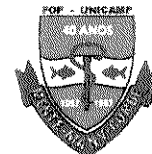




UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



EDUARDO PASSOS ROCHA

Cirurgião - Dentista

**PRÓTESE PARCIAL REMOVÍVEL
DE EXTREMIDADE LIVRE ASSOCIADA A UM
IMPLANTE OSSEOINTEGRADO. ESTUDO ATRAVÉS
DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

Tese apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, área de concentração Prótese Dental, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Doutor.

Piracicaba, 2001.

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE



EDUARDO PASSOS ROCHA

Cirurgião - Dentista

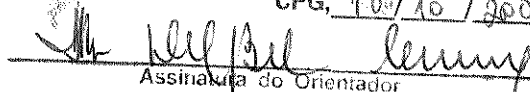
**PRÓTESE PARCIAL REMOVÍVEL
DE EXTREMIDADE LIVRE ASSOCIADA A UM
IMPLANTE OSSEOINTEGRADO. ESTUDO ATRAVÉS
DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

ORIENTADORA: Prof^a Dr^a Altair A. Del Bel Cury

Tese apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, área de concentração Prótese Dental, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Doutor.

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83

CPG, 16/10/2001


Assinatura do Orientador

Piracicaba, 2001.

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

Ficha Catalográfica

R582p Rocha, Eduardo Passos.
 Prótese parcial removível de extremidade livre associada a um
 implante osseointegrado. Estudo através do método dos elementos
 finitos. / Eduardo Passos Rocha. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2001.
 ix, 182p. : il.

 Orientadora : Profª Drª Altair A. Del Bel Cury.
 Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas,
 Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

 1. Prótese dentária parcial removível. 2. Implantes dentários
 endoósseos. I. Del Bel Cury, Altair A. II. Universidade Estadual de
 Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 25 de Junho de 2001, considerou o candidato EDUARDO PASSOS ROCHA aprovado.

1. Profa. Dra. ALTAIR ANTONINHA DEL BEL CURY

2. Profa. Dra. DALVA CRUZ LAGANÁ

3. Prof. Dr. EDUARDO PIZA PELLIZER

4. Prof. Dr. MARCOS ANDRÉ KALABAIDE VAZ

5. Profa. Dra. RENATA CUNHA MATHEUS RODRIGUES GARCIA

Dedico este trabalho a(aos):

DEUS, pelo dom da vida e
pela Presença constante.

Minha esposa, ***Priscila***, por compartilhar
cada página deste trabalho com amor,
paciência e dedicação. Por suportar os
momentos de ausência. Pelos exemplos de
retidão, competência e caráter, além do incentivo
diário e forte sentimento que nos une.

Meus pais, ***Wilson e Maria Lúcia***, pelo amor,
pelos ensinamentos transmitidos,
pelo estímulo a uma vida digna,
pelos exemplos que ainda me servem de guia e
por se tornarem, inúmeras vezes,
o objetivo maior de minhas conquistas.

Meus irmãos, **Renato, Ana Carolina e Valéria**,
pelo orgulho e sentimento que nos une e pela
compreensão da distância.

Meus sogros, **José Aparecido e Angela Maria**, e
cunhados, **Alan e Ana Cláudia**, por proporcionarem
uma convivência como a extensão da minha própria casa.

Parentes e amigos, próximos e distantes,
pelos momentos de alegria, exemplos e espírito
de união. Pela compreensão da ausência.

Agradecimento especial:

À Profª Drª Altair Antoninha Del Bel Cury,

pela orientação segura, disponibilidade e atenção dedicados.

Pelo espírito acadêmico ímpar, servindo como estímulo a uma
vida universitária digna e objetiva.

Ao Prof. Marco Antônio Luersen,

pela seriedade na pesquisa, pelos conhecimentos transmitidos;
pela dedicação, doação, paciência e responsabilidade demonstrados. Por se privar dos
trabalhos pré-existentes para dedicar parte do seu limitado tempo à realização deste
trabalho. Meus sinceros agradecimentos.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, em nome do Diretor **Prof. Dr. Antônio Wilson Sallum**, pela acolhida carinhosa.

À **Profª. Drª. Brenda de Paula Figueiredo de Almeida Gomes**, coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, pela atenção e seriedade.

Ao **DAMEC – Departamento de Mecânica** do Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná (CEFET), Curitiba-PR, em nome do **Prof. Marco Antônio Luersen**, pelo uso das instalações e do programa de elementos finitos **ANSYS**.

Ao **Laboratório da Disciplina de Odontopediatria**, em nome do **Prof. Dr. Alberto Carlos Botazzo Delbem**, da FOAraçatuba-UNESP, pelo uso das instalações

Às secretárias: **Sônia e Érica**, da Secretaria de Pós-Graduação da FOP-UNICAMP; **Mônica** da Secretaria de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da FOP-UNICAMP; **Maria Lúcia e Fumiko**, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da FOAraçatuba-UNESP, pelo auxílio às solicitações e esclarecimentos fornecidos.

Ao amigo, **Prof. Dr. Eduardo Piza Pellizzer**, pelo companheirismo, pelo exemplo e estímulo, e principalmente pelo espírito acadêmico na busca por uma universidade melhor.

Aos amigos, **Prof. Dr. André Kalabaide Vaz e Prof. Dr. Rodrigo Nunes Rached**, pelo auxílio e disponibilidade dedicados, e pela amizade mantida. A minha gratidão.

Aos colegas do **Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese**, da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, em especial aos professores da disciplina de Prótese Parcial Removível: **Valdir de Sousa, Alício R. Garcia, Eduardo Piza Pellizzer e Paulo Renato J. Zuim**, e Oclusão: **Stefan Dekon, Adriana Zavanelli, Fábio Martins, Ricardo M. Scaranelo e Marcelo Goiato**, por se sobrecarregarem durante a ausência para a execução deste trabalho.

Aos colegas de pesquisa e do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da FOP-UNICAMP: **André Vaz, Daniela Botega, Eduardo Carrilho, Edvaldo Rosa, José Mello, Frederico Silva, Glauco Zanetti, Kátia Braun, Laerte, Osvaldo, Paulo**

Nadin, Ricardo Zavanelli, Rodrigo Rached, Rosemary Shinkai, Sérgio Pereira, Sidney Kina, Solimar Ganzarolli e Tatiana Machado, pelo crescimento mútuo na convivência diária, pelo grande companheirismo, pela solidariedade nos momentos difíceis e pela bela "família" que formamos enquanto estivemos juntos.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos.

SUMÁRIO

1 – RESUMO	1
2 – ABSTRACT	3
3 – INTRODUÇÃO	5
4 – REVISÃO DA LITERATURA	9
4.1 – A prótese parcial removível de extremidade livre na reabilitação oral.	9
4.2 – A importância dos implantes osseointegrados na reabilitação oral, e sua relação com os dentes naturais.	19
4.3 – Associação entre os implantes osseointegrados e a prótese parcial removível.	27
4.4 – Utilização do método dos elementos finitos na odontologia.	33
5 – PROPOSIÇÃO	49
6 – MATERIAL E MÉTODO	51
6.1 – Modelos	51
6.2 – Programas	59
6.3 – Geometria das Estruturas	59
6.3.1 – Mandíbula e ligamento periodontal	59
6.3.2 – Dentes naturais e artificiais	60
6.3.3 – Prótese Parcial Removível	61
6.3.4 – Sistema de Implante e a conexão com a PPR	63
6.4 – Desenvolvimento dos modelos de Elementos Finitos	71
6.5 – Condições de contorno	83
6.6 – Carregamento	83
6.7 – Resultados	84
7 – RESULTADOS	85

7.1 – Mapa de Tensões	86
7.2 – Mapa de Deslocamentos	88
8 – DISCUSSÃO	91
9 – CONCLUSÕES	109
10 – REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICAS	111
11 – ANEXOS	125

Os dados sobre a associação entre os implantes osseointegrados e a prótese parcial removível de extremidade livre (PPREL) são poucos e inconclusivos. Devido a isso, foi objetivo deste trabalho avaliar através do método dos elementos finitos bidimensional (MEF) a distribuição das tensões nas estruturas de suporte da PPREL associada a um implante osseointegrado – Sistema Branemark – de 10,0 x 3,75 mm, localizado na porção distal do rebordo alveolar, atuando como suporte para a base da PPREL. Para isto, foram criados 3 modelos, que em corte sagital representaram: Modelo A (MA) – Hemiarcada contendo os dentes naturais 33 e 34, e ausência dos dentes 35, 36 e 37; Modelo B (MB) – Semelhante ao MA, com uma PPREL convencional, substituindo os dentes ausentes; Modelo C (MC) – Semelhante ao MB, com um implante na região posterior do rebordo, servindo como suporte. Com o auxílio do programa de elementos finitos, ANSYS 5.5, os modelos foram carregados com forças verticais de 50 N em cada ponta de cúspide. O mapa de tensões evidenciou máxima e mínima concentração de tensões de (MPa): MA (39,668 e 0,005); MB (72,430 e 0,736) e MC (205,662 e 0,057). O deslocamento máximo foi (em mm): MA (0,064); MB (0,107) e MC (0,099). A presença da PPREL (MB) solicitou mais as estruturas de suporte em comparação ao MA; a presença do implante (MC) permitiu níveis de tensão menores na parte posterior do rebordo alveolar e níveis semelhantes no dente 34, suporte da PPREL, quando comparados aos valores do MB; com níveis elevados de tensão no corpo do implante. Conclui-se que a presença da PPREL proporcionou maiores valores de tensão para as estruturas de suporte e que a presença do implante osseointegrado proporcionou suporte para a base da PPREL, diminuindo a intrusão desta sobre a fibromucosa, promovendo menores níveis de tensão na porção posterior do rebordo.

Palavras-chave: Método dos elementos finitos, prótese dentária parcial removível, implante endósseo.

