considerável quando comparada ao restante do conjunto. Maiores detalhes serão apresentados nas estruturas individualizadas mais adiante.

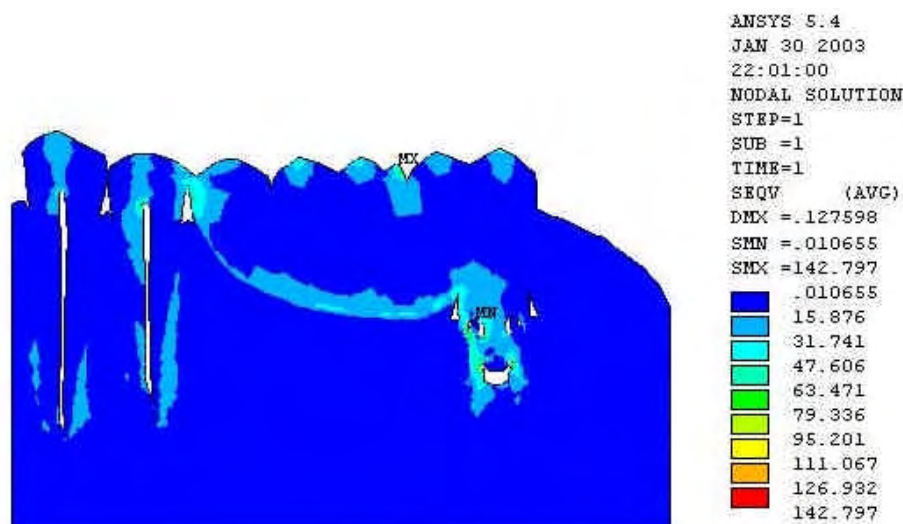


Figura 31 – Mapa geral de tensão de von Mises do modelo F (com PPR e implante de 5,00 x 7,00 mm)

Em todos os modelos que associaram implante à PPR a distribuição geral de tensões foi similar. Como exemplo o mapa geral de tensão do modelo F está ilustrado na Figura 31. Neste modelo pode se observar que as tensões se concentraram principalmente no implante. Os ápices dos dentes 33 e 34 continuaram apresentando tensões consideráveis, mas não foi possível visualizar aumento ou diminuição em relação ao modelo B por este mapa geral. As pontas de cúspide, como já era de se esperar, também apresentaram concentrações de tensão devido ao local de aplicação de força. Novamente, o conector menor da PPR e o restante da estrutura metálica apresentaram tensão também detectável no

mapa geral. Porém, no rebordo abaixo da sela protética as tensões não foram mais observadas, pelo menos neste mapa geral. Como a escala de cores é diferente que a do modelo B não é possível a partir somente deste mapa geral afirmar se a presença do implante melhorou ou não a distribuição de estresse nessa região.

Análise das tensões de von Mises no ligamento periodontal

O ligamento periodontal sofreu um aumento de tensão quando a PPR foi associada ao modelo. Isto pode ser comprovado através da observação das Figuras 32 e 33, que representam a individualização do mapa de tensões de von Mises para os modelos A e B.

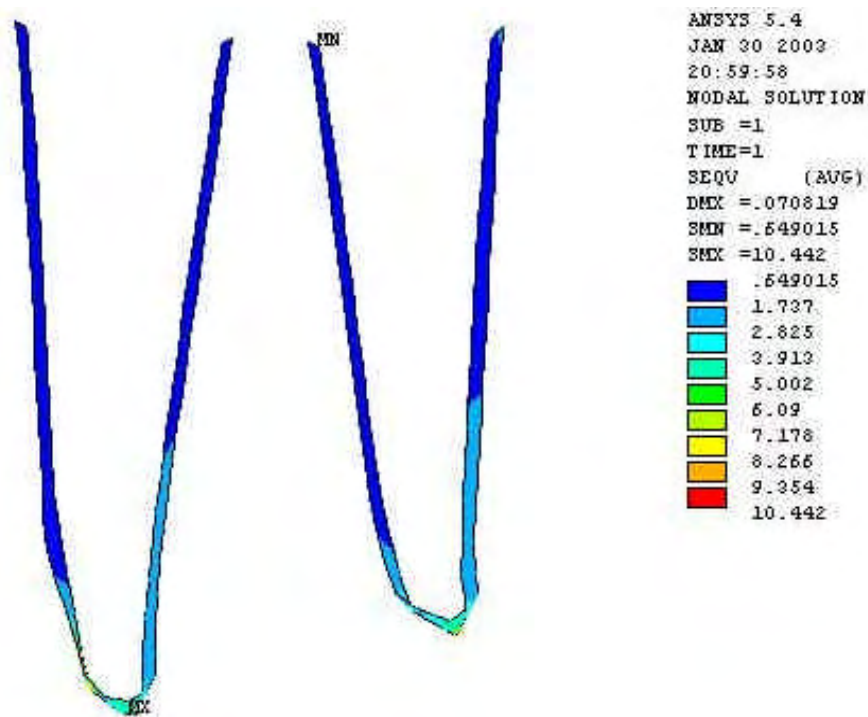


Figura 32 – Mapa de tensão de von Mises do ligamento periodontal do modelo A (sem PPR)

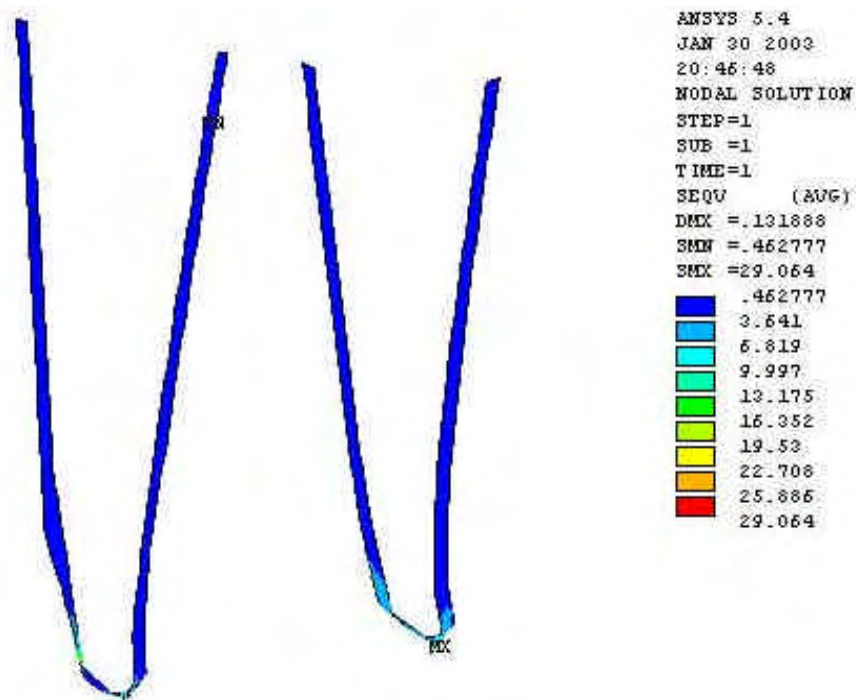


Figura 33 – Mapa de tensão de von Mises do ligamento periodontal do modelo B (com PPR e sem implante)

Em relação aos modelos com implante associado não foi possível observar alterações significantes nessa estrutura. Dessa forma, nenhum exemplo da individualização do ligamento periodontal para modelos que associaram implantes foi colocado no tópico resultado.

Análise das tensões de von Mises na fibromucosa

A análise das tensões de von Mises na fibromucosa revela que a introdução da prótese provoca um aumento significativo de sua solicitação. Em relação ao modelo A, o modelo B apresenta-se muito mais sobrecarregado nesta

estrutura e isto pode ser observado nas Figuras 34 e 35, que representam respectivamente as tensões da fibromucosa nestes modelos. Nas Figuras apresentadas apenas a fibromucosa da região distalmente ao dente suporte foi isolada para melhor individualizar o mapa de tensão.

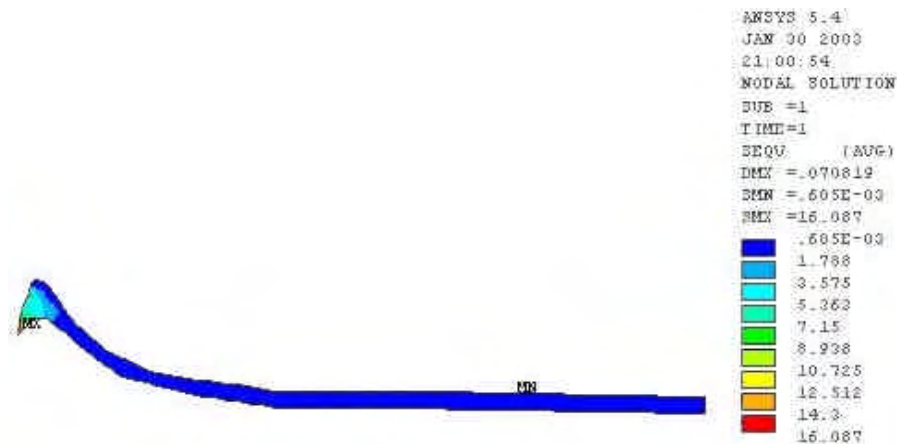


Figura 34 – Mapa de tensão de von Mises da fibromucosa do modelo A (sem PPR)

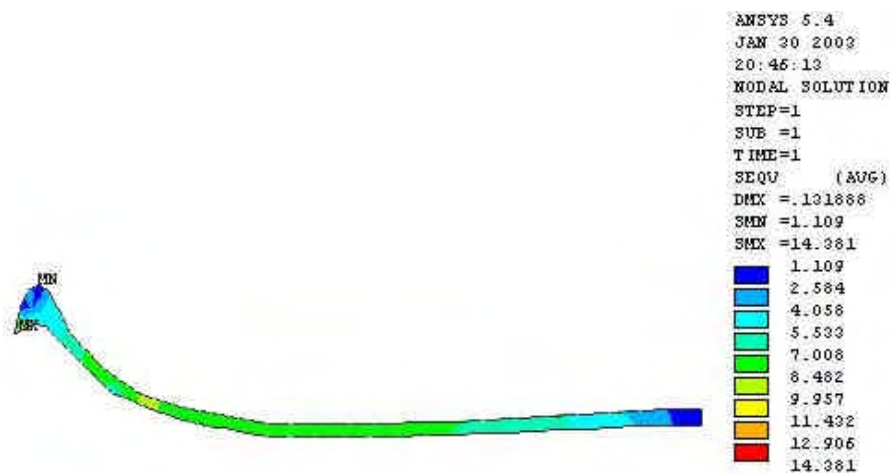


Figura 35 – Mapa de tensão de von Mises da fibromucosa do modelo B (com PPR e semimplante)

Com a introdução do implante na região distal do rebordo houve uma tendência a diminuição de tensão observada na fibromucosa, sendo mais marcante na região mais próxima ao implante. A visualização das Figuras 35 e 36,

que representam a individualização da fibromucosa para os modelos B e C, revelam esta tendência.

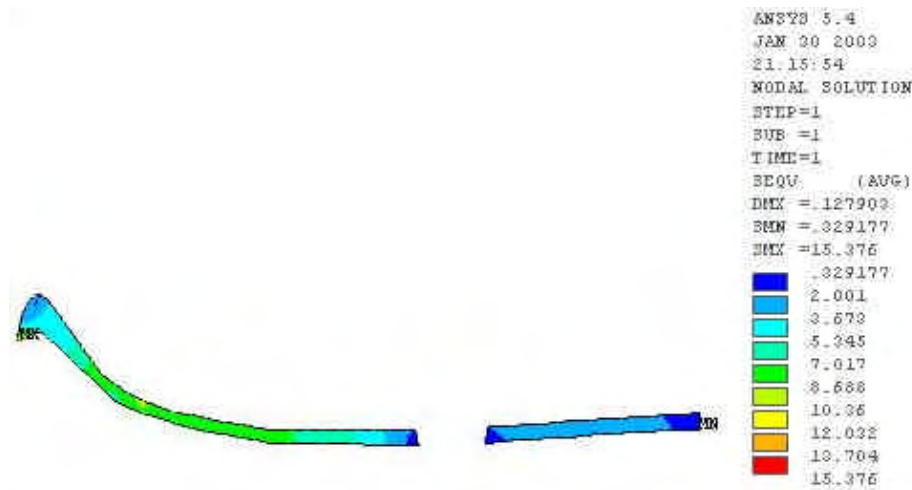


Figura 36 – Mapa de tensão de von Mises da fibromucosa do modelo C (com PPR e implante de 3,75 x 7,00 mm)

O aumento do comprimento do implante, por sua vez, parece não interferir significativamente no alívio de tensões nessa região. Porém, ao se analisar a fibromucosa distalmente ao implante, ocorre uma tendência à diminuição com o aumento do comprimento. Isto pode ser observado analisando as Figuras 36, 37, que ilustram respectivamente os mapas de tensão de von Mises da fibromucosa da extremidade livre dos modelos C e E. Em relação ao diâmetro, o seu aumento também revela uma diminuição de tensões, tanto mesialmente quanto distalmente ao implante, embora seja mais sutil para os comprimentos de 13,00 mm mesialmente e de 7,00 mm distalmente. A Figura 38 ilustra a individualização da fibromucosa para o modelo H e deve ser confrontada com a Figura 37 para esta observação.

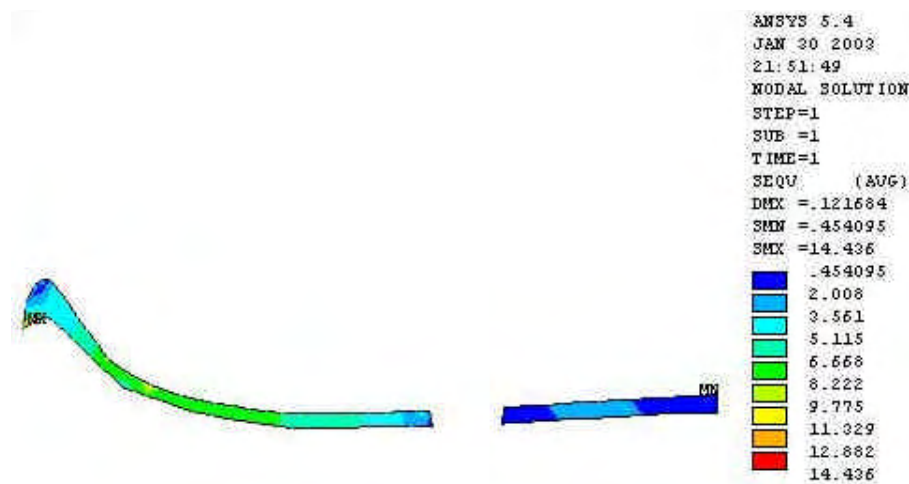


Figura 37 – Mapa de tensão de von Mises da fibromucosa do modelo E (com PPR e implante de 3,75 x 13,00 mm)

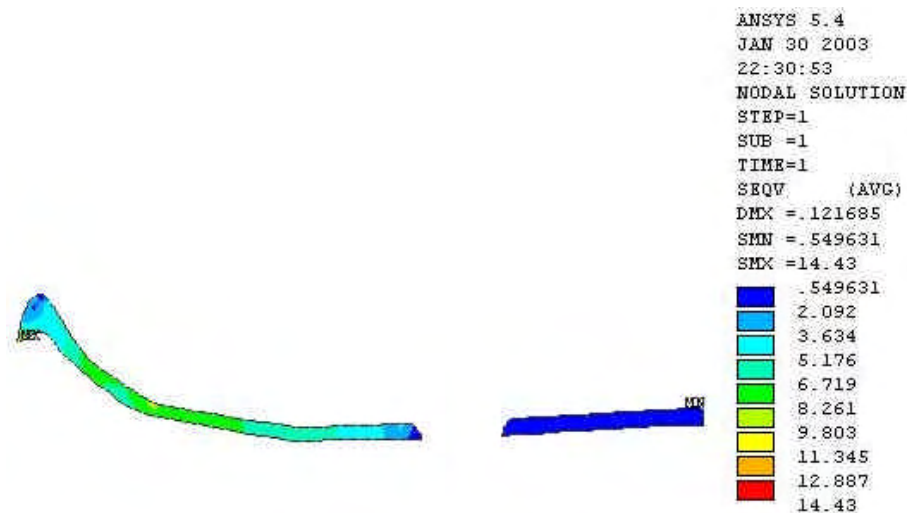


Figura 38 – Mapa de tensão de von Mises da fibromucosa do modelo H (com PPR e implante de 5,00 x 13,00 mm)

Análise das tensões de von Mises no osso cortical

A análise de tensões no osso cortical alveolar revela que a introdução da PPR aumentou as concentrações de tensão de von Mises nessa

região, indicando que o dente suporte se tornou mais solicitado. Numa comparação entre os modelos que incorporaram implante, a tensão no osso alveolar dessa região de todos os modelos foram similares e próxima à distribuição do modelo B, que incorporou apenas a PPR. As Figuras 39, 40 e 41 ilustram o osso alveolar dos modelos A, B e H, respectivamente, e servem de parâmetro para esta observação.

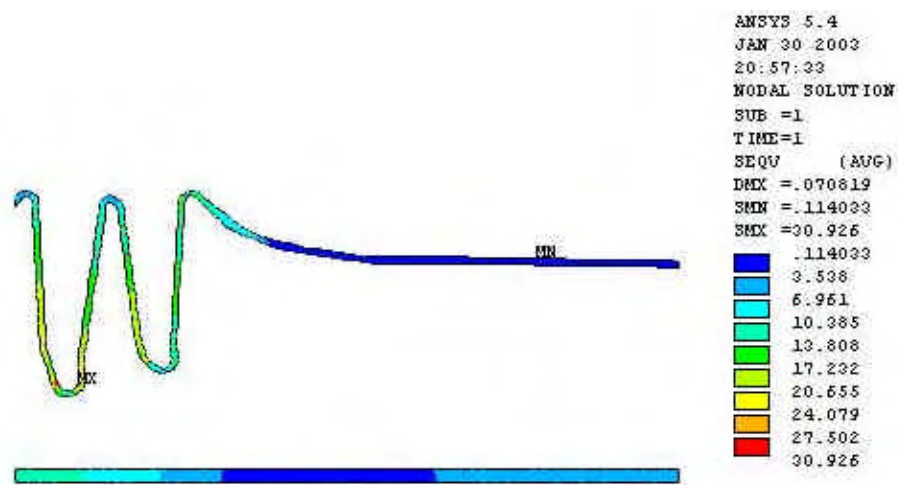


Figura 39 – Mapa de tensão de von Mises no osso cortical do modelo A (sem PPR)



Figura 40 – Mapa de tensão de von Mises no osso cortical do modelo B (com PPR e sem implante)

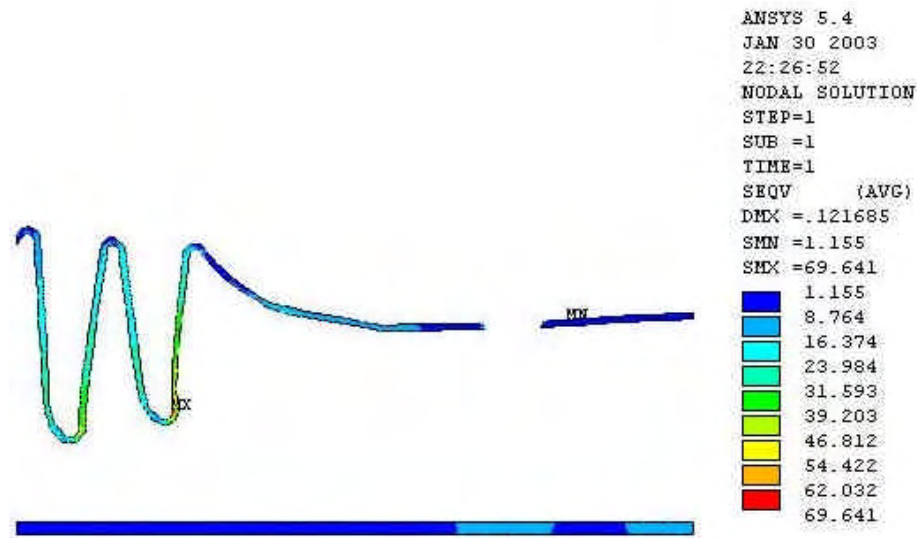


Figura 41 – Mapa de tensão de von Mises no osso cortical do modelo H (com PPR e implante de 5,00 x 13,00 mm)

Apesar disso, a individualização do osso cortical distalmente ao dente suporte mostrou que a introdução de um implante como suporte da PPR aliviou as tensões nessa região. Isto pode ser observado comparando-se as Figuras 42 e 43, que representam esta estrutura nos modelos B e C.

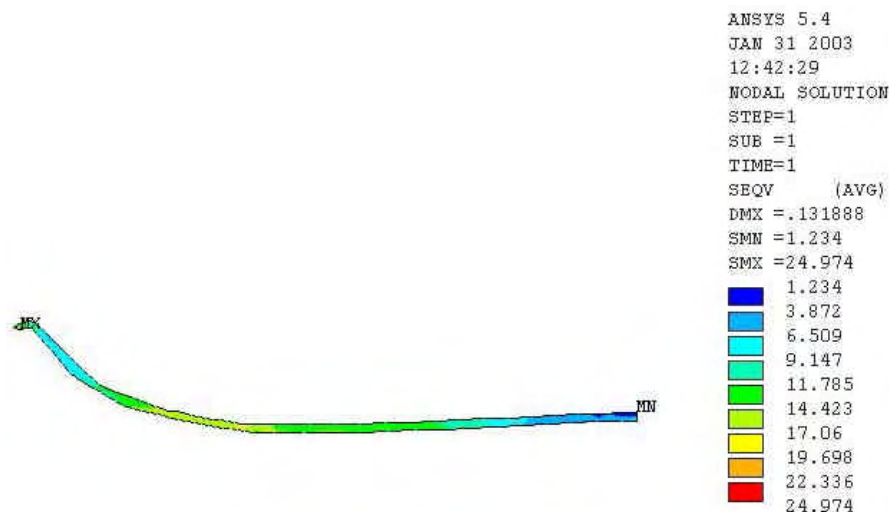


Figura 42 – Mapa de tensão de von Mises no osso cortical distalmente ao dente suporte no modelo B (com PPR e sem implante)



Figura 43 – Mapa de tensão de von Mises no osso cortical distalmente ao dente suporte no modelo C (com PPR e implante de 3,75 x 7,00 mm)

Numa comparação entre os modelos com implantes o aumento do comprimento também aliviou as tensões no osso cortical distalmente ao dente suporte. Isto pode ser observado comparando-se a Figura 43 e 44, que representam a individualização desta estrutura para os modelos C e E.

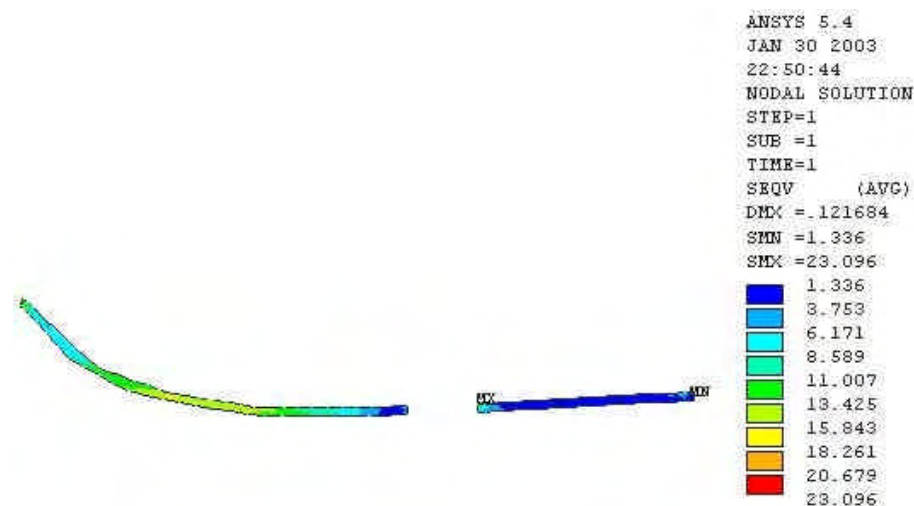


Figura 44 – Mapa de tensão de von Mises no osso cortical distalmente ao dente suporte no modelo E (com PPR e implante de 3,75 x 13,00 mm)

O aumento do diâmetro do implante também demonstrou uma relação similar, reduzindo o stress no osso cortical distalmente ao dente suporte. A Figura 45 ilustra a individualização do osso cortical distalmente ao osso suporte no modelo H. Para comprovação esta deve ser comparada com a Figura 44.

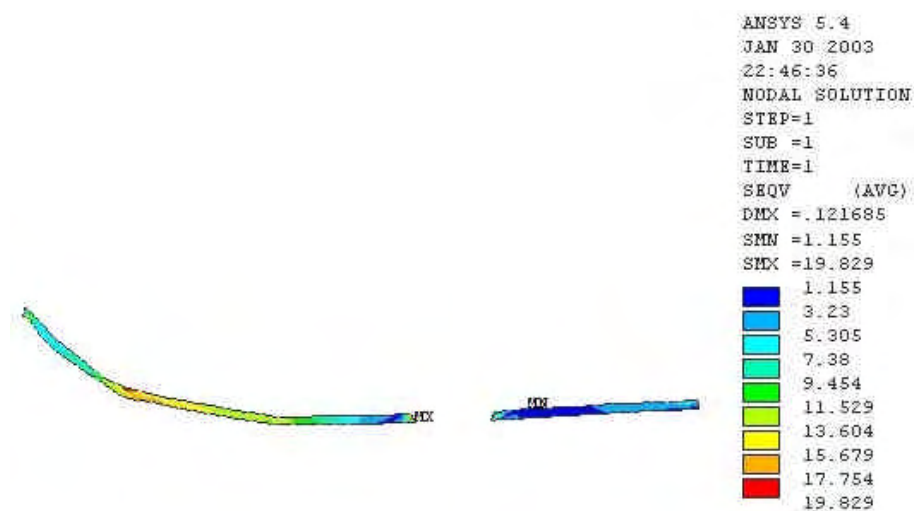


Figura 45 – Mapa de tensão de von Mises no osso cortical distalmente ao dente suporte no modelo H (com PPR e implante de 5,00 x 13,00 mm)

A análise do osso cortical distalmente ao implante demonstra uma tendência similar à observada no osso cortical distalmente ao dente suporte. Dessa forma, tanto o aumento do comprimento quanto o aumento do diâmetro tenderam a diminuir as tensões nesta região. Para comprovação deve se analisar novamente as Figuras 43, 44 e 45, que representam a individualização do osso cortical nos modelos C, E e H, respectivamente.

Análise das tensões de von Mises no osso esponjoso

A análise das tensões de von Mises no osso esponjoso foi enfocada em quatro regiões distintas: osso esponjoso do ápice do dente suporte; osso esponjoso do rebordo alveolar entre o dente suporte e o implante osseointegrado osso esponjoso do ápice do implante e osso esponjoso adjacente ao pescoço do implante.

Na região do ápice do dente alterações significativas só foram notadas quando comparados o modelo A com os demais modelos. A introdução da prótese provocou um aumento das tensões no ápice do dente suporte. Porém, a associação de um implante osseointegrado na extremidade livre abaixo da base protética não provocou alterações apreciáveis na distribuição de tensão quando comparada com o modelo B. As Figuras 46, 47 e 48, que representam respectivamente as tensões de von Mises no osso esponjoso dos modelos A, B e C mostram claramente este fato.

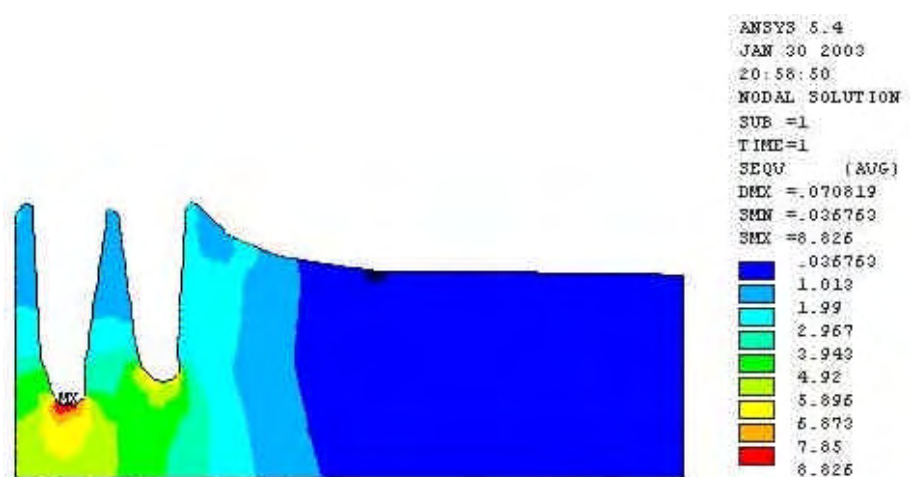


Figura 46 – Mapa de tensão de von Mises do osso esponjoso do modelo A (sem prótese)

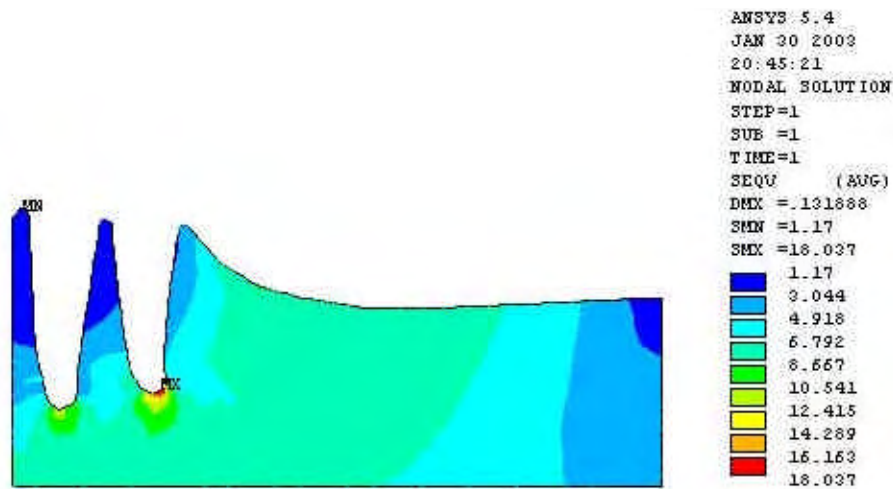


Figura 47 – Mapa de tensão de von Mises do osso esponjoso do modelo B (com PPR e sem implante)

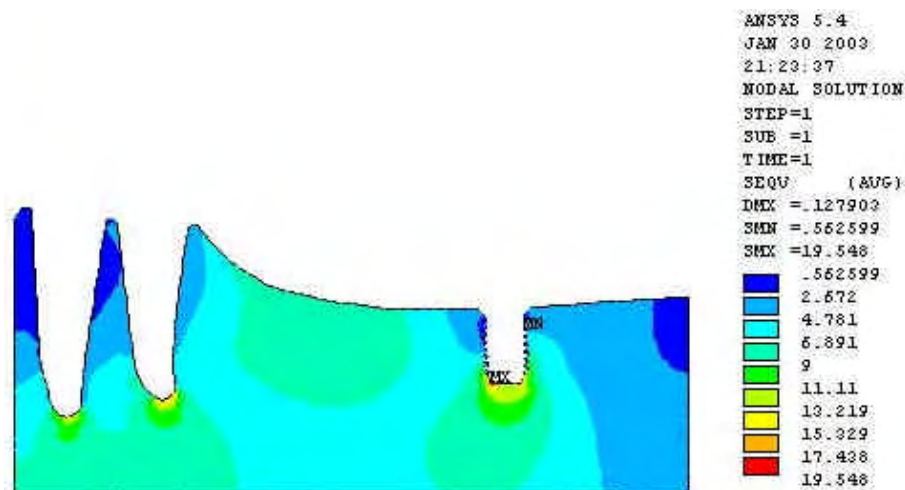
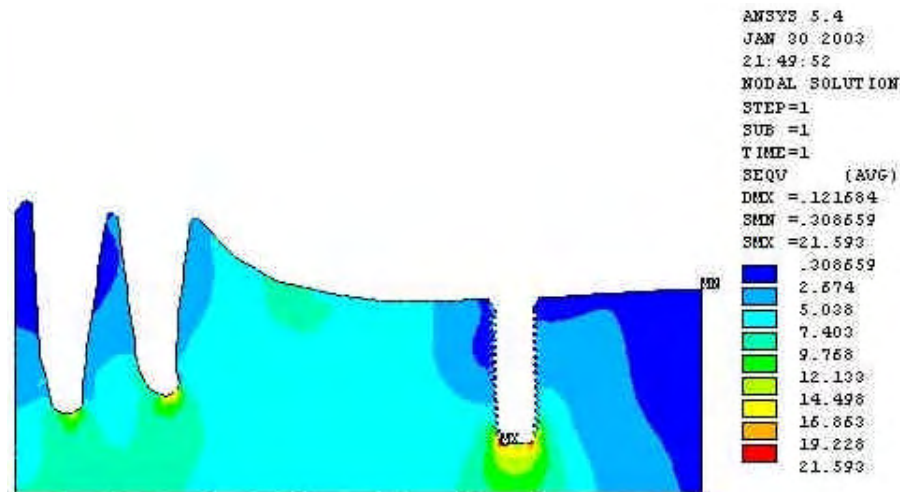


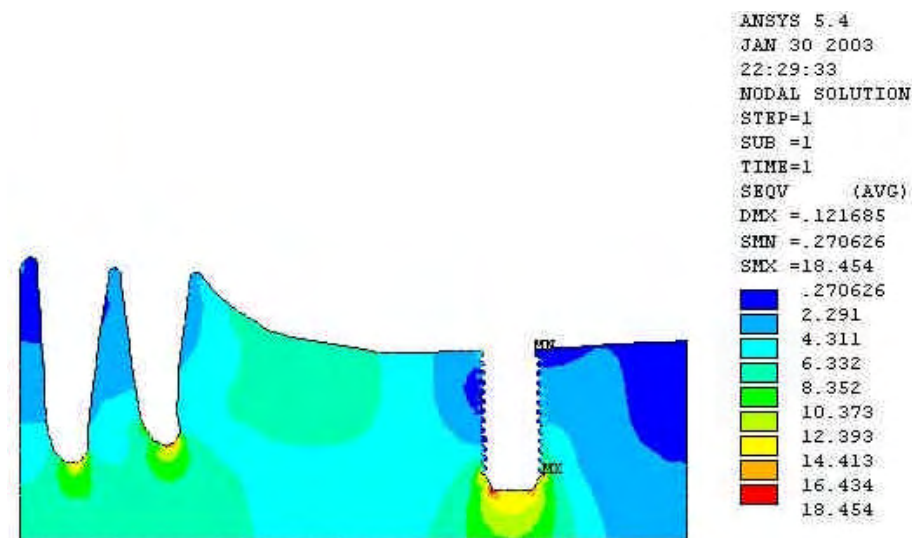
Figura 48 – Mapa de tensão de von Mises do osso esponjoso do modelo C (com PPR e implante de 3,75 x 7,00 mm)

A região correspondente ao rebordo alveolar entre o dente suporte e o local onde foi associado o implante nos modelos onde a associação ocorreu sofreu algumas variações. A introdução da PPR aumentou os níveis de tensão nesta área. Isto pode ser observado comparando as Figuras 46 e 47

novamente. Em relação ao modelo B os modelos com implante apresentaram ligeira diminuição de tensão nesta área. Isto pode ser observado comparando a Figura 47 com as Figuras 48, 49 e 50. As Figuras 49 e 50 representam o osso esponjoso dos modelos E e H, respectivamente.



**Figura 49 – Mapa de tensão de von Mises do osso esponjoso do modelo E
(com PPR e implante de 3,75 x 13,00 mm)**



**Figura 50 – Mapa de tensão de von Mises do osso esponjoso do modelo H
(com PPR e implante de 5,00 x 13,00 mm)**

Além disso, as Figuras 48, 49 e 50 também servem para visualizar a tendência à diminuição de tensões na área do rebordo já citada à medida que se aumentam o comprimento ou o diâmetro do implante na associação.

Na região correspondente ao ápice do implante observa-se uma tendência inversa ao que está ocorrendo na área entre o dente suporte e o implante em relação ao comprimento deste, ou seja, o comprimento tende a aumentar as tensões. Isto pode ser verificado comparando-se as Figuras 48 e 49. Entretanto, a mesma tendência não foi observada à medida que se aumentou o diâmetro do implante. Para comprimentos iguais as tensões foram similares.

Novamente observando-se as Figuras 48, 49 e 50 nota-se que na região do pescoço do implante também houve uma tendência à diminuição de tensões na medida que se aumentou ou o comprimento ou o diâmetro do implante, tanto do lado direito quanto do lado esquerdo deste.

Análise das tensões de von Mises no implante

Finalmente, analisando-se as Figuras 51, 52 e 53, que apresentam respectivamente a individualização do mapa de tensões de von Mises dos implantes dos modelos C, F e H, observa-se que o aumento tanto do comprimento quanto do diâmetro do implante tende a diminuir os valores de tensão, embora a diminuição em relação ao comprimento seja muito discreta. Esta

tendência é observada tanto no pilar de cicatrização quanto no implante propriamente dito.

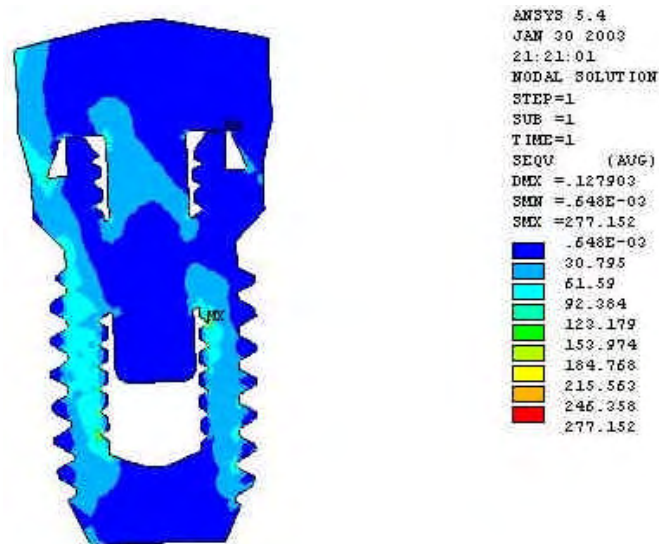


Figura 51 – Mapa de tensão de von Mises do implante do modelo C (com PPR e implante de 3,75 x 7,00 mm)

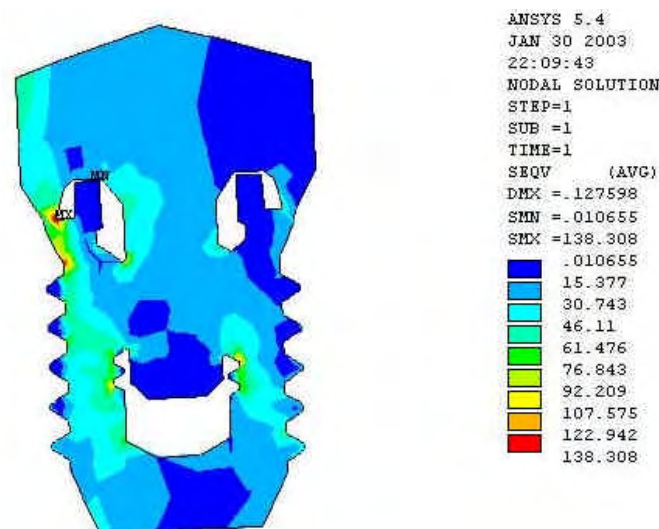


Figura 52 – Mapa de tensão de von Mises do implante do modelo F (com PPR e implante de 5,00 x 7,00 mm)

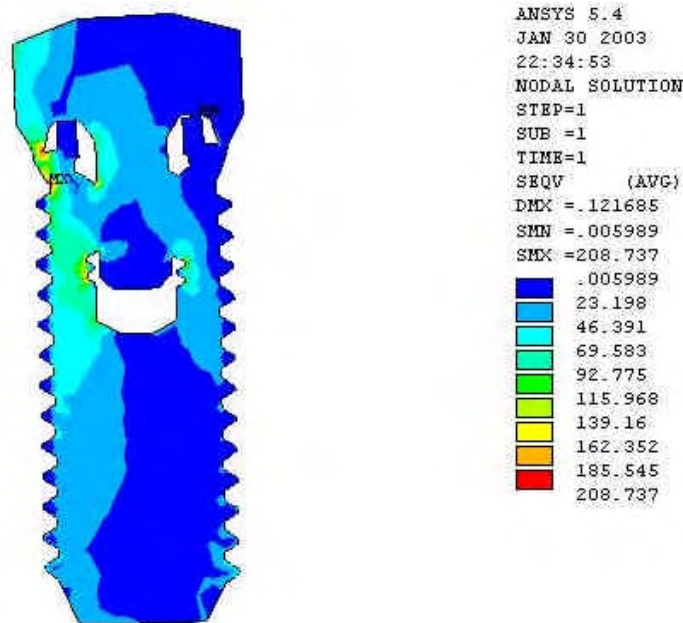


Figura 53 – Mapa de tensão de von Mises do implante do modelo H (com PPR e implante de 5,00 x 13,00 mm)

De uma forma geral, as concentrações de tensão se localizaram do lado esquerdo do implante e do pilar de cicatrização. As roscas internas do implante, principalmente as cinco primeiras do lado esquerdo também foram bastante solicitadas, indicando distribuição não axial de forças no implante.



6

Discussão

6. *Discussão*

A associação de um implante osseointegrado a uma PPR para pacientes classe I mandibular pode ser mais uma alternativa viável e isto foi o que motivou a execução deste trabalho. Além disso, como o desenvolvimento da implantologia tem desenvolvido inúmeras configurações geométricas para implantes existentes hoje no mercado, foi intuito tentar descobrir até que ponto estas configurações, no caso restritas ao comprimento e diâmetro, influenciam a distribuição de estresse e deslocamento.

A análise dos mapas de deslocamento obtidos no estudo mostrou que a introdução da PPR em uma extremidade livre desdentada tende a promover um maior deslocamento dos tecidos que a suportam, a saber o dente suporte e a mucosa do rebordo residual. Estes resultados estão de acordo com trabalhos publicados na literatura, como o de Preiskel (1971)⁴⁷ e Ben-Ur (1991)³, que afirmam que a PPR tende a sobrecarregar o dente suporte além de gerar flexão sobre este. Também está de acordo com o trabalho de Rocha (2001)⁴⁹ que a partir de metodologia semelhante encontrou uma movimentação de quase o dobro quando se associou a PPR a um modelo mandibular de extremo livre. Este resultado não causou muita surpresa já que clinicamente é possível até mesmo observar certo grau de movimentação da sela protética nos casos de PPR classe I mandibular.