2 - ABSTRACT

Little is known about the association of osseointegrated implant with a distal-extension removable partial denture (DERPD). In view of that, a two-dimensional finite element analysis (FEA) was carried out to study the association of Branemark implant - 10.0 x 3.75 mm with DERP, located in the distal portion of the alveolar edge, acting as support. For this, 3 plane strain models were created, represented in sagittal cut: Model A (MA) - Hemiarc containing the natural teeth 33 and 34, and absence of the teeth 35, 36 and 37; Model B (MB) - Similar to MA, with a conventional DERP; Model C (MC) - Similar to MB, with one implant in the retromolar area. The models were loaded with vertical forces of 50 N in finite element program, ANSYS 5.5. The stresses map showed for the maximum and the minimum von Mises stresses, the following values (Mpa), respectively: MA (39.668 and 0.005); MB 72.430 and 0.736) and MC (205.662 AND 0.057). The maximum displacement were (mm): MA (0.064); MB (0.107) and MC (0.099). The presence of DERP (MB) requested more the support structures in comparison with the MA; the presence of implant (MC) allowed smaller stresses levels in the alveolar edge and similar levels in the tooth 34, support of RPD, when compared to the values of MB; and high levels of stress in the implant body. Thus, the presence of DERP provided larger stresses values for the support structures and that the presence of the implant provided support for the DERP base, reducing the intrusion on the fibromucosa, promoting smaller stresses levels in the subsequent portion of the edge.

Key-Words: Finite element analysis, Removable partial denture, Osseointegrated implant.

3 – INTRODUÇÃO

A prótese parcial removível (PPR) é uma opção de tratamento essencial para os pacientes que apresentam espaço edentado extenso, e mais precisamente para aqueles com a ausência de suporte dental posterior, os considerados Classes I e II de Kennedy (**McGIVNEY & CASTLEBERRY**⁵⁴ (1995); **TODESCAN et alli**⁸⁵ (1996)), que apresentam duplo sistema de suporte, caracterizando a PPR de extremidade livre (PPREL).

No entanto, apesar dos esforços significativos na busca da distribuição equitativa das forças sobre as diferentes estruturas do suporte, minimizando os efeitos da descompensação mecânica inerente à PPREL (**KRATOCHVIL**³⁹ (1963); **KRATOCHVIL & CAPUTO**⁴⁰ (1974); **McGIVNEY & CASTLEBERRY**⁵⁴ (1995); **TODESCAN et alli**⁸⁵ (1996), **LAGANÁ**⁴³ (1996)), a vivência clínica mostra que o resultado final nem sempre representa uma prótese funcional e confortável, devido a diversos fatores, como a grande extensão da área edentada, associada a um reduzido processo alveolar, favorecendo a instabilidade, prejudicando a retenção da PPR, e contribuindo para o desconforto e a insegurança do paciente, além de sobrecarregar as estruturas de suporte (**NAIRN**⁵⁹ (1966)). Ressalta-se, neste sentido, o comportamento biomecânico específico da prótese total (PT) maxilar associada a uma PPREL mandibular Classe I de Kennedy, caracterizando a síndrome da combinação ou síndrome de Kelly, potencialmente prejudicial aos tecidos de suporte (**KELTJENS et alli**³⁷ (1993)).

Por outro lado, com o advento dos implantes osseointegrados, com comprovado sucesso clínico para ancoragem protética (**ALBREKTSSON et alli**³ (1986); **ADELL et**

allí² (1981)), principalmente nos casos de edentulismo total (**BRANEMARK et allí¹¹** (1977)), tornou-se possível estabelecer algumas alternativas de tratamento para os pacientes sem suporte dental posterior, como, por exemplo, a colocação de apenas um implante próximo a região retromolar, servindo como suporte e/ou retentor para a base de resina acrílica na extremidade livre, auxiliando na estabilidade e/ou retenção da PPR.

No entanto, poucos são os trabalhos na literatura envolvendo a associação de implantes e PPR. Subdividem-se em relatos de casos clínicos (**GANZ²⁶** (1991); **GEORGE²⁸** (1992); **BATTISTUZZI et allí⁶** (1992); **KELTJENS et allí³⁷** (1993); **GIFFIN²⁹** (1996); **JANG³⁵** (1998); **PELLECCHIA et allí⁶³** (2000)), e quase nenhum trabalho de pesquisa (**LACERDA⁴²** (1999)), sendo que o sucesso clínico apresentado relaciona-se apenas com a sobrevida do implante. Além disso, os critérios para a conduta clínica não são claros e refletem experiências individuais.

O trabalho que avalia o comportamento da PPREL apoiada distalmente por um implante osseointegrado o faz conjugando a PPREL com uma prótese parcial fixa (PPF), através de encaixes (**LACERDA⁴²** (1999)). Não existem dados sobre a associação do implante à PPREL convencional, sendo a última a opção mais largamente empregada na clínica odontológica, uma vez que é executada de forma simples, com sistemas convencionais de retenção, como os retentores extracoronários do tipo grampo.

Além disso, há os fatores limitantes anatômicos e/ou financeiros que impedem a conclusão do caso através de uma PPF totalmente retida e suportada por implantes.

Do ponto de vista experimental, o método dos elementos finitos (MEF), tem se mostrado uma ferramenta de pesquisa bastante eficaz para examinar complexos

comportamentos mecânicos de próteses e estruturas circunvizinhas, associadas ou não a implantes, que são, de outra maneira, difíceis de determinar. O MEF surgiu para resolver problemas mecânicos estruturais (**YANG et alii**⁹³ (1999)), e tem sido aplicado na odontologia para determinar níveis de tensão e deformação em modelos que simulam as estruturas bucais sujeitas às forças similares às oclusais.

Em decorrência da necessidade de informação no tratamento envolvendo a prótese suportada e/ou retida por implante, e da dificuldade em mensurar “in vivo” as prováveis consequências, o MEF tem sido utilizado (**SERTGOZ & GUVENER**⁷⁸ (1996); **BARBIER et alii**⁵ (1998); **YANG et alii**⁹³ (1999)); entretanto, ainda são poucos os trabalhos que envolvem a PPREL (**LACERDA**⁴² (1999)).

Dessa maneira, é prematuro qualquer decisão sobre a melhor forma de associar implantes à PPR, tendo como parâmetro os trabalhos supracitados, o que faz da conduta *tentativa e erro* o guia ainda predominante das decisões clínicas envolvendo a PPR e os implantes osseointegrados atualmente.

Em vista do exposto, o trabalho tem como objetivo avaliar, através do método dos elementos finitos bidimensional, o comportamento da PPREL convencional e estruturas de suporte, quando da presença de um implante osseointegrado próximo à região retromolar.

4.1 – A prótese parcial removível de extremidade livre na reabilitação oral.

Existem dados suficientes na literatura para comprovar a eficácia e a importância do tratamento com PPR, bem como evidenciar o desenvolvimento técnico e científico que esta especialidade experimentou no decorrer do último século. Porém, mesmo com todos os esforços na tentativa de torná-la uma opção terapêutica viável, auxiliando na preservação das estruturas orais, o profissional permanece a mercê da sua característica estrutural e do comportamento mecânico peculiar, com influência direta na eficiência mastigatória, no conforto e no aspecto emocional do paciente, apresentando situações clínicas de difícil resolução (**SHIFMAN & BEM-HUR**⁷⁹ (2000))

Esta característica é mais pronunciada em uma PPR com duplo sistema de suporte, a qual estará mais susceptível às forças de deslocamento lateral e vertical, que podem variar dependendo do ponto de aplicação da força, da extensão da extremidade livre, da altura do rebordo, da maior ou menor rigidez do conector maior, do desenho e da adaptação do sistema de retenção, da resiliência da fibromucosa, do grau de mobilidade do dente suporte, bem como da implantação no alvéolo e do formato radicular deste (**WEINBERG**⁹⁰ (1956); **NAIRN**⁵⁹ (1966)).

Sobre a distribuição de forças laterais, **WEINBERG**⁹⁰, em 1956, descreveu a influência que conectores e braços de oposição rígidos exercem na distribuição da força

aplicada lateralmente. Quando maior a rigidez destes componentes, mais efetiva é a distribuição da força nos demais dentes suportes.

Ainda sobre este aspecto, **NAIRN**⁵⁹ (1966) relatou que o controle da movimentação da base da PPR requer a maior cobertura possível do rebordo alveolar, sempre que possível atingindo a crista oblíqua externa; a diminuição do diâmetro oclusal dos dentes artificiais, reduzindo a força que incide no rebordo e a realização de uma moldagem funcional, permitindo que o único deslocamento tecidual aconteça após o assentamento da PPR, eliminando ou diminuindo a movimentação desta quando em função.

Muitos foram os estudos desenvolvidos a respeito da movimentação da base (**WEINBERG**⁹⁰ (1956); **GUEDES et alii**³⁰ (1995)) e da influência desta no desenho do sistema de retenção e do sistema de conexão da prótese (**KRATOCHVIL**³⁹ (1963); **MATSUMOTO & GOTO**⁵³ (1970); **KROL**⁴¹ (1973)). Tanto que **MONTEITH**⁵⁶, em 1984, descreveu 4 filosofias de trabalho, visando eliminar ou diminuir a movimentação da base na extremidade livre ou a incidência de forças sobre o dente suporte, a saber: 1 – O conceito da base flexível (Rompe-forças), 2 – da base como resultado de uma moldagem sem compressão, 3 – da base como resultado de uma moldagem compressiva, e 4 – da colocação de um implante endósseo para suporte da PPR ou até mesmo para suportar uma PPF.

MATSUMOTO & GOTO⁵³ (1970) estudaram os efeitos da aplicação de forças laterais, em modelos Classe II de Kennedy, sem a presença da PPR, e com a presença de PPR de extensão uni e bilateral. Avaliaram os resultados sobre o dente suporte adjacente à extremidade livre. Verificaram que: 1 – a presença da PPR estabilizou o dente suporte adjacente à extremidade livre, o qual estava mais sujeito a movimentação

lateral sem a PPR, entretanto, com a presença da PPR, o mesmo foi mais solicitado no sentido vertical; 2 – uma PPR bilateral foi mais efetiva que a unilateral, pela maior resistência às forças laterais; e 3 – o grampo por ação de pontas em T possui um braço de ação menos efetivo frente às forças laterais, em relação ao grampo circunferencial, devido a sua maior flexibilidade.