Como já foi publicado na literatura, o grau de movimentação de um implante osseointegrado é muito menor que o grau de movimentação que o ligamento periodontal permite o dente movimentar (El Charkawi et al., 1990)¹⁴. Dessa forma, era de se esperar que um implante associado como da forma descrita neste estudo diminuísse o grau de intrusão que a PPR apresentasse e assim ocorreu neste estudo. O raciocínio de se utilizar um implante osseointegrado como forma de minimizar a movimentação no sentido vertical da sela protética se mostrou efetivo, diminuindo os níveis de deformação nos modelos com implantes, principalmente ao nível de rebordo residual. Mesmo na associação com implante curto, de 7,00 mm, essa tendência já foi possível ser observada. Dessa forma, concordamos com Keltjens et al. (1993)²⁶ que afirmou que dentre funções potenciais de implantes utilizados dessa forma estão a estabilização vertical do conjunto. Porém, como os mapas de deslocamento mostram apenas uma tendência à deformação não é possível afirmar que o implante tem função também de redução do estresse sobre o dente natural, como citado por este mesmo autor, pois não há como saber, pelo menos por estes mapas de deslocamento, qual a verdadeira estrutura que foi favorecida pela introdução do implante. Aliás, como será discutido posteriormente, a análise das tensões de von Mises na área do ápice dental não demonstrou alterações significativas quando comparados o modelo apenas com a PPR e os modelos com implante.

Pelo raciocínio do mesmo autor e também de Lum (1991)³⁵ e Giffin (1996)²⁰ um implante curto poderia prover suporte a uma PPREL, já que o intuito de um implante nesta situação é principalmente prover suporte e espera-se

que seja menos sobrecarregado. Se realmente pode ser pensado dessa forma apenas estudos longitudinais poderão responder. Porém, dois achados neste estudo servem como elemento de discussão neste tópico. Primeiramente, a introdução de um implante de 3,75 mm por 7,00 mm, que foi o menor utilizado, não demonstrou níveis muito elevados de estresse quando comparado com os níveis encontrados no ápice dos dentes naturais simulados. Porém, o aumento do comprimento do implante também influenciou o mapa de deslocamento, tendendo a diminuir a tendência à deformação principalmente na região do implante, o que leva a pensar que quanto maior o implante melhor seria para a distribuição de estresse, pelo menos sob forças estritamente verticais. Esta discussão será retomada mais adiante quando da discussão dos mapas de tensão de von Mises. O diâmetro do implante não influenciou de forma tão significativa como influenciou o comprimento nos mapas de deslocamento e, portanto, pelo menos nas condições do estudo, utilizar um implante de largo diâmetro com o intuito de promover uma menor intrusão da base protética não se justifica. Em relação às tensões a discussão também virá mais adiante.

Em relação aos mapas de tensão, os resultados observados no estudo mostraram que a introdução da prótese parcial removível na simulação de um arco desdentado posterior mandibular sob aplicação de forças verticais sobrecarregou o último dente suporte que neste estudo foi o dente 34. Este fato já era esperado e está de acordo com trabalhos relatados na literatura, como Boero & Forbes (1972)⁴, Craig e Farah (1978)⁷ e Morikawa et al. (1989)⁴¹ que enfatizaram os problemas gerados nos dentes suportes distais por este tipo de prótese. Além

disso, as concentrações adicionais de tensão que foram observadas ao longo do rebordo alveolar distal após a introdução da PPREL também eram esperadas devido aos movimentos rotacionais criados por estes aparelhos e que foram bem descritos por Bem-ur et al. (1991)³.

Pela metodologia deste trabalho, os trabalhos mais próximos e que servem como parâmetro de comparação são o de Craig & Farah (1978)⁷ e o de Rocha (2001)⁴⁹ que também utilizaram o MEF bidimensional. Apesar de Craig e Farah (1978)⁷ não terem simulado uma extremidade livre sem a presença da PPR, encontraram sob aplicação de força vertical concentrada na região do descanso oclusal e crista marginal do dente suporte uma diminuição dos valores de tensão observados no rebordo alveolar quando comparados aos valores obtidos na aplicação de forças verticais sobre os dentes artificiais. Rocha (2001)⁴⁹, por sua vez, utilizando também de carregamento vertical concluiu que a presença da PPREL proporcionou maior concentração de tensão para as estruturas de suporte, estimando inclusive um aumento de quatro vezes nas tensões observadas quando comparados o modelo com PPR associada à extremidade livre e modelo sem PPR. Neste estudo, a análise dos mapas gerais de tensão de von Mises dos modelos A e B também revelaram tendências similares. A introdução da PPREL no modelo analisado proporcionou uma concentração de tensões no rebordo alveolar distalmente ao dente suporte que não era observada no modelo sem a prótese. Além disso, a análise individualizada das estruturas revelou que tanto o ligamento periodontal, a fibromucosa distalmente ao dente suporte, o osso cortical tanto alveolar quanto distalmente ao dente suporte e o osso esponjoso na região apical

do dente suporte e na região entre o dente suporte e o local onde foi associado o implante nos modelos onde esta associação ocorreu experimentaram um aumento das tensões. O relato de Craig e Farah (1978)⁷ de que momentos de força são os responsáveis por estes aumentos de tensões se justifica e, provavelmente, tanto maiores serão os valores quanto mais longo for o braço de potência desta alavanca criada com fulcro no dente suporte mais posterior, justificando também a afirmação de Mutarelli (1994)⁴³ que ainda mais complexa é a reabilitação com PPREL quando a área desdentada for longa e a implantação óssea dos dentes suporte estiver comprometida.

A utilização de implantes osseointegrados nada mais é do que uma tentativa de se eliminar o problema de alavanca gerado nos casos de PPREL. Teoricamente, haveria uma transformação de uma classe I de Kennedy para uma Classe III, que de acordo com Pellizzer (1997)⁴⁵, para próteses sem a associação de implantes osseointegrados, promoveria um aumento na força de mordida, que passaria de 84 N para 299 N quando o arco antagonista é dente natural. Essa idéia já foi sugerida por Giffin (1996)²⁰, que julga converter uma PPREL dento-mucossuportada em uma PPR implanto-dento suportada, e mesmo retida, caso um elemento de retenção seja incorporado ao implante. Porém, poucos estudos enfocaram a associação de PPR e implantes osseointegrados, como o de Lacerda (1999)³⁰, Rocha (2001)⁴⁹ e Mathias (2001)³⁶. Mesmo assim, autores como Keltjens et al. (1993)²⁶ e Rocha (2001)⁴⁹ consideram uma alternativa promissora em relação às PPREL convencionais. Além disso, alguns casos clínicos bem sucedidos a cerca da associação já foram publicados (Battistuzzi et al., 1992;

Keltjens et al., 1993; Giffin, 1996; Pellecchia et al., 2000; Starr, 2001; McAndrew, 2002)^{2, 26, 20, 44, 52, 37}.

O principal problema, porém, é a dificuldade de se encontrar na região posterior uma altura e espessura óssea suficientes para a colocação de implantes osseointegrados para suportar uma PPF sem a necessidade de uma cirurgia de levantamento de seio alveolar, desvio de nervo mandibular ou enxerto, como ressaltado por Lum (1991)³⁵, Pellecchia et al. (2000)⁴⁴ e Starr (2001)⁵², o que leva a uma constante necessidade de soluções alternativas, algumas já sugeridas na literatura, como os trabalhos já publicados de Pellecchia et al. (2000)⁴⁴ e Starr (2001)⁵². Nessa situação, mais uma alternativa é a colocação de um implante na extremidade livre para suportar uma PPR, que foi o enfoque deste estudo, assim como os estudos de Lacerda (1999)³⁰, Rocha (2001)⁴⁹ e Mathias (2001)³⁶.

Neste trabalho, a introdução de implante osseointegrado para suportar uma PPR mostrou alterações na forma de distribuição geral de tensões de von Mises, sobrecarregando principalmente o implante osseointegrado sob análise de mapa geral de tensão. É razoável se esperar que, conforme ressaltado por Duyck et al. (1997)¹², a tensão nas demais estruturas esteja diminuída, pois se grande quantidade de energia de deformação é consumida pelo implante há uma grande redução do estresse distribuído ao restante do conjunto e ao tecido ósseo. Porém, numa análise individualizada das estruturas foi possível notar que, da mesma forma que no trabalho de Rocha (2001)⁴⁹, o ligamento periodontal e o ápice do dente suporte não sofreram uma diminuição de tensão em decorrência da

utilização de um implante nestas condições. Isto está em desacordo com o trabalho de Lacerda (1999)³⁰, que afirmou que quando um implante é colocado na extremidade oposta ao encaixe rígido observa-se que o dente suporte é menos solicitado. Apesar de também ter utilizado MEF, o tipo de articulação era diferente, o que pode ter contribuído para os diferentes resultados encontrados. Adicionalmente, os benefícios da associação encontrados por Rocha (2001)⁴⁹, como a diminuição das tensões na fibromucosa distalmente ao dente suporte também foram resultados deste trabalho. O osso cortical, que também foi individualizado na região posterior, demonstrou redução após a introdução do implante na extremidade livre, assim como o osso esponjoso desta região. Predizer o quanto a estrutura óssea é beneficiada por esta diminuição de tensão é muito difícil, visto que ainda hoje não se sabe qual a quantidade ideal de estresse no osso para que não ocorra atrofia óssea (Tuncelli et al.,1997; Duyck et al., 1997)^{56, 12}. É de se esperar porém, que, como menores quantidades de tensão serão transmitidas à fibromucosa e osso alveolar, a eficiência mastigatória e o conforto do paciente melhorem, visto que o fator limitante clinicamente para um usuário de PPR ainda é o problema decorrente de trauma à mucosa bucal pela base protética. Noutras palavras, no mínimo, um implante na extremidade livre pode auxiliar na estabilização e conforto do aparelho. Além disso, como bem ressaltado por Rocha (2001)⁴⁹ e encontrado também neste trabalho, níveis de tensão observados no osso cortical ao redor do implante não foram tão elevados, permanecendo abaixo dos valores encontrados no ápice dos dentes naturais, sugerindo viabilidade de aplicação clínica para esta situação, já que clinicamente a reabsorção quando

ocorre ao redor do implante se inicia na região da crista óssea após aplicação de forças oclusais e sendo a sobrecarga a principal responsável por este defeito (Lum, 1991)³⁵. Portanto, apesar dos benefícios ressaltados, a função potencial de um implante utilizado dessa forma de se reduzir o estresse sobre o dente suporte natural e que foi citada por Keltjens et al. (1993)²⁶ parece não ocorrer, pelo menos sob forças verticais, nas condições deste estudo.

Em relação à geometria do implante, estudada em trabalhos como o de Jarvis (1997)²⁵, Tuncelli et al. (1997)⁵⁶, Holmgren et al. (1998)²¹ e Misch (1999)³⁹, alguns resultados deste estudo permitiram uma comparação, embora não tenha sido feita de forma direta, pois a metodologia empregada por tais autores foi diferente. De acordo com Lum (1991)³⁵, geralmente o protocolo a ser seguido em reabilitação oral é a utilização da maior quantidade de osso disponível, o que implica a utilização do implante mais longo possível e por uma grande área de superfície óssea e que determinaria uma distribuição mais favorável de estresse. Estudos prospectivos, como os de Lekholm et al. (1994)³³ e Lekholm et al. (1999)³², também indicaram que implantes curtos falham mais que implantes longos, principalmente de diâmetro padrão, e reforçam esta teoria. Porém, estudos como o de Meijer et al. (1992)³⁸ e Iplikçioğlu & Alça (2002)²³ mostraram resultados conflitantes. Meijer et al. (1992)³⁸, utilizando MEF bidimensional, concluíram que o comprimento de implantes utilizados como suporte de uma barra de conexão entre eles tem pouca influência na quantidade de estresse transmitido ao osso sob forças verticais, uma vez que a altura da mandíbula é a grande responsável pelas alterações de valores encontrados devido à flexão mandibular em resposta à aplicação de

carga. Já Iplikçioğlu & Alça (2002)²³, utilizando MEF tridimensional, analisando forças verticais, oblíquas e horizontais, encontraram grande influência nos níveis de estresse relacionado ao diâmetro, afirmando que mudanças no comprimento do implante não diminuíram a magnitude do estresse induzido e concluindo que o diâmetro do implante parece ser bem mais relevante que seu próprio comprimento. Neste estudo em discussão, onde as forças aplicadas foram estritamente verticais, sob análise do MEF bidimensional, o comprimento do implante teve influência no estresse transmitido a algumas estruturas. Tanto a fibromucosa, o osso cortical e o osso esponjoso demonstraram, pelo menos em algumas áreas, uma diminuição das tensões à medida que se aumentou o comprimento do implante. Aliás, o único ponto onde o comprimento não auxiliou na diminuição das tensões foi no ápice do implante, o que não invalida os benefícios gerados pela utilização de implantes o mais longo possível, uma vez que quando ocorre a reabsorção ao redor dos implantes a área acometida geralmente é ao redor do pescoço do implante como já salientado. Além disso, os níveis de estresse encontrados no osso esponjoso apical ao implante são semelhantes aos níveis encontrados no ápice do dente suporte e, como a base do modelo foi fixada no eixo y, a não movimentação dela pode ter determinado tais valores aumentados.

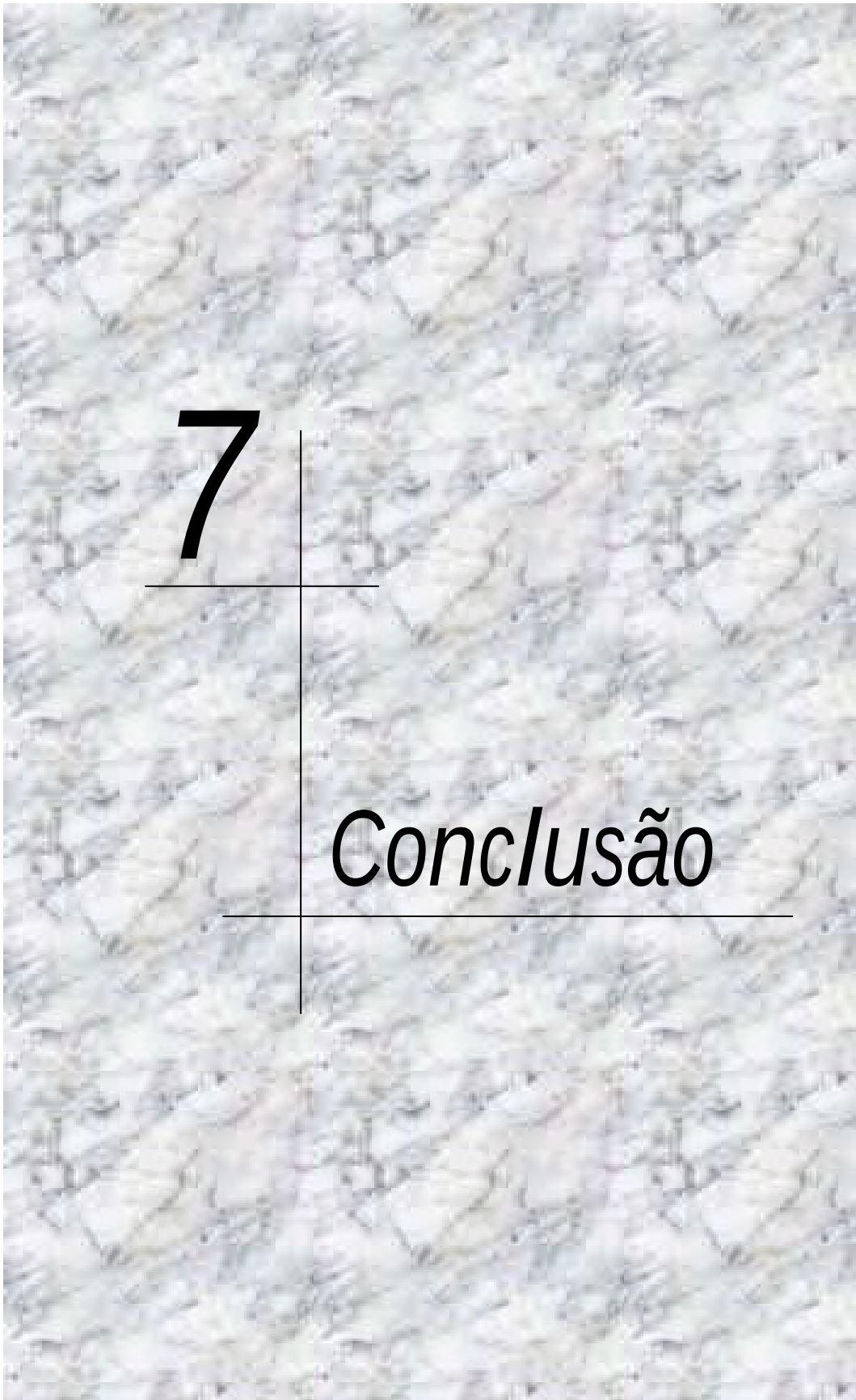
As vantagens da utilização de implantes de largo diâmetro estão cada vez mais sendo ressaltadas na literatura. Talvez o estudo que mais sintetize vantagens teóricas seja o de Jarvis (1997)²⁵. Estudos prospectivos, como o de Lekholm et al. (1999)³² afirmam inclusive que, utilizando um protocolo cirúrgico bem definido, nenhum implante de largo diâmetro foi perdido durante 10 anos de

controle. A estabilidade inicial, tida como fator de risco para perda de implantes, também é maior com implantes de largo diâmetro (Kido et al., 1997)²⁷. A compensação trípole realizada no segmento posterior para uma maior estabilização de uma PPF pode ser melhor conseguida utilizando-se implantes de largo diâmetro no local mais posterior ao invés da própria configuração trípole (Sato et al., 2000)⁵⁰. Mathias (2001)³⁶ encontrou uma diminuição de tensões no rebordo quando comparados implantes de 5,5 mm e de 3,5 mm de diâmetro na associação implante e PPREL. Os resultados do estudo aqui em discussão estão de acordo com todos estes trabalhos na medida que também encontrou vantagens na utilização de implantes de largo diâmetro na distribuição do estresse transmitidos às estruturas de suporte nas condições testadas. Inclusive a própria distribuição de tensões internamente ao parafuso do implante foi melhor com os implantes de largo diâmetro comparados com o de diâmetro convencional. Predizer um limite razoável para dimensões do implante não é fácil, mas o certo é que dentro dos limites fisiológicos, utilizar o maior e mais largo implante seria muito interessante do ponto de vista da distribuição de estresse. Tanto o comprimento quanto o diâmetro influenciaram de forma positiva a distribuição de estresse, favorecendo a fibromucosa, o osso cortical distalmente ao dente suporte e o osso esponjoso, principalmente na área do rebordo desdentado e no pescoço do implante. Porém, pelos resultados já ressaltados, mesmo um implante de 3,75 mm por 7,00 mm de comprimento, funcionando como suporte de uma PPREL, já demonstra melhorias na distribuição quando comparados a utilização de PPREL convencionais e não indicam riscos potenciais para a reabilitação, pelo menos nas condições do estudo.

A distribuição interna das tensões nos implantes também se revelou de forma interessante. Pelos resultados, o lado esquerdo tanto do implante quanto do pilar de cicatrização se mostraram mais solicitados. Além disso, as primeiras roscas internamente ao implante, principalmente do lado esquerdo, também receberam tensões consideráveis. Concordamos com Rocha (2001)⁴⁹ no tocante à distribuição destas forças e também com a teoria ressaltada pelo autor de que a resultante de forças estaria não paralelamente ao implante, mas sim de forma inclinada, de cima para baixo, e da esquerda para a direita. Isto pode ser explicado através da flexão de materiais, uma vez que a estrutura metálica que está apoiada sobre o dente suporte e também sobre o implante se comporta como uma viga flexível. Quando uma viga é apoiada sobre um objeto puntiforme toda a força aplicada à viga é distribuída para os apoios puntiformes. Mas, no caso do implante, que não é puntiforme, a flexão da viga distribui a força transmitida de forma diferente. Como a aplicação da força nas pontas de cúspide tende a resultar em forças direcionadas verticalmente para baixo a transmissão destas forças para a estrutura metálica também tende a flexioná-la para baixo. Assim, o “encurvamento teórico” gerado na estrutura metálica, com concavidade para cima, tende a uma elevação das suas extremidades. Como na região do apoio dental pode se considerar que o apoio é praticamente puntiforme, as alterações só foram observadas no implante. No implante, na sua extremidade distal, a estrutura metálica tende a levantar, uma vez que quando da aplicação de força a junção mesial do implante com a estrutura funciona como ponto de apoio. Assim, se considerarmos a região da estrutura metálica estritamente sobre o implante, a transmissão de forças varia de

um máximo na extremidade esquerda do implante até um mínimo na extremidade direita, pois nessa região a estrutura tende a se afastar do implante pela sua flexão. Como o ponto principal de apoio está então localizado na extremidade esquerda do implante, uma leve tendência à aplicação de força direcionada para a direita sobre o implante também ocorre. Em última instância, cria-se uma resultante de força direcionada para baixo e para direita, de forma inclinada.

Finalmente, como descrito por Murphy et al. (1995)⁴², o MEF é um método matemático e de comportamento programado, sendo uma boa fonte em prever a reação do osso ao implante, mas ao mesmo tempo, há uma necessidade de dados confiáveis de propriedades mecânicas do osso compacto e esponjoso humano, o que pode ajudar a esclarecer as inconsistências existentes entre os aspectos teóricos e práticos da implantologia oral. Sua utilização na área odontológica tem aumentado muito nas últimas décadas, como bem descrito por Geng et al. (2001)¹⁹. Pelos resultados obtidos neste estudo, o método se mostrou eficiente, traduzindo resultados compatíveis com a realidade clínica de acordo com a literatura especializada publicada sobre o assunto. Muitas dificuldades existem na execução do método, principalmente no tocante à interpretação dos sistemas de forças geradas por este tipo de aparelho que devem ser programadas no computador, mas o resultado final sem dúvida encoraja novos trabalhos e também o incentivo à realização de casos clínicos controlados a fim de se comprovar “in vivo” os resultados obtidos “in vitro”. Análises tridimensionais poderiam dar uma maior riqueza de detalhes da distribuição de estresse, e deve ser objetivo de quem se predispõe a trabalhar com o método descrito.



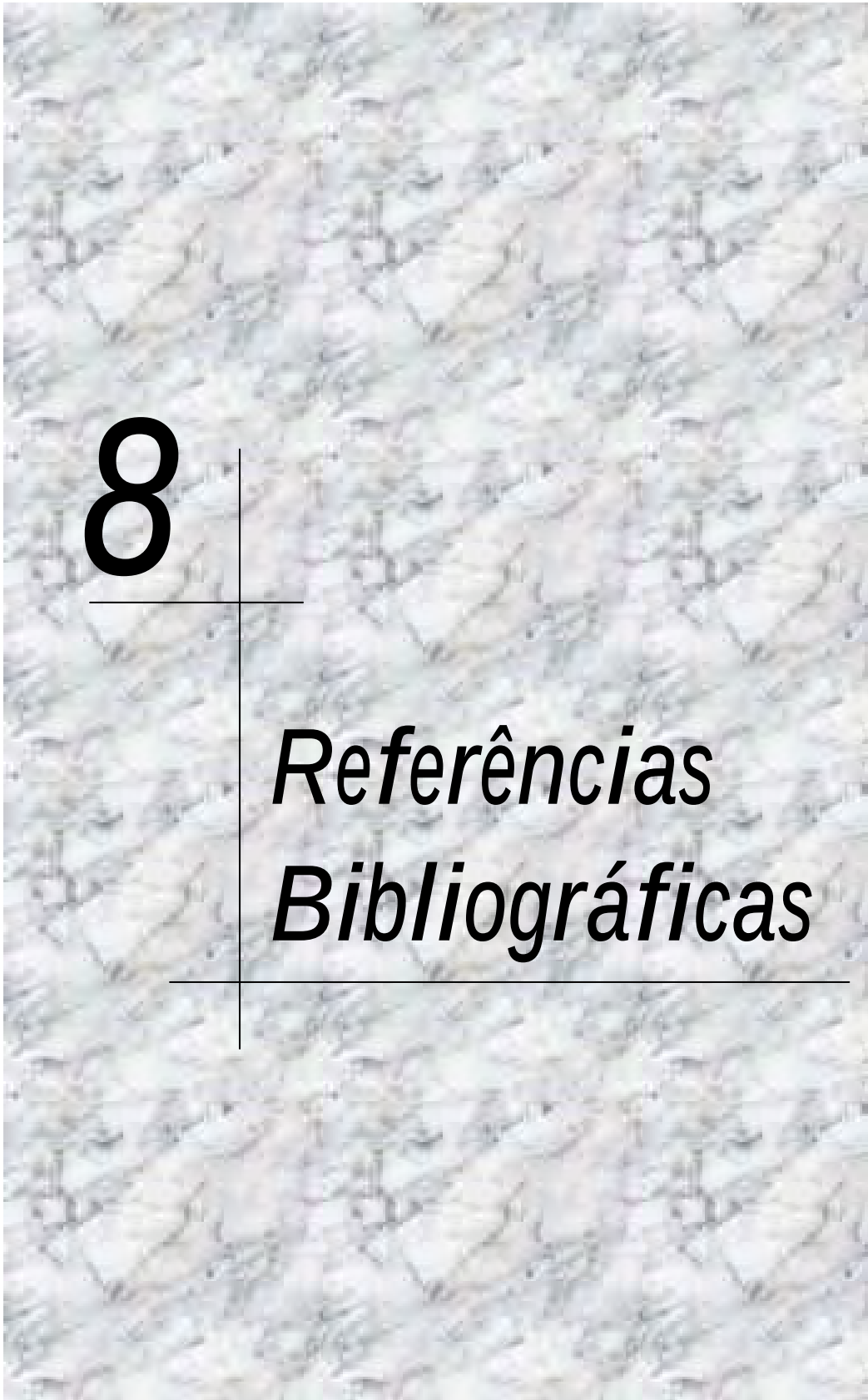
7

Conclusão

7. Conclusão

Pela metodologia proposta foi possível concluir que:

1. o modelo B apresentou tendência ao deslocamento superior aos demais modelos estudados;
2. nos modelos que incorporaram implantes osseointegrados, o comprimento influenciou o mapa de deslocamento, tendendo a uma diminuição de valores, mas o diâmetro não;
3. o modelo B apresentou níveis de tensões de von Mises superiores ao modelo A nas estruturas analisadas;
4. os modelos que incorporaram implantes osseointegrados tenderam a uma diminuição das tensões de von Mises quando comparados como o modelo B, que incorporou apenas a PPR;
5. o aumento do comprimento e do diâmetro influenciaram positivamente a distribuição de tensões nos modelos que incorporaram implantes osseointegrados.



8

*Referências
Bibliográficas*

8. Referências Bibliográficas

1. ALVES FILHO, A. Elementos finitos – A base da tecnologia CAE. São Paulo: Editora Érica Ltda., 2000. 320 p.
2. BATTISTUZZI, G.F.P., van SLOTEN, 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. Maxillofac. Implants.* v.7, n.1, p.112-115, 1992.
3. BEN-UR, Z., AVIV, I., MAHARSHAK, B. Factors affecting displacement of free-end saddle removable partial dentures. *Quintessence Int.* v.22, n.1, p.23-27, 1991.
4. BOERO, E., FORBES, W.G. Considerations in design of removable prosthetic devices with no posterior abutments. *J. Prosthet. Dent.* v.28, n.3, p.253-63, 1972.
5. CHOU, T.M., EICK, J.D., MOORE, J.D., TIRA, D.E. Stereophotogrammetric analysis of abutment tooth movement in distal-extension removable partial dentures with intracoronal attachments and clasps. *J. Prosthet. Dent.* v.66, n.3, p. 343-9, 1991.
6. COOLIDGE, E.D. The thickness of the human periodontal membrane. *J.A.D.A. & D.C.* v.24, p.1260-70, 1937.
7. CRAIG, R.G., FARAH, J.W. Stresses from loading distal-extension removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* v.39, n.3, p.274-7, 1978

8. DARBAR, U.R., HUGGETT, R., HARRISON, A., 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.* v.74, n.6, p.591-594, 1995.
9. DAVARPANAH, M., MARTINEZ, H., TECUCIANU, J.F., CELLETTI, R., LAZZARA, R. Small-diameter implant: indications and contraindications. *J. Esthet. Dent.* v.12, n.4, p.186-94, 2000.
10. DIWAN, R.R., FAHMI, F. Comparison of two functional impression techniques for distal-extension removable partial dentures. *J Prosthet. Dent.* v.60, n.4, p.470-3, 1988.
11. DOUGLASS, C.W., WATSON, A.J. Future needs for fixed and removable partial dentures in the United States. *J. Prosthet. Dent.* v.87, n.1, p.9-14, 2002.
12. DUYCK, J., NAERT, L.E., Van OOSTERWYCK, H., Van der SLOTEN, J., De COOMAN, M., LIEVENS, S., PUERS, B. Biomechanics of oral implants: a review of the literature. *Technol. Health. Care*, v.5, n.4, p.253-73, 1997.
13. EL CHARKAWI, H.G., EL WAKAD, M.T. Effect of splinting on load distribution of extracoronal attachment with distal extension prosthesis in vitro. *J. Prosthet. Dent.* v.76, n.3, p.315-20, 1996.
14. EL CHARKAWI, HG., EL WAKAD, M.T., NASER, E.M. Modification of osseointegrated implants for distal-extension prostheses. *J. Prosthet. Dent.* v.64, n.4, p.469-72, 1990.

15. EL CHARKAWI, H.G., GOODKIND, R.J., DeLONG, R., DOUGLAS, W.H.
The effect of the resilient-layer distal-extension partial denture on movement of the abutment teeth: a new methodology. *J. Prosthet. Dent.* v.60, n.5, p.622-630, 1988.
16. FARAH, J.W., CRAIG, R.G., MERQUEH, K.A. Finite element analysis of a mandibular model. *J. Oral Rehabil.* v.15, n.6, p.615-24, 1988.
17. FIGÚN, M.E. Anatomia odontológica funcional e aplicada. São Paulo: Ed. Panamericana, p.286-314, 1986.
18. GARGIULO, A.W., WENTZ, F.M., ORBAN, B. Dimensions and relations of the dentogingival junction in humans. *J. Periodontol.* v.32, p.261-67, 1961.
19. GENG, J.P., TAN, K.B., LIU, G.R. Application of finite element análise in implant dentistry: a review of the literature. *J. Prosthet. Dent.* v.85, n.6, p.585-98, 2001.
20. GIFFIN, K.M. Solving the distal extension removable partial denture base movement dilemma: a clinical report. *J. Prosthet. Dent.* v.76, n.4, p.347-349, 1996.
21. HOLMGREN, E.P., SECKINGER, R.J., KILGREN, L.M., MANTE, F.
Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. A two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J. Oral Implantol.* v.24, n.2, p.80-8, 1998.

22. IGARASHI, Y., OGATA, A., KUROIWA, A., WANG, C.H. Stress distribution and abutment tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers: an in vivo study. *J. Oral Rehabil.*, v.26, n.2, p.111-6, 1999.
23. IPLIKÇIOĞLU, H., ALÇA, K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J. Dent.*, v.30, n.1, p.41-6, 2002.
24. ITOH, H., CAPUTO, A.A., WYLIE, R., BERG, T. Effects of periodontal support and fixed splinting on load transfer by removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* v.79, n.4, p.465-71, 1998.
25. JARVIS, W.C. Biomechanical advantages of wide-diameter implants. *Compendium.* v.18, n.7, p.687-92, 1997.
26. KELTJENS, H.M.A.M., KÄYSER, A.F., HERTEL, R., BATTISTUZZI, P.G.F.C.M. Distal extension removable partial dentures supported by implants and residual teeth: considerations and case reports. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* v.8, n.2, p.208-13, 1993.
27. KIDO, H., SCHULZ, E.E., KUMAR, A., LOZADA, J., SAHA, S. Implant diameter and bone density: effect on initial stability and pull-out resistance. *J. Oral Implantol.* v.23, n.4, p.163-9, 1997.
28. KO, C.C., CHU, C.S., CHUNG, K.H., et al. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J. Prosthet. Dent.* v.68, n.3, p.421-7, 1982.

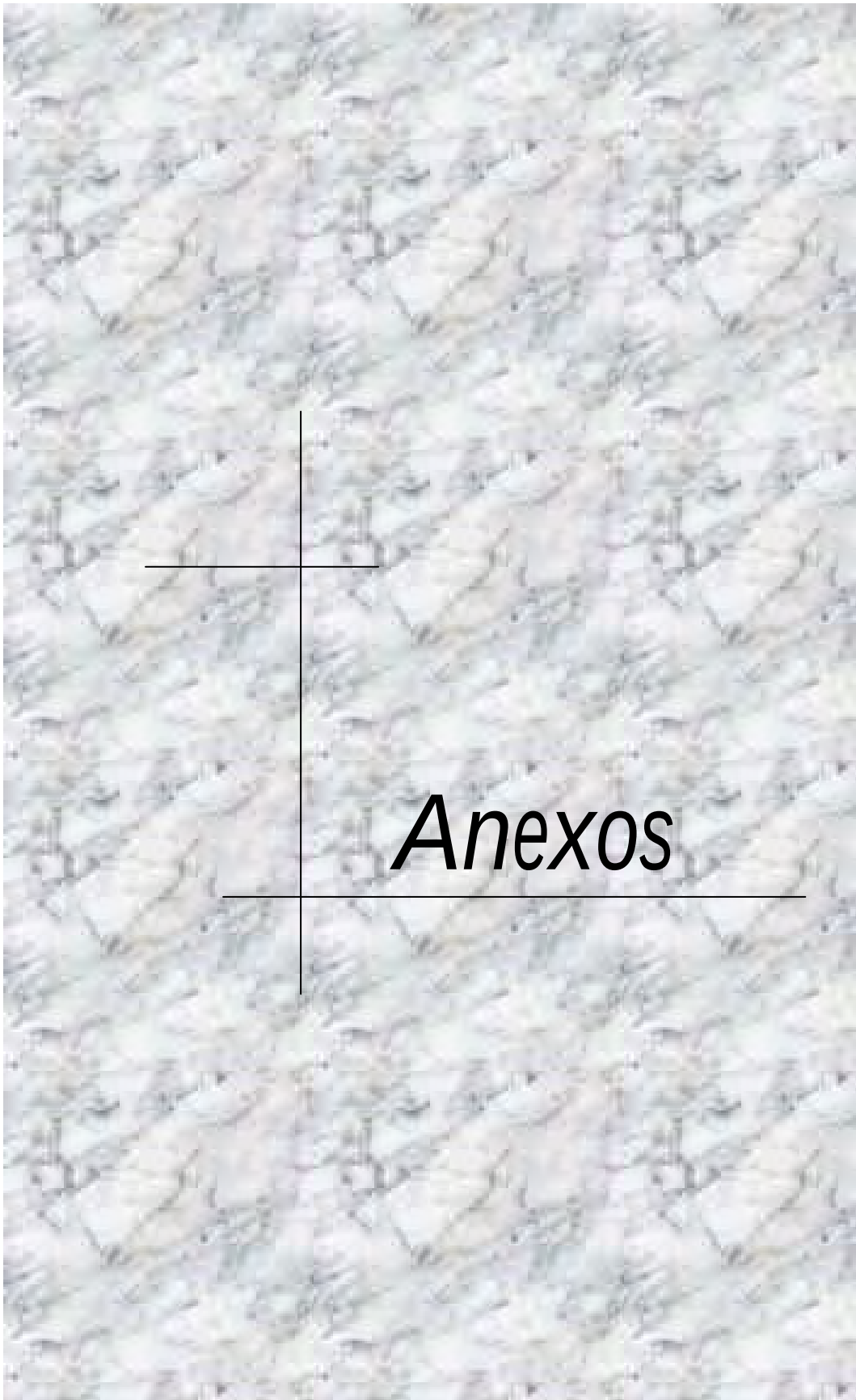
29. KU, Y.C., SHEN, Y.F., CHAN, C.P. Extracoronar resilient attachments in distal-extension removable partial dentures. *Quintessence. Int.* v.31, n.5, p.311-17, 2000.
30. LACERDA, T.S.P. Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível apoiada sobre implante na região distal. São Paulo, 1999. p.152. Tese de mestrado, Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
31. LAGANÁ, DC. Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível de extremidade livre, com encaixe extracoronário rígido e semi-rígido. São Paulo, 1996. p.179. Tese de livre-docência, Faculdade de Odontologia de São Paulo, Universidade de São Paulo.
32. LEKHOLM, U., GUNNE, J., HENRY, P., HIGUCHI, K., LINDÉN, U., BERGSTRÖN, C., van STEENBERGHE, D. Survival of the Bränemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* v.14, n.5 , p.639-45, 1999.
33. LEKHOLM, U., Van STEENBERGHE, D., HERRMANN, I., BOLENDER, C., FOLMER, T., GUNNE, J., HENRY, P., HIGUCHI, K., LANEY, W.R., LINDÉN, U. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: a prospective 5-year multicenter study. *Int. J. Oral Maxil. Implant.* v.9, n.6, p.627-35, 1994.

34. LEUNG, K.C.M., CHOW, T.W., WAT, P.Y.P., COMFORT, M.B. Peri-implant bone loss: management of a patient. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implant.* v.16, n.2, p.273-7, 2001.
35. LUM, L.B. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J. Oral Implantol* v.17, n.2, p.126-31, 1991.
36. MATHIAS, A.C. Análise fotoelástica das estruturas de suporte das próteses parciais removíveis apoiadas sobre implantes na região distal. Tese de doutorado. Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. 142 p. 2001.
37. McANDREW, R. Prosthodontic rehabilitation with a swing-lock removable partial denture and a single osseointegrated implant: a clinical report. *J. Prosthet. Dent.* v.88, n.2, p.128-31, 2002.
38. MEIJER, H.J.A., KUIPER, J.H., STARMANS, F.J.M., BOSMAN, F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J. Prosthet. Dent.* v.68, n.1, p.96-102, 1992.
39. MISCH, C.E. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. *Implant. Dent.* v.8, n.4, p.376-86, 1999.
40. MONTEITH, B.D. Management of loading forces on mandibular distal-extension prostheses. Part I: evaluation of concepts for design. *J. Prosthet. Dent.* v.52, n.5, p.673-81, 1984.

41. MORIKAWA, M., MASUMI, S., KIDO, H., TOYODA, S., KOZONO, Y.
Analysis of abutment tooth movement utilizing mandibular
kinesiograph (MKG). *Dent. Mater. J.* v.8, n.1, p.56-64, 1989.
42. MURPHY, W.M., WILLIAMS, K.R. GREGORY, M.C. Stress in bone
adjacent to dental implants. *J. Oral Rehabil.* v.22, n.12, p.897-903,
1995.
43. MUTARELLI, P.S. Discussão e avaliação do planejamento da prótese
parcial removível de extremidades livres. Tese de mestrado. Faculdade
de Odontologia da Universidade de São Paulo. P. 115. São Paulo, 1994.
44. PELLECCIA, M., PELLECCIA, R., EMTIAZ, S. Distal extension
mandibular removable partial denture connected to an anterior fixed
implant-supported prosthesis: a clinical report. *J. Prosthet. Dent.* v.83,
n.6, p.607-12, 2000.
45. PELLIZZER, E.P. Forças de mordida relacionadas a próteses parciais
removíveis inferiores. São Paulo, 1997. p. 118. Tese de doutorado,
Faculdade de Odontologia de São Paulo da Universidade de São Paulo.
46. PEZZOLI, M., HIGHTON, R., CAPUTO, A., MATYAS, J. Retention
magnets in guiding plates of distal-extension removable partial
dentures. *J. Prosthet. Dent.* v.60, n.5, p.577-82, 1988.
47. PREISKEL, H.W. Impression techniques for attachment-retained distal
extension removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* v.25, n.6,
p.620-8, 1971.

48. REBÓSSIO, A.D. Prótesis parcial removible. 3ª. ed., Buenos Aires, Ed. Mundi, p.16-7, 1963.
49. ROCHA, E.P. Prótese parcial removível de extremidade livre associada a um implante osseointegrado. Estudo através do método dos elementos finitos. Piracicaba, 2001. p. 183. Tese de doutorado, Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas.
50. SATO, Y., SHINDOI, N., HOSOKAWA, R., TSUGA, K., AKAGAWA, Y. A biomechanical effect of wide implant placement and offset placement of three implants in the posterior partially edentulous region. *J. Oral Rehabil.* v.27, n.1, p.15-21, 2000.
51. SERTGOZ, A., GUNEVER, S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J. Prosthet. Dent.* v.76, n.2, p.165-9, 1996.
52. STARR, N.L. The distal extension case: an alternative restorative design for implant prosthetics. *Int. J. Periodont. Rest. Dent.*, v.21, n.1, p.61-7, 2001.
53. TEBROCK, O.C., ROHEN, R.M., FENSTER, R.K., PELLEU, G.B.Jr. The effect of various clasping systems on the mobility of abutment teeth for distal-extension removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* v.41, n.5, p.511-6, 1979.
54. THOMPSON, W.D., KRATOCHVIL, F.J., CAPUTO, A.A. Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various designs of bilateral

- distal-extension removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* v.38, n.3, p.261-73, 1977.
55. TODESCAN, R., SILVA, E.E.B. SILVA, O.J. A prótese parcial removível e os implantes osseointegrados. In: --. *Atlas de prótese parcial removível*. São Paulo, 1996. p.335-45.
56. TUNCELLI, B., POYRAZOGLU, E., KÖYLÜOĞLU, A.M., TEZCAN, S. Comparison of load transfer by implant abutments of various diameters. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.*, v.5, n.2, p.79-83, 1997.
57. WATSON, R.M. The role of removable prostheses and implants in the restoration of the worn dentition. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.* v.5, n.1, p.181-6, 1997.
58. WILLIAMS, D.F. Biocompatibility of clinical implant materials. Boca Raton, Fla.: CRC Press, p.99-127, 1981.

The image features a background of marbled paper with a complex, swirling pattern in shades of grey, blue, and beige. A black crosshair, consisting of a vertical and a horizontal line intersecting at the center, is overlaid on the paper. The word "Anexos" is written in a black, italicized serif font, positioned in the lower-right quadrant of the image, partially overlapping the crosshair.