Em um outro trabalho, **MATSUMOTO**⁵², em 1971, estudou o comportamento funcional de uma PPR classe II de Kennedy, mais precisamente sobre a influência que a dimensão da face oclusal dos dentes artificiais exerce na transmissão da força à crista do rebordo residual e ao dente suporte. O autor concluiu que: 1 – a melhor distribuição da força vertical sobre o rebordo residual deu-se quando esta foi direcionada para a crista do rebordo; 2 – a redução do diâmetro oclusal, especialmente na porção mais distal da base, foi muito efetiva na redução da transmissão de forças laterais ao dente suporte, e sobre o rebordo; e 3 – a magnitude da movimentação vertical da base da PPR relacionou-se com o ponto de aplicação da força, sendo menor, quanto mais próximo do suporte.

Baseados na dificuldade clínica em tornar possível a distribuição das forças resultantes da mastigação de maneira uniforme entre o suporte dental e o rebordo alveolar, **KRATOCHVIL & CAPUTO**⁴⁰ (1974) realizaram um estudo através da análise fotoelástica com os objetivos de: 1 – comparar a direção da força no dente e rebordo ósseo exercida pela PPREL durante a função, antes e após o ajuste da estrutura metálica, 2 – determinar se a força é transmitida pela PPREL ao lado oposto do arco, 3 – mensurar a direção e a posição da força no dente e rebordo ósseo quando a PPR é dentossuportada. Os autores concluíram que: 1 - o ajuste da estrutura metálica da PPR de extremo livre tem uma grande influência na direção da força exercida no dente

suporte, na membrana periodontal e no rebordo ósseo, permitindo a distribuição da força no longo eixo do dente suporte, 2 – a ausência de ajuste da estrutura metálica exerce inclinação e torque no dente suporte e no rebordo ósseo, 3 – forças laterais são distribuídas por toda a extensão do arco em contato com a PPR, 4 – há grande variação na direção das forças na raiz dental e no osso, dependendo da direção da aplicação da força.

O interesse pela biomecânica da PPR, mais precisamente a de extremidade livre, determinou formas alternativas de retenção para a PPR, de maneira a evitar o trauma às estruturas de suporte, decorrentes da descompensação mecânica. Assim, depois de muitos estudos a respeito dos retentores extracoronários do tipo grampo, e sua influência sobre o dente suporte, sob a égide dos princípios fundamentais estabelecidos por **ROACH**⁷⁰ (1930), **KROL**⁴¹ (1973) propôs o grampo RPI (*rest, proximal plate*, grampo a barra em I), como uma opção de retenção para os casos de PPREL, uma vez que o dente suporte estaria parcial ou totalmente livre de tensões.

Nada mais foi do que uma modificação ao mesmo grampo previamente estabelecido por **KRATOCHVIL**³⁹ (1963), após o estudo mecânico da influência da localização dos apoios e conectores menores, e do desenho dos grampos em PPREL. A modificação proposta por **KROL**⁴¹ (1973) deu-se apenas no desenho da placa. Este autor acredita que a confecção da placa em íntimo contato com o plano guia e por toda a extensão deste, com a cobertura da papila gengival em 1 a 2 mm, como quer **KRATOCHVIL**³⁹ (1963), induz tensões no dente suporte, quando da movimentação da base em direção ao rebordo, e devido a isso, preconiza o contato apenas no 1/3 oclusal do plano guia, permitindo liberdade de movimentação para a placa, nos terços médio e cervical, durante o movimento funcional da base, sem induzir tensões no dente suporte.

O grampo RPI, quando bem ajustado e adaptado às estruturas de suporte, apresenta um comportamento biomecânico relacionado com o seu propósito, como estabelecido por **KRATOCHVIL & CAPUTO**⁴⁰ (1974). Isto se dá pelo aspecto funcional do grampo em I, pois além de garantir retenção através do mínimo contato com a estrutura dental, ele apresenta vantagem em relação ao grampo em T quando, por exemplo, da movimentação da base em direção ao rebordo.

Quanto maior o movimento, menor a tensão no dente suporte, pois o grampo em I, ao realizar um trajeto mésio-gengival, vai progressivamente perdendo contato com o dente suporte independente do equador protético verificado. Para o grampo em T, só ocorrerá se o desenho da ponta terminal do grampo proceder ao estudo do equador baseado na provável movimentação da base, pois, do contrário, a movimentação desta poderá ser acompanhado por torque no dente suporte, causado pelo movimento do grampo em T em direção ao equador protético, o que, via de regra, impõe um elemento de oposição para a estabilização; sendo que para este objetivo é imperativa a extensão da placa por disto-lingual, como quer **KRATOCHVIL**³⁹ (1963).

Porém, se **KROL**⁴¹ (1973) considera que o desenho estabelecido por **KRATOCHVIL**³⁹ (1963) pode ser lesivo ao dente suporte, a modificação proposta não responde a um dos princípios fundamentais dos grampos estabelecidos por **ROACH**⁷⁰, em 1930, o da reciprocidade, uma vez que a ausência de contato da placa nos terços médio e cervical não garante a estabilização do dente suporte durante a inserção e a remoção da PPREL.

Dessa forma, e apesar do grampo RPI ser considerado uma forma eficiente de retenção para a PPREL, o estudo dos diferentes tipos de retentores em PPR é evidente e contínuo. Assim, surgiram o RPA (ACKERS) (**ELIASON**²² (1983), o RPL (L-BAR)

(**BEM-HUR et alii**⁸ (1988)), e mais recentemente uma alteração proposta por **SHIFMAN & BEM-HUR**⁷⁹ (2000)) para o grampo RPA, quando da presença do 1º pré-molar. Os autores propuseram a remoção do conector menor localizado por mesial, e a união do apoio mesio-oclusal à placa distal por meio de um braço de oposição rígido por lingual, sob a égide de benefícios para a saúde periodontal do dente suporte.

Em 1977, **THOMPSON et alii**⁸³ utilizaram a análise fotoelástica para avaliar o comportamento de uma PPREL Classe I de Kennedy, apoiada sobre dois pré-molares, frente a 7 tipos de retentores, a saber: 1 – grampo RPI; 2 – apoio distal, com grampo circunferencial; 3 – apoio mesial, com grampo circunferencial; 4 – apoio distal, com grampo combinado (fio de aço por vestibular e braço rígido por lingual); 5 – apoio mesial, com grampo combinado (fio de aço por vestibular e braço rígido por lingual); 6 – apoio distal, com grampo de Roach em T; 7 – apoio mesial, com grampo de Roach em T. Verificaram que a distribuição de força sobre o rebordo, no sentido vertical, foi mais evidente nos casos envolvendo apoio por mesial; a tensão foi mais evidente nos modelos que apresentavam apoio por distal. A distribuição da força foi mais uniforme com o apoio na mesial, particularmente após o uso do grampo RPI ou fio de aço. A utilização do grampo circunferencial com o apoio por distal desenvolveu forças horizontais.

Na tentativa de verificar se o uso de retenção intracoronária, por encaixes, ou extracoronária, do tipo grampo, apresentavam diferenças em relação à tensão no dente suporte adjacente a extremidade livre, **CHOU et alii**¹⁴ (1991) avaliaram o movimento do dente suporte, sob forças de 30 kgf, e em 6 condições: 1 – uso do grampo RPI; 2 – grampo circunferencial; 3 – encaixe de semiprecisão P.D.; 4 – encaixe de semiprecisão de Thompson; 5 – encaixe de precisão McCollum; e 6 – encaixe de precisão Stern G/L.

Os resultados mostraram que o desenho do grampo e do encaixe influenciaram na movimentação do dente, porém apresentam por si só um movimento maior que o movimento do dente em si. Os encaixes de precisão e semi-precisão proporcionaram um maior movimento do dente, quando comparado com os grampos.

Em 1993, **CHOU et alii**¹³ utilizaram a análise fotoelástica para comparar a distribuição de forças em um modelo simulando PPREL apresentando como retentores: grampo RPI, grampo circunferencial, 2 tipos de encaixes de precisão e 2 de semi-precisão, e carregados em 5 direções, vertical, ântero-posterior, pósterio-anterior e látero-lateral no sentido vestibular e lingual. Verificaram que o grampo RPI permitiu uma distribuição uniforme da tensão sobre o dente suporte e o rebordo alveolar. O uso de encaixes de precisão ou de semi-precisão promoveram maior tensão nas estruturas de suporte, sendo que entre os dois tipos, o de precisão permitiu direcionamento de força mais próximo do longo eixo do dente.

Os fenômenos mecânicos que ocorrem em função da localização dos apoios, e as consequências no dente suporte, foram estudados por **GUEDES et alii**³⁰ (1995) utilizando o método dos elementos finitos. Para isto, os autores criaram 2 modelos matemáticos, que representavam o 1º pré-molar, o rebordo residual e uma PPR de extremidade livre, que se diferenciou por apresentar: 1 – Grampo circunferencial de distal para mesial, com apoio distal; e 2 – Grampo circunferencial de mesial para distal, com apoio mesial. Os autores verificaram que há deslocamento dentário após a aplicação de força compressiva na base, sugerindo a formação do sistema de alavanca, e a movimentação do dente para distal, quando o apoio localizou-se distalmente.

IGARASHI et alii³³ (1999) realizaram um estudo “in vivo” em 2 pacientes, comparando 3 tipos de retentores (fio, grampo de Akers com apoio distal e coroa

telescópica cônica) para uma PPR classe I de Kennedy, sob a ação de 58,8 N na região do 1º molar, e sua influência na transmissão da força através da base de resina acrílica e na movimentação do dente suporte. Verificaram que a transmissão da força aplicada através da base de resina acrílica diminuiu gradualmente em direção ao rebordo alveolar, para: fio, grampo e coroa telescópica, com média de 60%, 42% e 20%, respectivamente, e que neste mesmo sentido, a resposta era menos imediata quando aumentava-se a força aplicada. Por outro lado, a solicitação do dente suporte foi maior, quanto mais rígido foi o retentor. Neste sentido, verificaram que o fio, o grampo e a coroa telescópica promoveram a movimentação do dente suporte em 40%, 58% e 80 %, respectivamente.

Apesar dos esforços na realização do tratamento com PPREL segundo critérios previamente estabelecidos na literatura, visando a preservação das estruturas bucais, **FRANK et al**²⁵ (2000) verificaram que não houve relação entre a característica da prótese, segundo princípios estabelecidos na literatura e o estado de satisfação do paciente. Os autores realizaram um estudo em 82 voluntários submetidos a tratamento com PPREL, Classe I ou II de Kennedy, com o objetivo de verificar se havia correlação entre o planejamento da PPREL, segundo os Princípios, Conceitos e Práticas (PPCP) determinados pela Academia de Prótese, e a satisfação do paciente. Em relação a 8 itens presentes no PPCP, 53% das PPREL foram consideradas satisfatórias; 46% parcialmente satisfatórias, e 11% insatisfatórias. O tempo médio necessário para o reembasamento da base na extremidade livre foi de 2 anos e meio, sendo de 3,4 anos o tempo médio para a substituição da PPREL. 37% dos pacientes afirmaram estar insatisfeitos com a PPREL, devido à falta de adaptação (76%), danos ao dente natural (63%) e necessidade de ajuste (89%). 45% dos casos apresentaram inflamação na

margem gengival, seguido por 27% no rebordo alveolar. Houve relação entre a inflamação e o formato incorreto do descanso, a extensão inadequada da base de resina acrílica, a presença de poucos apoios e a pobre adaptação da estrutura metálica da PPR.

No entanto, um dos objetivos no ensino da PPR é tornar o profissional apto à execução do planejamento. Em vista disso, e antes do trabalho de **FRANK et al**²⁵ (2000), **DAVENPORT & HAMMOND**²¹ (1996) descreveram uma forma de utilizar a inteligência artificial para a execução do planejamento em PPR, denominada RaPiD (*Removable partial denture design using artificial intelligence*), baseado no sistema KBS (knowledge-based system) e aplicado tanto no ensino acadêmico da prótese, como por profissionais. Afirmam que há diversos sistemas no mercado baseados no KBS, mas acreditam que não são largamente utilizados por reunir informações concernentes a um profissional apenas ou um pequeno grupo, impedindo, assim, a difusão mais abrangente dos produtos pela limitação imposta por diferentes filosofias de trabalho.

4.2 – A importância dos implantes osseointegrados na reabilitação oral, e sua relação com os dentes naturais.

Após 25 anos de experiências clínicas bem documentadas, é evidente que os princípios da osseointegração desenvolvidos por P-I Branemark (**BRANEMARK**¹¹ (1983) regem um tratamento com possibilidade de sucesso bastante elevada, quando da ancoragem de próteses fixas no tratamento do paciente total ou parcialmente edentado (**ADELL et alii**² (1981); **ALBREKTSSON et alii**³ (1988)).

Embora originalmente aplicado para o tratamento do edentulismo total, desde 1982 os conceitos da osseointegração tem sido sistematicamente aplicados no tratamento do edentulismo parcial, e na confecção de próteses auriculares, orbiculares, em pacientes mutilados ou com deficiência congênita, sendo utilizado até mesmo como ancoragem ortodôntica.

A eficácia da utilização dos implantes osseointegrados no tratamento dos pacientes totalmente edêntulos está bem estabelecida. **ADELL et alii**² (1981), em 15 anos de estudo, relataram o acompanhamento de 859 implantes colocados em 130 mandíbulas. Num período de observação de 5 a 9 anos, observaram índices de sucesso equivalentes a 81% e 91% nos arcos maxilar e mandibular, respectivamente.

JEMT et alii³⁶ (1989), avaliaram um total de 876 implantes Branemark, colocados em 268 mandíbulas, de 244 pacientes parcialmente edentados, tratados entre abril de 1968, e o final de 1988. Apenas 3% dos implantes foram perdidos, e 98,7 % das próteses permaneceram estáveis, com apenas 4 sendo removidas do total de 293.

ALBREKTSSON et alii³ (1988) relataram taxa de sucesso em torno de 99,1% para 334 implantes colocados no arco mandibular e 84,9% para 106 implantes colocados no arco maxilar, após um período de observação com intervalo de 5 a 8 anos.

Van STEENBERGHE⁸⁷ (1989) realizou um estudo retrospectivo envolvendo 6 centros de pesquisa em 3 continentes, perfazendo um total de 133 implantes (40 na maxila e 93 na mandíbula) colocados em 38 pacientes. O tempo de análise variou entre 6 e 36 meses após a instalação da prótese. A avaliação clínica mensurou a mobilidade das restaurações e o controle das infecções ou complicações neurológicas. Avaliou-se radiograficamente a ausência de radiolusência ao redor dos implantes e a distância entre a crista óssea e o ápice do implante. Das próteses confeccionadas, 58 foram unidas ao dente natural. A taxa de sucesso foi de 87% e 92% para a maxila e mandíbula, respectivamente. As maiores falhas ocorreram antes da instalação da prótese, sendo que destas, apenas duas foram perdidas durante o período de observação. A distância média entre a margem óssea e a junção implante-intermediário-coroa foi de 2,5 mm.

Van STEENBERGHE⁸⁷ (1989) e **JEMT et alii**³⁶ (1989) acreditam que próteses osseointegradas também podem ser aplicadas ao paciente com edentulismo parcial.

Dessa forma, uma condição clínica de importante significado refere-se à restauração de arcos parcialmente edentados com implantes osseointegrados, tendo em vista a necessidade de associá-los aos dentes remanescentes para que se possa proceder à confecção de uma prótese fixa cimentada ou parafusada. Está claro que a distribuição de forças entre as estruturas de suporte, no caso os dentes naturais e o implante, é diferente da distribuição nos casos de prótese totalmente suportada por

implantes ou por dentes naturais. As propriedades viscoelásticas do ligamento periodontal são claramente contrastantes com a limitada elasticidade da interface osso/implante osseointegrado, tornando evidente um comportamento semelhante a um cantilever quando da prótese apoiada em uma extremidade por dente natural e na outra por um implante.

Baseado nesta controvérsia, **RICHTER**⁶⁹ (1989) desenvolveu um trabalho discutindo os aspectos biomecânicos, precisamente sobre a influência de forças verticais e horizontais em próteses implantodentossuportadas. Segundo o autor, os dispositivos resilientes podem diminuir o estresse no osso, sendo interessante que os mesmos apresentem a mesma resiliência do ligamento periodontal, para evitar qualquer momento de força no implante. É possível, ainda, descrever o comportamento biomecânico da associação, porém, conclusões definitivas a respeito somente existirão após o completo entendimento do limite da tensão que o osso pode suportar, fato ainda desconhecido, segundo o autor.

SMITH & ZARB⁸⁰ (1989) atentos ao elevado número de sistemas de implantes presentes no mercado, consideraram que a avaliação do sucesso de um implante osseointegrado deve necessariamente seguir critérios científicos. Desta forma, realizaram uma revisão de literatura envolvendo critérios previamente estabelecidos, discutindo a mobilidade e a radiolusência peri-implantar, a perda óssea marginal, o conforto do pacientes, a profundidade do sulco, a saúde gengival, os danos ao dente adjacente e às estruturas anatômicas vizinhas, a estética, a presença de infecção e a durabilidade do tratamento. Salientaram vantagens e desvantagens em cada protocolo e definiram critérios de sucesso no tratamento com implantes envolvendo: o implante individual sem mobilidade; nenhuma evidencia de radio-lusência peri-implantar; perda

óssea de até 0,2 mm anualmente após o primeiro ano; sem sintomas de dor, ou desconforto e infecção decorrentes do implante; o implante não deve impedir a satisfação do paciente e do profissional; e ao final de 5 anos, taxa de sucesso de 85%, e ao final de 10 anos, taxa de 80%.

NAERT *et alii*⁵⁸ (1992) avaliaram 509 implantes Branemark colocados em 146 pacientes entre 1982 e 1989, sobre os quais, 217 PPF foram planejadas. As taxas de falha foram, após a conexão do intermediário, de 3,9% e 4,1% para a maxila e mandíbula, respectivamente. A falta de estabilidade em próteses conjugadas foi de 4,1% para a maxila e 5,4% para a mandíbula. A média de perda óssea marginal foi de (média/desvio-padrão): 0,77/1,0 mm para a maxila e 0,96/0,9 mm para a mandíbula respectivamente, para o primeiro ano, e de 0,1 mm para os anos seguintes. O modo de conexão entre os dentes e implantes e o uso de porcelana ou resina composta na face oclusal dos dentes não influenciou na perda óssea ao redor dos implantes. Os autores concluem afirmando que os resultados obtidos estimulam a aplicação dos implantes nos casos de edentulismo parcial, e que a opção pela conexão rígida ou semi-rígida entre implantes e dentes deveria ser definida com base em um planejamento bem delineado, condições periodontais dos dentes remanescentes e quantidade de implantes a ser utilizado.

WEINBERG & KRUGER⁹¹ (1994) descreveram o comportamento biomecânico das próteses dentossuportadas, implantossuportadas e dentoimplantossuportadas. Afirmaram que a distribuição das forças em uma prótese com múltiplos dentes suportes é diferente da distribuição em uma implantossuportada. Há uma correlação direta entre o nível de flexão no lado de aplicação da força e o total distribuído pela estrutura da prótese. A resiliência do ligamento periodontal facilita a distribuição de força por todas

as raízes dentais. A rigidez do conjunto implante-intermediário-prótese limita a distribuição para outras partes da estrutura da prótese, concentrando a incidência da força na crista óssea do lado de aplicação, não distribuindo ao longo do comprimento do implante. Diferentes índices de mobilidade concentram a distribuição da força lateral para o suporte ósseo do elemento mais rígido, nos casos de esplintagem de dentes naturais, ou de implantes quando são unidos ao dente natural em próteses combinadas. Entretanto, continuam os autores, quando se faz necessária a associação entre dentes e implantes osseointegrados, deve-se adotar uma conexão não rígida. No entanto, quando os implantes são localizados entre os dentes naturais, o resultado prático é uma prótese implanto suportada. Isso requer uma análise especial da distribuição de força para prevenir a sobrecarga no implante.