Anexos

Anexos

Todas as figuras obtidas para este estudo estão aqui incluídas. Para uma melhor compreensão os modelos também foram separados. Assim, serão apresentadas as figuras representativas dos oito modelos estudados, na seguinte ordem:

Modelo A (sem PPR)

Modelo B (com PPR e sem implante)

Modelo C (com PPR e com implante de 3,75 x 7,00 mm)

Modelo D (com PPR e com implante de 3,75 x 10,00 mm)

Modelo E (com PPR e com implante de 3,75 x 13,00 mm)

Modelo F (com PPR e com implante de 5,00 x 7,00 mm)

Modelo G (com PPR e com implante de 5,00 x 10,00 mm)

Modelo H (com PPR e com implante de 5,00 x 13,00 mm)

Modelo A

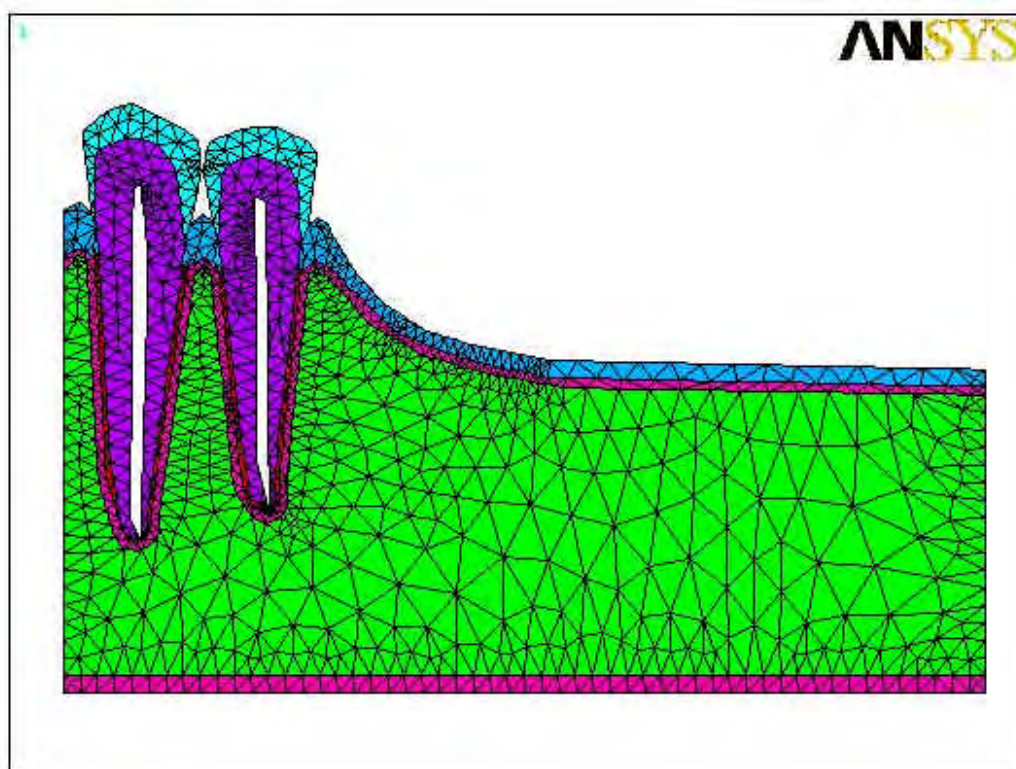


Figura 54 – Malha de elementos finitos gerada no modelo A

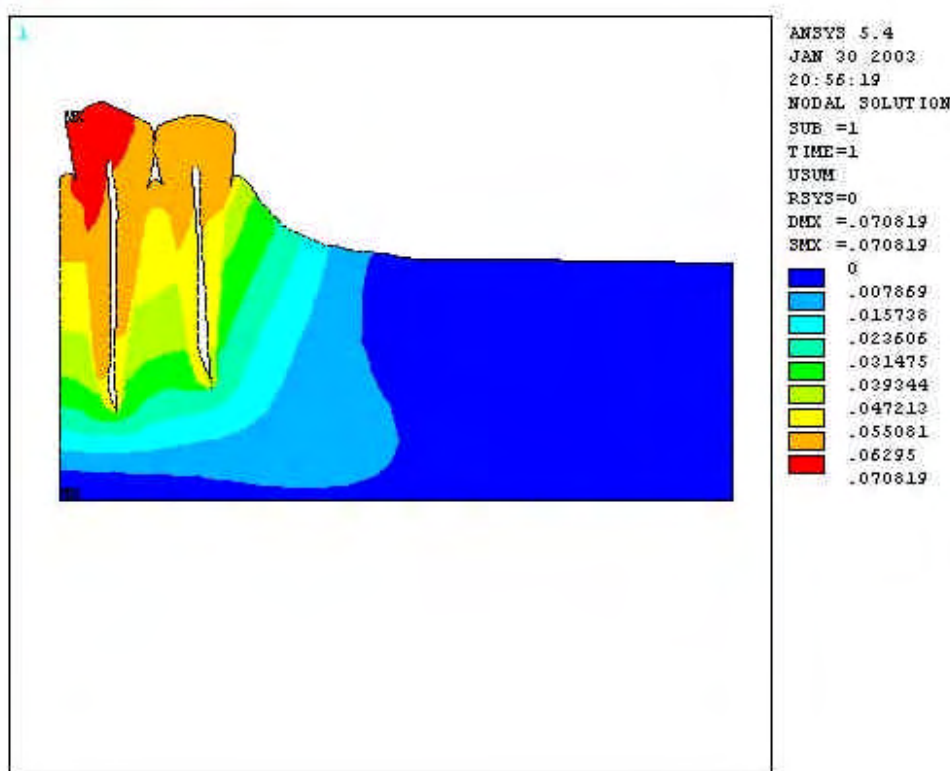


Figura 55 – Mapa de deslocamento do modelo A

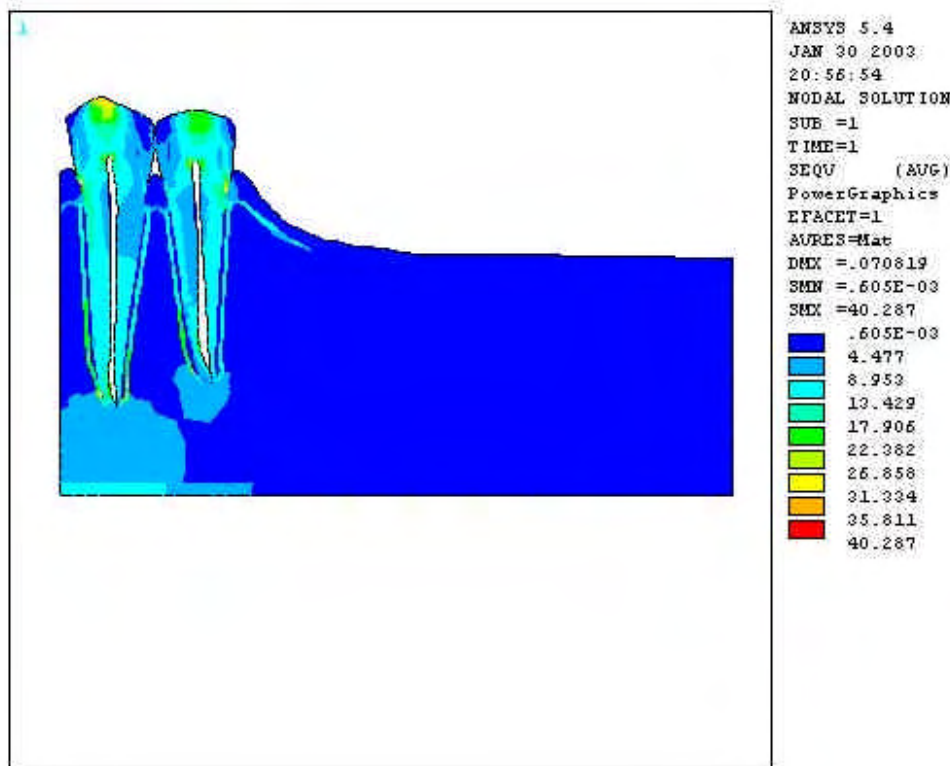


Figura 56 – Mapa geral de tensões de von Mises do modelo A

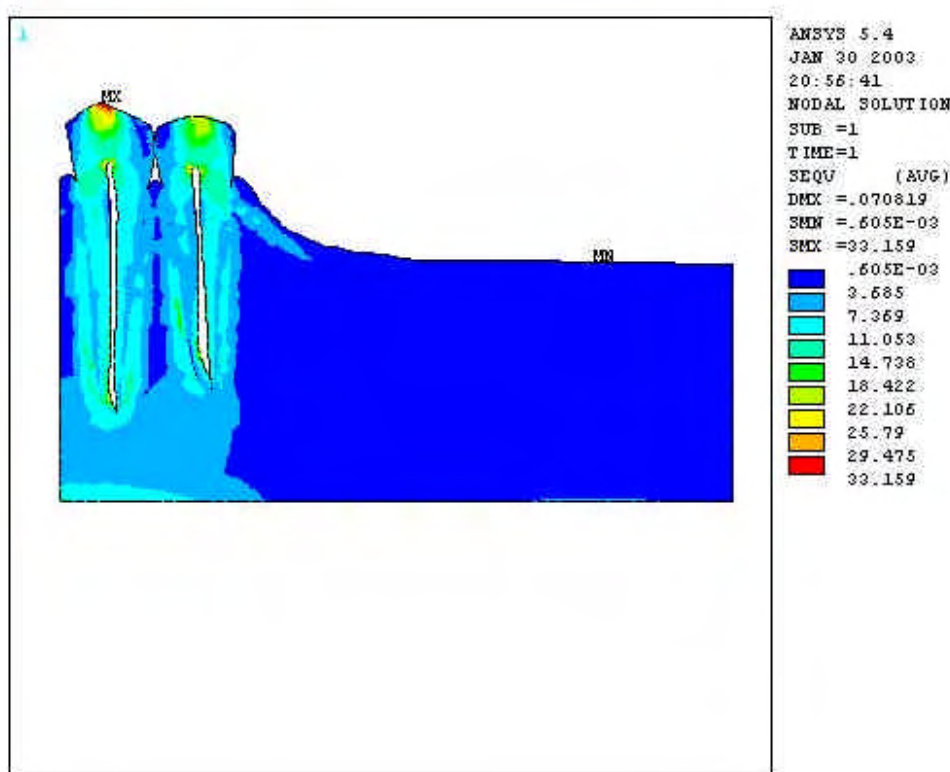


Figura 57 – Mapa geral de tensões de von Mises médias do modelo A

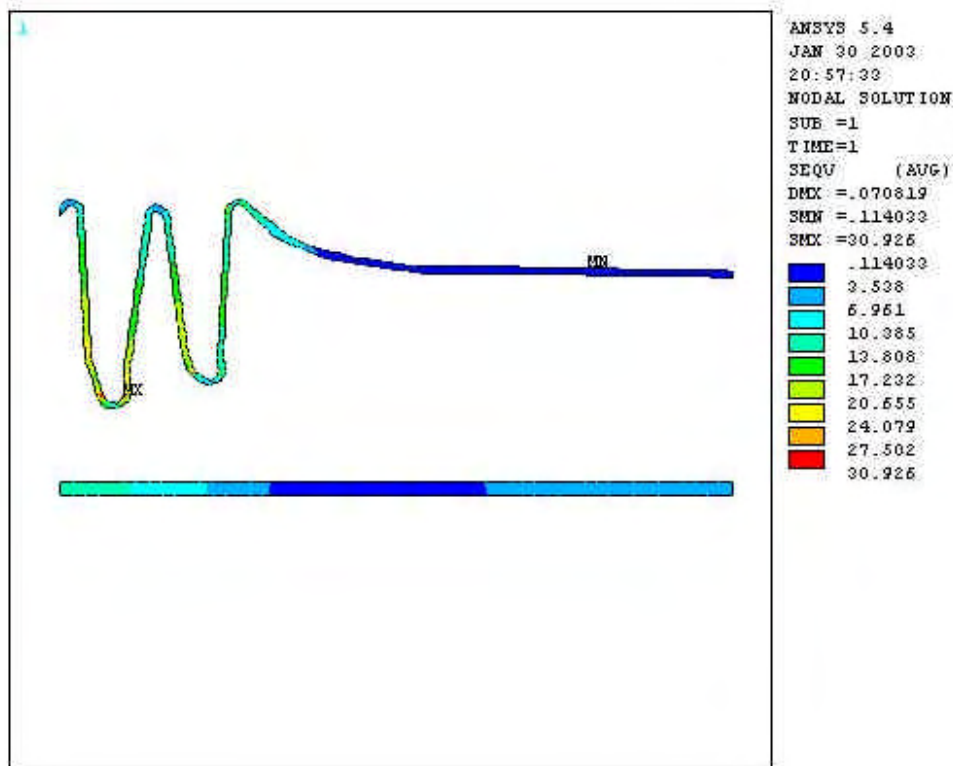


Figura 58 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical do modelo A

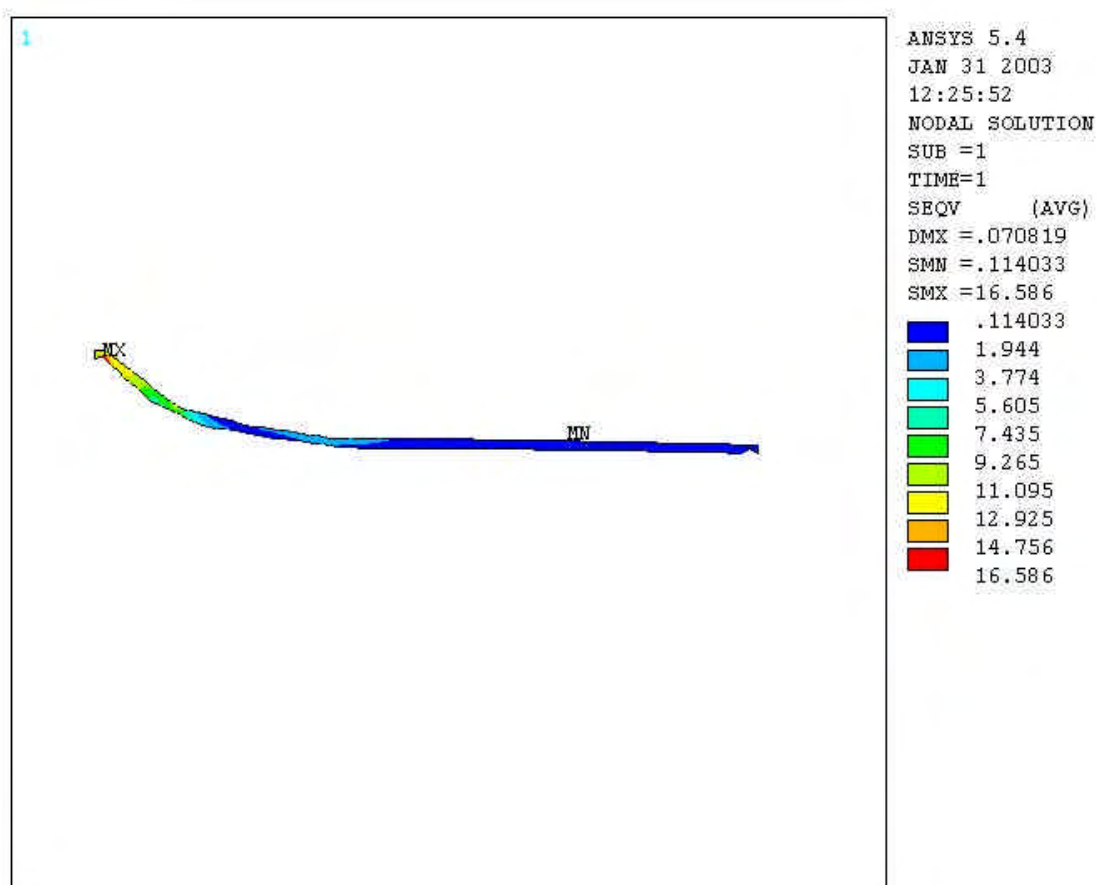


Figura 59 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical distal ao dente suporte do modelo A

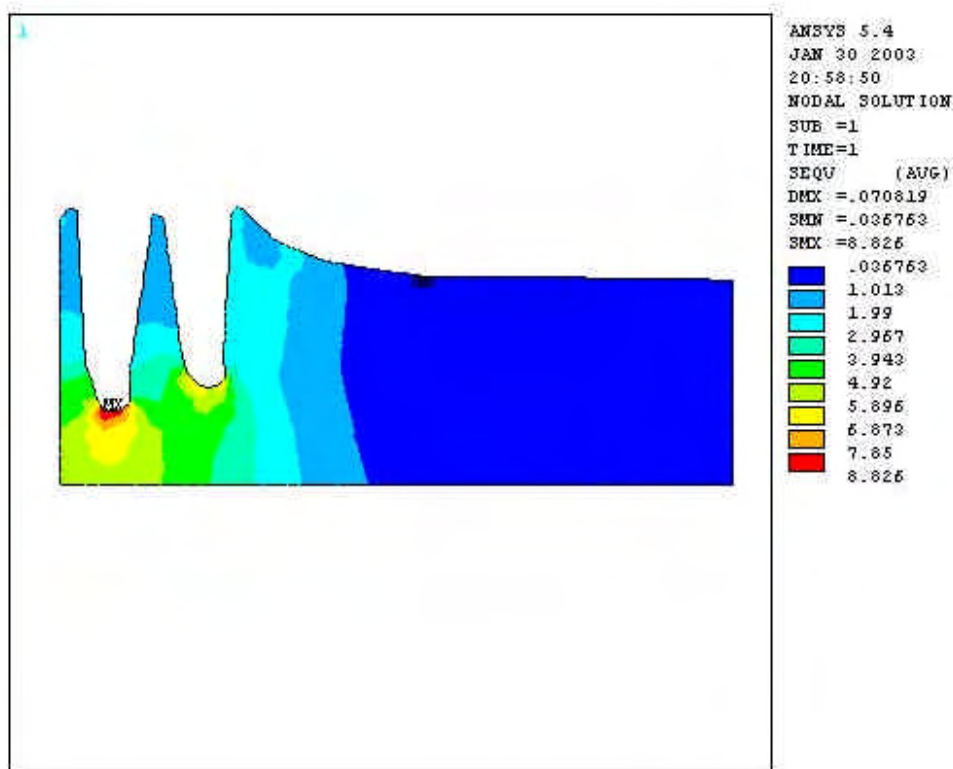


Figura 60 – Mapa de tensões de von Mises do osso esponjoso do modelo A

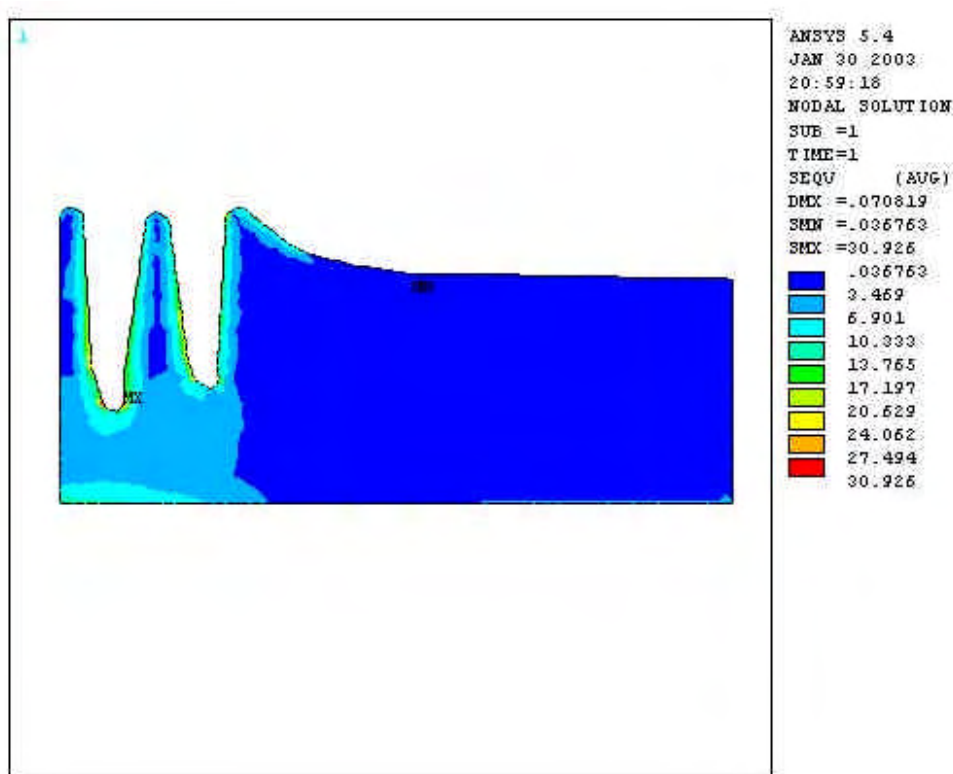


Figura 61 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical e esponjoso do modelo A

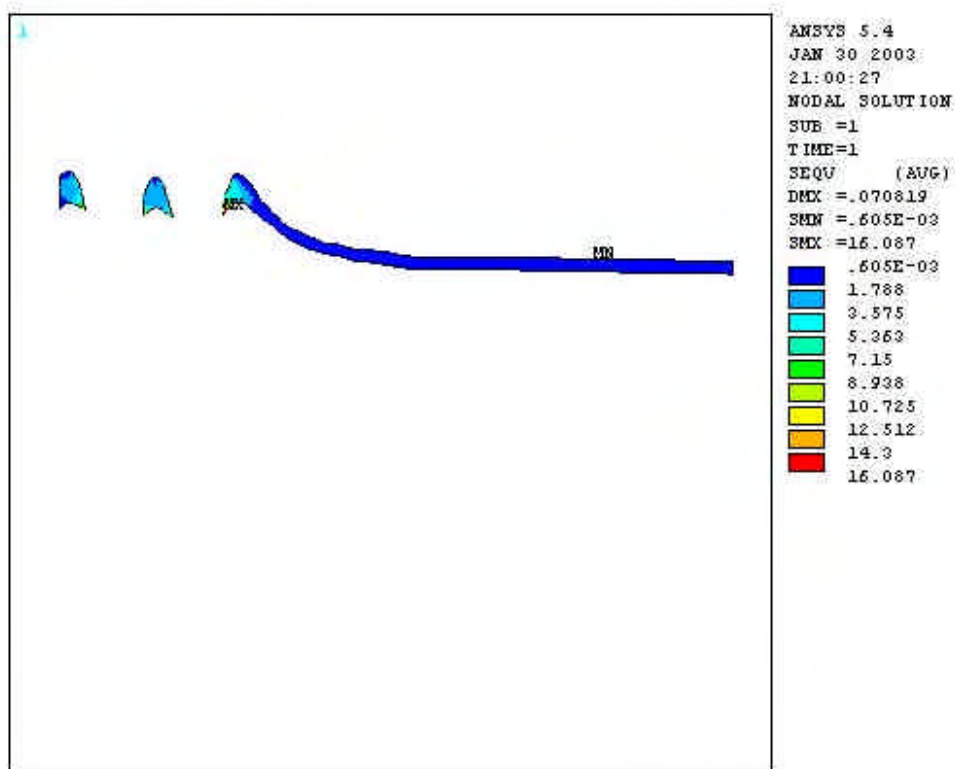


Figura 62 – Mapa de tensões de von Mises da fibromucosa do modelo A

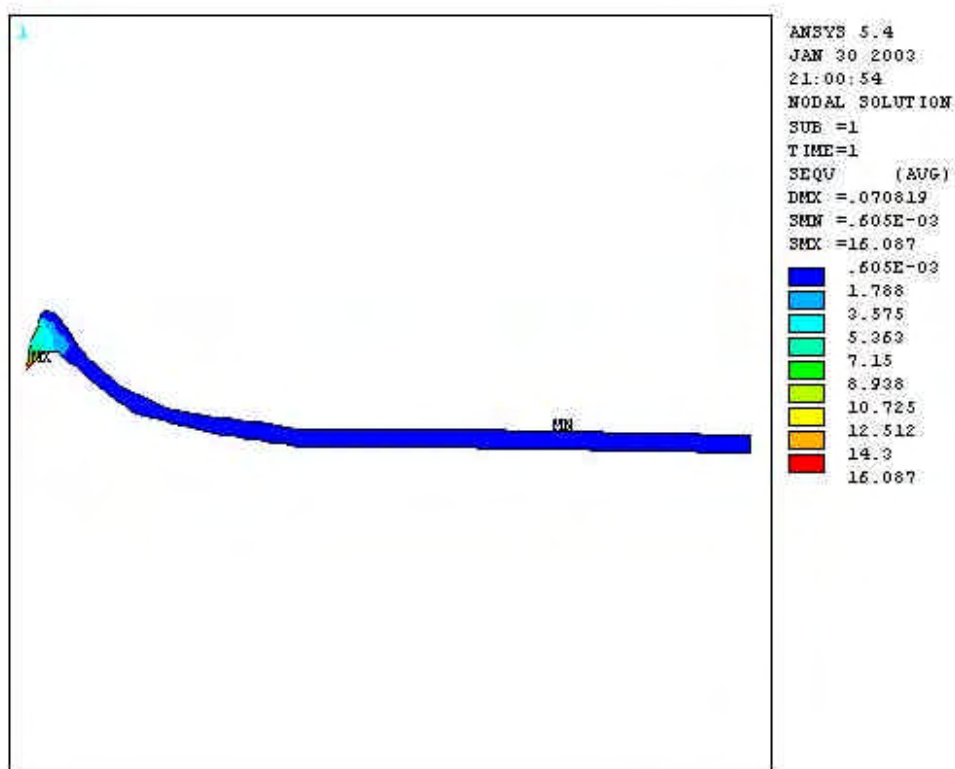


Figura 63 – Mapa de tensões de von Mises da fibromucosa distal ao dente suporte do modelo A

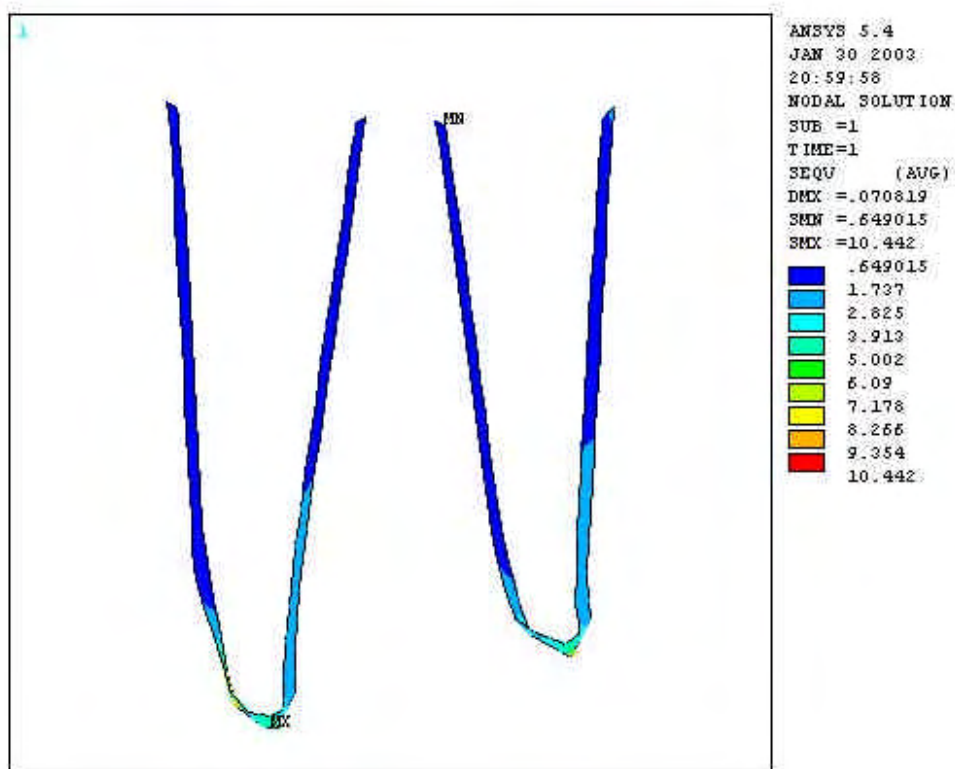


Figura 64 – Mapa de tensões de von Mises do ligamento periodontal do modelo A

Modelo B

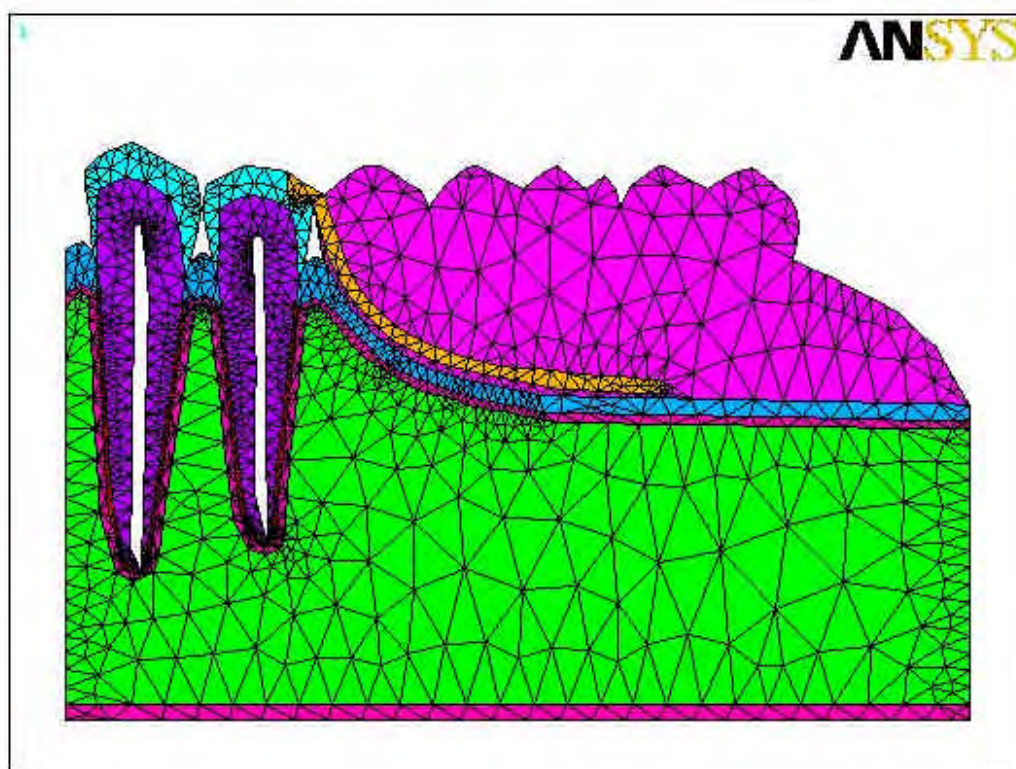


Figura 65 – Malha de elementos finitos gerada no modelo B

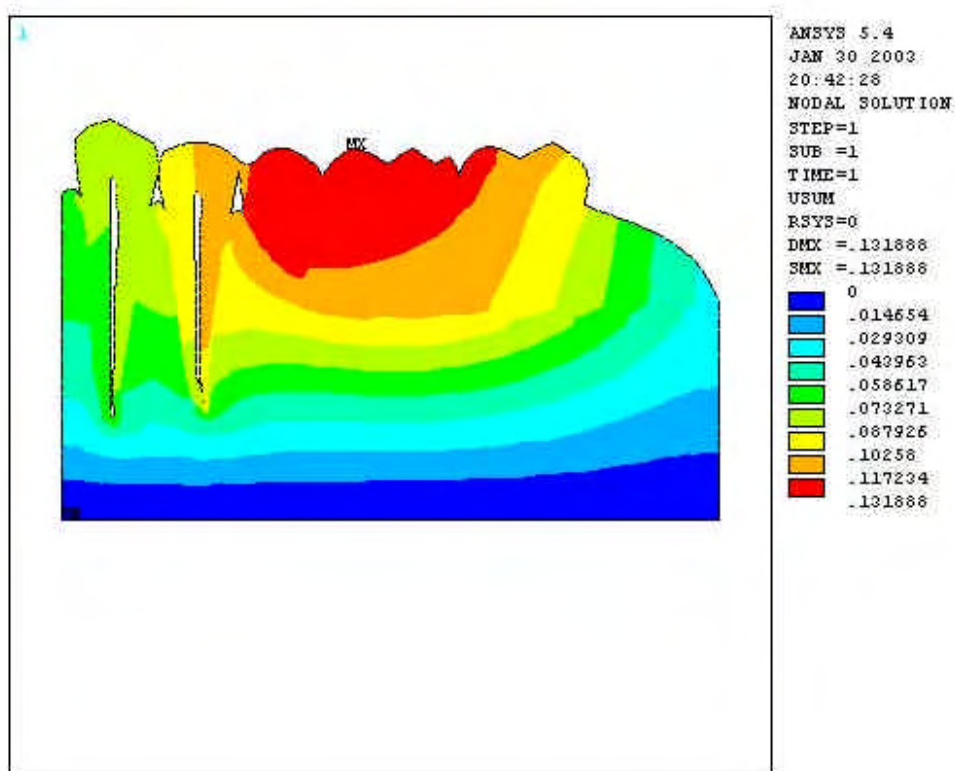


Figura 66 – Mapa de deslocamento do modelo B

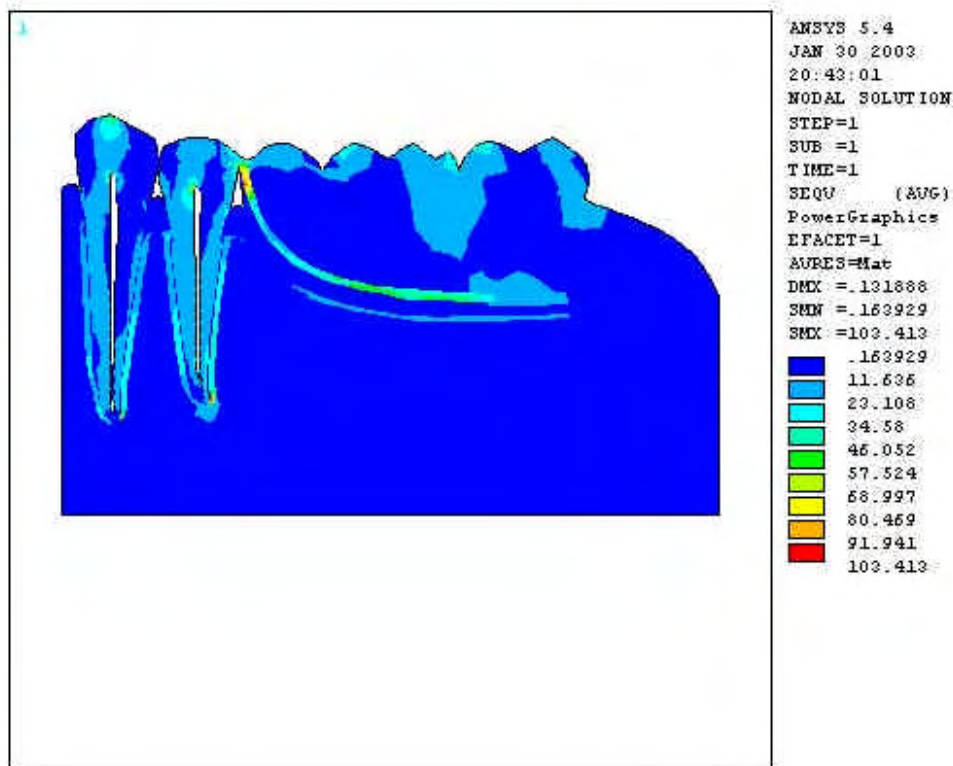


Figura 67 – Mapa geral de tensões de von Mises do modelo B

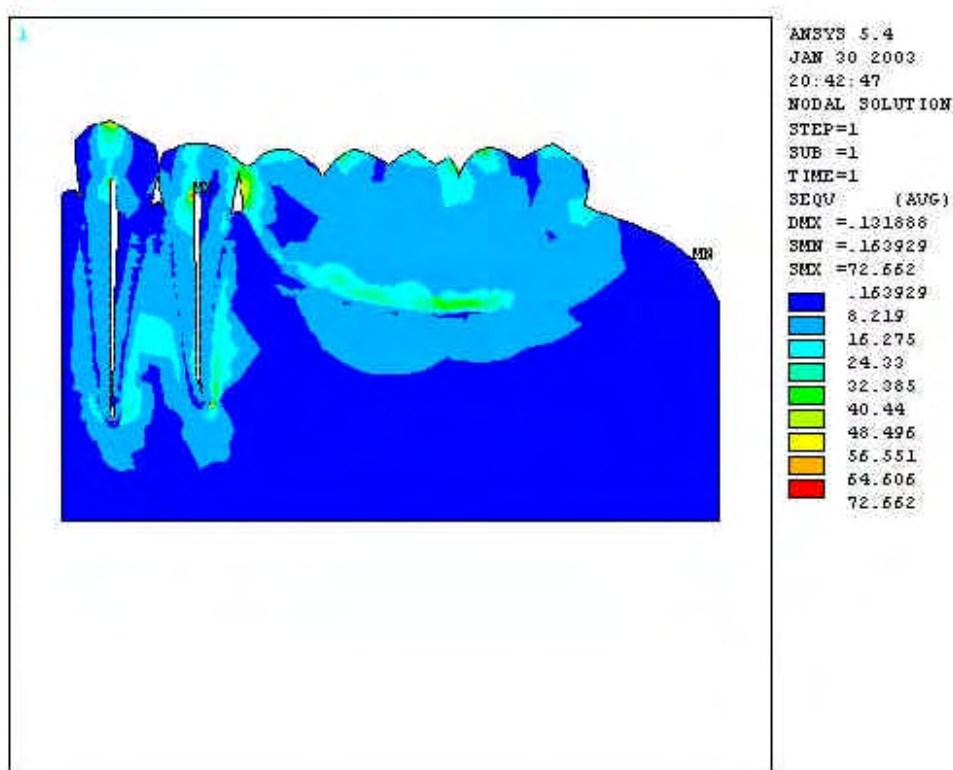


Figura 68 – Mapa geral de tensões de von Mises médias do modelo B

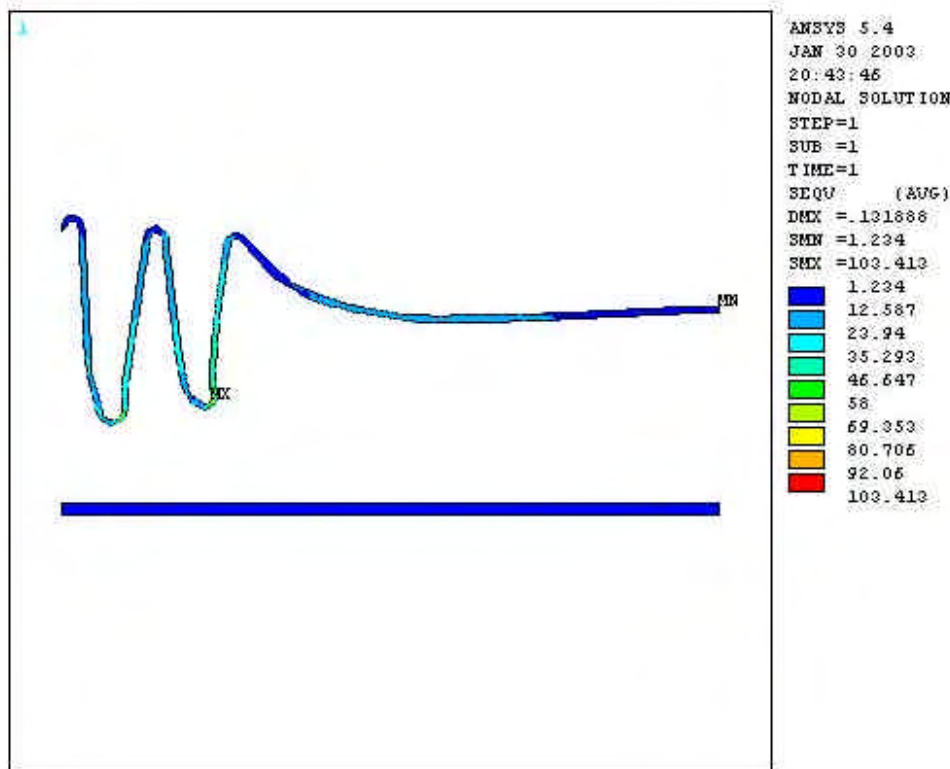


Figura 69 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical do modelo B

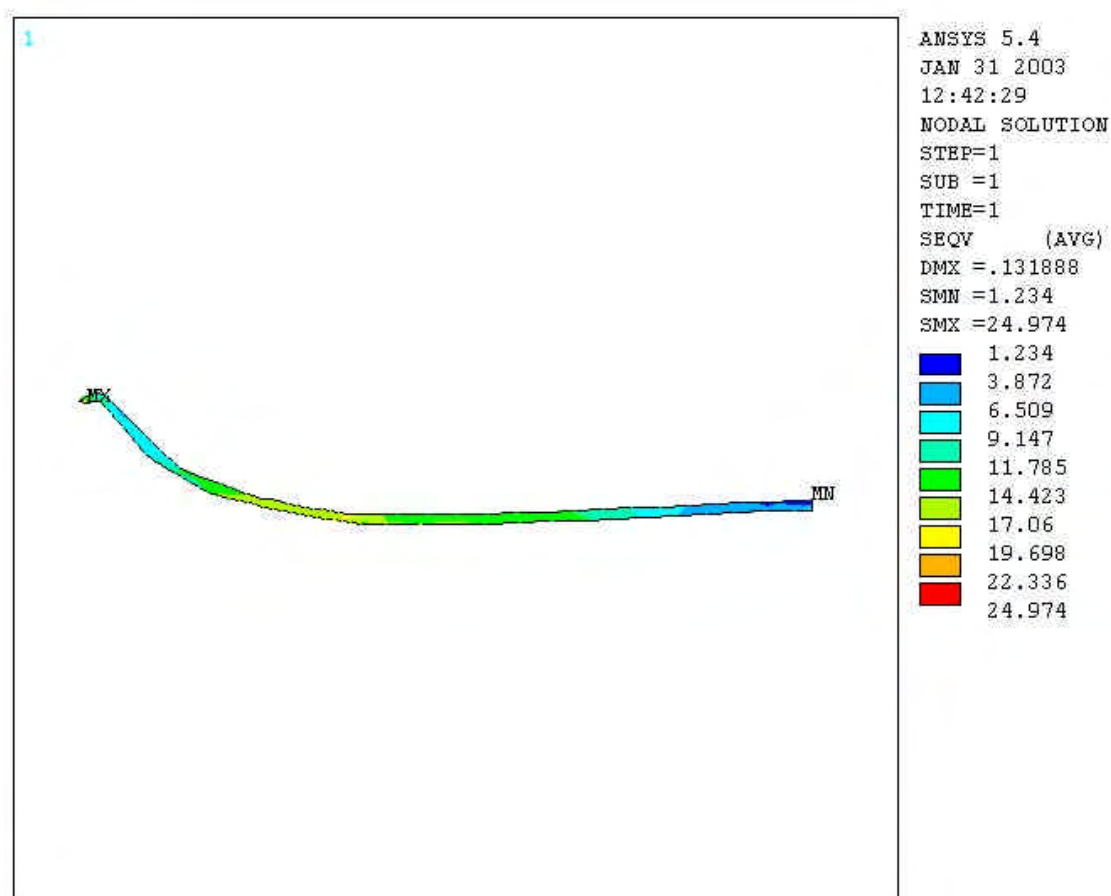


Figura 70 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical distal ao dente suporte do modelo B