RICHTER⁶⁹ (1995) acredita que a quantificação das forças verticais que incidem sobre os implantes não são determinadas precisamente devido às diferentes técnicas usadas, principalmente no que diz respeito ao aumento da dimensão vertical pela introdução da ponta analisadora entre as superfícies oclusais, e pela diferença de tamanho entre a superfície oclusal e a ponta ativa do instrumento mensurador, o que concentraria muita força na ponta do instrumento, a ponto de determinar uma força bem maior que a realizada normalmente, fosse ela de mordida ou fechamento, induzindo a erros de análise. Dessa forma, o autor introduziu uma nova técnica, onde um transdutor foi colocado diretamente na interface implante/intermediário, sem o aumento da dimensão vertical e permitindo um contato oclusal simultâneo e uniforme entre todos os dentes. Os resultados foram comparados com os obtidos em dentes. Na região dos implantes observaram-se forças da mastigação entre 60,7 e 121,1 N, e na região dos dentes entre 120 e 150 N.

NISHIMURA et al⁶⁰ (1999), através da análise fotoelástica, avaliaram o comportamento das estruturas de suporte de uma PPF mandibular de 3 elementos (pré-molar, 1º e 2º molares) associada a implantes, após aplicação de forças oclusais axiais. Foram criados 2 modelos para 3 tipos de conexão: 1 – apenas contato proximal entre o segmento implantossuportado e o segmento dentossuportado, sem ponto de solda; 2 – com ponto de solda; 3 – com encaixe semi-rígido; apresentando 1 ou 2 implantes. As forças oclusais axiais foram aplicadas em pontos específicos, a saber: 1 – sobre o dente suporte, 2 – mesial ao primeiro implante, 3 – sobre o primeiro implante, 4 – entre os dois implantes, 5 – sobre o segundo implante, 6 – na distal do segundo implante. Os autores verificaram que a conexão rígida causou um estresse mais pronunciado nas estruturas de suporte, principalmente quando apenas um implante serviu como suporte distal. As forças aplicadas na porção distal produziram um alto nível de estresse apical, tanto no dente como no implante. A presença de 2 implantes refletiu uma distribuição melhor da força oclusal aplicada, diminuindo a incidência de força no implante distal em aproximadamente 1/3 ou metade. Entretanto, apesar das diferenças, os autores concluíram afirmando que o uso de conexão rígida ou não-rígida permite adequada distribuição do estresse, e que a opção entre uma ou outra deve ser baseada em critérios clínicos, como o número, distribuição e qualidade dos dentes suportes. Os autores acreditam que um implante de 13 mm pode suportar uma prótese de 3 elementos, unida ao dente natural.

MISCH⁵⁵ (1999) salientou que as forças que atingem a região posterior do arco são quase 300% maior que as forças na região anterior, e que inversamente, os implantes colocados na região posterior da boca são mais curtos que na região anterior. Uma das formas de equilibrar essa diferença é aumentar o diâmetro ou o desenho do

implante. Ao aumentar o diâmetro em 2 mm, aumenta-se em torno de 20 a 30% a área superficial do implante. Segundo o autor, esta conduta não é muito apropriada para compensar a maior magnitude de força na região posterior, sendo que maiores ganhos seriam obtidos alterando o desenho das roscas, como o passo de rosca e a profundidade.

Deve-se considerar, ainda, a relação entre o braço de potência e o braço de resistência, o tipo de osso e a magnitude, duração e direção da força incidente, como fatores importantes para o comportamento de uma prótese implantorretida e suportada.

HOSNY et alli³¹ (2000) avaliaram 18 pacientes que receberam próteses suportadas por dente e implante, e apenas implante, no mesmo arco, durante 14 anos (média de 6,5 anos). Não foram observadas fraturas de componentes, mobilidade do implante, problemas mecânicos, nem casos de intrusão. A perda óssea marginal não diferiu significativamente entre os dois tipos. A média de perda óssea ficou entre 1,08 e 1,15 mm nos primeiros 6 meses, e 0,015 mm após os 6 meses iniciais. Após o estudo, os autores concluíram que não há diferença significativa entre os dois tipos de tratamento.

4.3 – Associação entre os implantes osseointegrados e a prótese parcial removível.

Os estudos envolvendo a associação de dentes naturais e implantes são mais significativos nos casos de reabilitação com PPF. São, via de regra, prospectivos e avaliam os aspectos da PPF suportada por dentes naturais e implantes, entretanto, apresentam intervalo de tempo curto para a análise, entre 3 e 5 anos após a colocação dos mesmos. Os dados da literatura são inconclusivos, principalmente no que diz respeito às conseqüências da associação e de que forma esta deve ser realizada.

No que diz respeito à associação com a PPR, é uma opção terapêutica ainda inexpressiva frente às diversas opções de tratamento que caracterizam a reabilitação oral com implantes osseointegrados. Os trabalhos presentes na literatura são escassos e subdividem-se em relatos de casos clínicos (**GANZ**²⁶ (1991); **GEORGE**²⁸ (1992); **BATTISTUZZI et alii**⁶ (1992); **KELTJENS et alii**³⁷ (1993); **GIFFIN**²⁹ (1996); **JANG et alii**³⁵ (1998); **PELLECCHIA et alii**⁶³ (2000)), e poucos trabalhos de pesquisa (**LACERDA**⁴² (1999)).

Apesar de ser um assunto que atualmente desperta o interesse dos profissionais, a associação de uma PPR com implantes não é recente, tanto que **MONTEITH**⁵⁶, 1984, descreveu aplicações envolvendo o uso de implantes endósseos, do tipo laminado, para suportar a base da PPR ou receber uma PPF associada aos dentes naturais.

O sucesso clínico apresentado, relaciona-se basicamente com a sobrevida do implante, com tempo curto de análise, refletindo experiências individuais, sendo que critérios específicos que determinem condutas clínicas seguras não são claros.

GANZ²⁶ (1991) descreveu um caso clínico onde dois implantes (13 mm x 3,75 mm) unidos em barra (*TissuBar Attachment*) e conectados a uma prótese fixa de quatro elementos por meio de encaixes, foram utilizados para suportar uma prótese parcial removível. Os implantes foram colocados entre o seio maxilar e a linha média.

BATTISTUZZI et alii⁶ (1992) descreveram o tratamento de um paciente que apresentava um defeito na região anterior da mandíbula, como consequência de uma sequela cirúrgica, sendo solucionado com uma PPR suportada por dentes naturais e 4 implantes osseointegrados, sendo estes unidos por uma barra tipo Dolder.

GEORGE²⁸ (1992) relatou um caso clínico maxilar, Classe I de Kennedy, no qual o autor considerou pertinente a colocação de um implante de cada lado da maxila, na região dos dentes 14 e 24, para prover suporte posterior e estabilizar a oclusão, diminuindo a incidência de forças sobre os dentes anteriores remanescentes esplintados por meio de uma prótese fixa. As coroas implantossuportadas foram conectadas aos últimos pilares da PPF por meio de um encaixe. Foi associada uma PPR de extremo livre que apresentava apoio distal e mesial, além de um encaixe resiliente provendo retenção e minimizando a incidência de forças de torção sobre o implante. O autor acredita que com acompanhamento preciso e cuidados por parte do paciente, o uso de implantes osseointegrados adiciona suporte e estabilidade à PPR, podendo ser uma alternativa superior à PPR convencional.

Devido à mudança do plano oclusal em consequência da reabsorção óssea abaixo da base da PPREL e da reabsorção óssea na região anterior da maxila em consequência da sobrecarga funcional nesta região, como consequência da síndrome da combinação ou síndrome de Kelly, **KELTJENS et alii**³⁷ (1993) justificaram a utilização do implante na região distal abaixo da base de resina acrílica da PPREL

como mecanismo para permitir uma oclusão estável e duradoura, definindo como funções do implante na associação com uma PPR:

- Evitar a reabsorção óssea abaixo da base de resina acrílica
- Fornecer retenção adicional para a PPR
- Reduzir as tensões no dente suporte da PPR
- Reduzir o número de retentores extracoronários na PPR
- Promover conforto para o paciente

Salientaram que a forma e o tamanho do implante deve estar relacionado com a função, sendo a estabilização vertical da PPR um dos objetivos. Acreditam que implantes mais curtos e estreitos que os utilizados como suporte da PPR podem ser utilizados com sucesso para ancoragem da PPR. Assim, o uso de implantes com 6 a 8 mm de comprimento e pelo menos 2,5 mm de diâmetro podem ser satisfatórios. Os autores apresentaram dois casos clínicos. Em um caso Classe I de Kennedy, 2 implantes IMZ foram colocados na região de molares, apresentando 10,5 x 3,3 mm, sendo que a estrutura metálica da PPR apresentou um capuz distal em contato com o implante, servindo este apenas como suporte para a base da PPREL. Em outro caso clínico, também Classe I de Kennedy, foram colocados na mesma região dois implantes Dyna, com 10,0 x 3,0 mm, sendo que neste caso, retenção adicional foi promovida pela Sistema Dyna de magnetos.

GIFFIN²⁹ (1996) afirmou que o tratamento com PPR continua sendo uma forma de reabilitação essencial, especialmente quando se faz necessária a reabilitação de pacientes com extremo livre edentado, e que uma PPR dento-muco suportada pode se transformar em dento-implanto suportada. Faz considerações a respeito do tratamento convencional com PPREL, bem como do movimento que este tipo de prótese apresenta

quando em função. O autor relata a utilização de um implante IMZ (8 mm x 3,3 mm) na região posterior da mandíbula, com o objetivo de minimizar a incidência de forças sobre o rebordo, otimizando a retenção, a estabilidade e o suporte da PPREL, por meio de um encaixe resiliente tipo ERA. O autor acredita que este procedimento elimina os problemas associados com a PPREL. Ao final, o paciente declarou que sentia o lado suportado por dentes e implante mais natural do que o lado oposto, sendo também o de escolha para a mastigação.