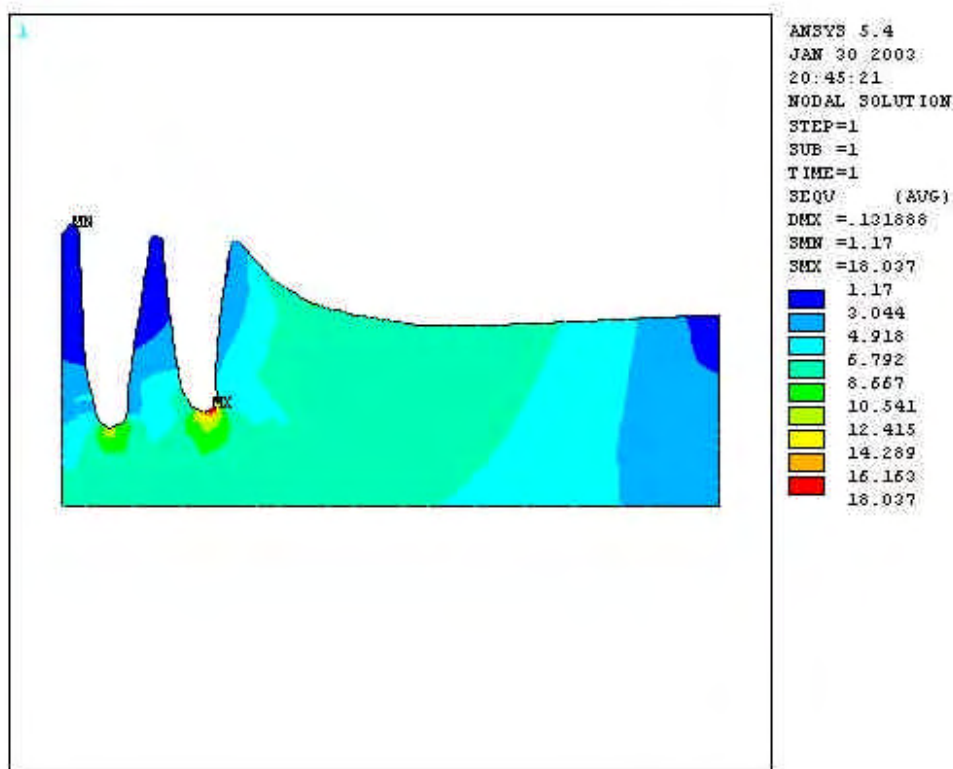


Figura 71 – Mapa de tensões de von Mises do osso esponjoso do modelo B

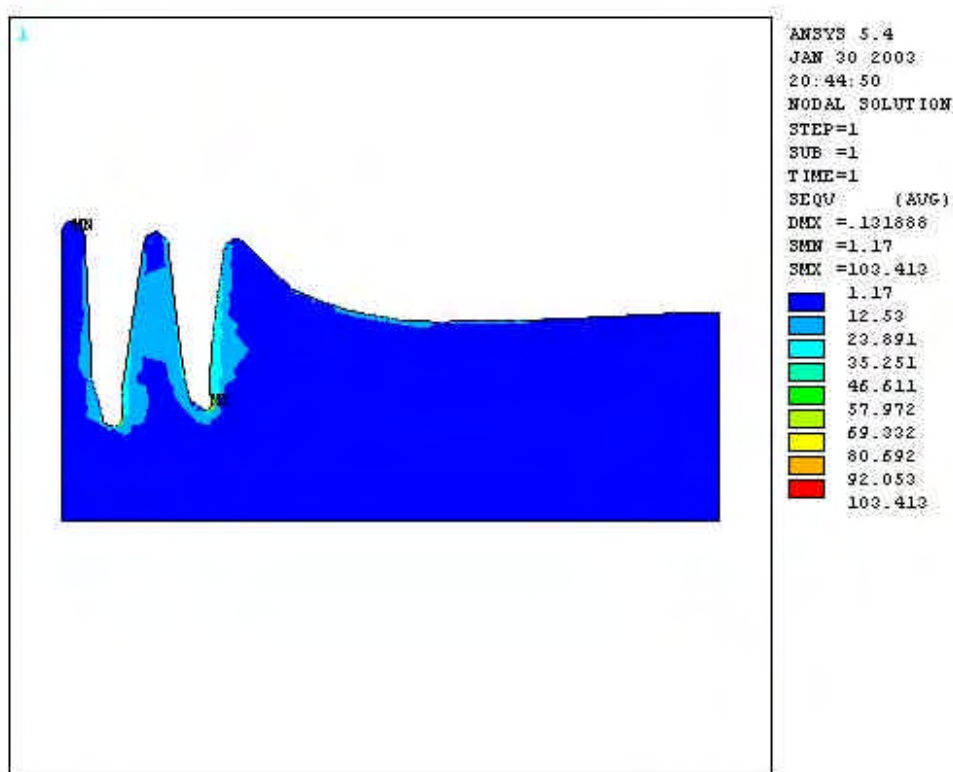


Figura 72 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical e esponjoso do modelo B

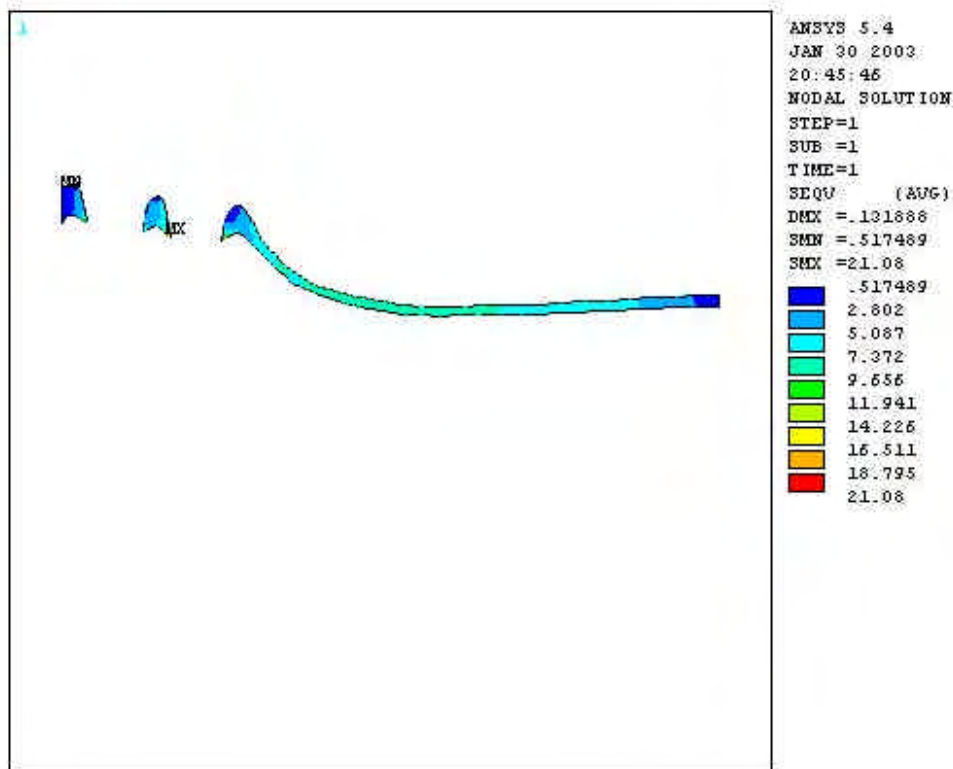


Figura 73 – Mapa de tensões de von Mises da fibromucosa do modelo B

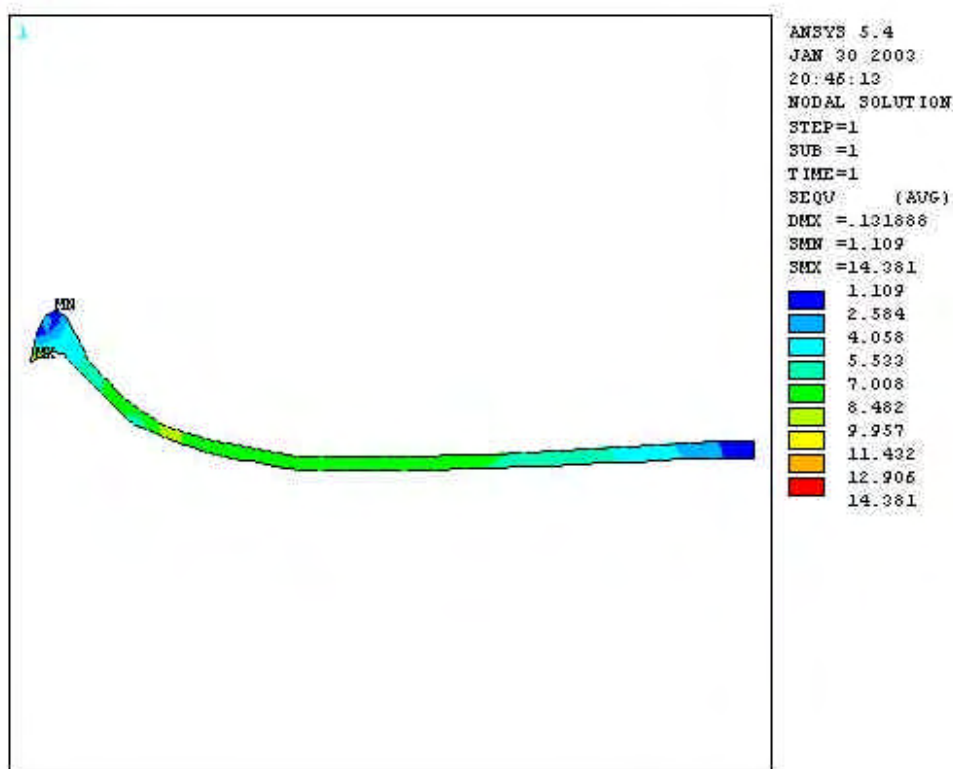


Figura 74 – Mapa de tensões de von Mises da fibromucosa distal ao dente suporte do modelo B

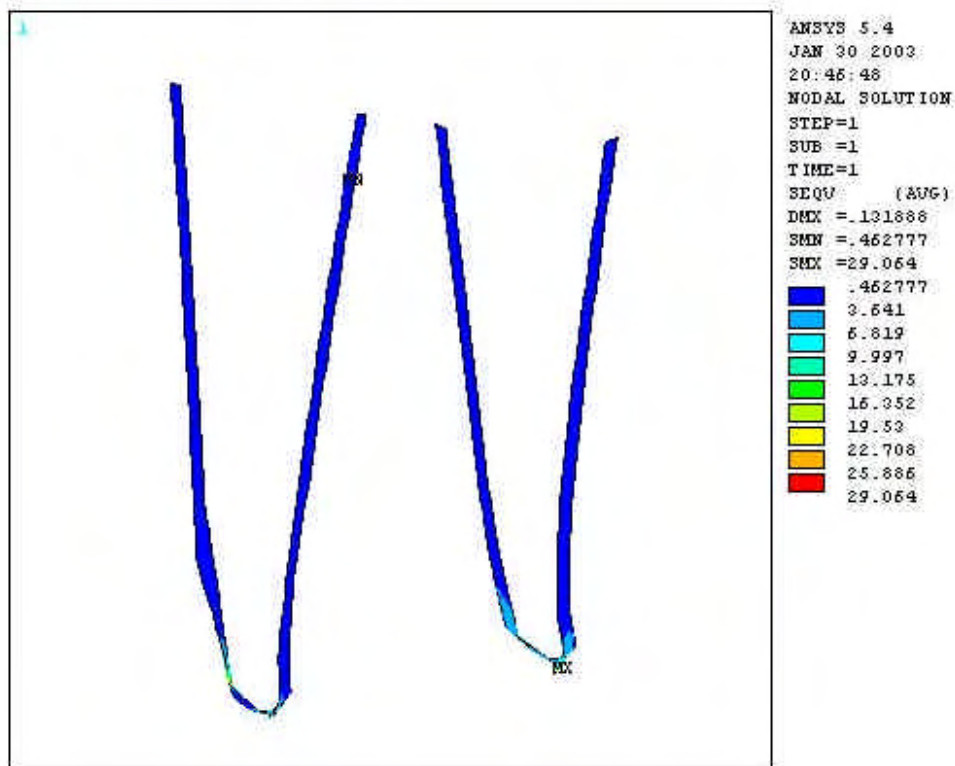


Figura 75 – Mapa de tensões de von Mises do ligamento periodontal do modelo B

Modelo C

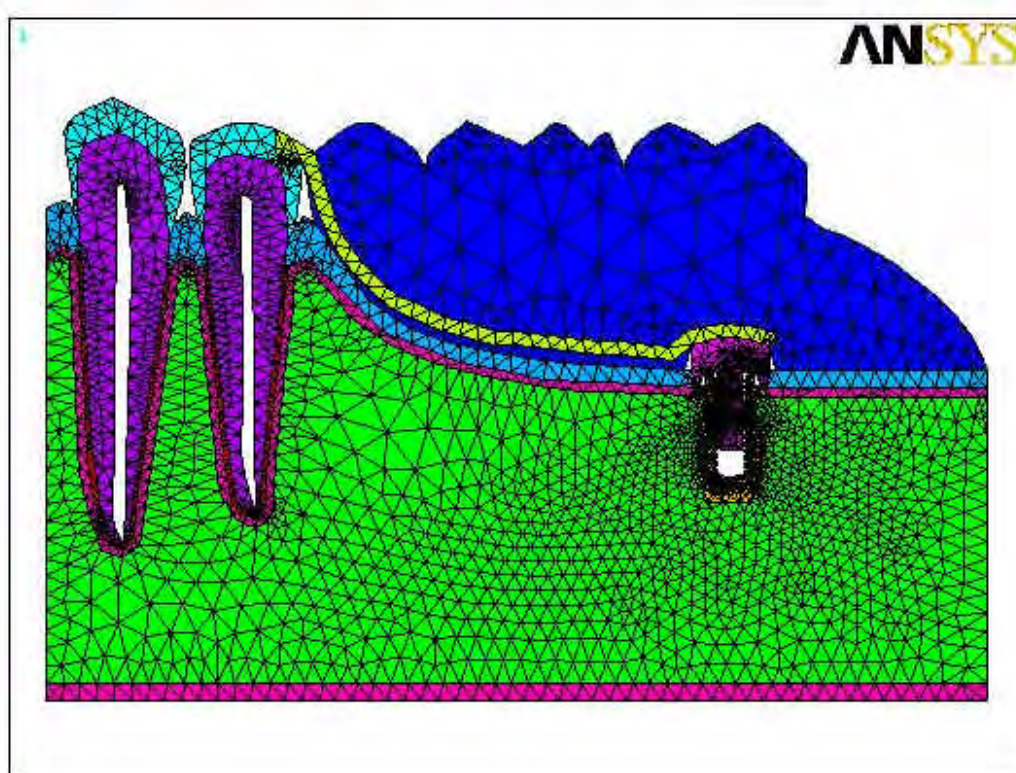


Figura 76 – Malha de elementos finitos gerada no modelo C

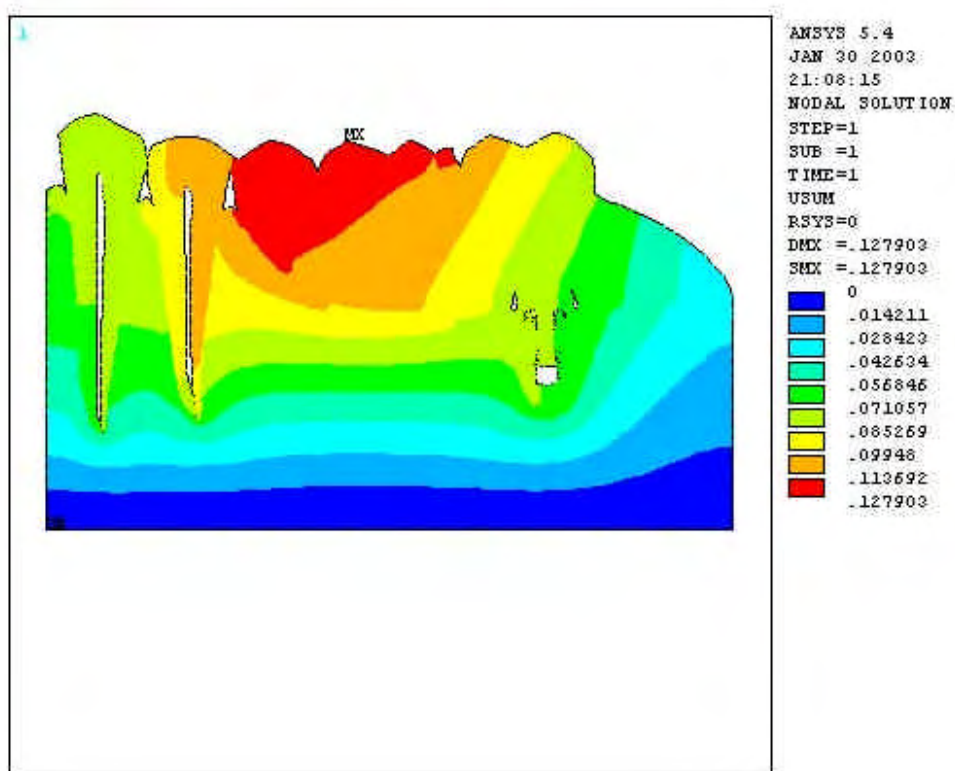


Figura 77 – Mapa de deslocamento do modelo C



Figura 78 – Mapa geral de tensões de von Mises do modelo C

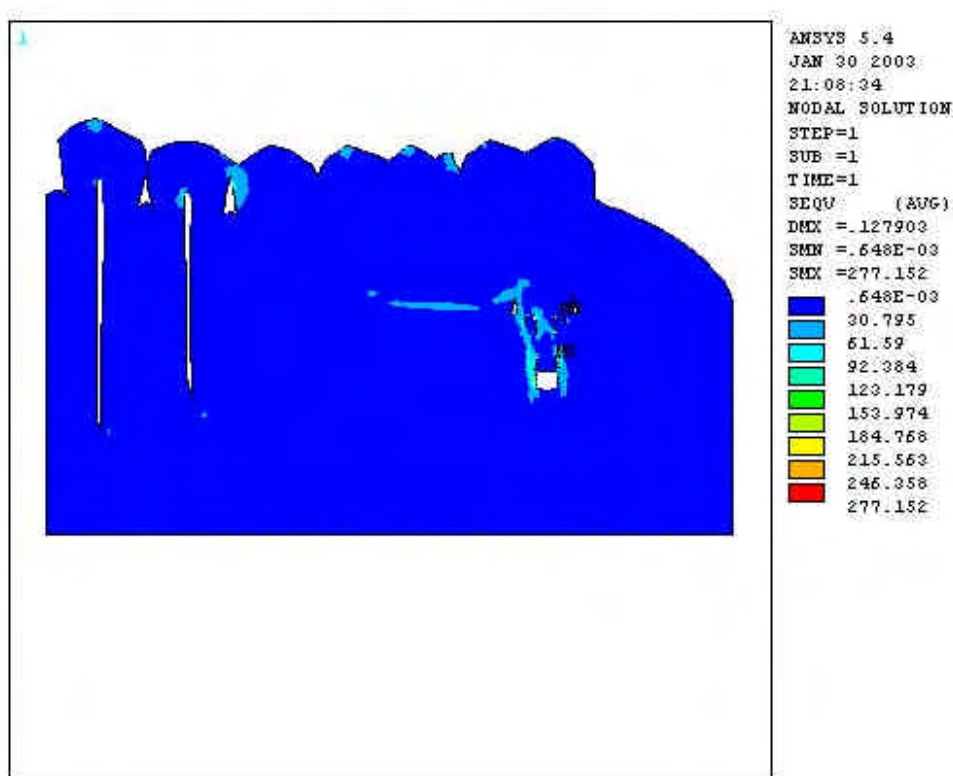


Figura 79 – Mapa geral de tensões de von Mises médias do modelo C

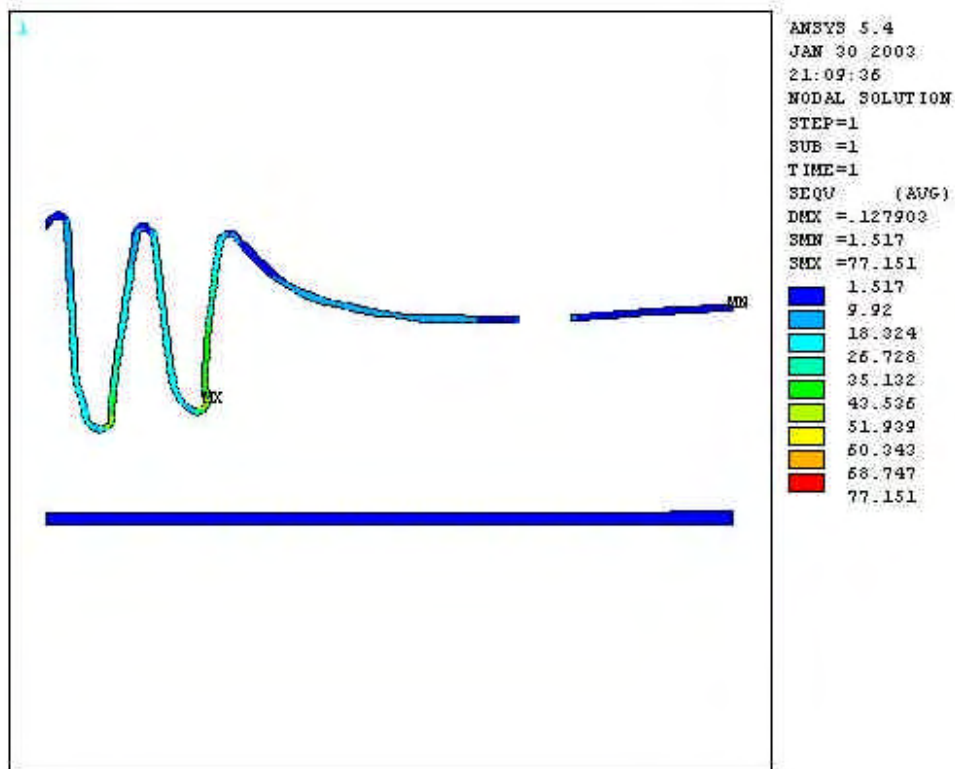


Figura 80 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical do modelo C

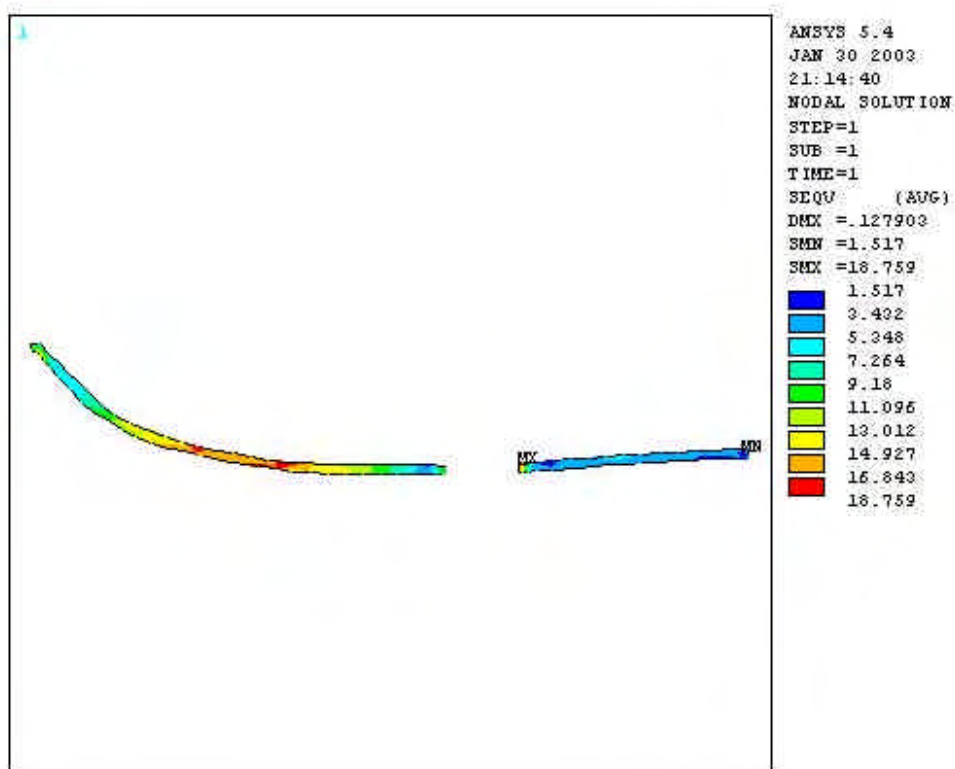


Figura 81 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical distal ao dente suporte do modelo C

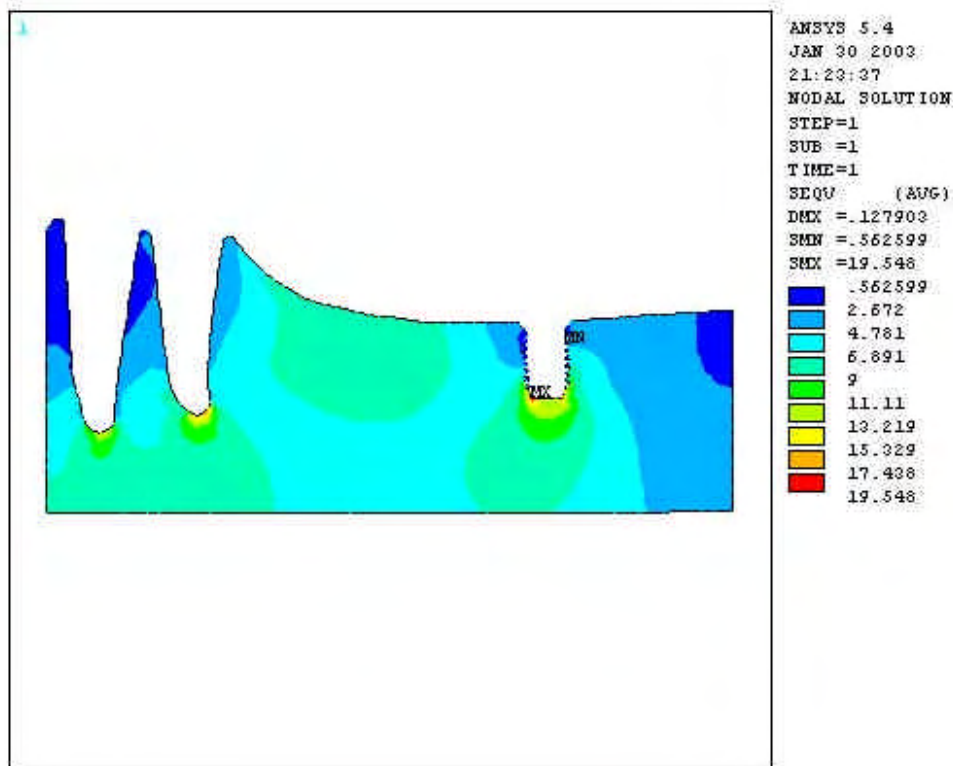


Figura 82 – Mapa de tensões de von Mises do osso esponjoso do modelo C

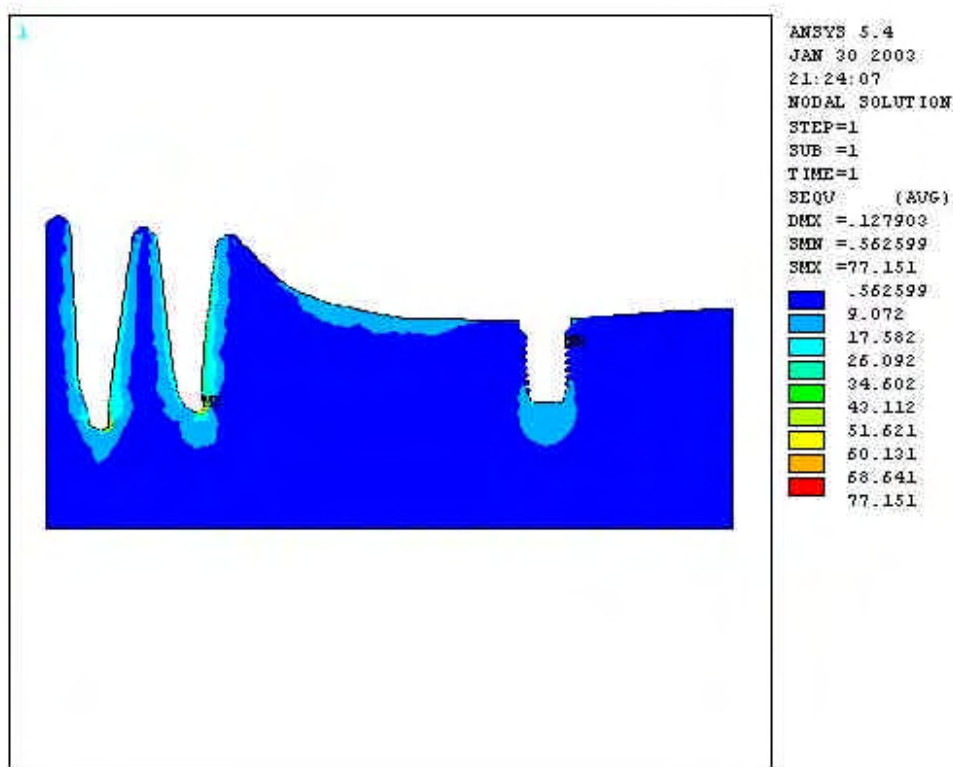


Figura 83 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical e esponjoso do modelo C

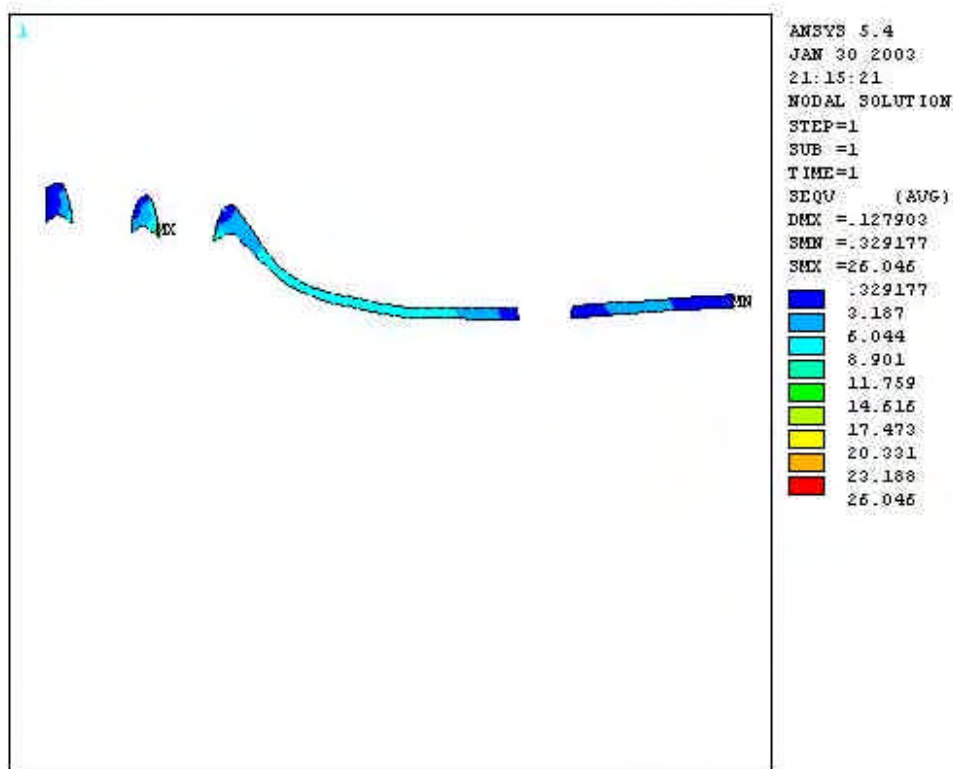


Figura 84 – Mapa de tensões de von Mises da fibromucosa do modelo C

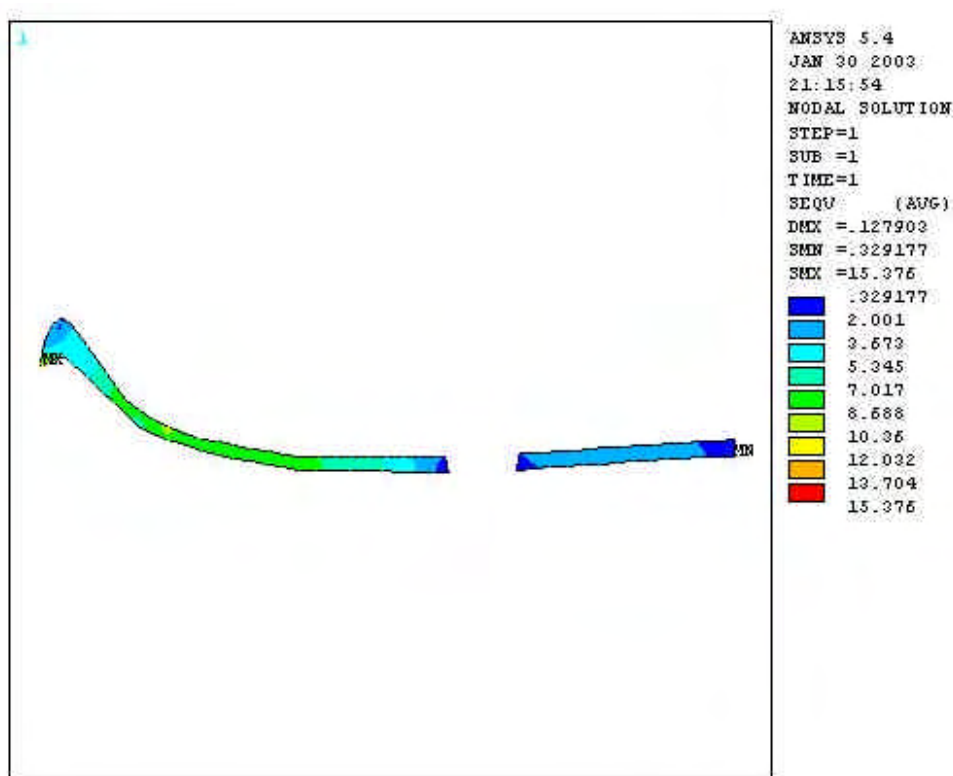


Figura 85 – Mapa de tensões de von Mises da fibromucosa distal ao dente suporte do modelo C

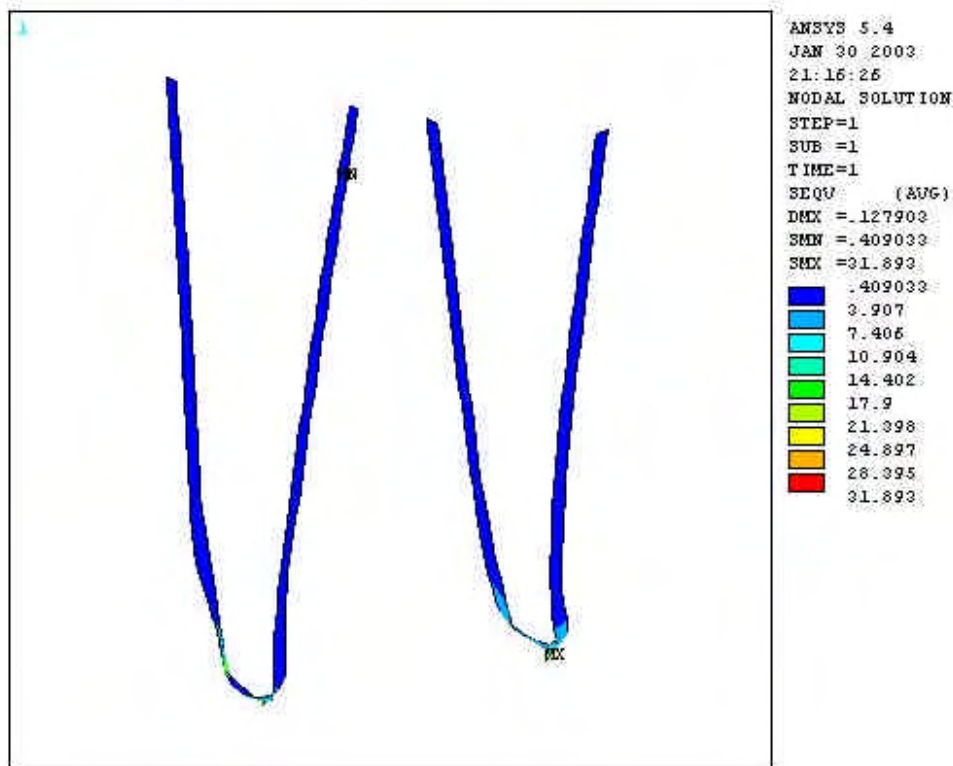


Figura 86 – Mapa de tensões de von Mises do ligamento periodontal do modelo C

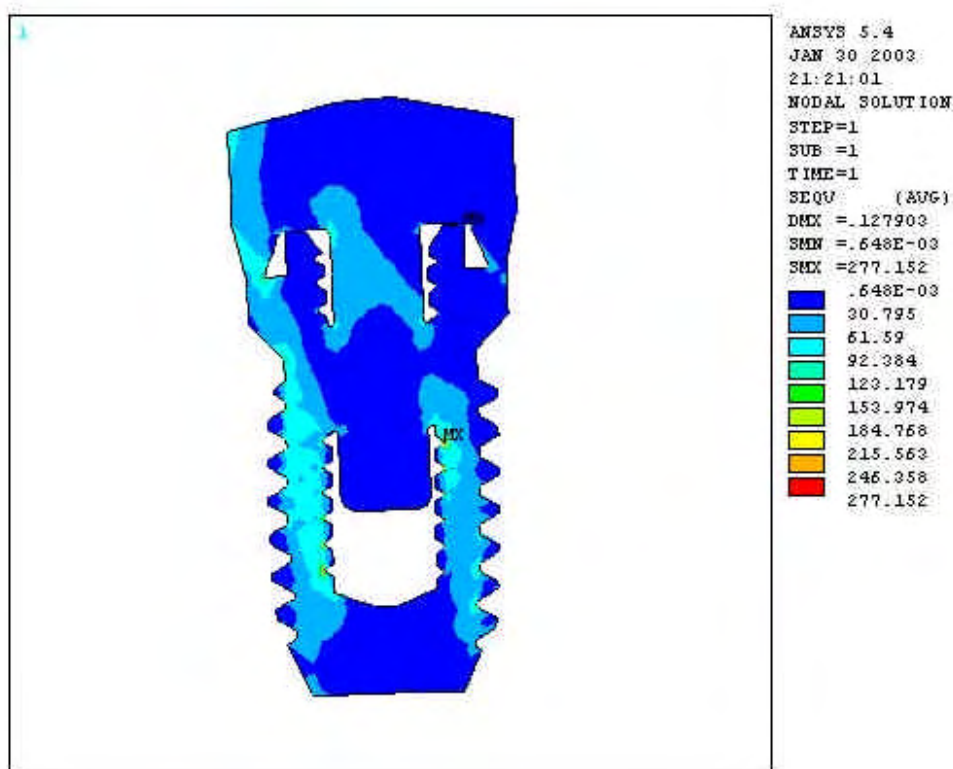


Figura 87 – Mapa de tensões de von Mises do implante do modelo C

Modelo D

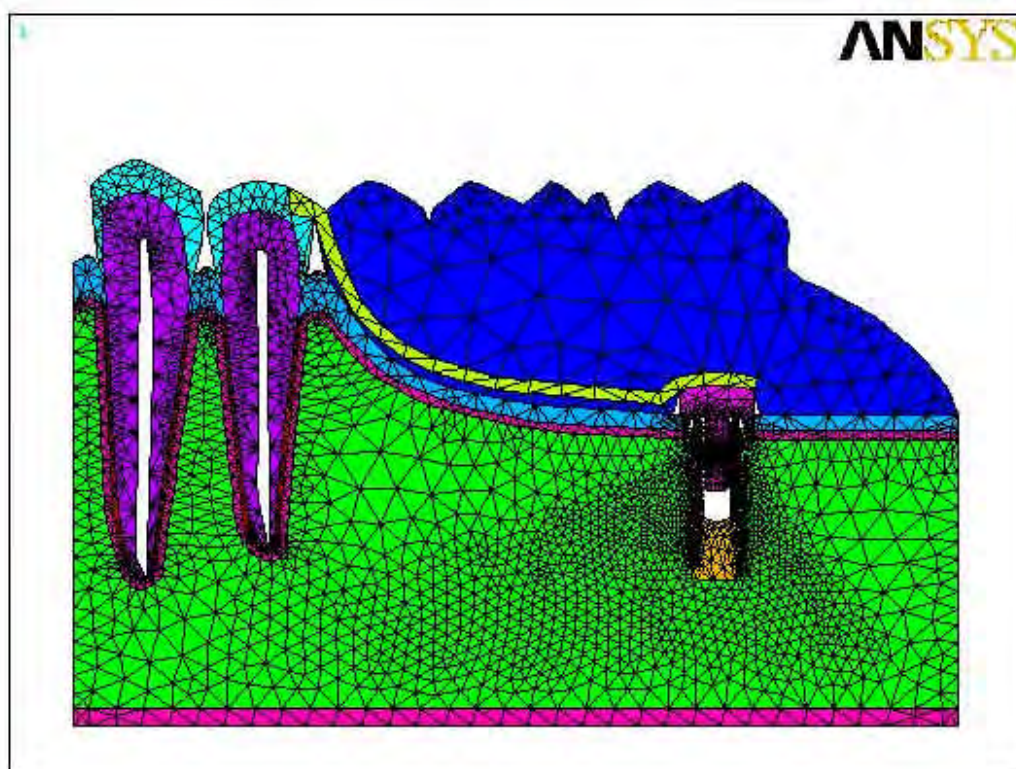


Figura 88 – Malha de elementos finitos gerada no modelo D

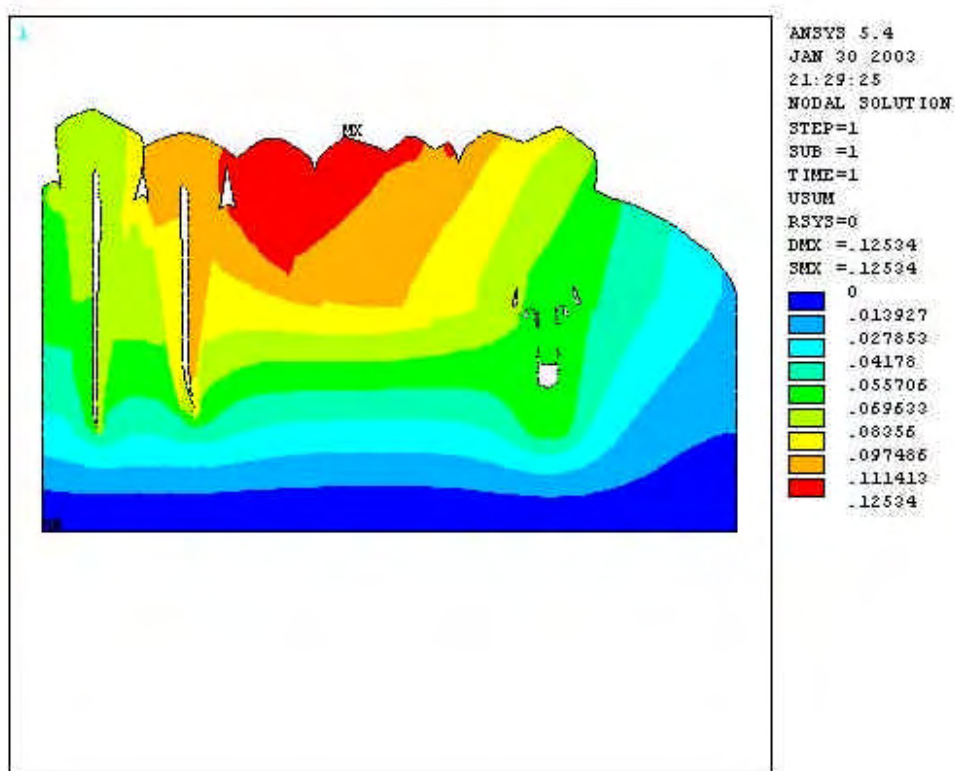


Figura 89 – Mapa de deslocamento do modelo D

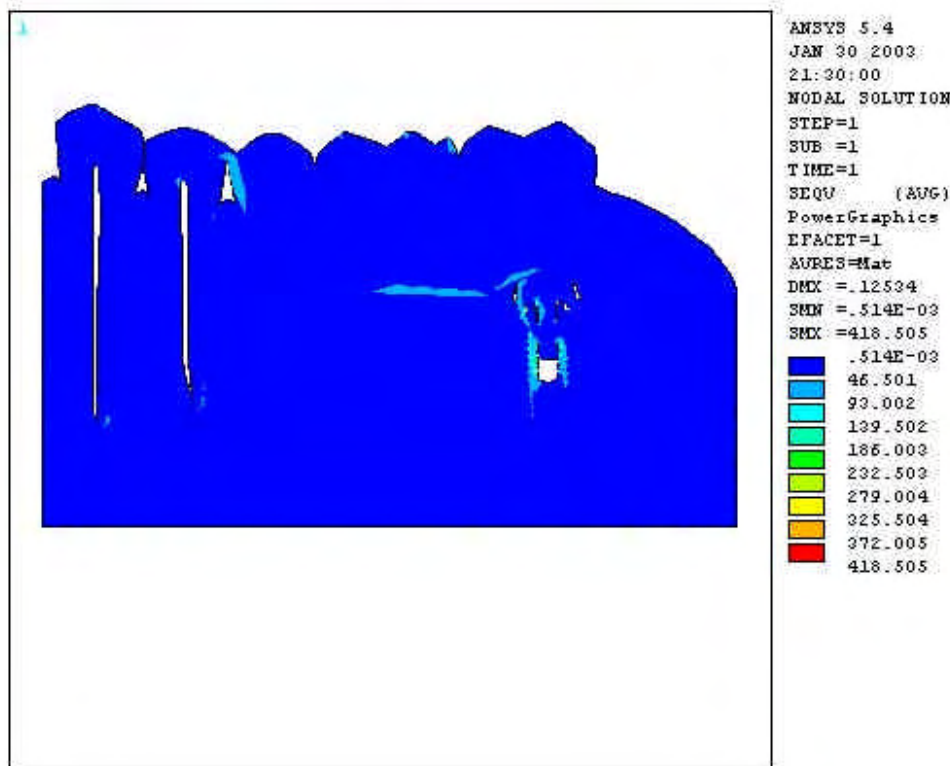


Figura 90 – Mapa geral de tensões de von Mises do modelo D

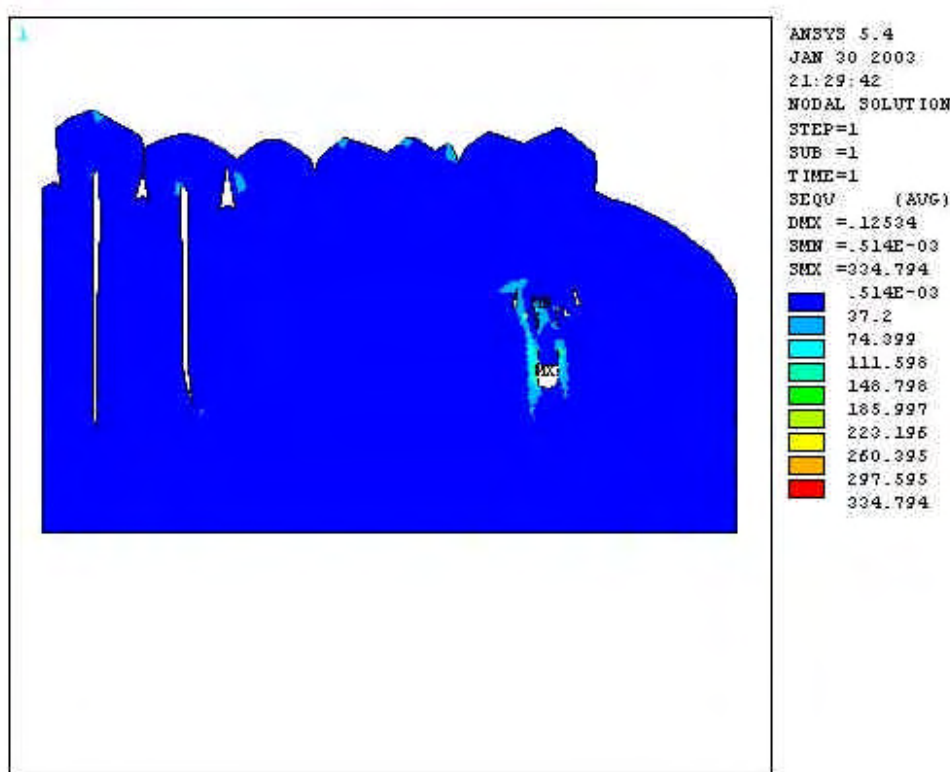


Figura 91 – Mapa geral de tensões de von Mises médias do modelo D

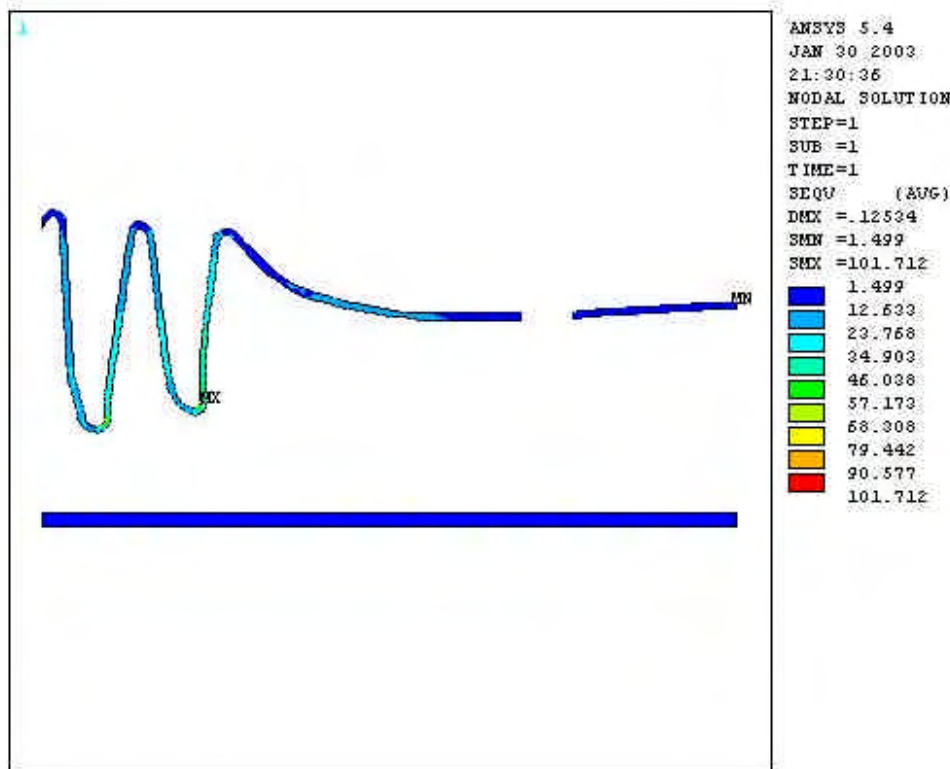


Figura 92 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical do modelo D

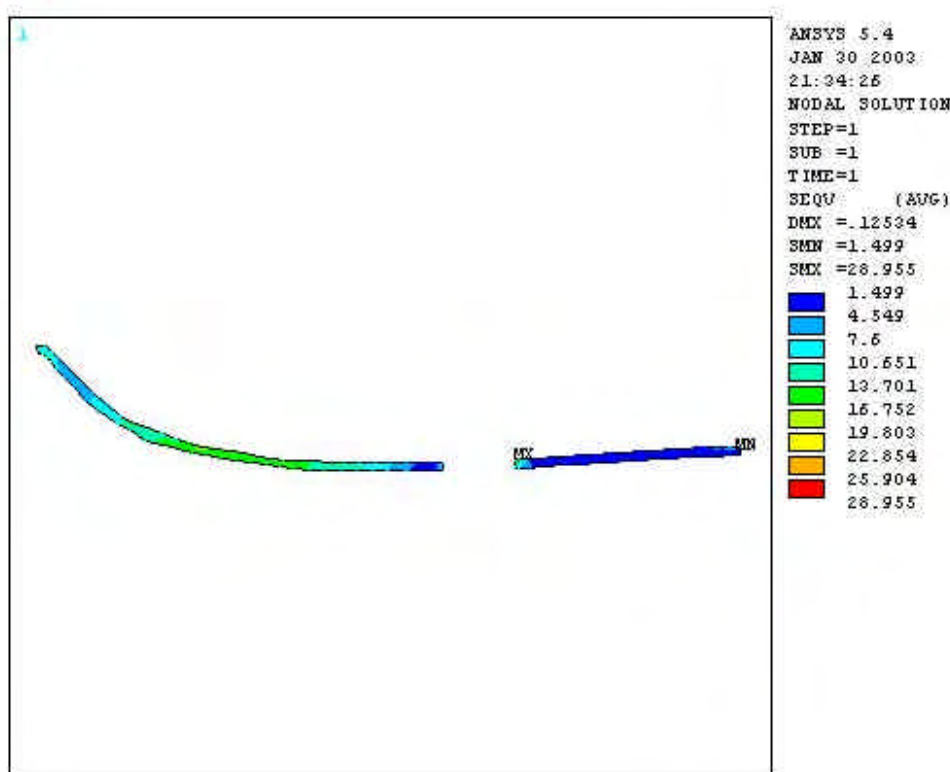


Figura 93 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical distal ao dente suporte do modelo D

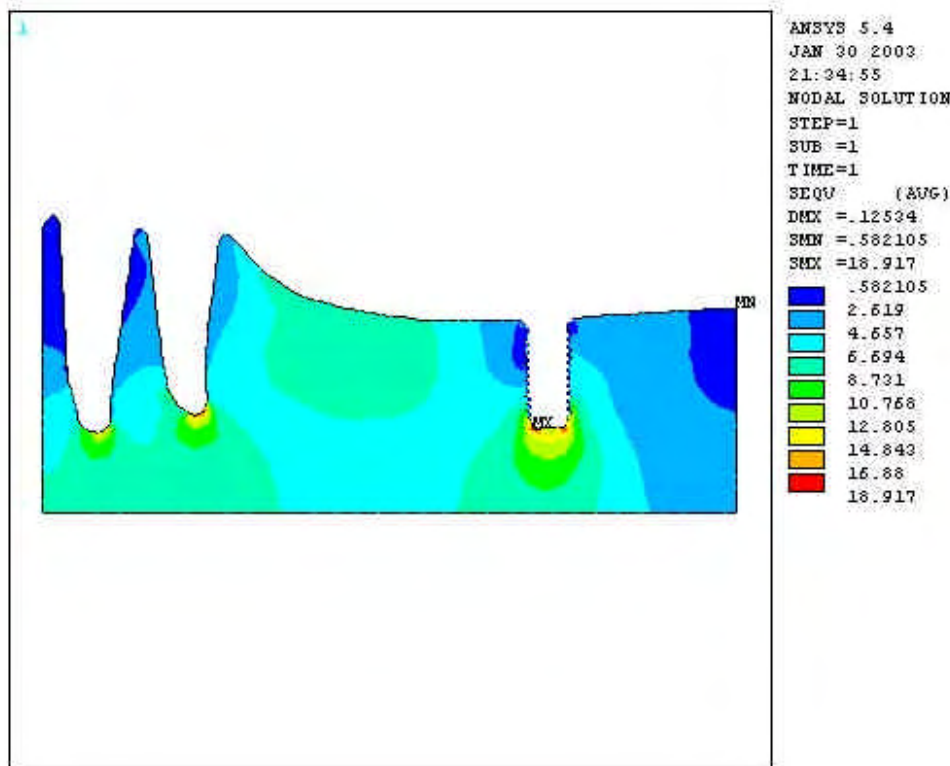


Figura 94 – Mapa de tensões de von Mises do osso esponjoso do modelo D

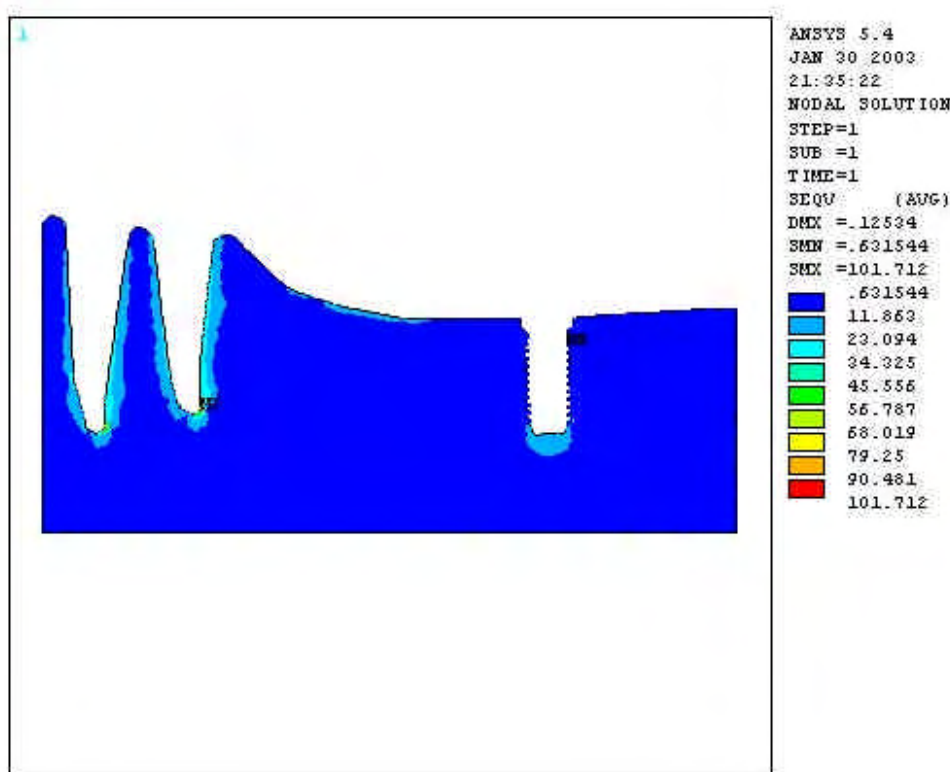


Figura 95 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical e esponjoso do modelo D

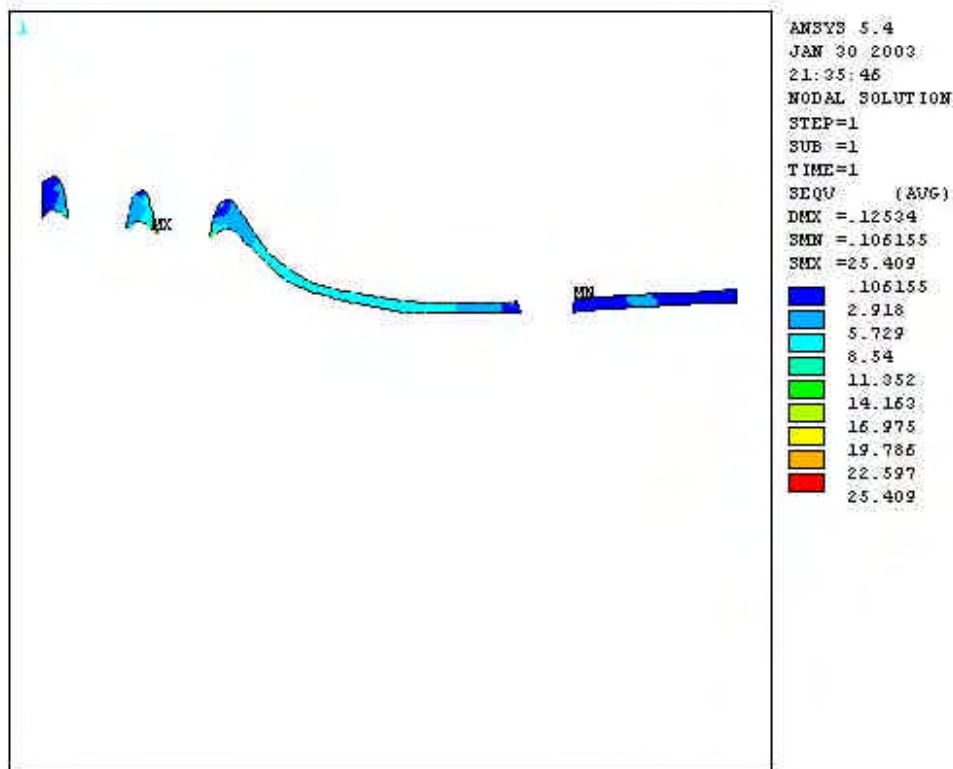


Figura 96 – Mapa de tensões de von Mises da fibromucosa do modelo D

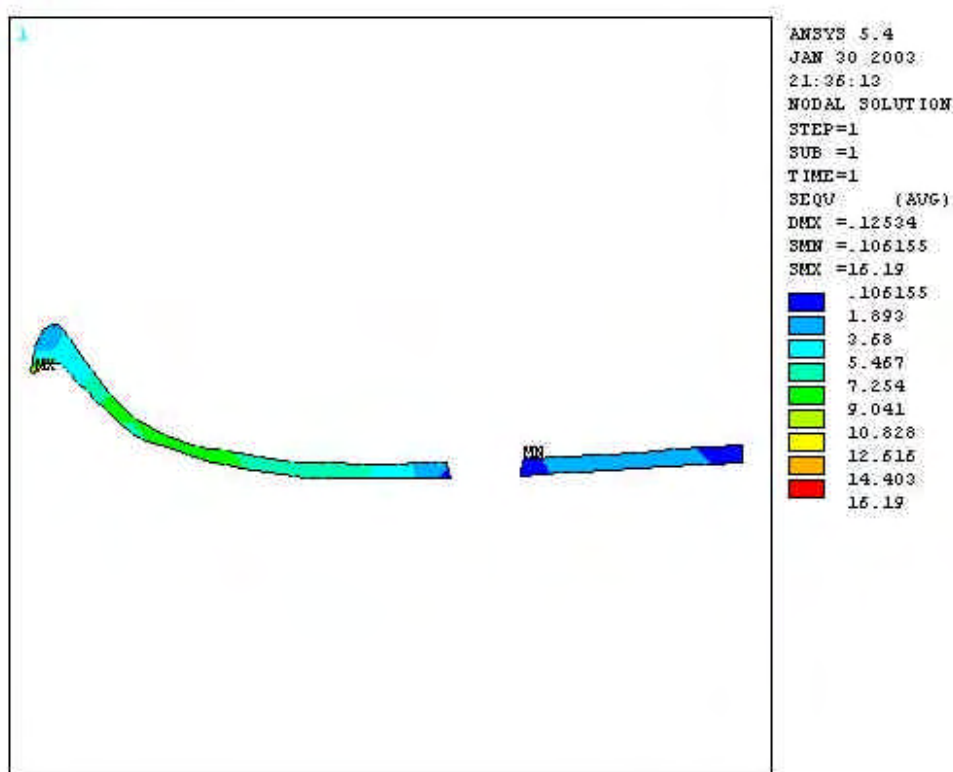


Figura 97 – Mapa de tensões de von Mises da fibromucosa distal ao dente suporte do modelo D

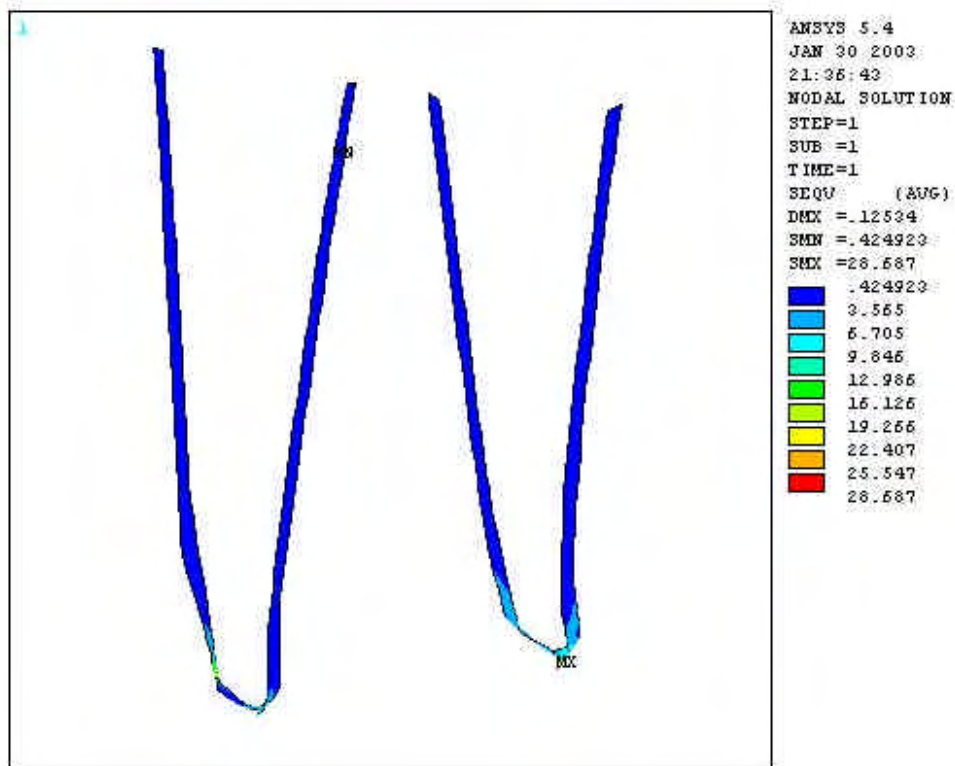


Figura 98 – Mapa de tensões de von Mises do ligamento periodontal do modelo D

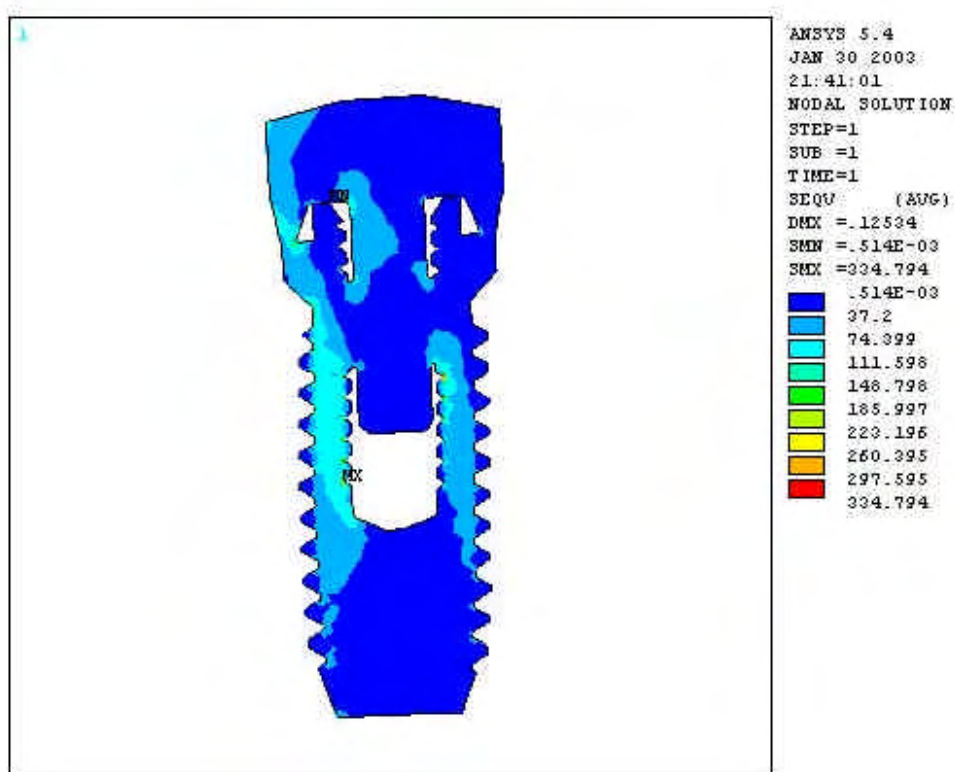


Figura 99 – Mapa de tensões de von Mises do implante do modelo D

Modelo E

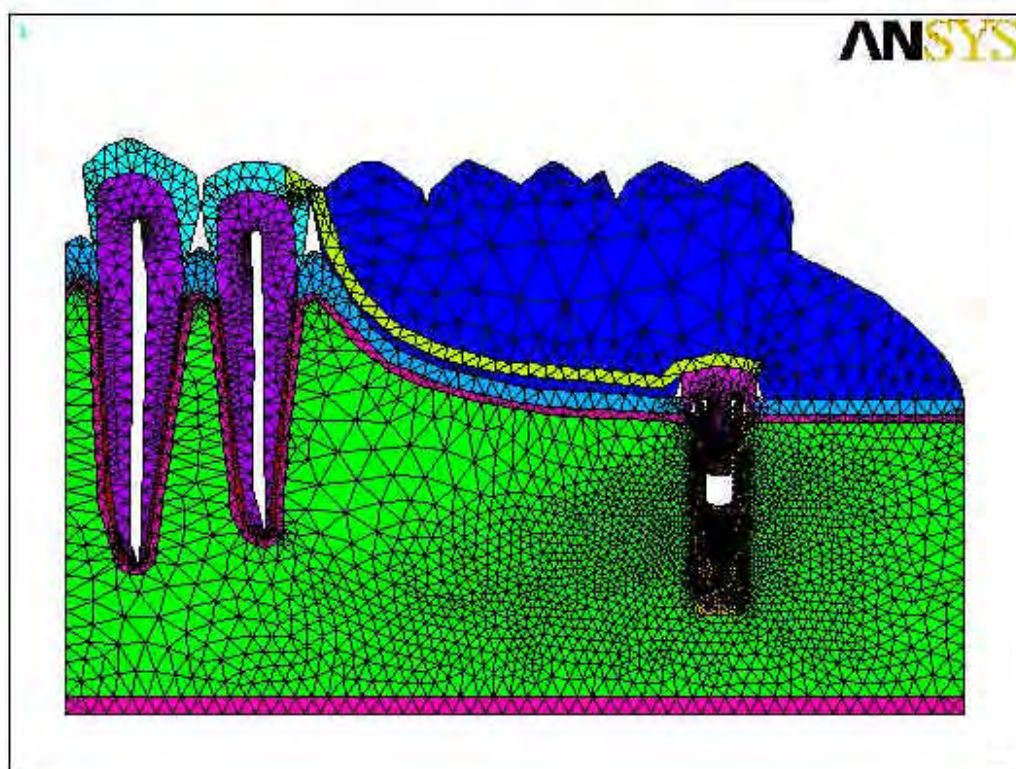


Figura 100 – Malha de elementos finitos gerada no modelo E

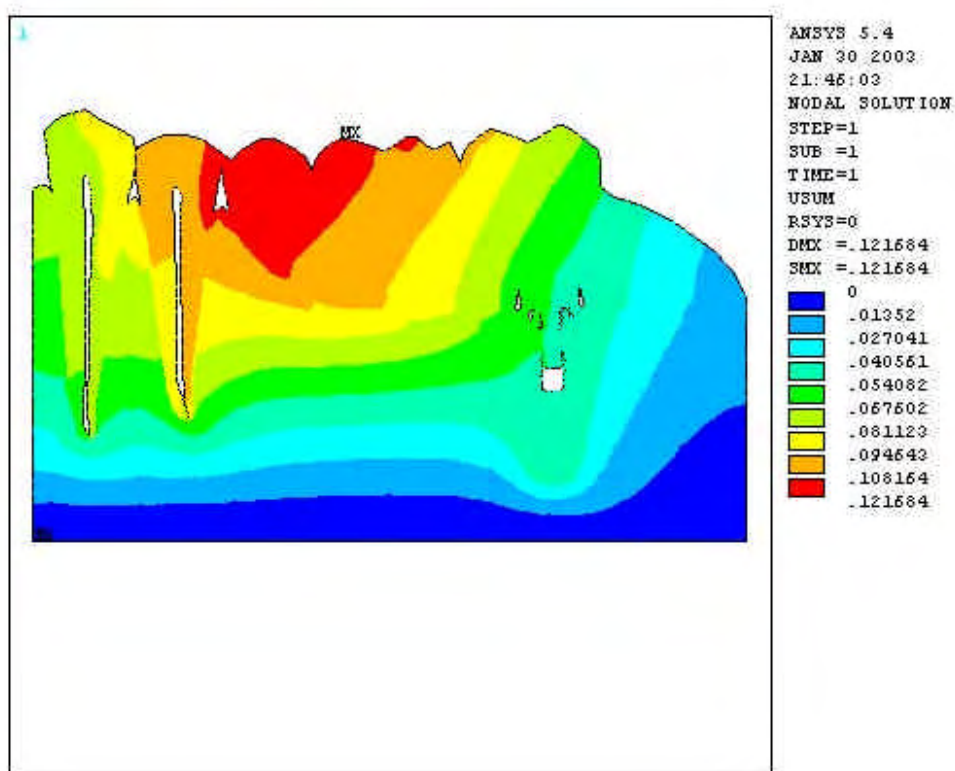


Figura 101 – Mapa de deslocamento do modelo E

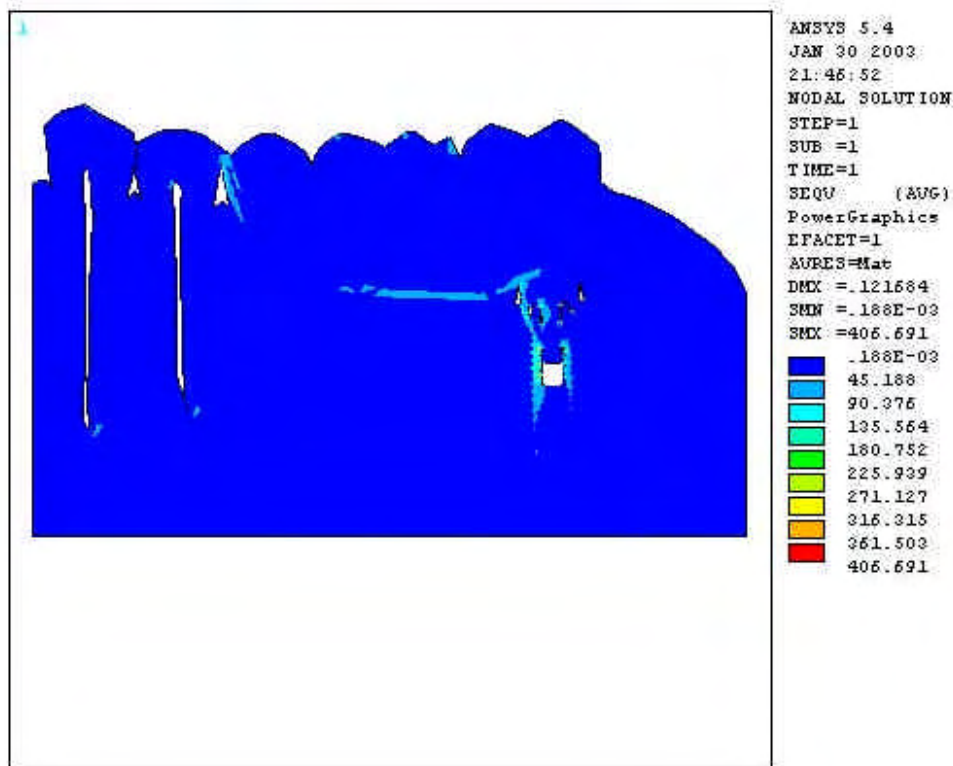


Figura 102 – Mapa geral de tensões de von Mises do modelo E

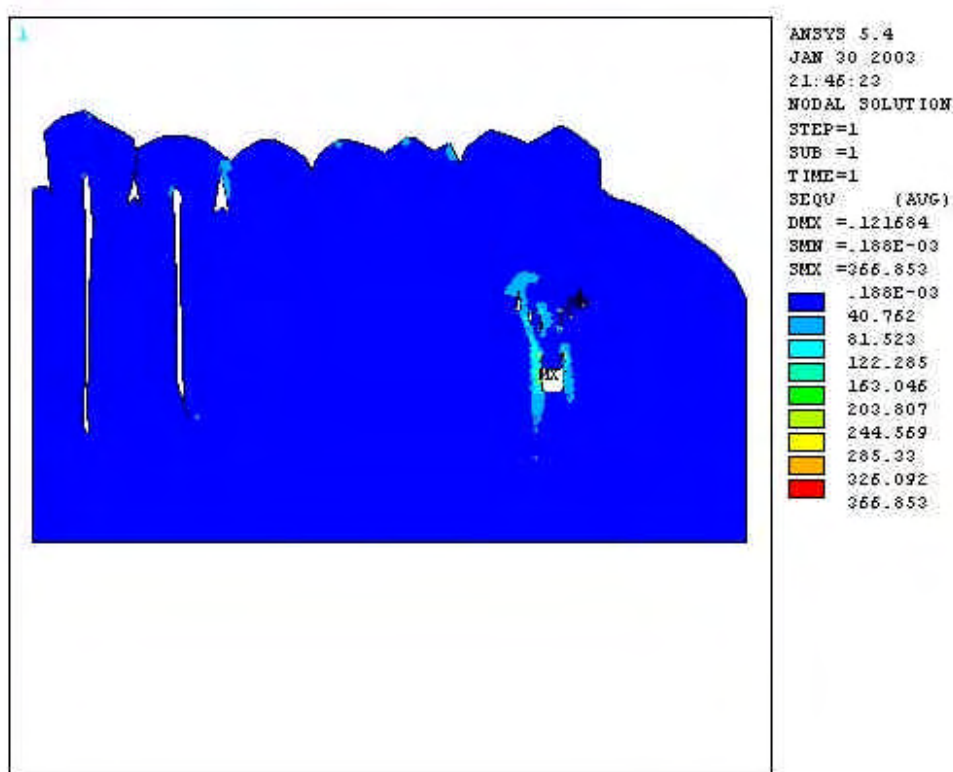


Figura 103 – Mapa geral de tensões de von Mises médias do modelo E

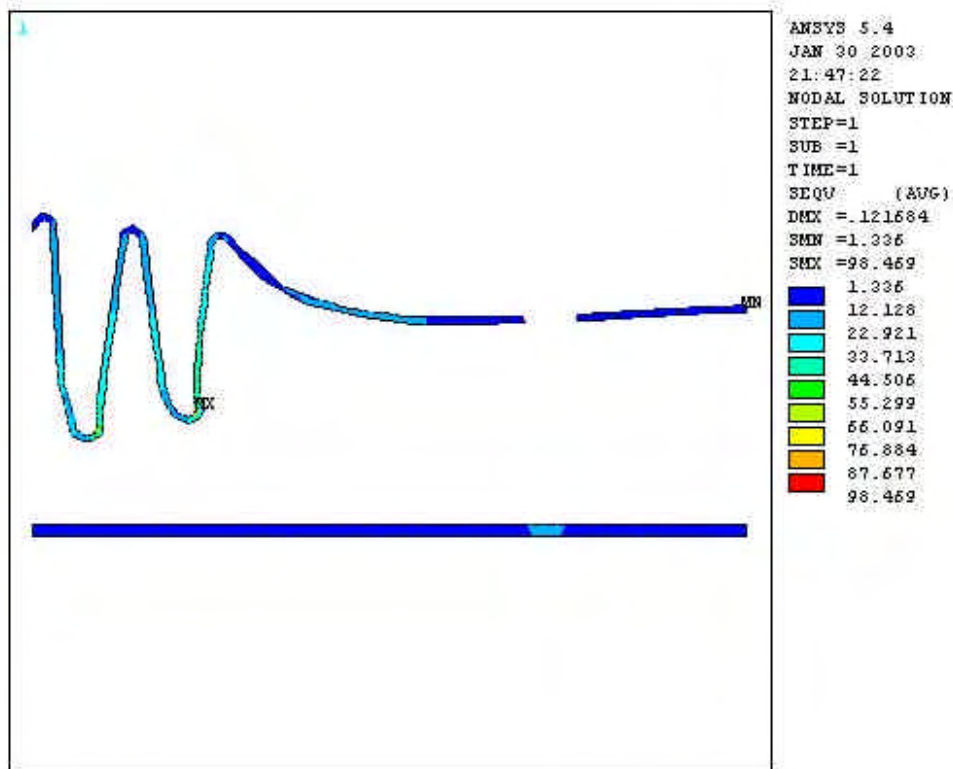


Figura 104 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical do modelo E

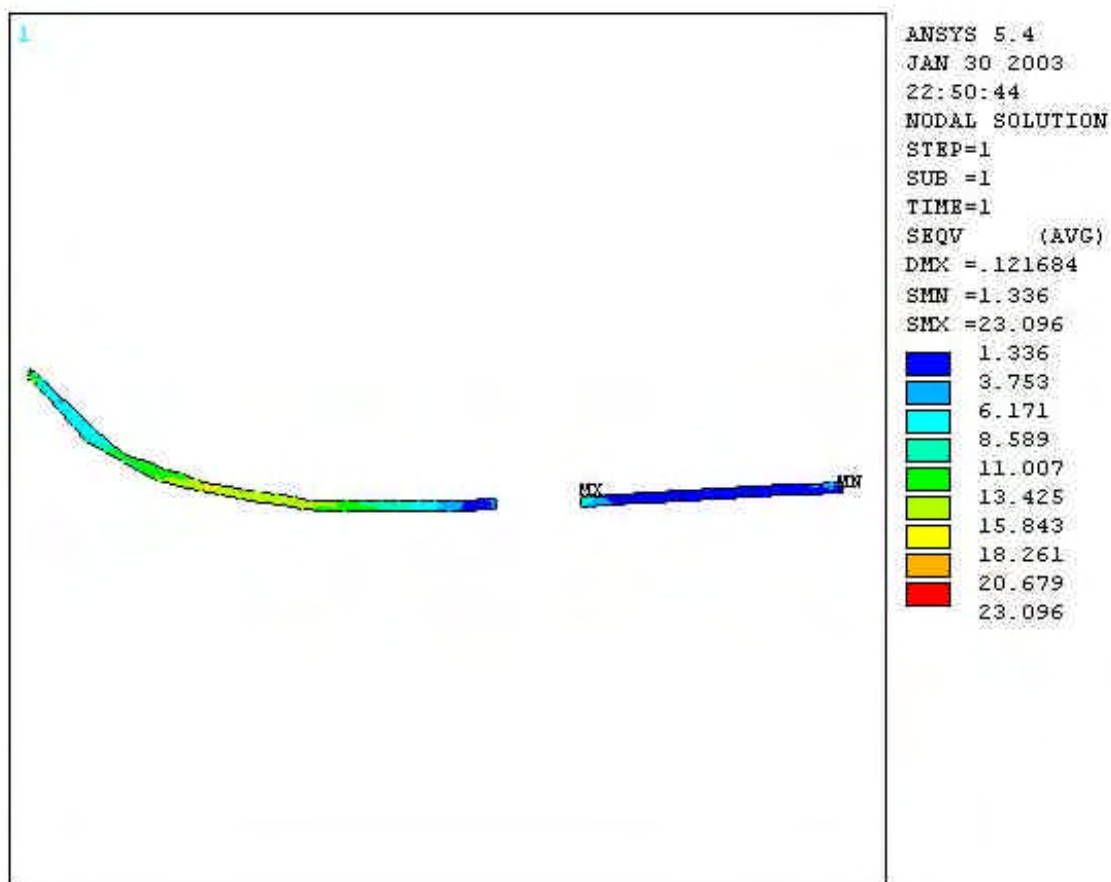


Figura 105 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical distal ao dente suporte do modelo E