JANG et alii³⁵ (1998) descreveram um caso clínico no qual foi utilizado um implante unitário (ITI, 16 mm x 4,1 mm), de um estágio cirúrgico, para substituir o dente 43, no qual foi colocado uma prótese fixa de dois elementos, com o dente 42 em cantilever, para suportar uma PPR Classe I que apresentava como suporte natural apenas os dentes 32 a 41. O acompanhamento radiográfico realizado 14 meses após a instalação das próteses não revelou perda óssea ao redor do implante. Os autores alertaram para a necessidade de estudos longitudinais para o acompanhamento da perda óssea, da condição da coroa protética e para verificar se esta modalidade de tratamento é uma opção viável. Acreditam que o sucesso do caso está na boa qualidade óssea apresentada pelo paciente, no comprimento do implante e no ajuste oclusal bem definido.

LACERDA⁴² (1999) analisou o comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da PPR com encaixe (Intracoronário, Biloc KD – CNG) apoiada sobre implante na região distal, através do MEF bidimensional, após aplicação de cargas estritamente verticais. O modelo analisado representou secções sagitais de um segmento de mandíbula, da região de primeiro pré-molar até a região da papila retromolar, estando ausentes o segundo pré-molar e os molares naturais, e com um

implante (7,0 x 3,5 mm, Branemark) na região do segundo molar. Observou-se que o encaixe rígido entre dente-suporte e PPREL transmitiu maiores tensões ao dente suporte, diminuindo as tensões sobre a fibromucosa e implante, quando comparado com o encaixe semi-rígido. Verificou-se também que a ligação articulada entre implante e PPR diminuiu o momento fletor transmitido ao implante e aumentou as tensões na fibromucosa e dente-suporte. Quanto maior a área de suporte entre a fibromucosa e a PPR, menor as tensões transmitidas às demais estruturas de suporte. Além disso, observou-se que a presença da estrutura metálica no interior da base de resina acrílica fez com que esta sofresse uma menor deflexão, comprimindo menos a fibromucosa, e solicitando mais o dente suporte e o implante. Segundo o autor, o trabalho demonstrou a confiabilidade dos dados, uma vez que os resultados foram semelhantes qualitativamente quando comparados aos modelos simples fundamentados nos princípios da Estática. Além disso, segundo o autor, o comportamento biomecânico observado nos modelos simplificados é visualizado com maior precisão nos modelos complexos.

PELLECCHIA et al⁶³ (2000) acreditam que o tratamento com próteses implantossuportadas, associadas a cantileveres distais, envolve um aspecto biomecânico complexo, que pode ser danoso para a interface osso/implante. Por sua vez, a utilização do rebordo alveolar como suporte para os casos de overdentures implantossuportadas, não garante estabilidade, uma vez que o processo fisiológico na reabsorção alveolar é contínuo, podendo ser acelerado pela incidência de forças traumáticas na região. Assim, citam um caso clínico em que uma PPREL bilateral foi ancorada a uma PPF de 6 elementos, sendo esta parafusada sobre uma infra-estrutura de metal, suportada por 3 implantes (3,75 x 13 mm), inter-forames, apresentando em

cada extremidade um encaixe tipo Dalbo. Os autores acreditam que esta opção permite a diminuição da tensão sobre os implantes, pois esta é direcionada para a interface de conexão com a PPF, e em adição ao aspecto funcional e estético das overdentures, a característica rígida de todo o segmento não permite o movimento da PPREL e diminui a compressão do rebordo edentado.

4.4 – Utilização do método dos elementos finitos na odontologia.

O conhecimento da intensidade e da distribuição da força mastigatória em elementos dentais restaurados sempre despertou o interesse científico de pesquisadores que tinham como objetivo aprimorar o aspecto mecânico da cavidade a ser restaurada, com o intuito de evitar ou diminuir a incidência de falhas após os procedimentos restauradores, sendo o trabalho realizado por **NOOMAN**⁶¹, em 1949, uma referência clássica neste sentido.

Os estudos envolviam basicamente a fotoelasticidade como método de análise, sendo esta uma técnica experimental exaustivamente utilizada na Odontologia, tanto em estudos bidimensionais, como tridimensionais (**SELNA et alii**⁷⁶ (1975); **VAZ et alii**⁸⁹ (1997)).

No campo da engenharia, outros métodos tem sido utilizados para analisar a distribuição interna das tensões em um corpo, sendo o método dos elementos finitos (MEF) um dos mais aplicados. Nesta técnica, dita numérica, idealizações matemáticas são utilizadas em substituição a um modelo físico.

O método dos elementos finitos foi introduzido no final dos anos 50, mais precisamente para uso da indústria aeroespacial (**DARBAR et alii**²⁰ (1995)), sendo incorporado aos ensaios médicos e odontológicos no início dos anos 70, envolvendo procedimentos ortopédicos e restauradores, respectivamente (**FARAH et alii**²³ (1988)).

E desde então, o MEF vem sendo sistematicamente aplicado na odontologia estudando o comportamento de dentes endodonticamente tratados (**REINHARDT et alii**⁶⁸ (1983); **KO et alii**³⁸ (1992)); o aspecto biomecânico da PPF convencional ou em

cantilever, associada ou não a implantes (SERTGÖZ & GÜNEVER⁷⁸ (1996); BARBIER *et alli*⁵ (1998); YANG *et alli*⁹³ (1999); SENDIK⁷⁷ (1999)); o comportamento de dentes hígidos ou restaurados submetidos às forças semelhantes às oclusais (SELNA *et alli*⁷⁶ (1975); CORRÊA & MATSON¹⁷ (1977); RUBIN *et alli*⁷¹ (1983)), o comportamento biomecânico das próteses removíveis e sistemas de retenção (LAGANÁ⁴³ (1996); YUASA *et alli*⁹⁴ (1998); LACERDA⁴² (1999)); e a remodelação óssea na ortodontia (TANNE *et alli*⁸² (1990))

O método trata da análise matemática de modelos especialmente idealizados para este fim, fazendo uso de um computador para resolver um elevado número de equações algébricas envolvidas dentro da estrutura que esta sendo analisada (BATHE & WILSON (1971) Apud in: RUBIN *et alli*⁷¹ (1983)).

O conceito básico do método dos elementos finitos consiste no processo da idealização estrutural, que pode ser definido como a transformação de um corpo elástico contínuo num sistema estrutural formado pela reunião de elementos estruturais unidos entre si, através de um número finito de pontos. Assim, um corpo qualquer, alvo do estudo, é dividido em pequenos elementos de forma geométrica simples, geralmente quadrado ou triângulo para os estudos bidimensionais; tetraedro ou hexaedro nos tridimensionais, que sendo maiores ou menores, definem o grau de refinamento do corpo. O passo técnico da divisão em vários elementos chama-se "geração da malha de elementos finitos", denominada simplesmente de *malha* ou de *malha de elementos finitos*. E este corpo, agora dividido em elementos menores, é o que conceitua o método como "elementos finitos".

Os elementos, em seus limites, são unidos entre si por pontos, chamados nós, ou pontos nodais, ou junções. A união dos elementos entre os nós para formar o

sistema estrutural é realizada de maneira que sejam satisfeitas as condições de equilíbrio das forças que agem nos nós, sendo que o potencial de energia envolvida na análise determina a continuidade do deslocamento entre os nós.

De forma simplificada, o potencial de energia é determinado pela equação linear: $[K]\{u\} = \{P\}$, onde $[K]$ é a matriz de dureza do material, que é determinada pela integração numérica dentro dos limites de cada elemento; $\{u\}$ é o vetor de deslocamento do ponto nodal, a ser conhecido; e $\{P\}$ é o vetor da força aplicada. Desta solução matemática, facilmente realizada pelo computador, o deslocamento e a tensão podem ser determinados em qualquer ponto dentro do corpo em análise. **SELNA et alii**⁷⁶ (1975) descrevem de forma precisa uma série de equações algébricas envolvendo o método dos elementos finitos.

Para que este conjunto de equações algébricas seja solucionado, são necessárias informações que envolvem a geometria definida da estrutura (configuração espacial da idealização matemática), a força a ser aplicada (carregamento), a condição de contorno do modelo (restrições, com o objetivo de impedir movimentos não desejados do modelo ou decorrentes da inércia, ou mesmo aproximar-se de uma situação real), e a incorporação das propriedades mecânicas de cada material envolvido (Módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson) (**LUERSEN**⁵⁰ (2000)).

Dessa forma, para cada elemento da malha, o comportamento mecânico pode ser determinado em função dos deslocamentos dos nós. Assim, os nós, quando submetidos a alguma condição de força (forças nodais), apresentam um comportamento similar a estrutura que representam.

O método dos elementos finitos pode ser aplicado para a análise de várias estruturas, simples ou complexas. A depender da complexidade, a análise por outro

método torna-se muito difícil, dada a limitação em especificar as propriedades físicas de cada segmento do modelo, ou mesmo encontrar materiais que apresentem propriedades mecânicas idênticas aos de uma situação real, ou até mesmo conseguir reproduzir o sistema físico real (SELNA *et alli*⁷⁶ (1975); REINHARDT *et alli*⁶⁸ (1983). Provavelmente por isto, seja aplicado em problemas de mecânica pesada, como análise estrutural (estática e dinâmica) de foguetes, aviões, navios e satélites artificiais (RUBIN *et alli*⁷¹ (1983)).

Pode ser utilizado numa variedade de fenômenos:

- Análise de tensões
- Distribuição de temperatura
- Campo eletromagnético
- Escoamento de fluídos
- Vibrações
- Acústica

Deve-se ter em mente que um modelo de elementos finitos é a idealização de um sistema físico. Quanto maior o grau de complexidade do modelo, maior deve ser a capacidade do programa de computador, sendo que o tempo de trabalho aumenta consideravelmente.