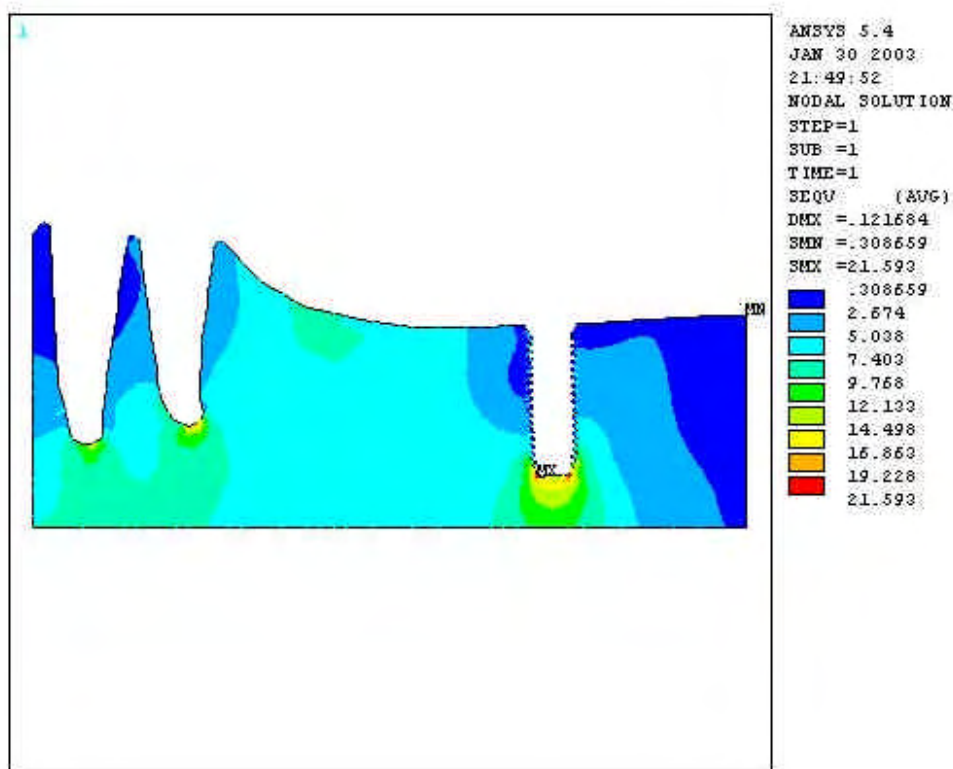


Figura 106 – Mapa de tensões de von Mises do osso esponjoso do modelo E

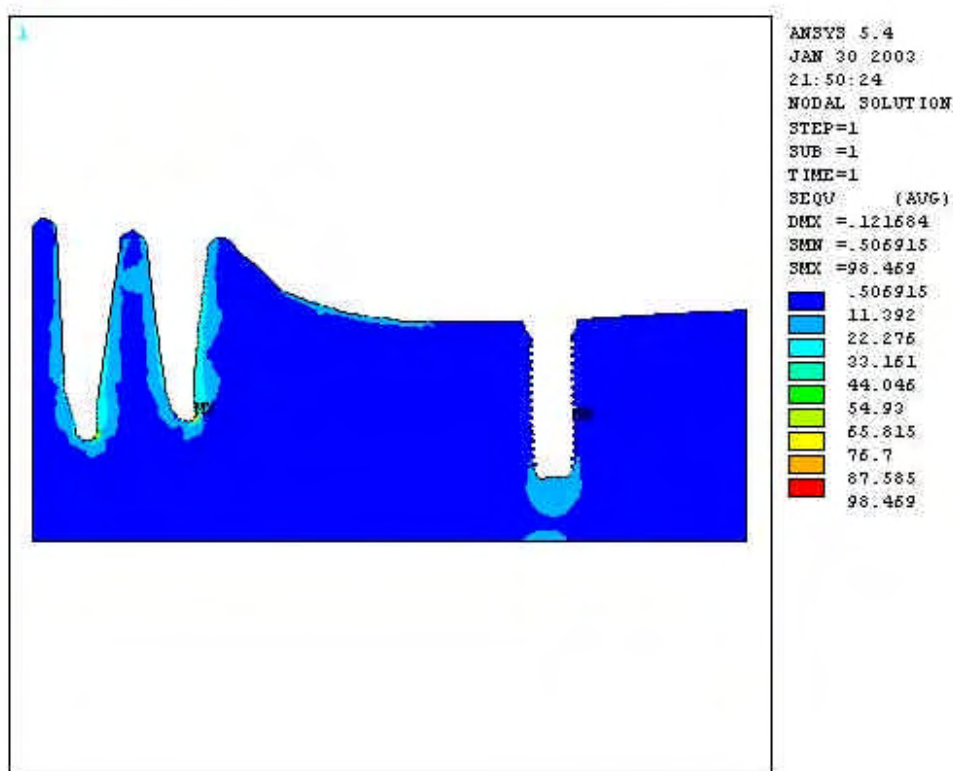


Figura 107 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical e esponjoso do modelo E

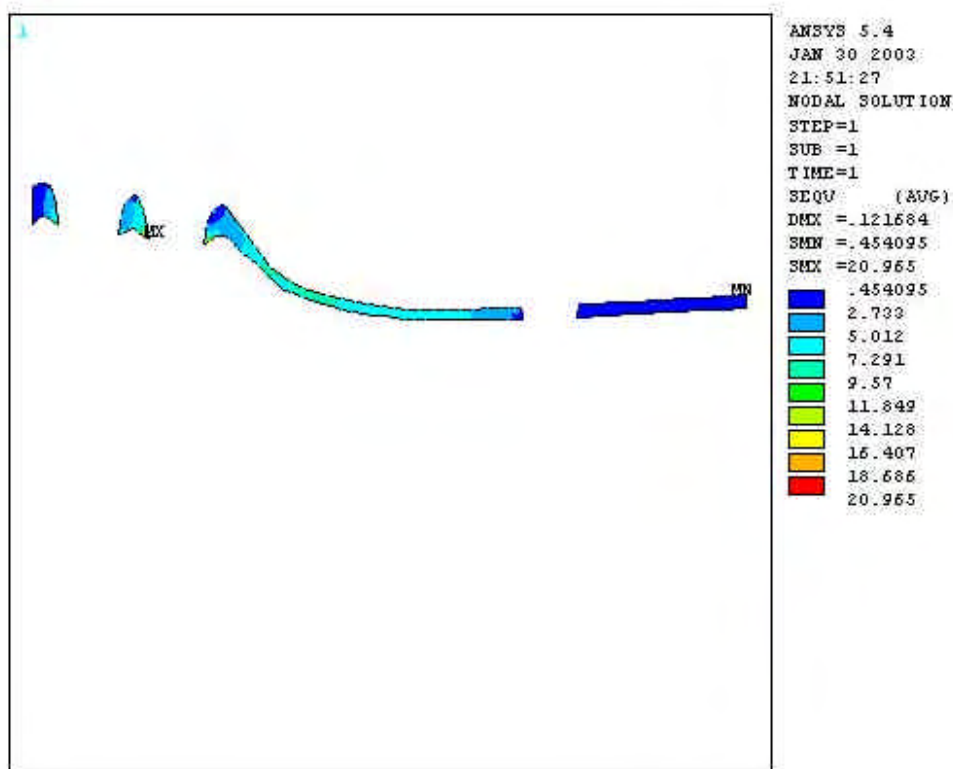


Figura 108 – Mapa de tensões de von Mises da fibromucosa do modelo E

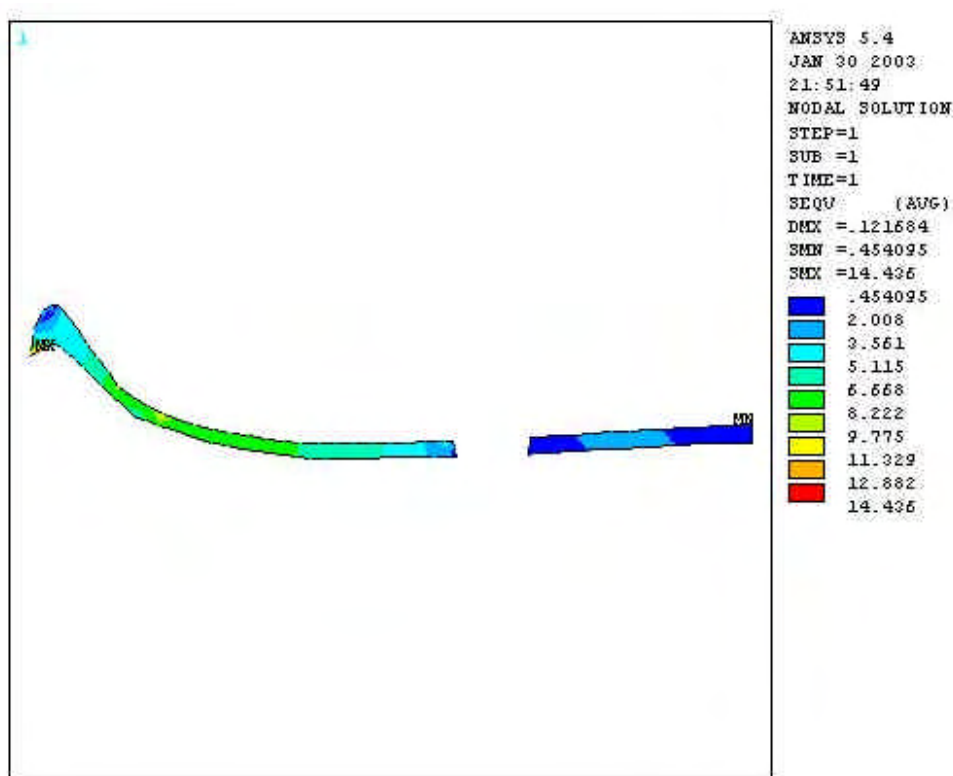


Figura 109 – Mapa de tensões de von Mises da fibromucosa distal ao dente suporte do modelo E

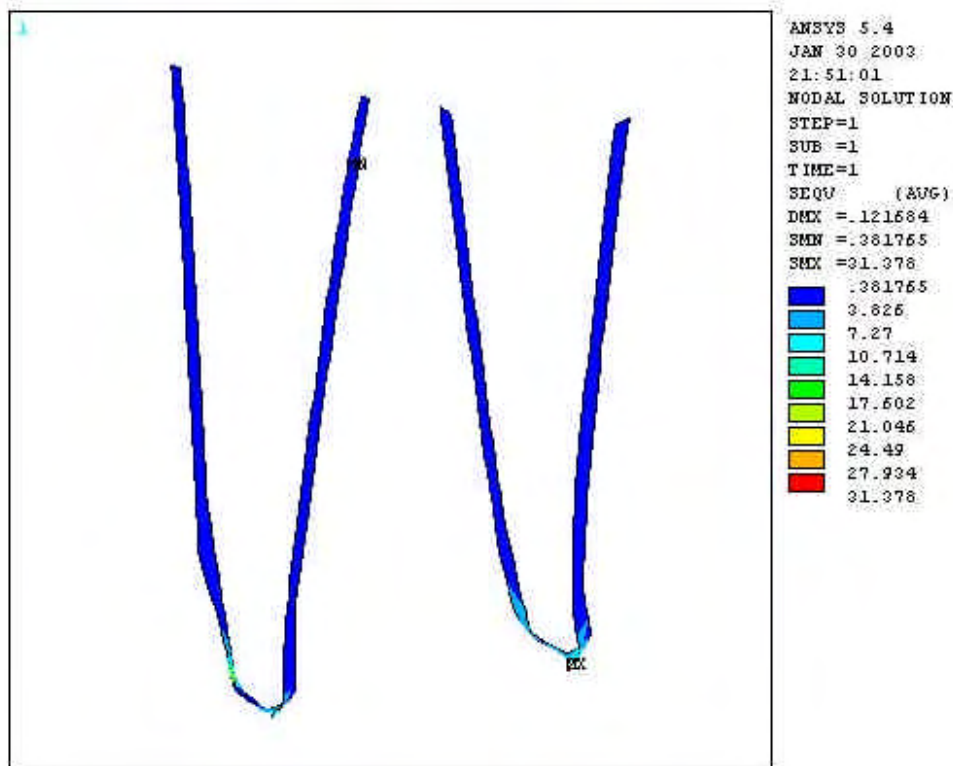


Figura 110 – Mapa de tensões de von Mises do ligamento periodontal do modelo E

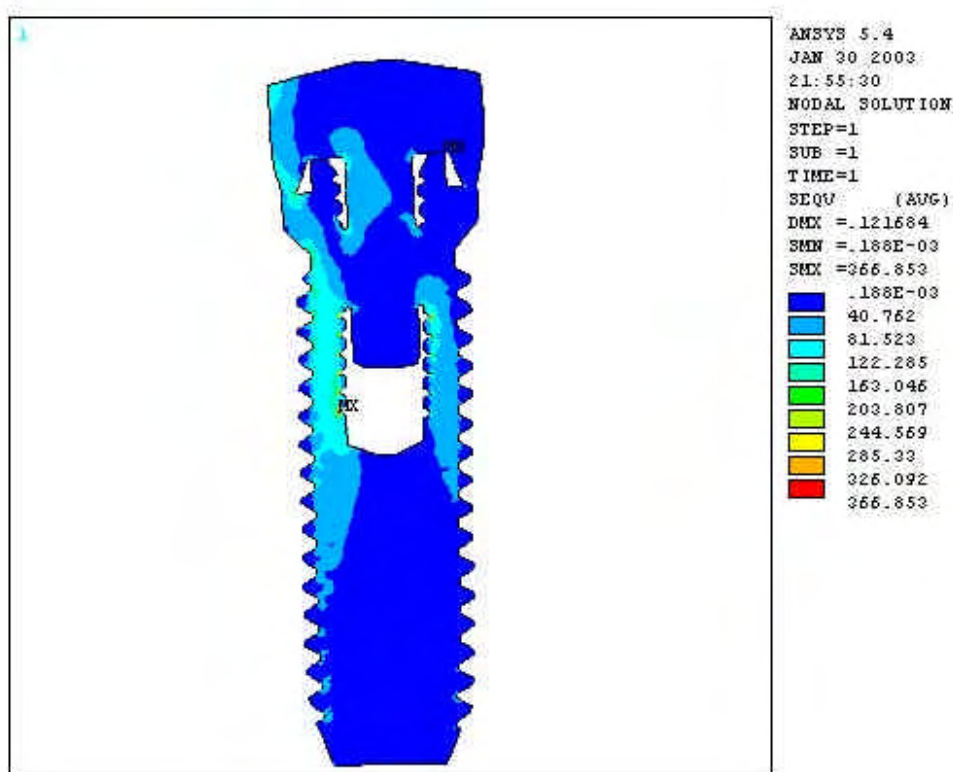


Figura 111 – Mapa de tensões de von Mises do implante do modelo E

Modelo F

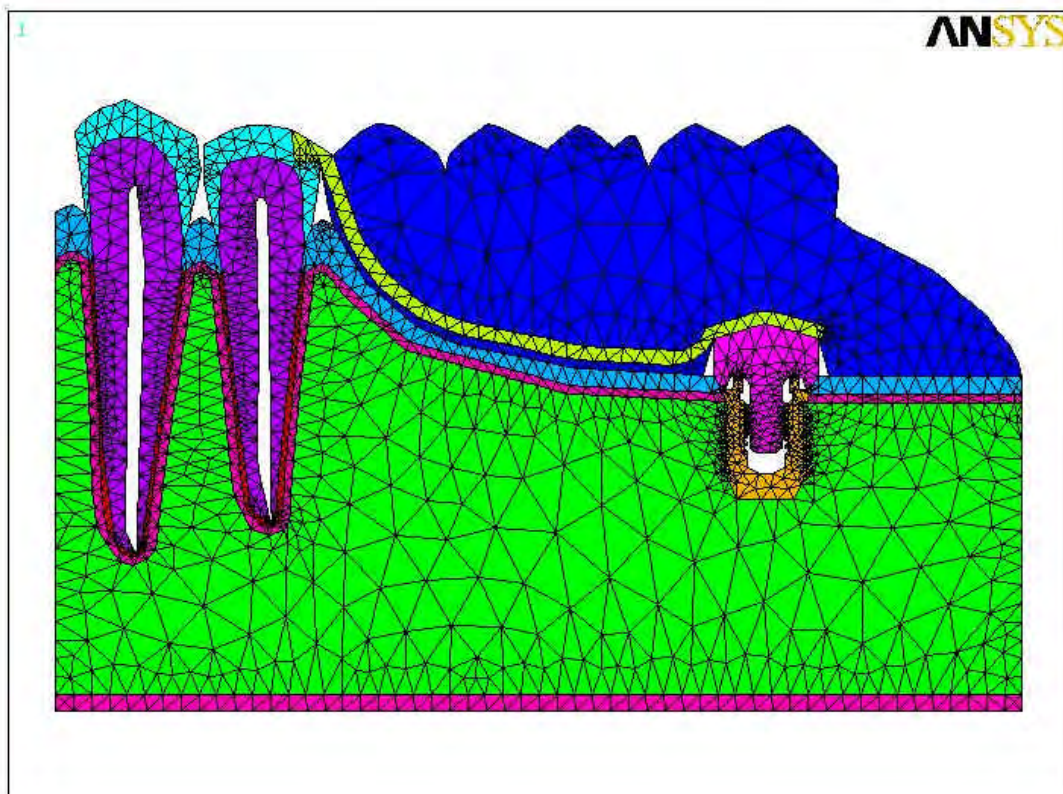


Figura 112 – Malha de elementos finitos gerada no modelo F

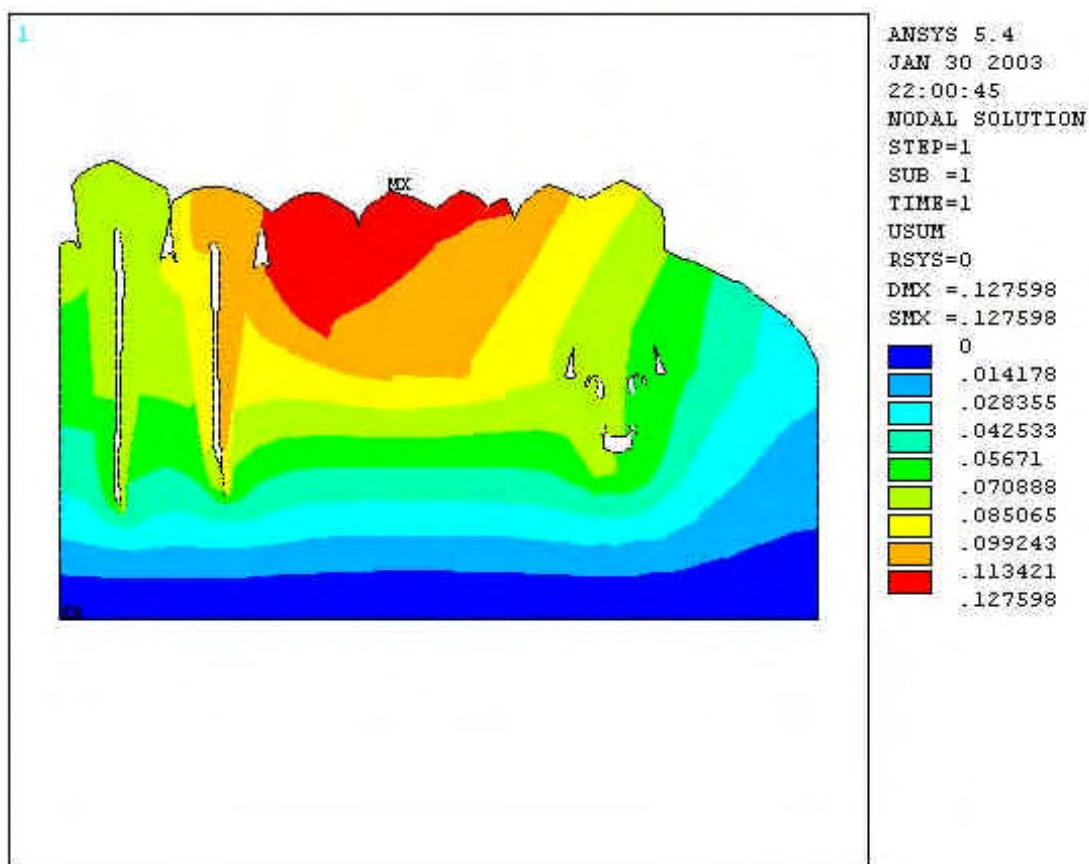


Figura 113 – Mapa de deslocamento do modelo F

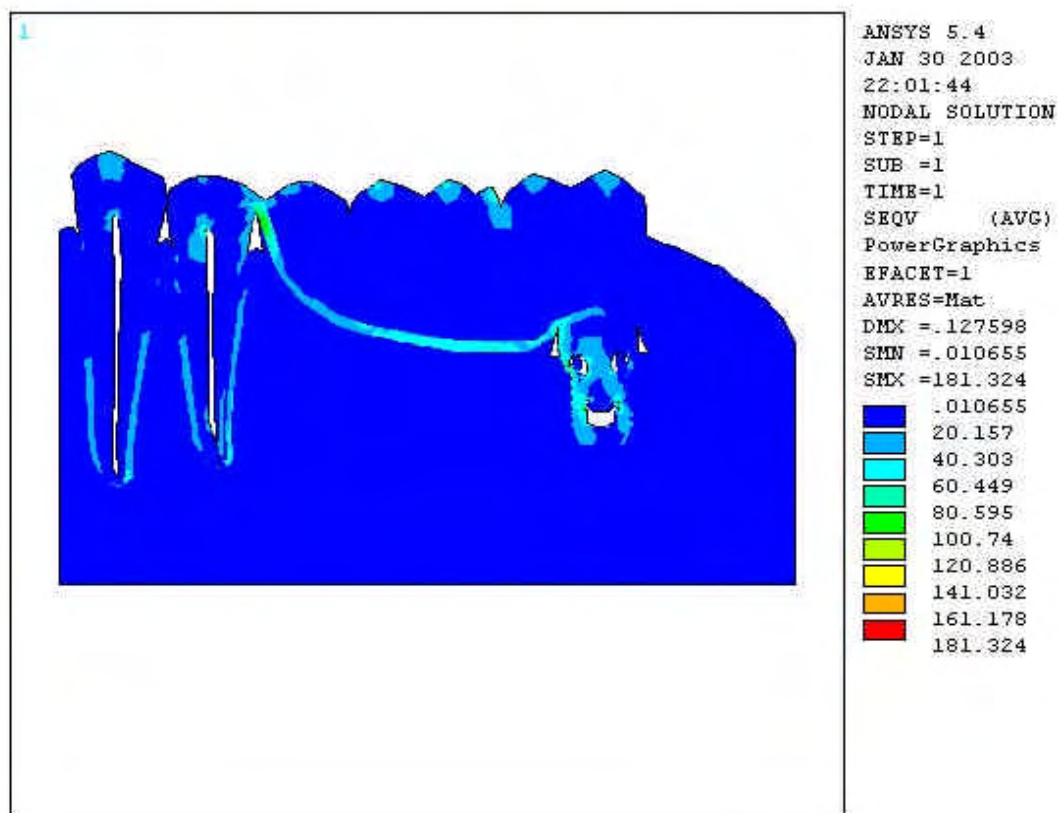


Figura 114 – Mapa geral de tensões de von Mises do modelo F

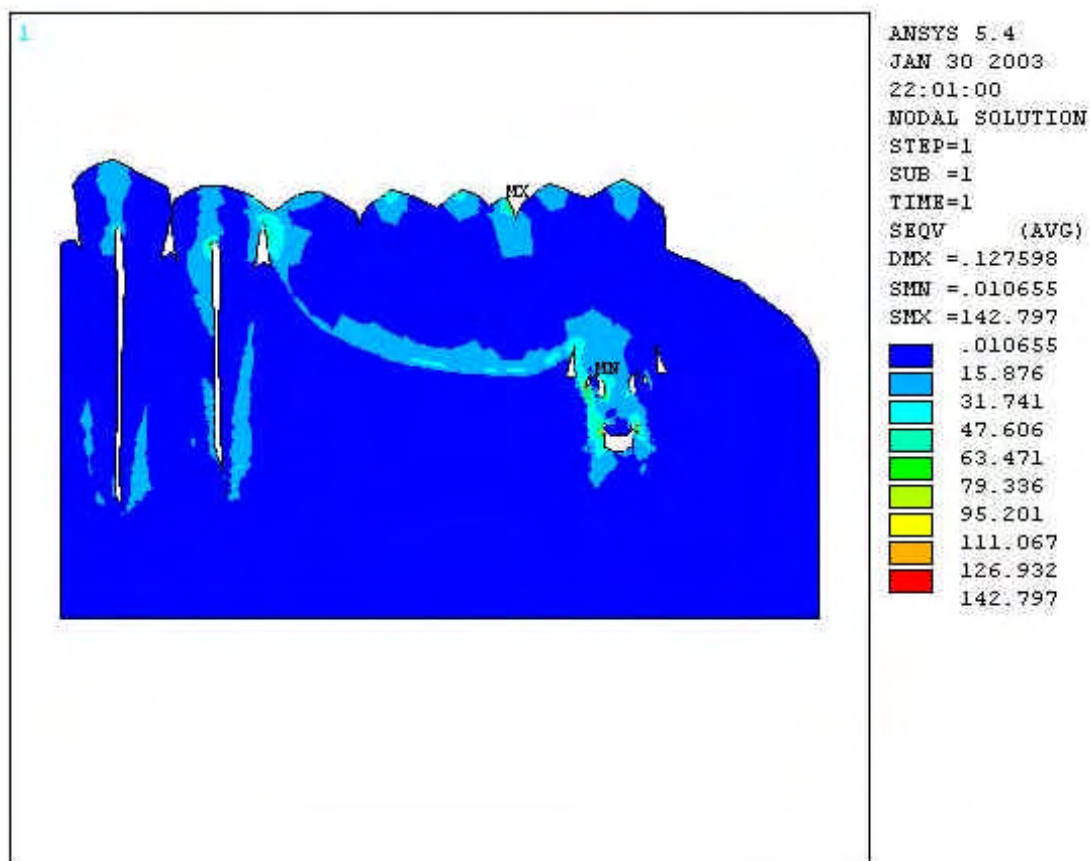


Figura 115 – Mapa geral de tensões de von Mises médias do modelo F

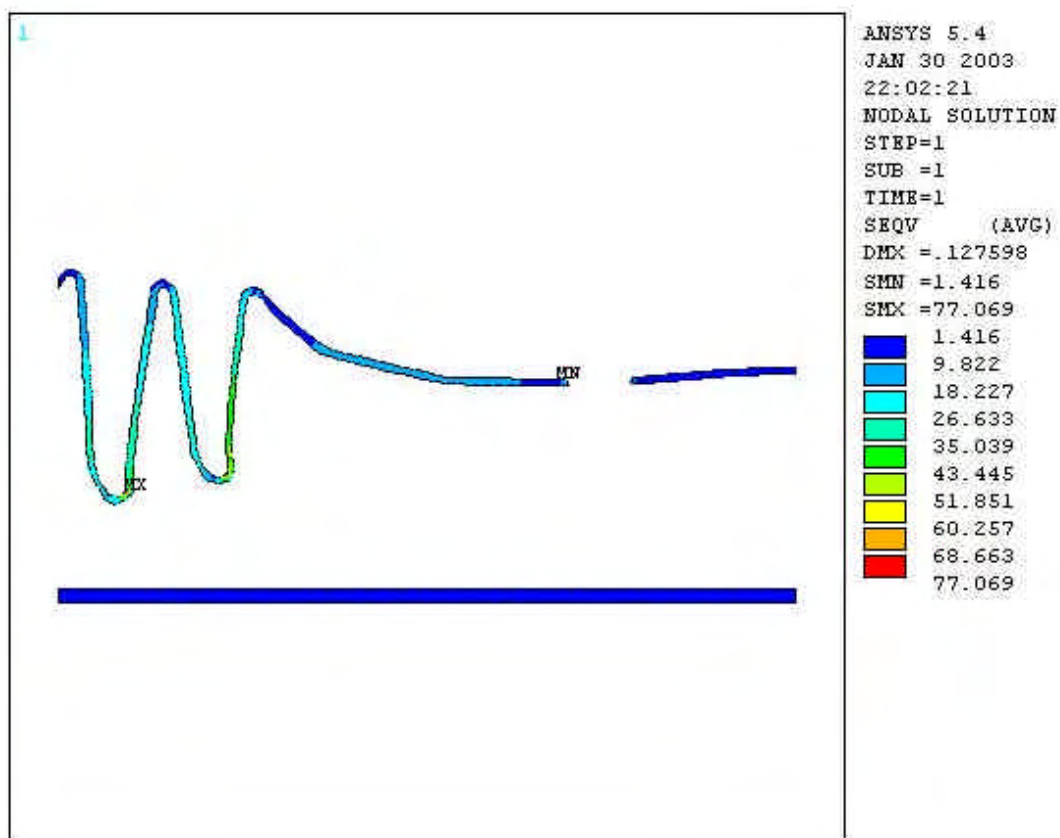


Figura 116 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical do modelo F

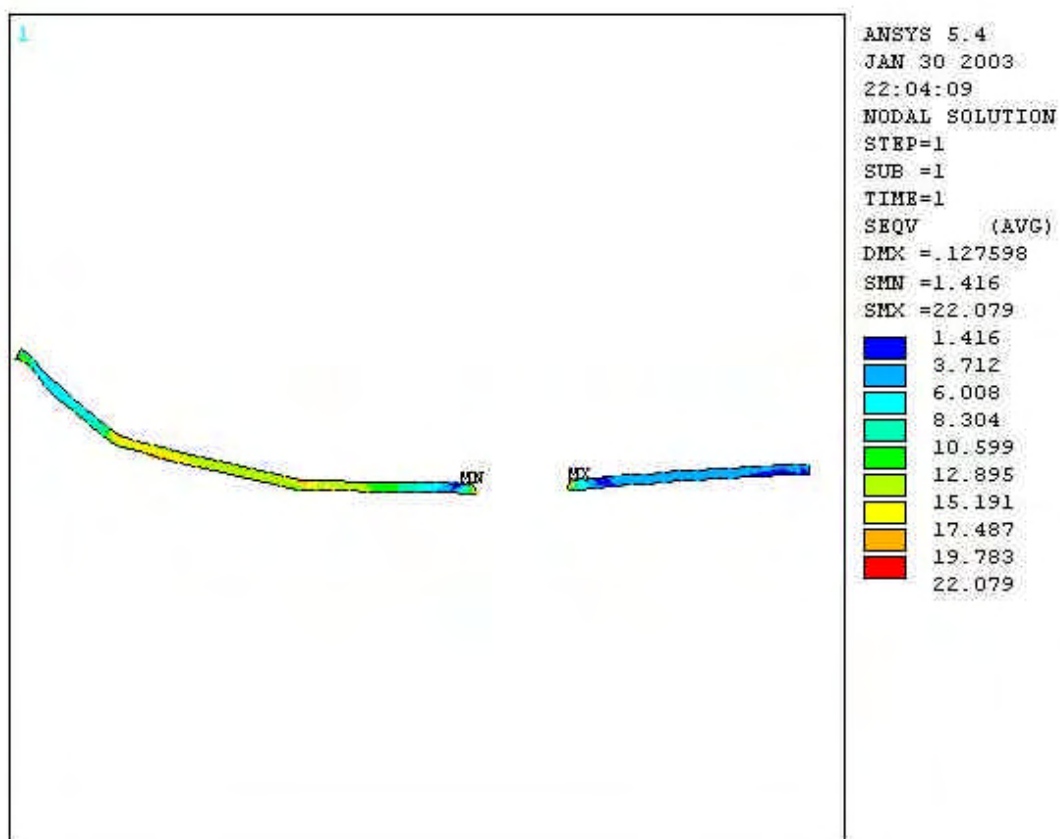


Figura 117 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical distal ao dente suporte do modelo F

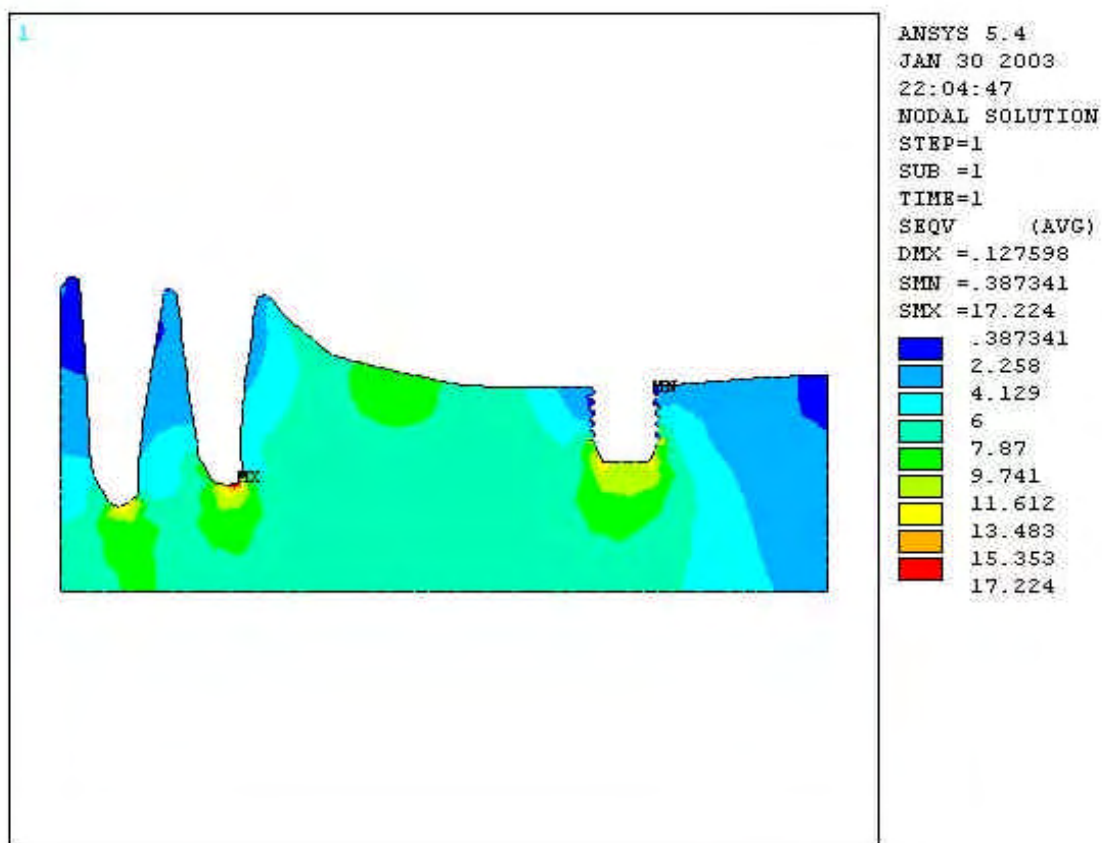


Figura 118 – Mapa de tensões de von Mises do osso esponjoso do modelo F

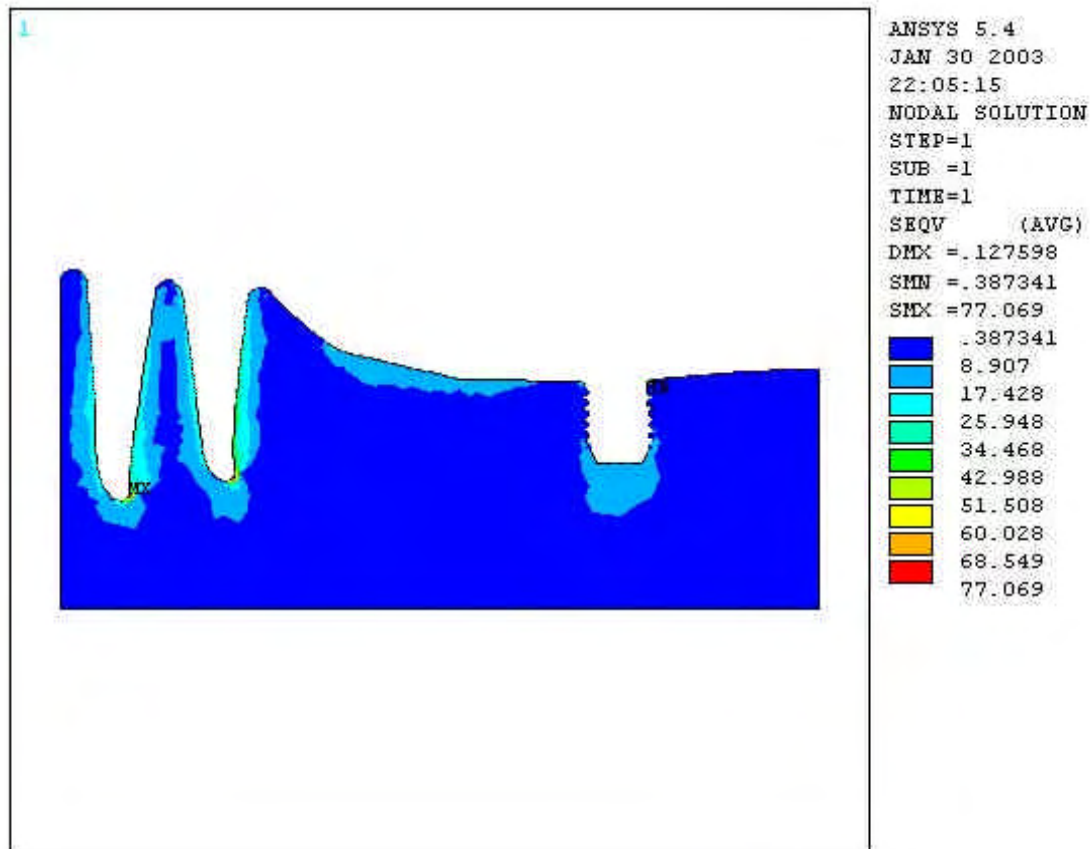


Figura 119 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical e esponjoso do modelo F

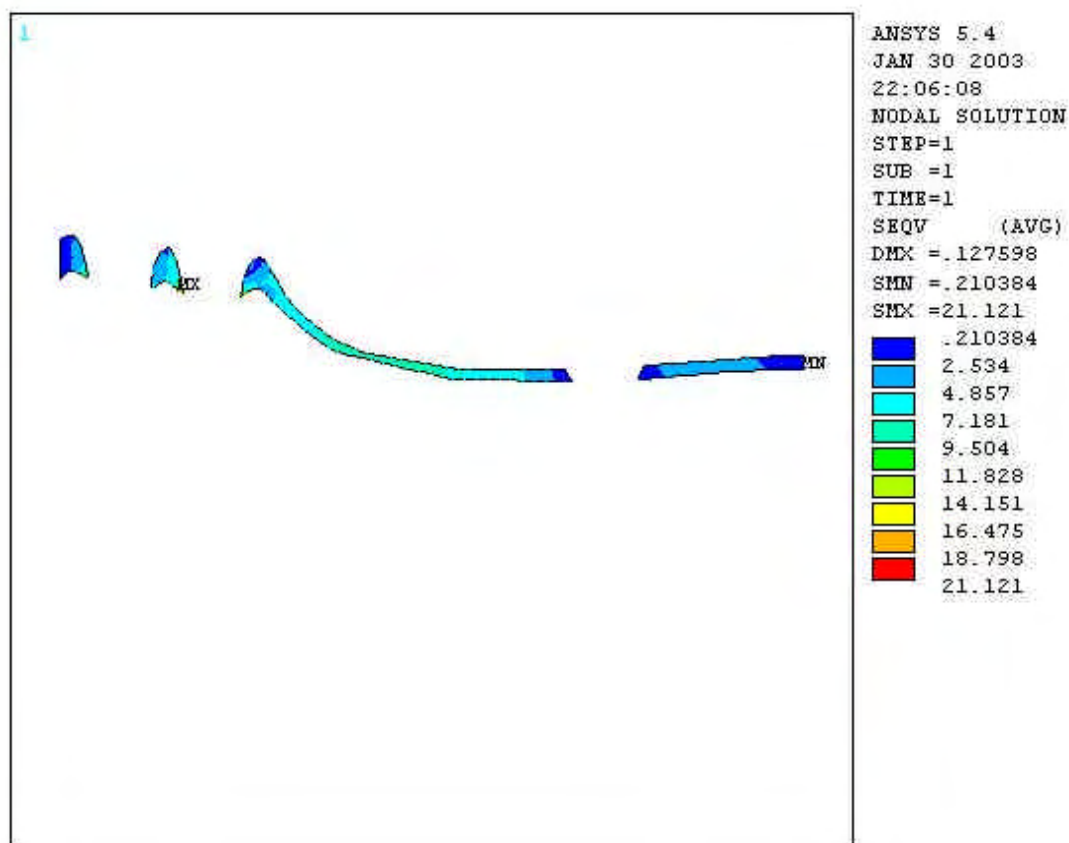


Figura 120 – Mapa de tensões de von Mises da fibromucosa do modelo F

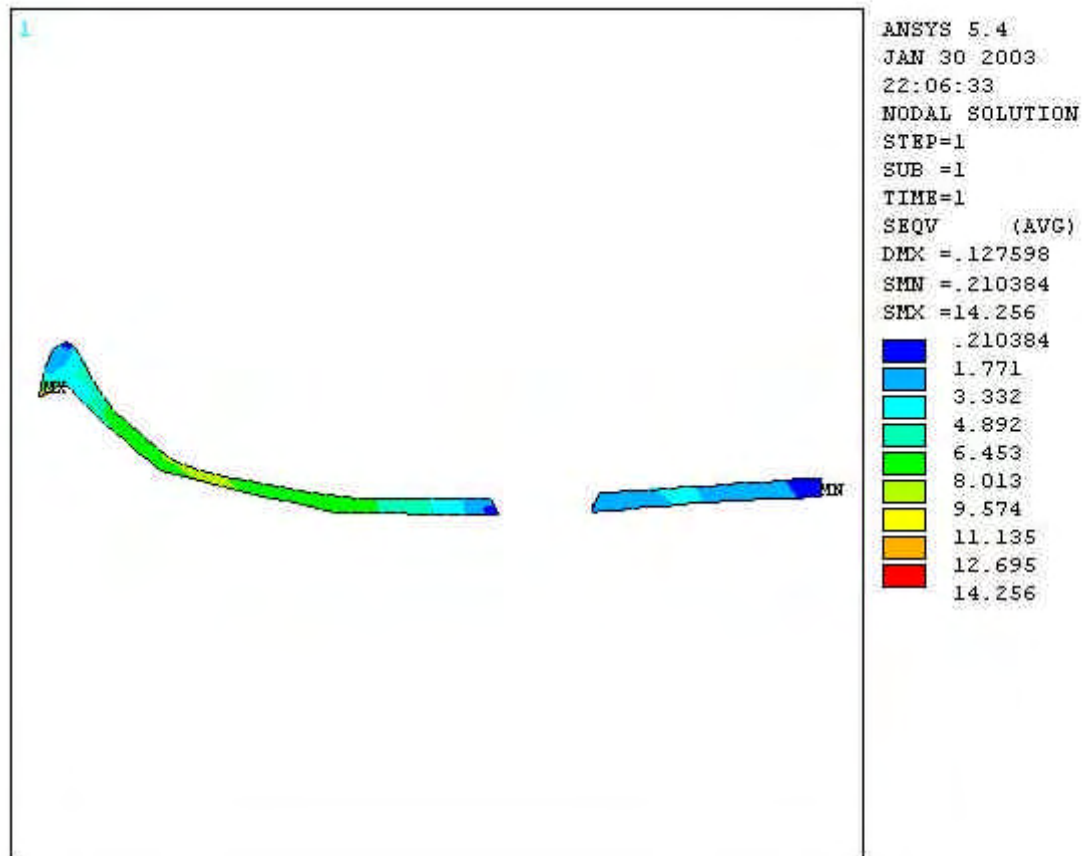


Figura 121 – Mapa de tensões de von Mises da fibromucosa distal ao dente suporte do modelo F

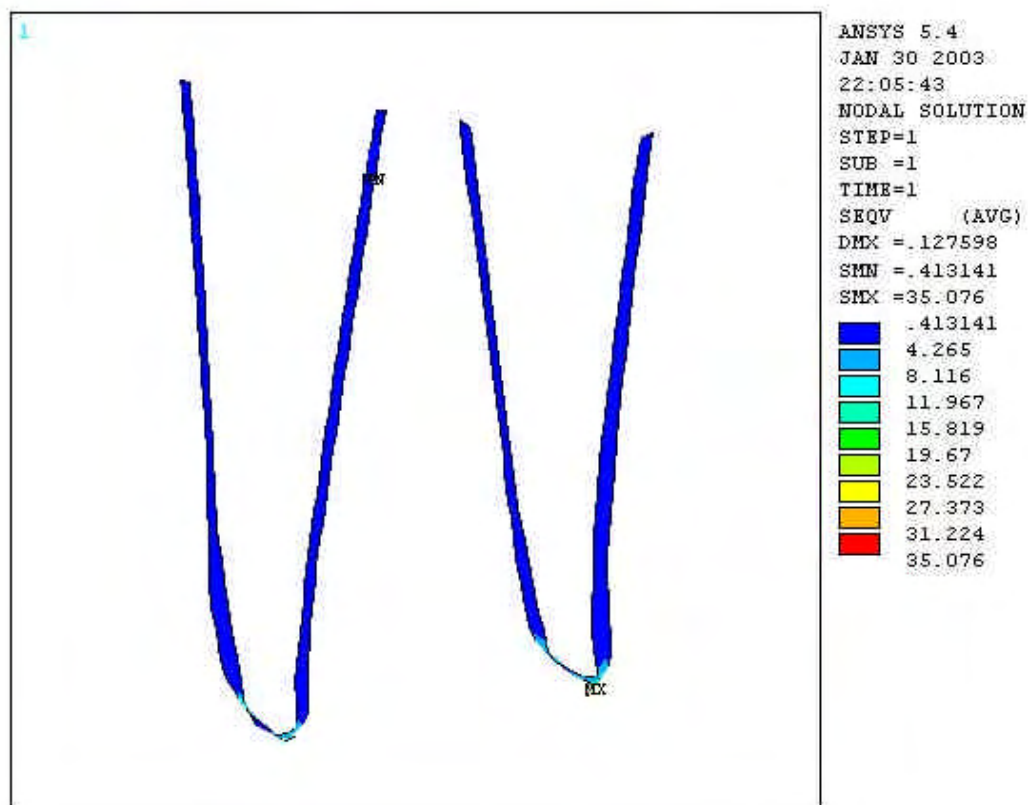


Figura 122 – Mapa de tensões de von Mises do ligamento periodontal do modelo F

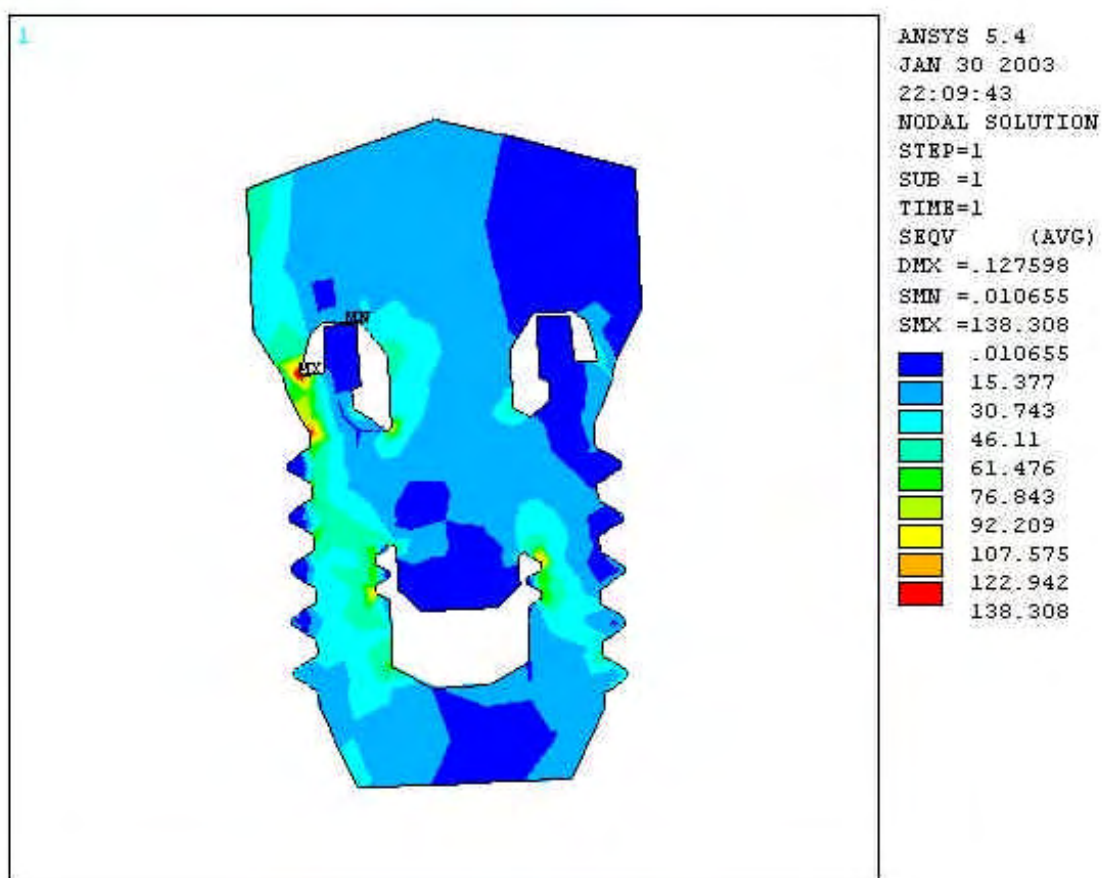


Figura 123 – Mapa de tensões de von Mises do implante do modelo F

Modelo G

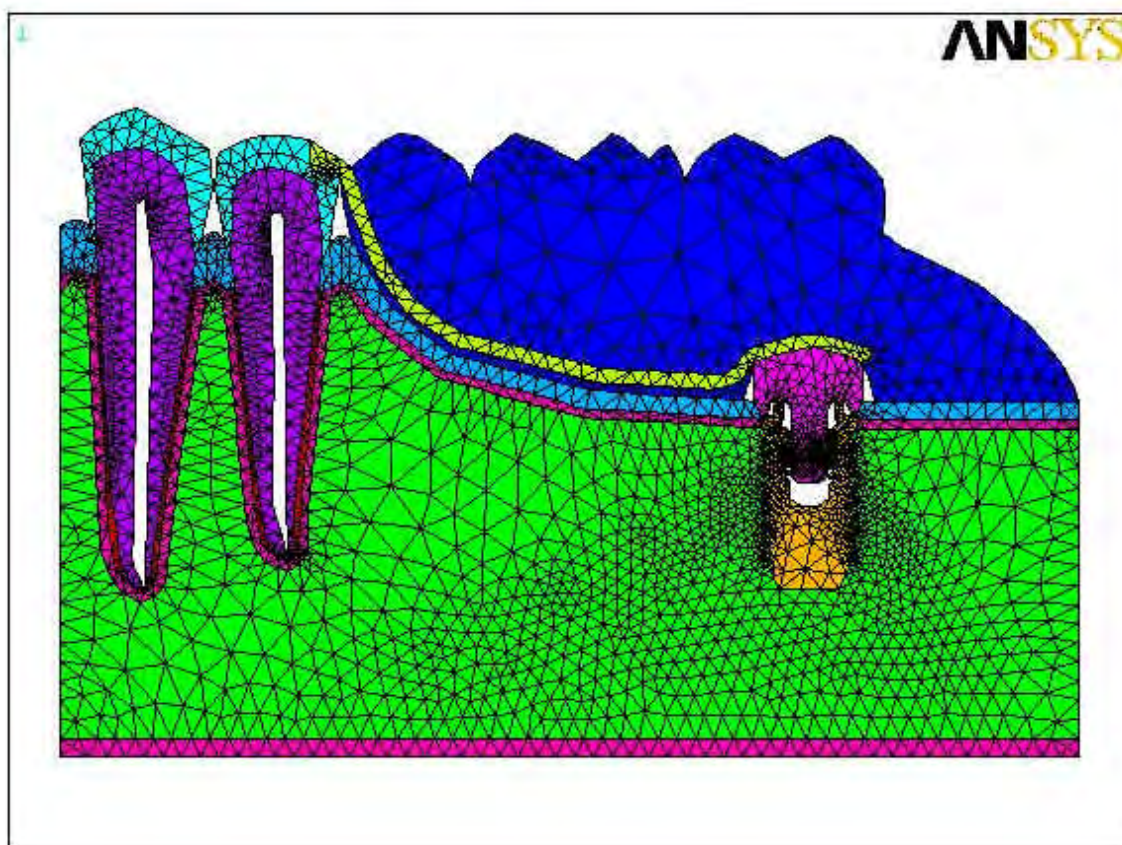


Figura 124 – Malha de elementos finitos gerada no modelo G

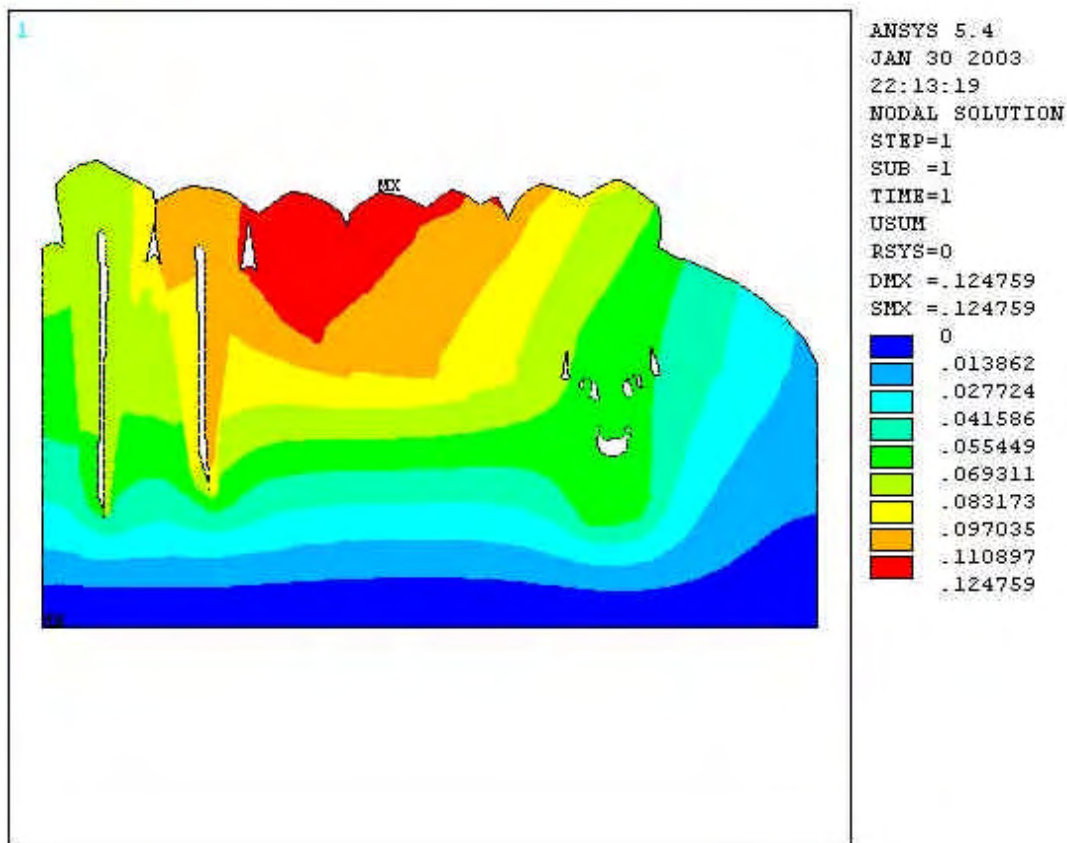


Figura 125 – Mapa de deslocamento do modelo G

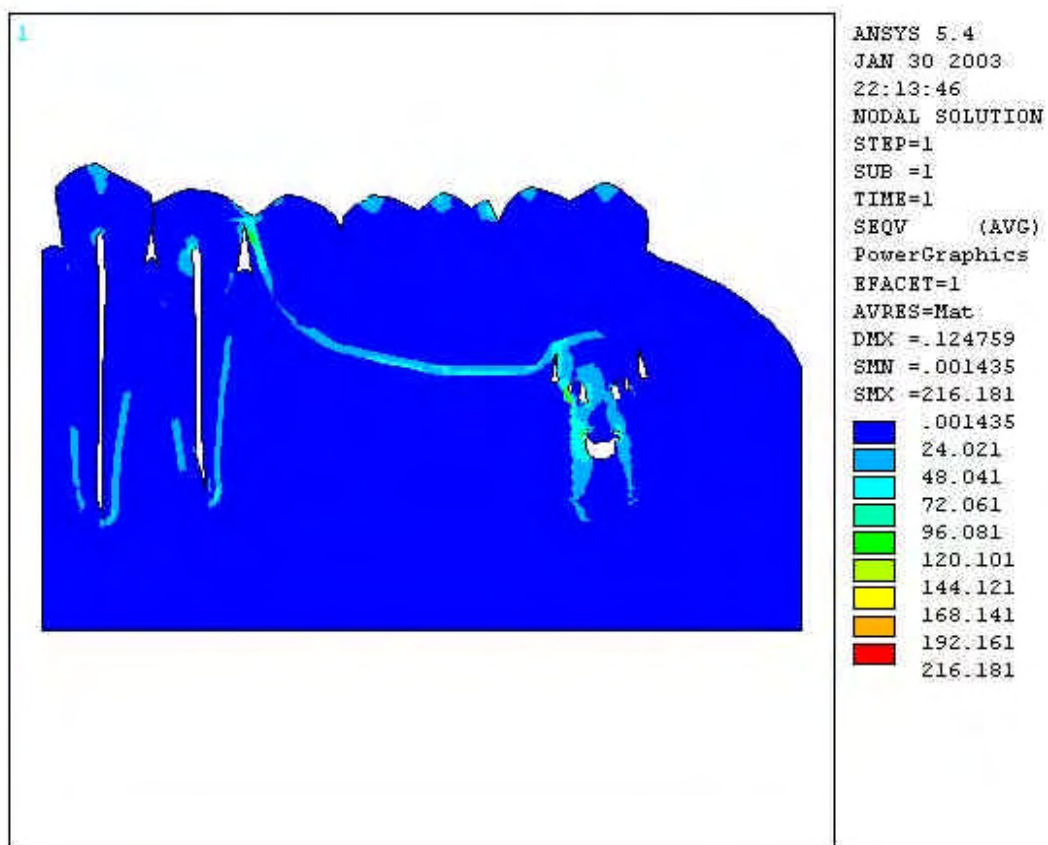


Figura 126 – Mapa geral de tensões de von Mises do modelo G

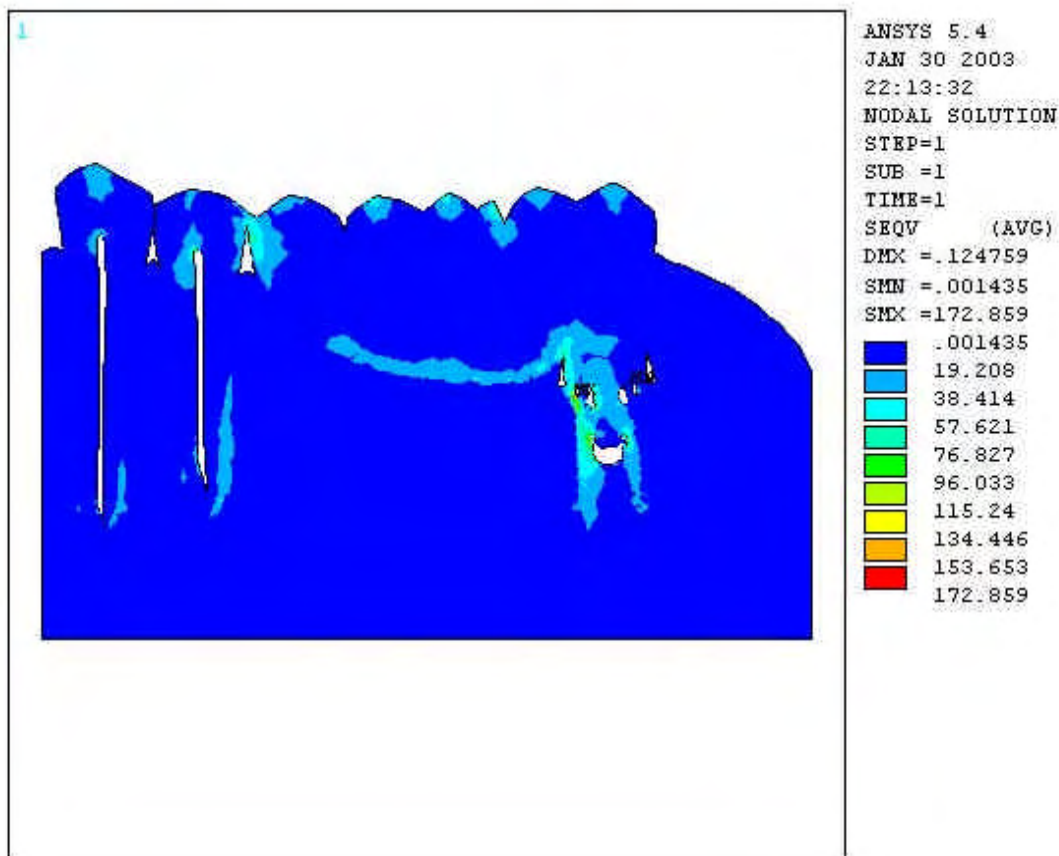


Figura 127 – Mapa geral de tensões de von Mises médias do modelo G

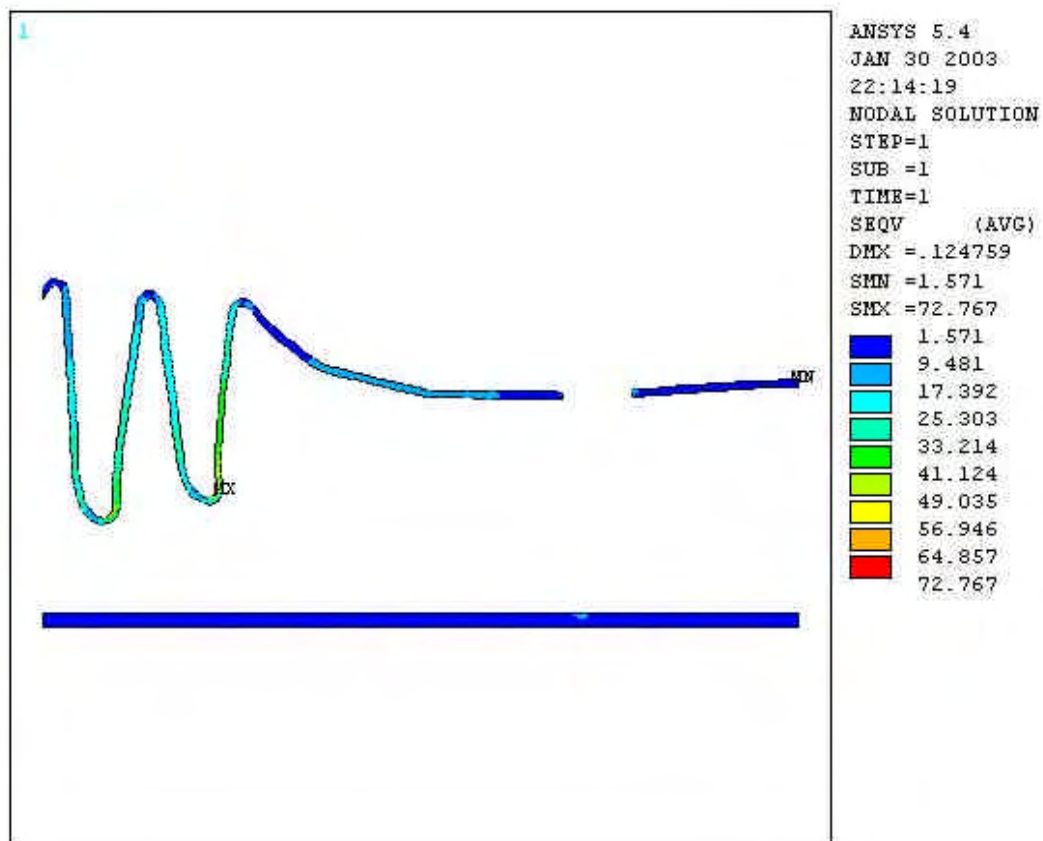


Figura 128 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical do modelo G

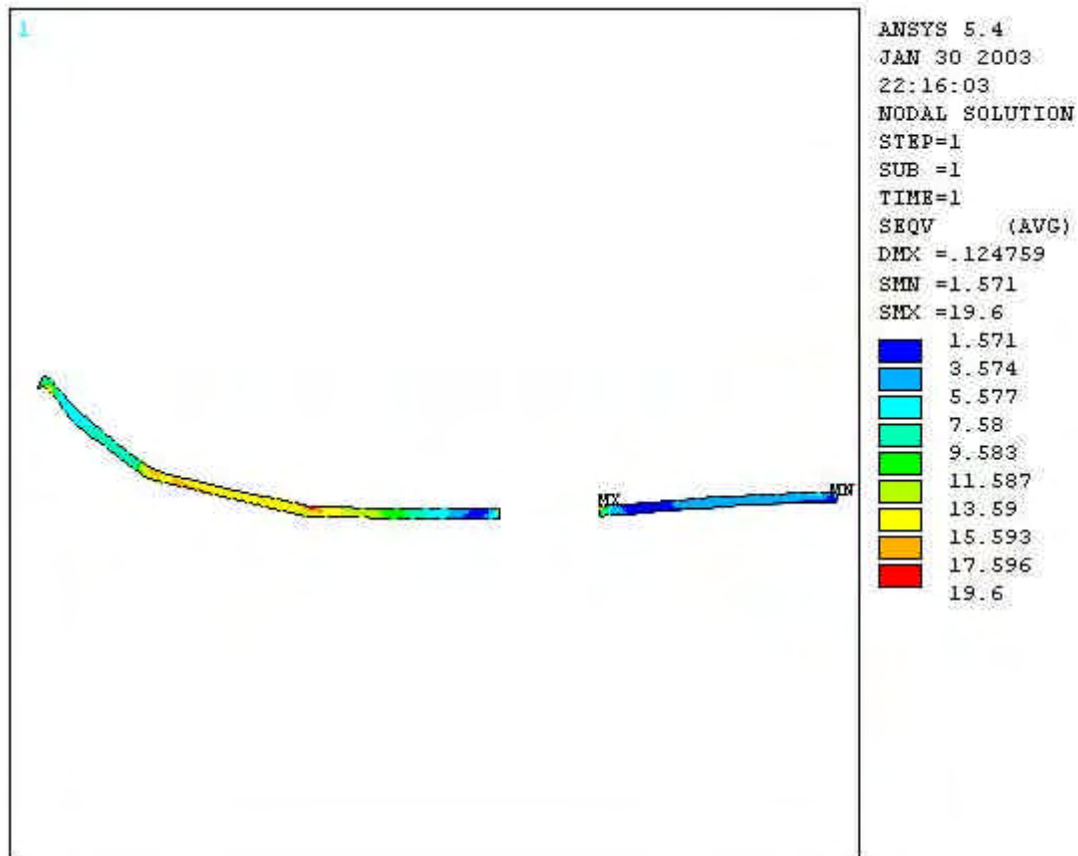


Figura 129 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical distal ao dente suporte do modelo G

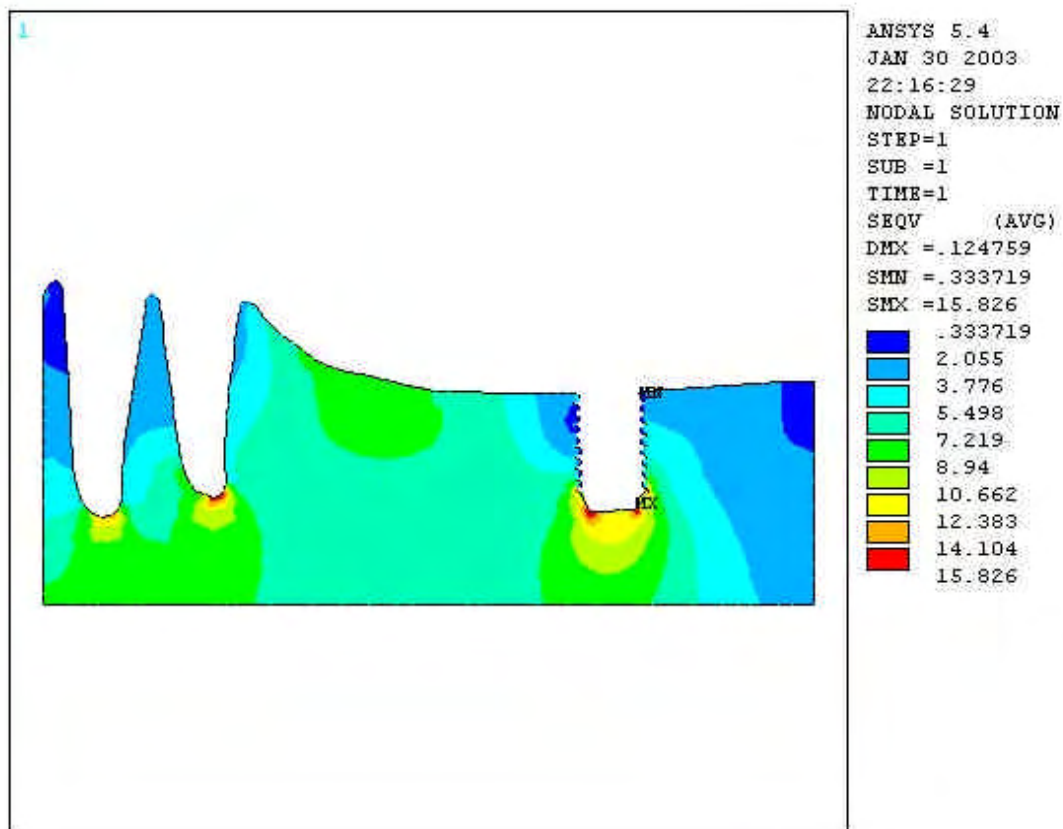


Figura 130 – Mapa de tensões de von Mises do osso esponjoso do modelo G

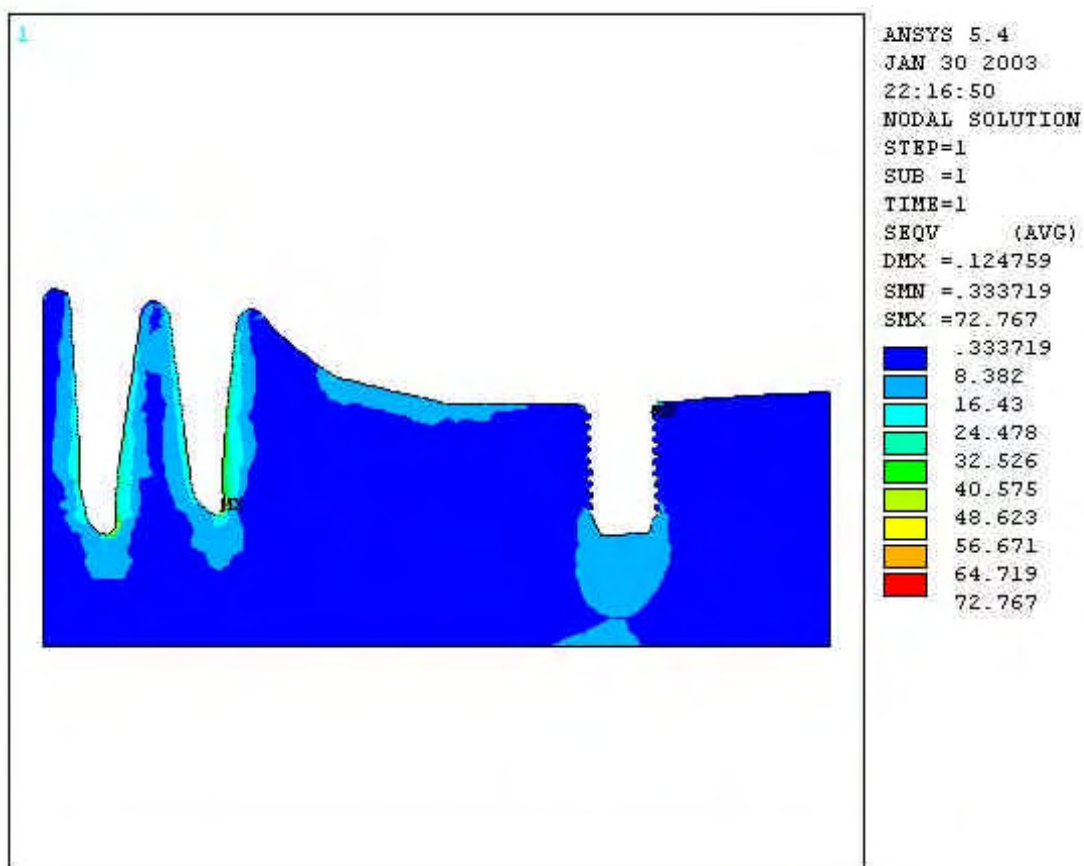


Figura 131 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical e esponjoso do modelo G

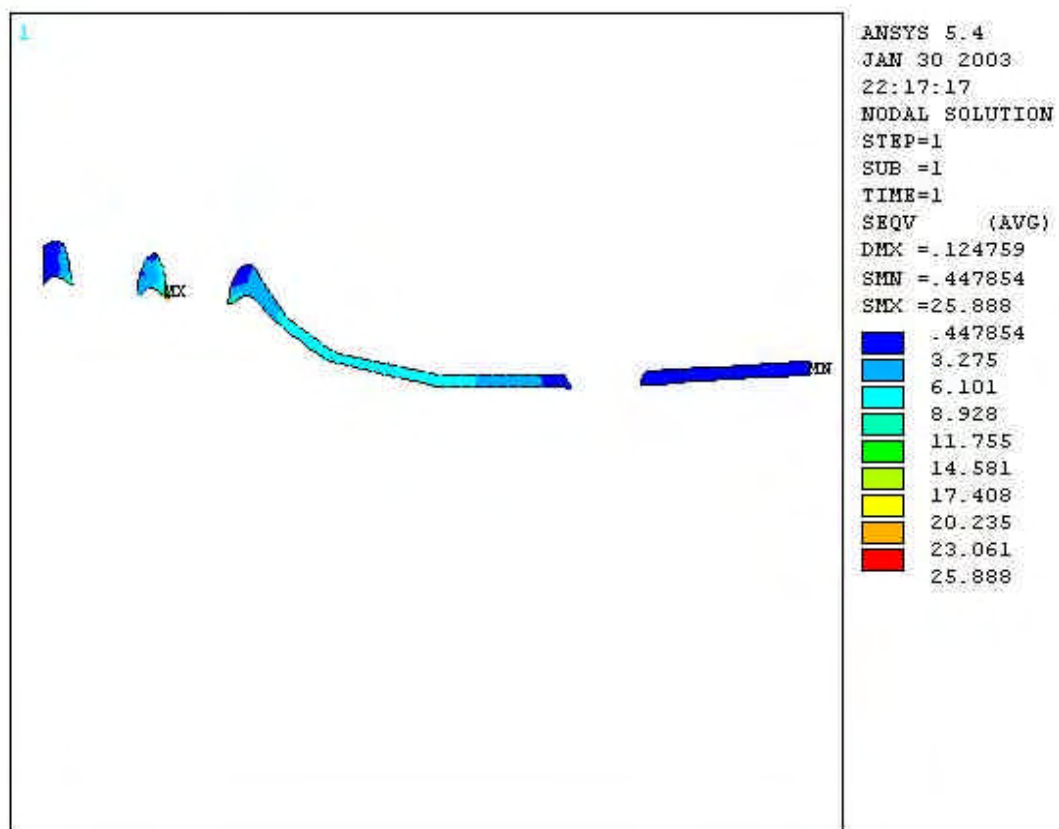


Figura 132 – Mapa de tensões de von Mises da fibromucosa do modelo G

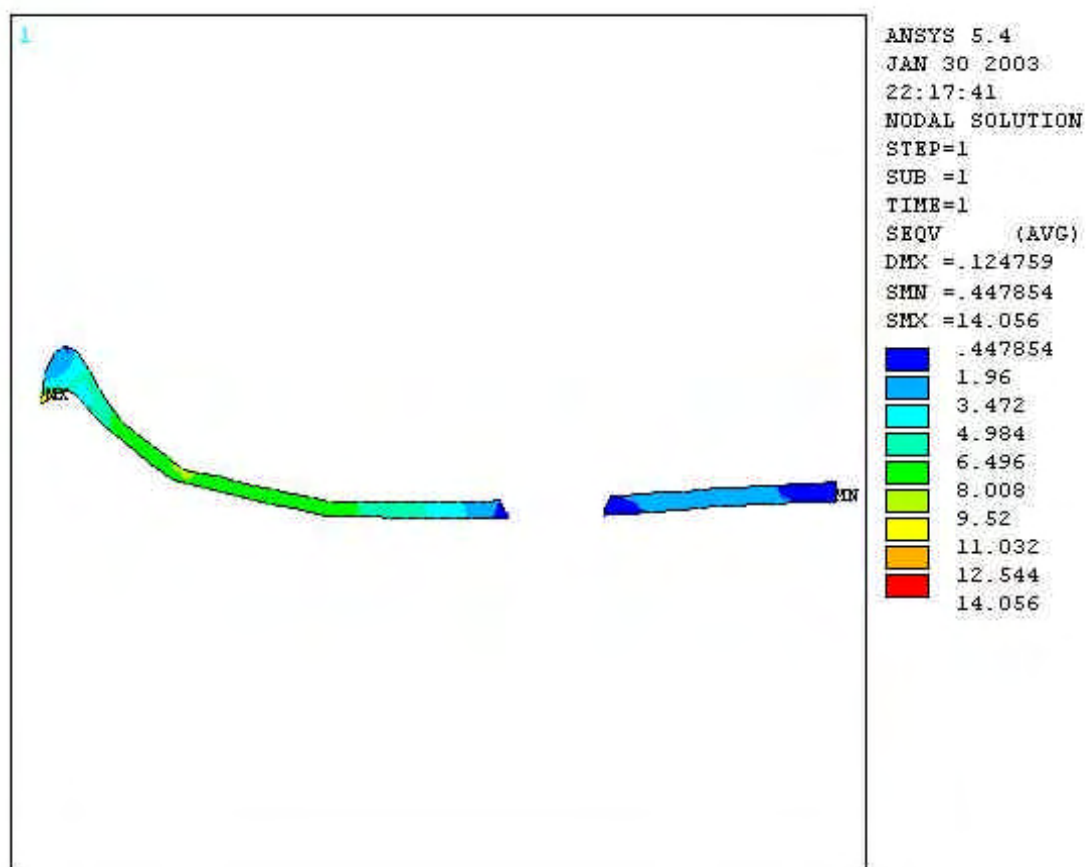


Figura 133 – Mapa de tensões de von Mises da fibromucosa distal ao dente suporte do modelo G