Problemas tridimensionais podem ser reduzidos para bidimensionais se todas as condições estiverem num mesmo plano de tensão, plano de força ou forem axissimétricas.

Como a tensão não é fisicamente medida, ela é analisada observando-se e medindo-se a distribuição da deformação no elemento, uma vez que a tensão elástica relaciona-se linearmente com a deformação elástica através do módulo de elasticidade

ou módulo de Young*, em tração ou compressão, representando a Lei de Hooke* (Figura 1) (CAPUTO & STANDLEE¹² (1987)), a qual caracteriza a análise linear no MEF, uma vez que a relação entre a tensão e a deformação é retilínea (LUERSEN⁵⁰ (2000)).

O módulo de elasticidade é uma característica específica, que varia de um material para outro, e mede a capacidade de um corpo de resistir à deformação quando submetido à aplicação de força.

O uso de materiais, como as borrachas, por exemplo, apresentam uma relação não retilínea entre a tensão e a deformação, descrevendo uma parábola (Figura 2), fazendo-se necessário o uso da análise não-linear, para resultados mais precisos (LUERSEN⁵⁰ (2000)).

Quando o material apresenta grande módulo de elasticidade, significa dizer que o mesmo é mais rígido e, assim, necessita de forças maiores para ser deformado. Esse comportamento reveste-se de especial interesse quando da presença do implante osseointegrado dentro do osso, pois o titânio tem o módulo de elasticidade maior que o do osso, podendo-se esperar que quando um implante osseointegrado recebe algum tipo de força, o titânio se deforme muito menos.

* Cientista inglês, 1773-1829

* Robert Hooke – Lei de Hooke – “A intensidade da força é proporcional à deformação provocada”

Figura 1 – Relação entre Tensão (σ) e deformação linear (ϵ).

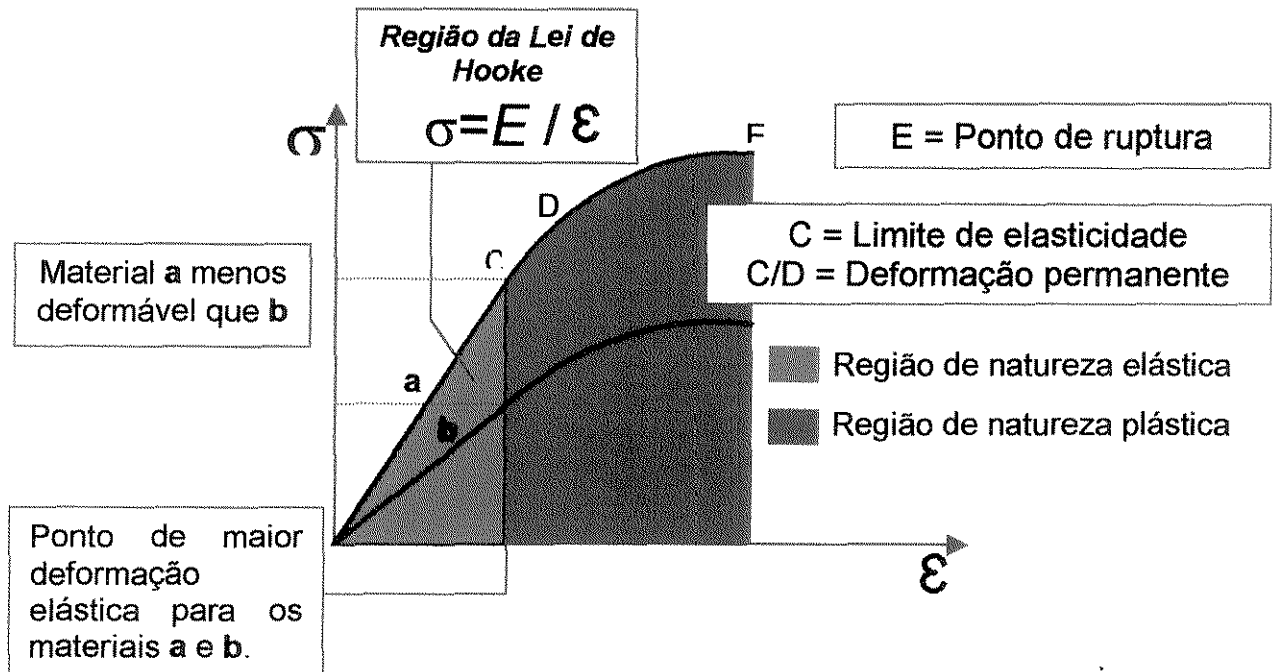
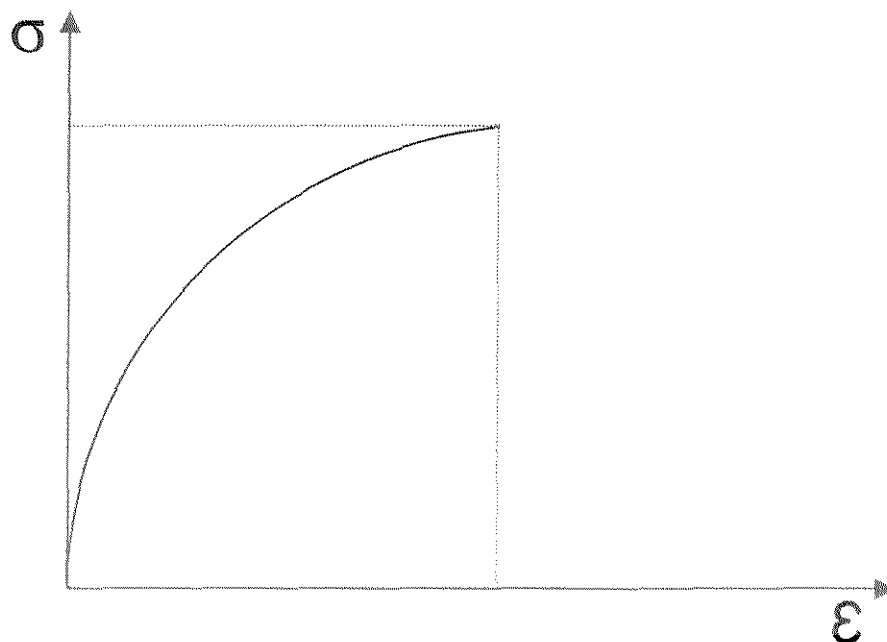


Figura 2 – Relação entre a Tensão (σ) e a Deformação (ϵ), para os materiais considerados não-dúcteis, como as borrachas.



Quando uma força é aplicada em um corpo, como, por exemplo, uma força de tração na direção x , necessariamente estabelece-se uma extensão ao longo deste eixo, e também uma contração nas duas transversais y e z . Esta constante é conhecida como coeficiente de Poisson*, denotada pela letra grega “ ν ” (LACERDA (1999)).

Há diversas maneiras de interpretar as tensões que solicitam o elemento da malha, porém, o critério mais utilizado é o de von Mises*. Baseia-se na determinação da energia de distorção de um determinado material. É a energia relacionada com as mudanças na forma do material, em oposição à energia relacionada com as mudanças no volume. Assim, para que um corpo não sofra uma deformação permanente, é necessário que o maior valor da energia de distorção (por unidade de volume do material) apresentada após o ensaio, permaneça abaixo da energia de distorção (por unidade de volume) necessária para ocorrer o escoamento do material (BEER & JOHNSTON⁷ (1989)). Este é o valor estabelecido para a Tensão Limite de Escoamento. Acima deste, o material sofreria uma deformação permanente, seguida pela fratura ou ruptura do material (LUERSEN⁵⁰ (2000)).

As zonas de solicitação seguem uma escala de cores correspondentes a cada faixa de tensão, sendo determinadas pelo próprio programa e formam, junto com o modelo em estudo, o que se chama de Mapa de Tensões.

A tensão de von Mises é determinada pela expressão:

$$\sigma_{vM} = \frac{\sqrt{2}}{2} \sqrt{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_x - \sigma_z)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2} ,$$

* Siméon Denis Poisson (1781-1840), matemático francês.

* Richard von Mises (1883-1953), especialista em matemática aplicada.

de tal forma que o resultado é sempre positivo, não sendo possível determinar se a tensão é de compressão ou de tração.

THRESCHER & SAITO⁸⁴ (1973) utilizaram o método dos elementos finitos para determinar a distribuição de tensão em um incisivo central maxilar. O mesmo foi submetido a uma carga transversal de 3 lb, aplicada na borda incisal, de lingual para vestibular. Os resultados foram confrontados com um modelo idêntico em dimensão, porém sem a presença da câmara pulpar, sendo a área preenchida por dentina. Segundo os autores, para este item, os resultados mostraram similaridade, sendo que a tensão na região central do modelo sem câmara pulpar foi ligeiramente maior pela presença da massa dentinária adicional. Os autores também consideraram que a maior parte da força aplicada foi transmitida pelo esmalte, sendo a porção radicular a responsável pela transmissão da força para a estrutura óssea circunvizinha. Os autores verificaram um nível de tensão alta na porção do esmalte abaixo do limite gengival. Porém, dado a dimensão elevada dos elementos nesta área, os autores não consideraram os resultados conclusivos. Salientaram que é necessário avaliar esta tensão localizada no esmalte, sob o aspecto do dente com reduzido suporte periodontal e ósseo, e que estudos tridimensionais são interessantes para uma análise mais avançada e detalhada.