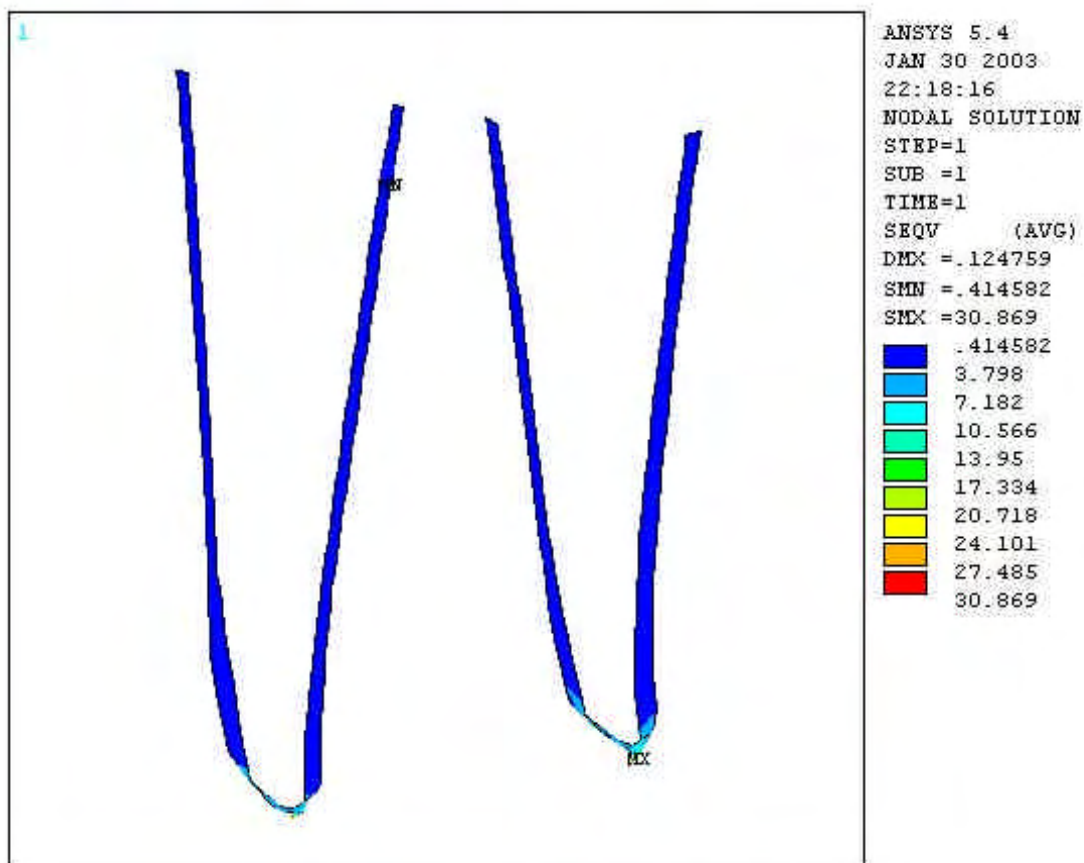


Figura 134 – Mapa de tensões de von Mises do ligamento periodontal do modelo G

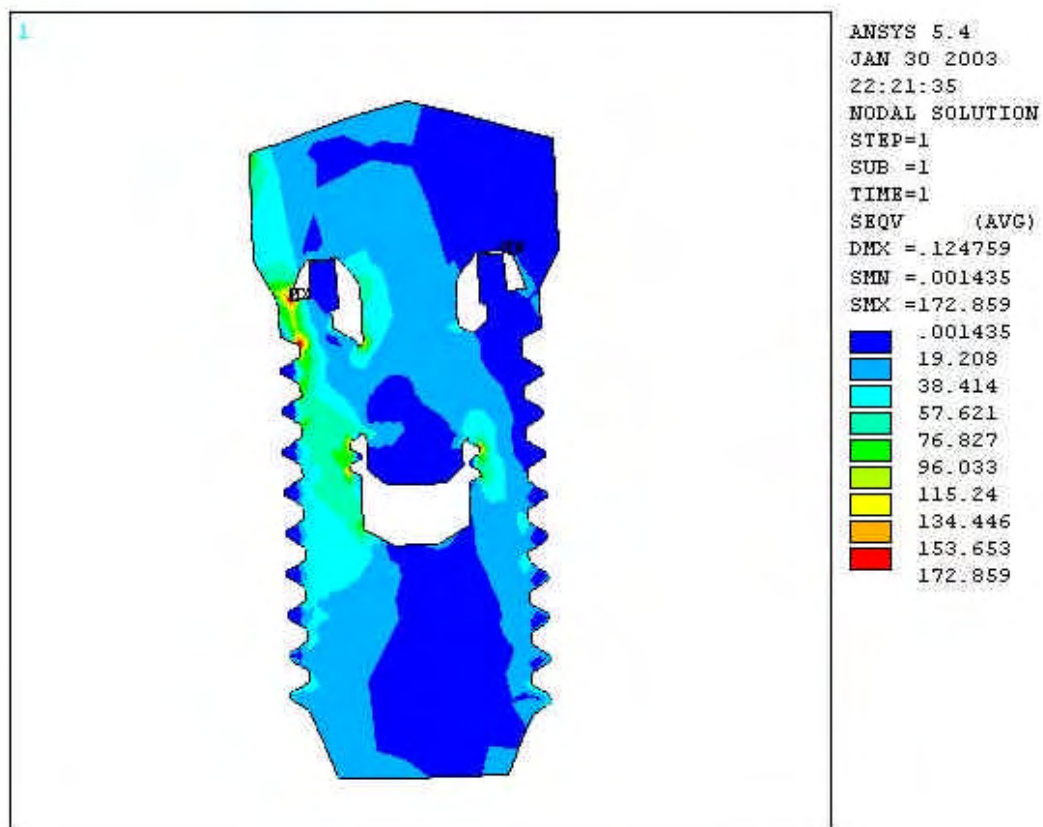


Figura 135 – Mapa de tensões de von Mises do implante do modelo G

Modelo H

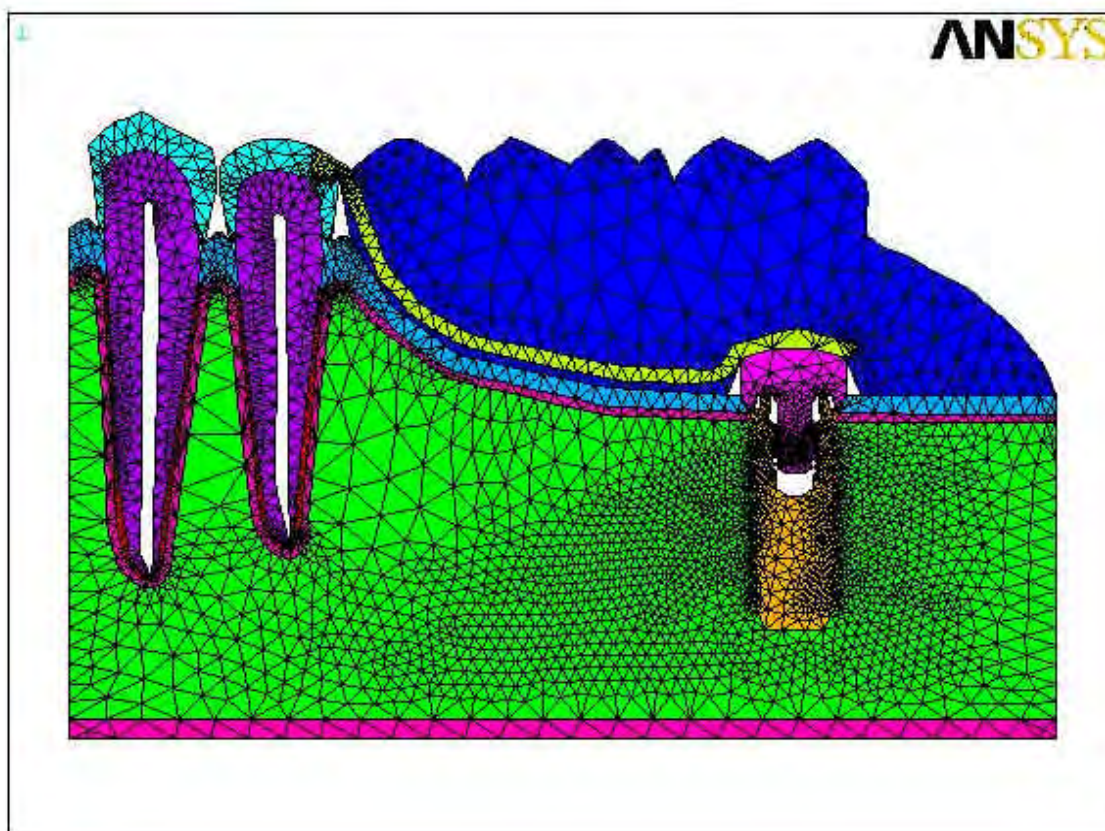


Figura 136 – Malha de elementos finitos gerada no modelo H

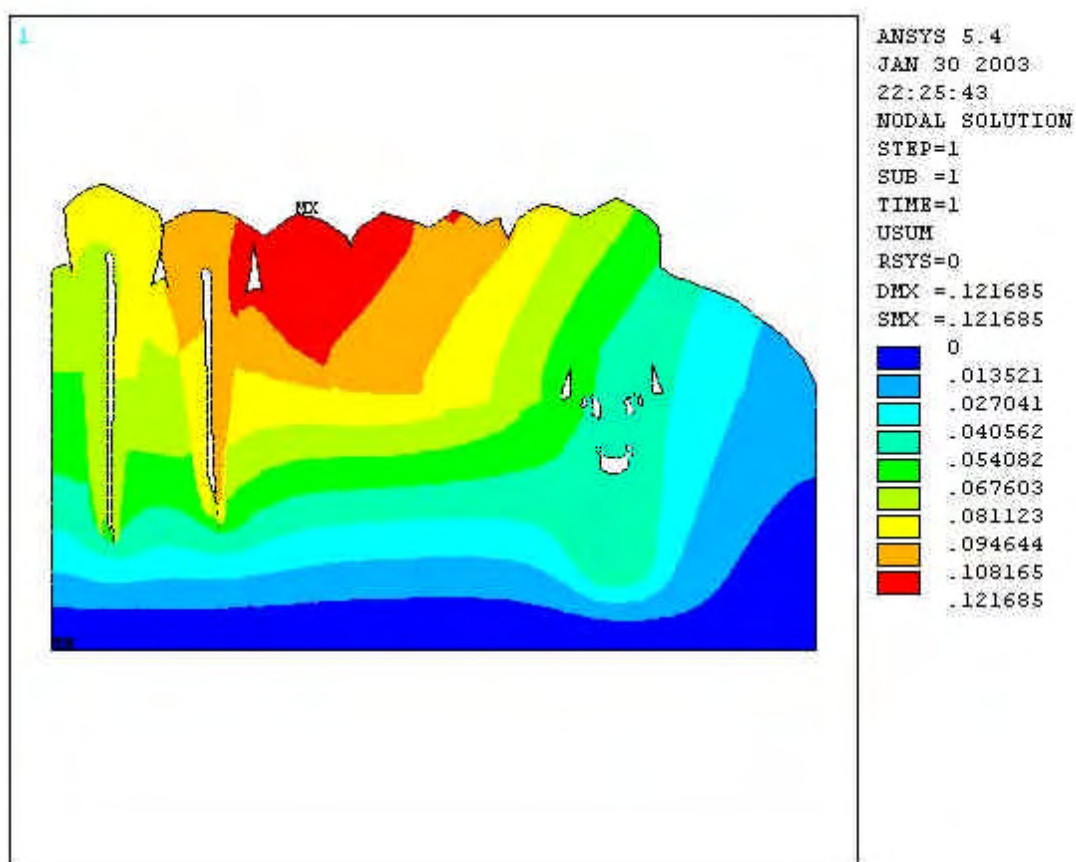


Figura 137 – Mapa de deslocamento do modelo H

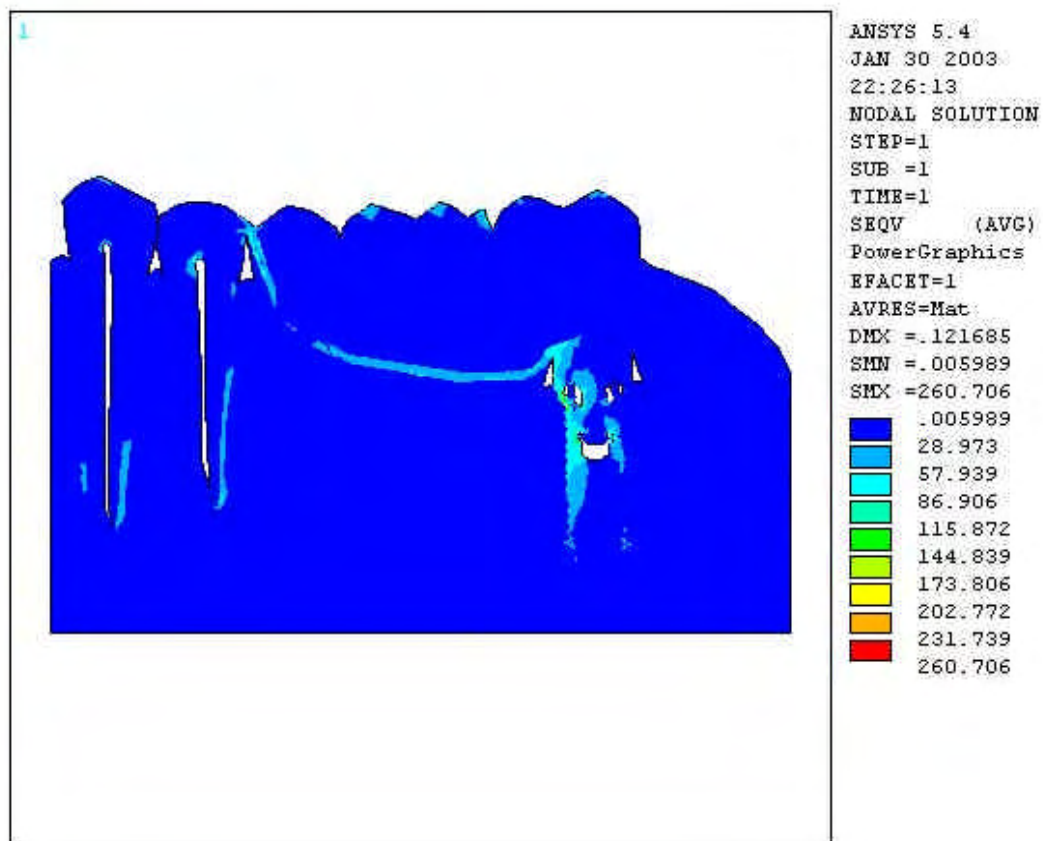


Figura 138 – Mapa geral de tensões de von Mises do modelo H

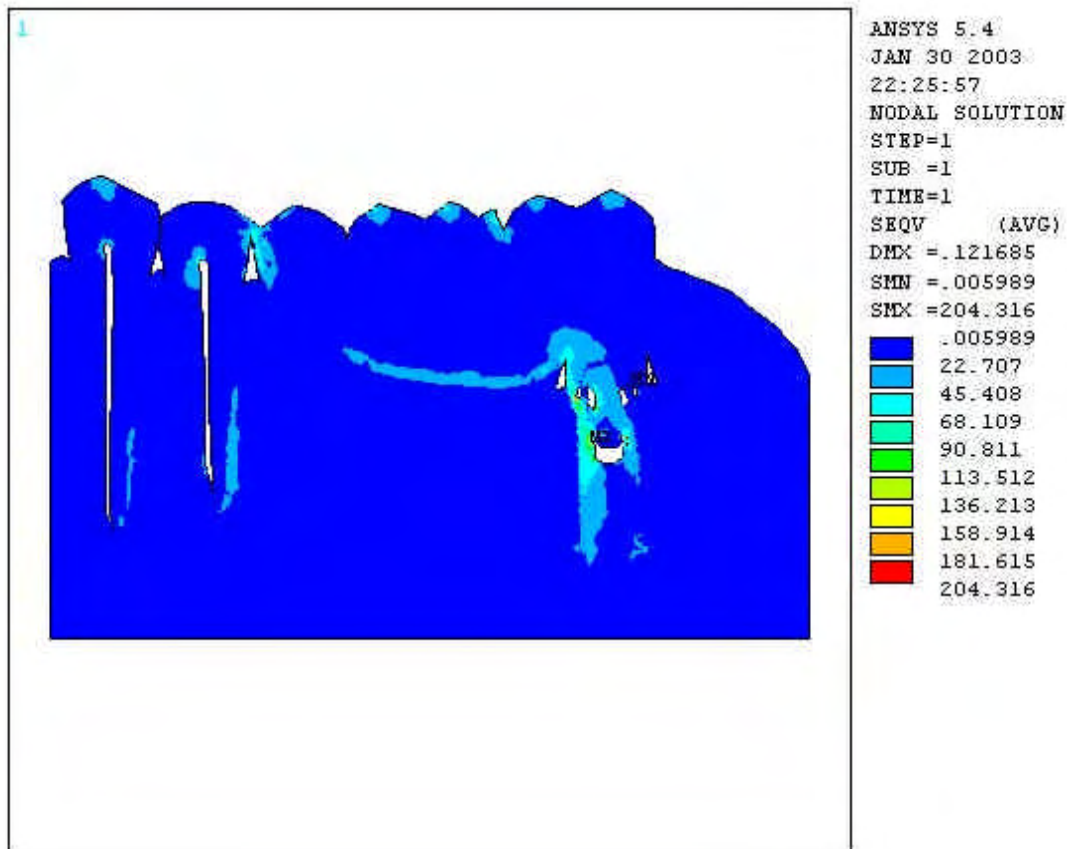


Figura 139 – Mapa geral de tensões de von Mises médias do modelo H

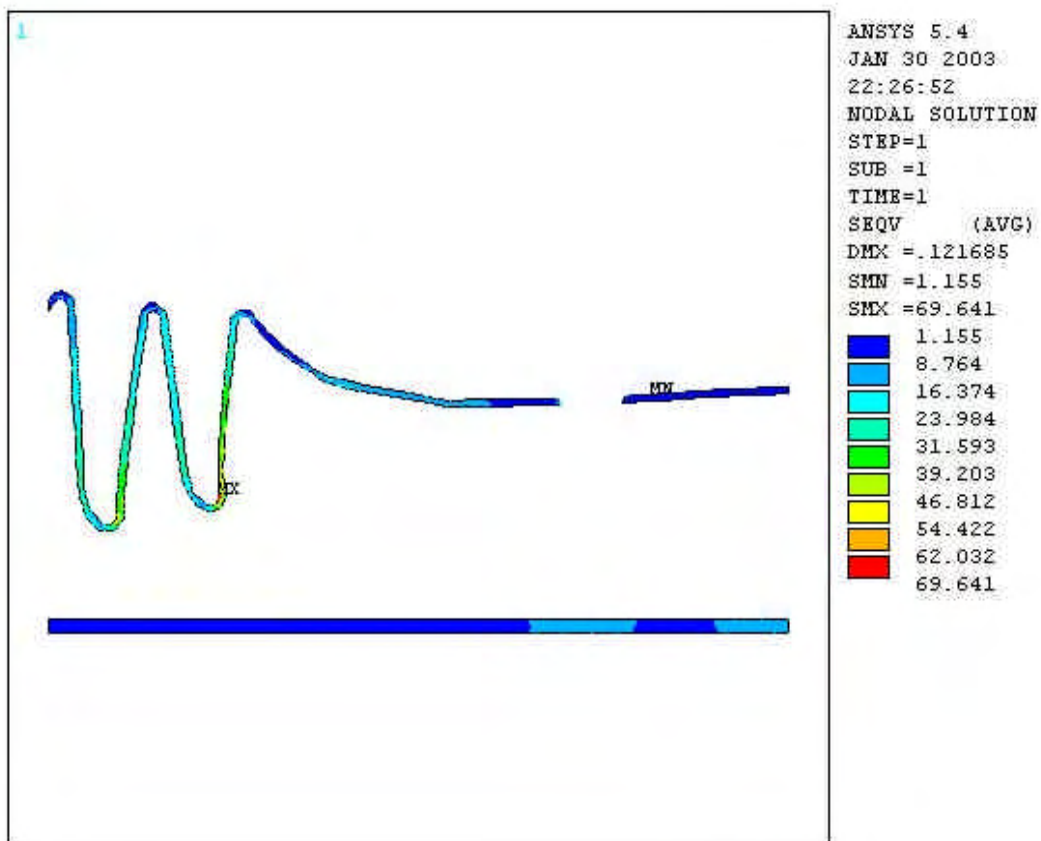


Figura 140 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical do modelo H

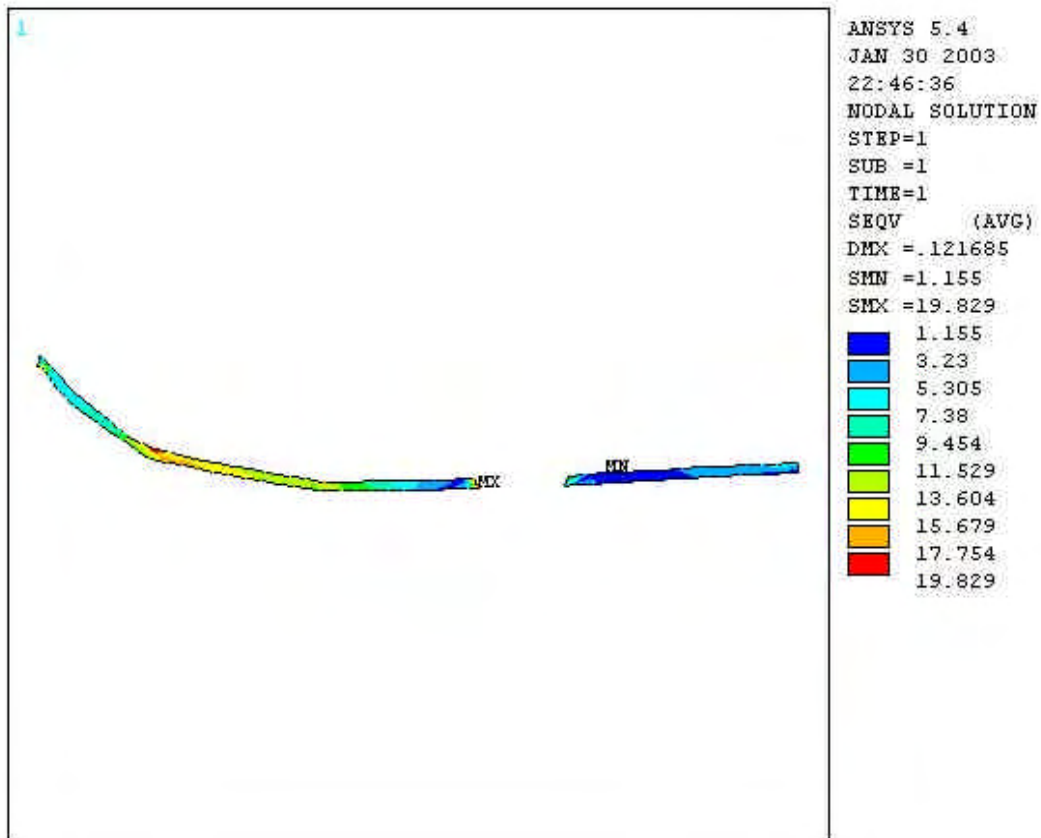


Figura 141 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical distal ao dente suporte do modelo H

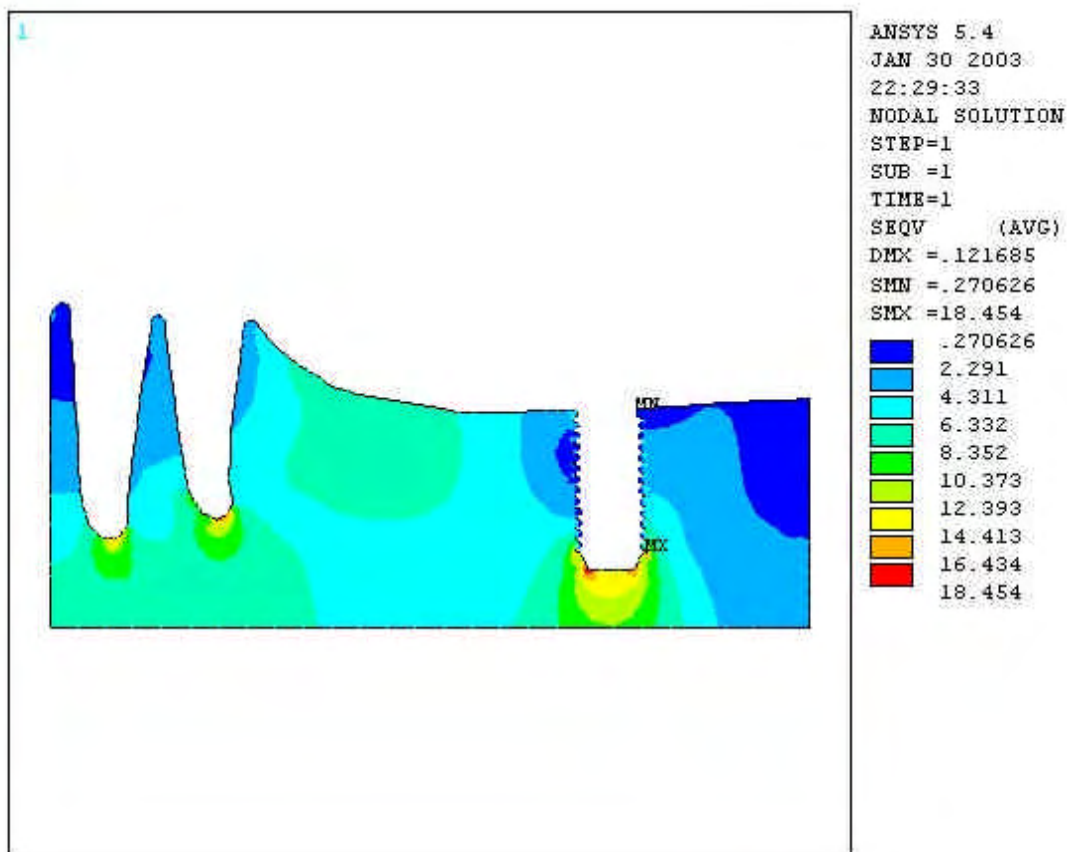


Figura 142 – Mapa de tensões de von Mises do osso esponjoso do modelo H

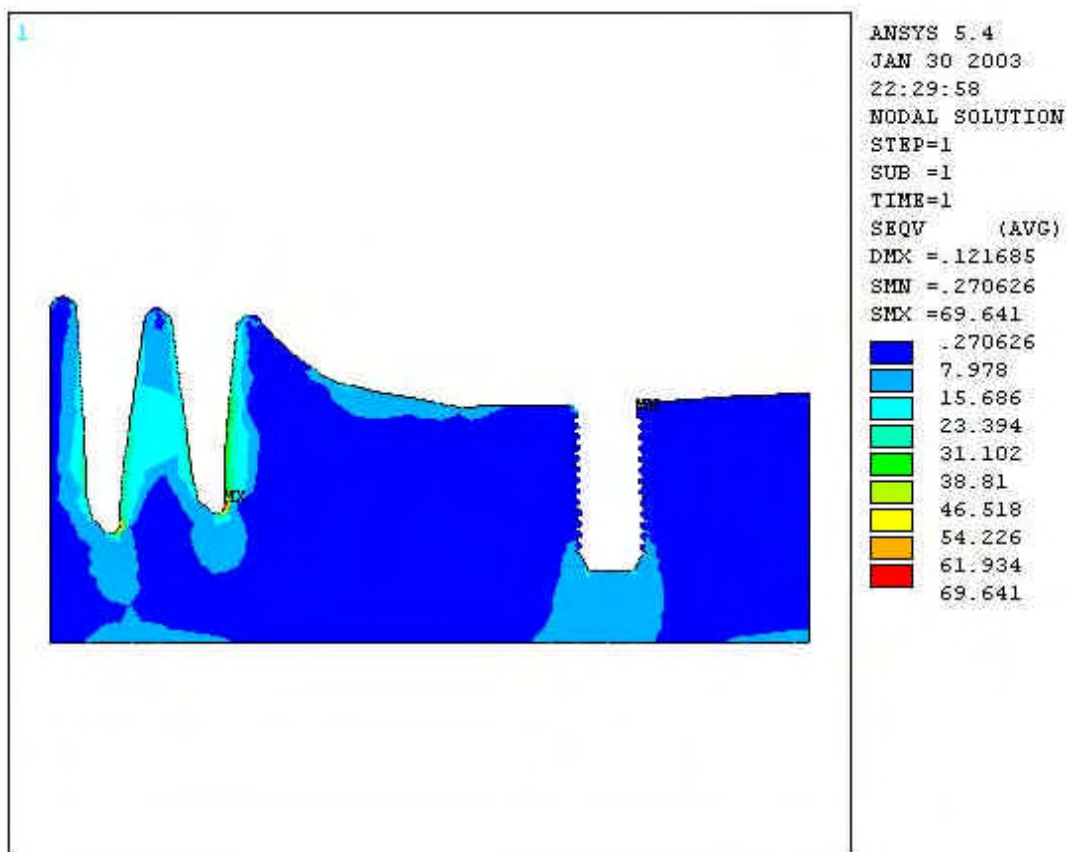


Figura 143 – Mapa de tensões de von Mises do osso cortical e esponjoso do modelo H

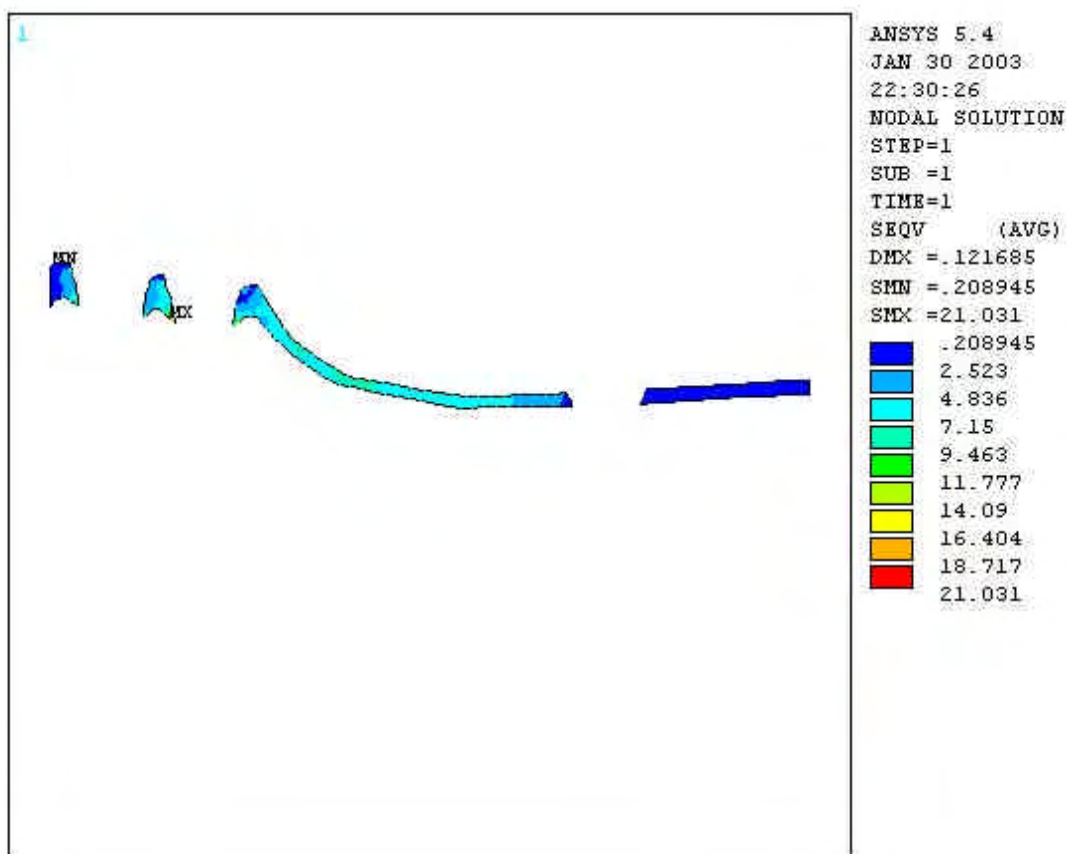


Figura 144 – Mapa de tensões de von Mises da fibromucosa do modelo H

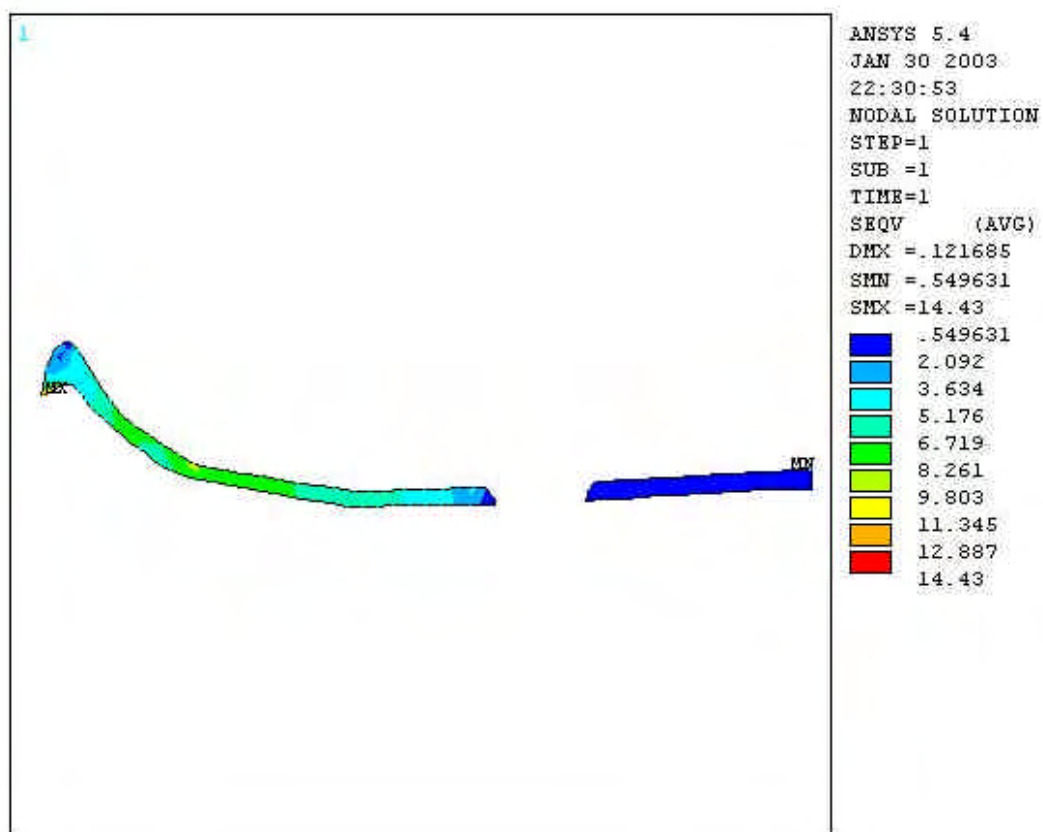


Figura 145 – Mapa de tensões de von Mises da fibromucosa distal ao dente suporte do modelo H

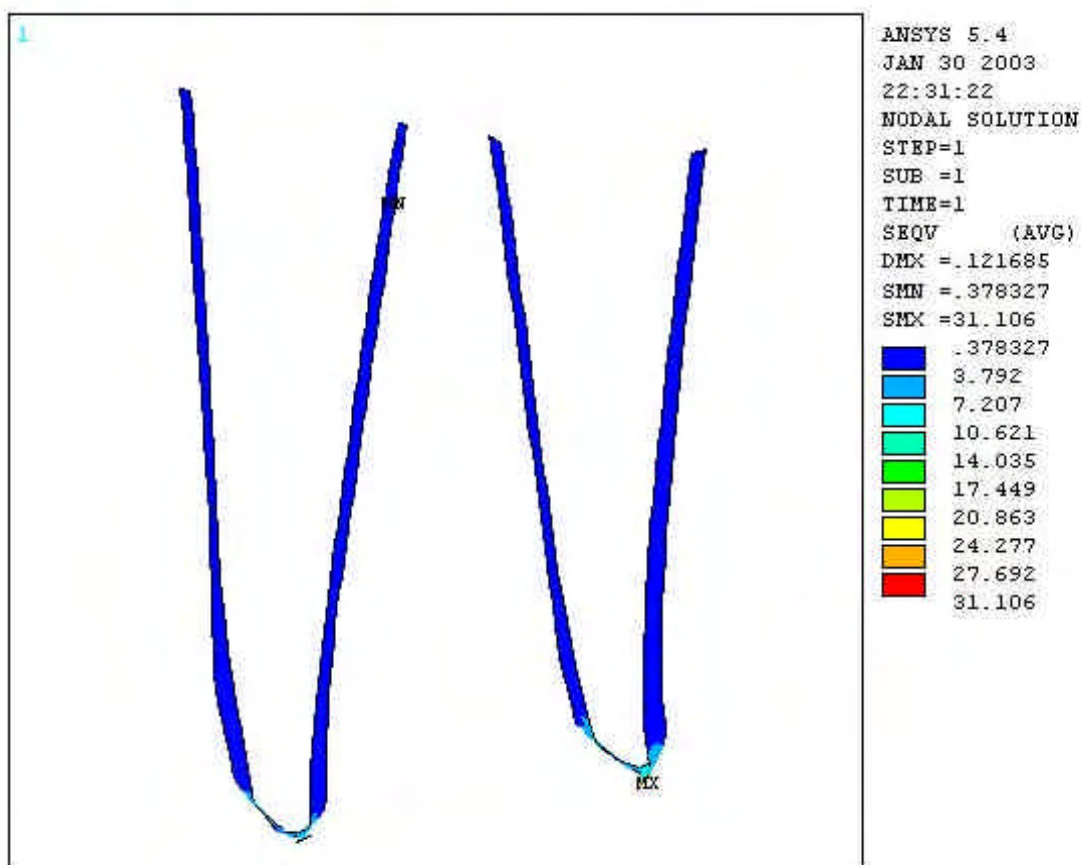


Figura 146 – Mapa de tensões de von Mises do ligamento periodontal do modelo H

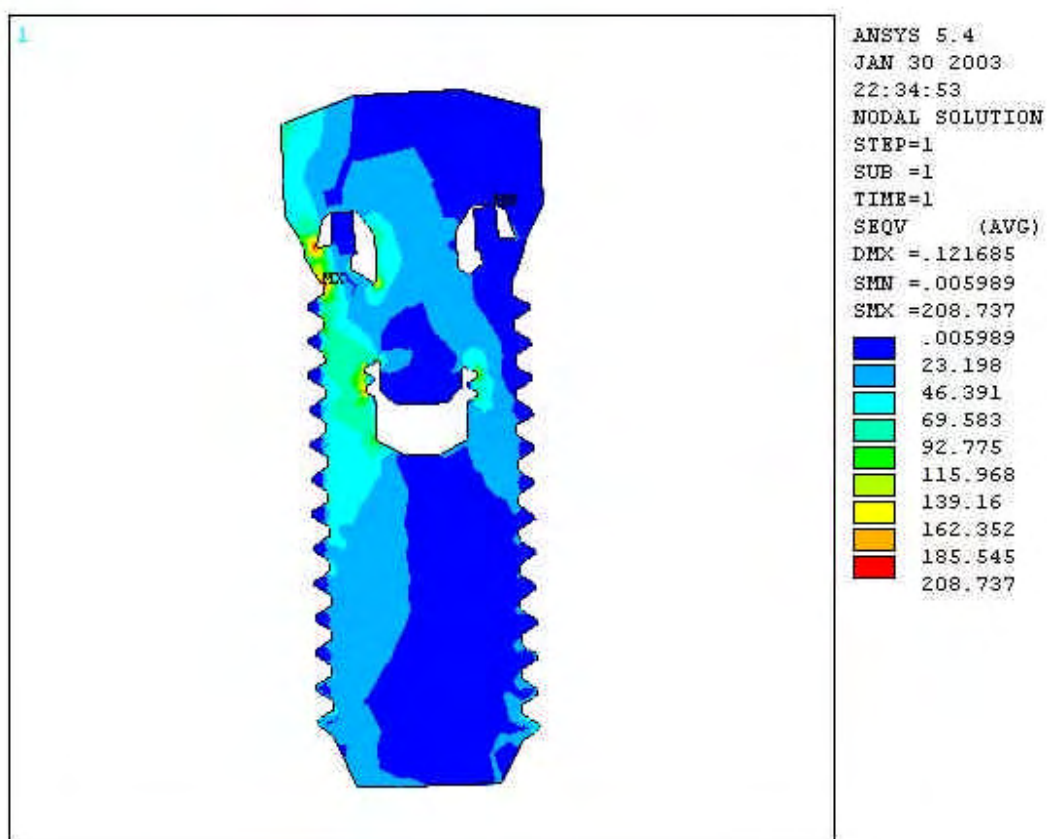


Figura 147 – Mapa de tensões de von Mises do implante do modelo H



Resumo

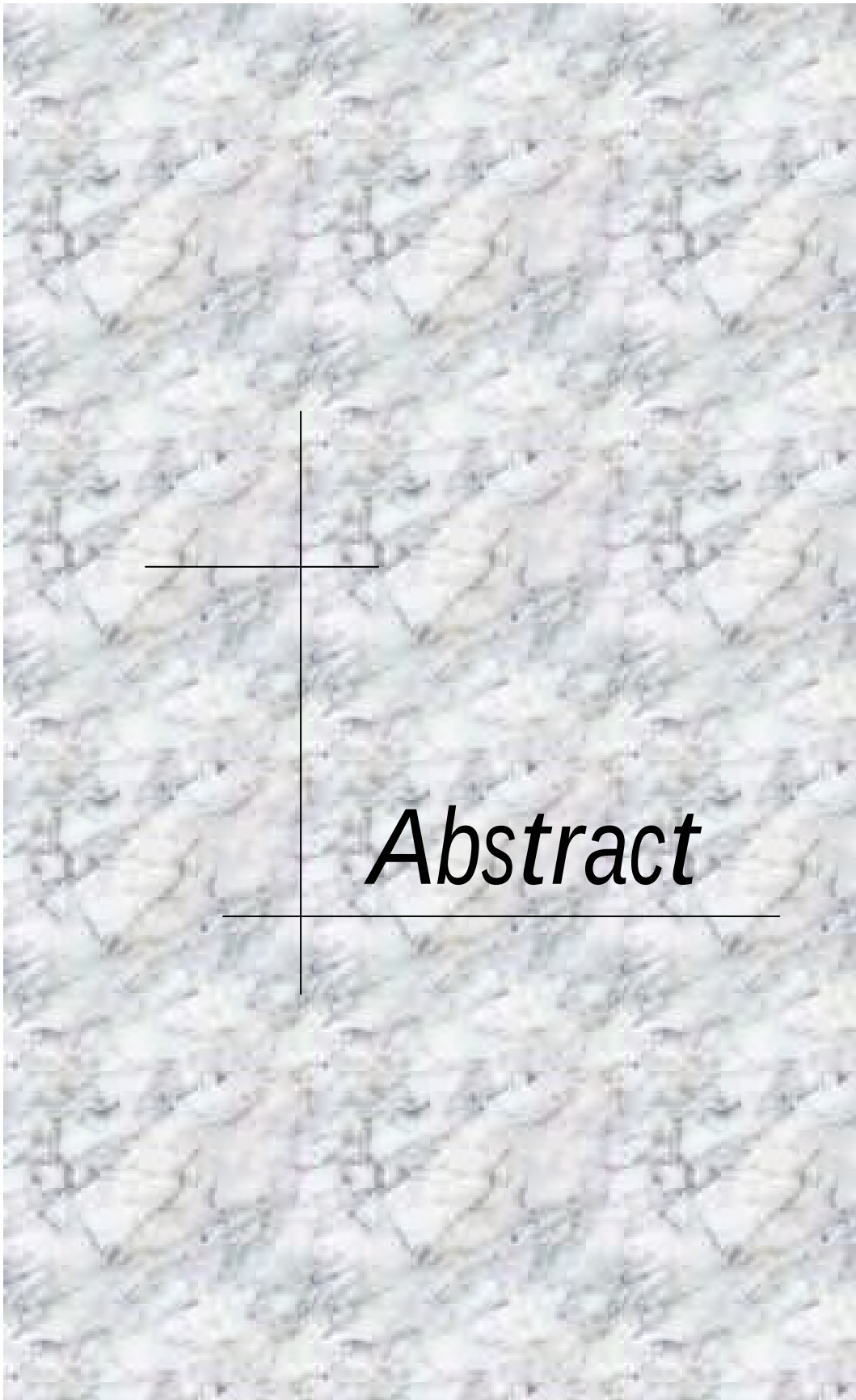
Resumo

VERRI, F.R. Avaliação da influência do diâmetro e comprimento do implante osseointegrado na inter-relação PPR Classe I mandibular pelo método dos elementos finitos. Araçatuba, 2003. 202p. Dissertação (Mestrado em Prótese Dentária) Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.

A influência do diâmetro e do comprimento de implantes osseointegrados em associação com próteses parciais removíveis de extremidade livre (PPRELs) ainda não foi relatada na literatura. Dessa forma, este trabalho visou avaliar a esta influência, utilizando o método dos elementos finitos (MEF) bi-dimensional, associando implantes osseointegrados do sistema Branemark sob a base protética de uma PPREL, funcionando apenas como suporte, e analisando mapas de deslocamento e de tensão de von Mises. Para o estudo foram confeccionados oito modelos representativos de uma hemi-arcada mandibular com a presença apenas dos dentes 33 e 34, com as seguintes características: A – sem PPR; B – com PPR sem implante; C – com PPR e implante de 3,75 x 7,00 mm; D – com PPR e implante de 3,75 x 10,00 mm; E – com PPR e implante de 3,75 x 13,00 mm; F – com PPR e implante de 5,00 x 7,00 mm; G – com PPR e implante de 5,00 x 10,00 mm; H – com PPR e implante de 5,00 x 13,00 mm. As forças aplicadas foram estritamente verticais e de 50 N em cada ponta de cúspide.

Pelos resultados notou-se que a presença da PPR sobrecarregou o dente suporte, bem como as demais estruturas de suporte da PPR quando comparadas com o modelo A. A presença do implante diminuiu as tensões, principalmente nas extremidades do rebordo desdentado, quando comparados o modelo B com os modelos que possuíam implantes associados. Tanto o comprimento quanto o diâmetro do implante tenderam a diminuir as tensões à medida que aumentavam suas dimensões. Pelos resultados foi possível concluir que: o modelo B foi o que apresentou a maior tendência a deslocamento; quanto maior o comprimento do implante, menores foram os valores do mapa de deslocamento; o modelo B apresentou níveis de tensão de von Mises superiores ao modelo A; os modelos com implantes associados apresentaram níveis menores de tensão de von Mises que o modelo B nas estruturas de suporte da PPR; o aumento do comprimento e do diâmetro do implante influenciou positivamente na diminuição das tensões nos modelos que os incorporavam.

Palavras-chave: 1. prótese parcial removível; 2. implante dentário;
3. biomecânica; 4. método dos elementos finitos.

The background of the image is a classic marbled paper pattern, featuring a dense, irregular network of veins in shades of grey, blue, and brown. Overlaid on this pattern is a black crosshair, consisting of a vertical line and a horizontal line that intersect in the center of the page. The word "Abstract" is written in a black, italicized serif font, positioned in the lower-right quadrant of the page, partially overlapping the crosshair.

Abstract

Abstract

VERRI, F.R. Evaluation of the influence of the diameter and length of the osseointegrated implants in the interrelation Class I lower RPD by finite elements analysis. Araçatuba, 2003. 202p. Dissertação (Mestrado em Prótese Dentária) Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

The influence of the diameter and length of osseointegrated implants in association with removable partial prostheses of distal-extension (DERPDs) it was not still reported in the literature. In that way, this study evaluated this influence, associating osseointegrated implants of the Branemark system under the prosthetic base of a DERP, just working as support, and analyzing displacement and von Mises tension maps, using bi-dimensional finite element analysis (FEA). For this study, eight representative models of a lower hemi-arcade were made with the presence of only the teeth 33 and 34, with the following characteristics: A - without RPD; B - with RPD and without implants; C - with RPD and implant of 3,75 x 7,00 mm; D - with RPD and implant of 3,75 x 10,00 mm; E - with RPD and implant of 3,75 x 13,00 mm; F - with RPD and implant of 5,00 x 7,00 mm; G - with RPD and implant of 5,00 x 10,00 mm; H - with RPD and implant of 5,00 x 13,00 mm. The applied forces were strictly vertical and of 50 N in each edge tip. The results shown that the presence of RPD

overloaded the support tooth, as well as the other structures of support of RPD when compared with the model A. The presence of the implants reduced the tensions, mainly in the extremities of the toothless edge, when compared model B with the models that possessed implant associated. So much the length as the diameter of the implants tended to reduce the tensions as increased your dimensions. For the results it was possible to conclude that: the model B was what presented the largest tendency to displacement; as larger the length of the it implants, smaller they were the values of the displacement map; the model B presented levels of von Mises tension superiors to the model A; the models with implant associated presented smaller levels of von Mises tension that the model B in the structures of support of RPD; the increase of the length and of the diameter of the implants influenced positively in the decrease of the tensions in the models that incorporated them.

Word-key: 1. removable partial denture; 2. dental implant;
3. biomechanics; 4. finite element analysis.