Seguindo a tendência em analisar a distribuição de tensões em elementos dentais, e parte das sugestões estabelecidas por **THRESCHER & SAITO**⁸⁴ (1973), após o estudo bidimensional de um incisivo central maxilar, **RUBIN et alii**⁷¹ (1983) realizaram a análise tridimensional de um 1º molar mandibular, com o objetivo de comparar os resultados com os trabalhos envolvendo a aplicação de métodos bidimensionais e tridimensionais. Os autores modelaram o dente baseados em dados

presentes na literatura, porém, não incorporaram o ligamento periodontal e o cimento, pois, sendo muito delgados, o impacto na distribuição da tensão seria insignificante. Em adição, neste tipo de análise, que não tem como foco o osso e, sim, o esmalte e a dentina, e uma vez que o carregamento é moderado, a tensão máxima geralmente ocorre em pontos distantes do ligamento periodontal e do cimento. 6 pontos de carregamento vertical, de 5,37 MPa, e mais 6 carregamentos longitudinais, representando 40% do carregamento vertical, foram aplicados de forma distinta na face oclusal do 1º molar. Os autores encontraram resultados similares aos trabalhos que apresentam metodologia similar, entretanto, os valores mostraram-se mais baixos quando comparados aos modelos bidimensionais. Acreditam que seja provavelmente pelo fato de que nos estudos bidimensionais, o carregamento é de natureza concentrada, representativo do estado plano de tensões; sendo que nos estudos tridimensionais o carregamento é mais distribuído. Concluíram que a metodologia descrita na pesquisa permitiu um aprimoramento dos modelos existentes, porém admitem que a incorporação do suporte ósseo, do ligamento periodontal e do cimento possibilitariam um resultado mais real.

REINHARDT *et alli*⁶⁸ (1983) realizaram um estudo para verificar a influência que a perda óssea alveolar exerce na magnitude e na distribuição das tensões na dentina de um incisivo central superior, em corte sagital. Para tanto, submeteram o dente a 3 carregamentos distintos de 1 N, a saber: 1 – 45° com a borda incisal (simulando mastigação); 2 – 90° com a face vestibular (simulando trauma); e 3 – 50° com a face lingual (simulando contato Classe I normal de Angle), com 4 situações de suporte ósseo, com: 1 – crista óssea 2 mm abaixo da junção cimento/esmalte; 2 – crista óssea 4 mm abaixo; 3 – crista óssea 6 mm abaixo; e 4 – crista óssea 8 mm abaixo. Como

resultados, observaram tensão elevada na porção dentinária em contato com o ápice, sendo maior, quanto maior a perda de inserção, com potencial de fratura radicular significativo.

FARAH et alii²³ (1988), aplicaram o método dos elementos finitos para determinar o deslocamento e a distribuição da tensão em um modelo representando um quadrante mandibular sujeito à força de 100N (distribuída verticalmente e em 30° no segundo molar), e às forças de 40 e 60N no segundo pré-molar e no segundo molar (distribuída verticalmente e em 30° no segundo molar). Dentre os resultados alcançados, os autores observaram que forças aplicadas em 30° favoreceram momentos de tensão maiores do que a aplicação de forças distribuídas verticalmente.

Com o objetivo de avaliar se algum componente plástico, como um elemento intra móvel (IME – *Intra mobile element*) associado ao sistema de implante, como o sistema IMZ, interfere na distribuição das tensões no suporte ósseo ao redor do implante, **VAN-ROSSEN et alii**⁸⁸ (1990) elaboraram dois modelos: 1 – coroa unitária implantossuportada; e 2 – prótese fixa de 3 elementos, suportada por dente e implante. Submeteram estes dois modelos à análise pelo MEF. O modelo 1 recebeu uma força de 500 N e o modelo 2 uma força de 160 N. Para cada modelo, dois cálculos foram feitos, baseados em diferentes módulos de elasticidade para o elemento plástico interposto entre a supra estrutura e o (150 Mpa e 110,000MPa). Como resultados, os autores encontraram que a tensão apresentada na interface osso cortical/implante do modelo 1, com baixo módulo de elasticidade para o componente plástico, foi de 12 a 45,5 MPa; e para a interface osso esponjoso/implante de 3,3 a 9,8 MPa. As tensões verificadas no modelo 2 foram similares, mesmo com o elemento plástico com alto módulo de elasticidade. Da mesma forma, após 3 alterações na forma do elemento plástico

interposto, a alteração na tensão foi pequena. Para o modelo 2, unido ao dente natural, o uso do elemento plástico com baixo módulo de elasticidade permitiu redução da Máxima Tensão, com distribuição mais uniforme. Concluem afirmando que o efeito biológico do uso de elemento plástico dá-se no osso esponjoso, quando conectado ao dente natural, e sem efeito quando utilizado em próteses unitárias.

Baseados em cálculos numéricos e observações experimentais que relacionam a reabsorção óssea adjacente ao implante com níveis elevados de estresse, **LEWINSTEIN et ali**⁴⁸ (1995) introduziram um novo sistema (Sistema IL)* para ancoragem posterior nos casos de prótese em cantilever ligadas a um ou uma série de implantes, uma vez que, segundo os autores, as forças da mastigação criam momentos de força que acarretam elevados níveis de estresse no braço do cantilever, no implante e no suporte ósseo. Assim, o objetivo do sistema foi reduzir estes momentos de força e, conseqüentemente, os níveis de estresse. Para isso, e através do método dos elementos finitos bidimensionais, criaram dois modelos, um apresentando o sistema IL e outro sem o sistema; ambos representando uma prótese fixa em cantilever (20 mm), suportada por 3 implantes. Os modelos foram carregados verticalmente com forças distintas de 100 N na extremidade e no ponto médio do cantilever. Como resultados, os autores encontraram que a tensão máxima de von Mises, no modelo sem o sistema IL atingiu a porcelana, a supraestrutura e o parafuso de ouro, variando entre 583 e 586 MPa, porém sem citar o valor específico para o parafuso de ouro. Da mesma forma, verificaram níveis elevados de tensão na interseção do cantilever com o último implante, e na cortical óssea no pescoço do implante. Comparando com o modelo que

* IL System – Abreviatura do nome do primeiro autor – Israel Lewinstein. Utiliza-se um implante curto (3 mm) na região mais posterior possível, em relação ao centro do último implante, para oferecer suporte na

apresenta o sistema IL, as tensões foram consideravelmente menores em quase todos os pontos, menos no ponto de contato entre o cantilever e a superfície da bola. A aplicação de força no ponto médio do modelo sem o sistema proporcionou valores menores para a tensão de von Mises em comparação com a aplicação na extremidade. Por sua vez, as tensões verificadas no modelo com o sistema e aplicação no ponto médio do cantilever mostraram-se maiores que a aplicação na extremidade do mesmo modelo. Os autores concluem que o uso do sistema IL permite uma redução considerável da tensão, reduzindo o estresse no suporte ósseo, no braço em cantilever, nos parafusos de retenção e no material estético.

Apesar da literatura apresentar recomendações para o uso de extensões metálicas em cantilever, mais precisamente sobre o comprimento nos casos de prótese tipo Protocolo, que atingem em torno de dois elementos (20 mm em média), **SERTGOZ & GUNEVER**⁷⁸ (1996) acreditam que a extensão ideal do cantilever, em função do comprimento do implante utilizado, não está bem determinada. Assim, os autores utilizaram o método dos elementos finitos para avaliar a distribuição de tensão na interface osso/implante, de uma prótese fixa suportada em 6 implantes. Os modelos matemáticos criados variaram em relação ao comprimento do implante e do cantilever, sendo: implantes com 7, 15 e 20 mm de comprimento, e extensão do cantilever com 7, 14 e 28 mm. O carregamento deu-se na extremidade do cantilever, com 75 N no sentido vertical e 25 N no sentido horizontal, aplicados em momentos distintos e unicamente nestes pontos. Os resultados mostraram que a tensão máxima de von Mises foi obtida na interface osso/implante e na cortical óssea, de forma mais

porção distal do cantilever. O contato entre as partes dá-se por meio de um encaixe tipo bola, sendo apenas entre superfícies.

pronunciada na face voltada para o lado do carregamento, e no implante mais próximo deste, para todos os casos. Na comparação entre os modelos, o modelo associando o maior cantilever (28 mm) com o maior comprimento do implante (20 mm), apresentou a maior tensão na interface osso/implante, sendo de 2.049 MPa. O menor valor de tensão foi verificado no modelo que associou o menor cantilever (7 mm) e o menor comprimento do implante (7 mm), sendo de 0,64 MPa. Tanto no carregamento vertical, como horizontal, a mudança no comprimento do implante não afetou significativamente a tensão máxima de von Mises, mas esta aumentou de forma mais pronunciada com o aumento do comprimento do cantilever. Da mesma forma, o carregamento vertical solicitou de maneira mais pronunciada as regiões ósseas mesiais e distais dos implante 1 e 2, sendo que as porções vestibulares e linguais foram mais solicitadas quando do carregamento horizontal. Segundo os autores, os resultados sugerem que o uso de cantileveres na forma e associações indicadas podem ser aplicados clinicamente. Concluíram afirmando que a alteração no comprimento do implante não interfere significativamente na distribuição de forças funcionais na interface osso/implante.

Acreditando que uma das causas para o deslocamento dos dentes artificiais da base de resina acrílica é a propagação da fratura a partir das áreas com elevada concentração de tensão, **DARBAR et al**²⁰ (1995) utilizaram o MEF para avaliar a distribuição da tensão na interface dente artificial/resina acrílica, após carregamento de 70 N de força aplicado no sentidos x e y, no 1/3 incisal palatino. Os resultados mostraram que a área crítica situou-se na ligação entre a porção cervical palatina do dente e a resina acrílica (Máxima Tensão de 74 – 90 MPa), seguindo em direção posterior no aspecto palatino. Sugerem que para uma melhor distribuição da tensão, ou

mesmo para a sua redução, cuidados devem ser tomados para impedir a contaminação da interface dente/resina, melhorando a capacidade de união entre ambas.

LAGANÁ⁴³ (1996) utilizou o MEF para avaliar a distribuição interna das tensões geradas após carregamento de 100N em uma PPREL associada a uma PPF, variando o tipo de retenção (encaixe semi-rígido e rígido) e a forma de carregamento (carga apenas no 1º Molar artificial, apenas no 2º Molar artificial, e em ambos). Observou que o encaixe semi-rígido favoreceu a menor distribuição de tensão à PPF, com maior tensão sobre a fibromucosa.

BARBIER et al⁵ (1998), na tentativa de simular uma experimentação animal, envolvendo o fenômeno da remodelação óssea ao redor dos implantes, utilizaram o MEF, em 2D e 3D, para verificar a influência de forças oclusais axiais e não axiais em 2 tipos de modelos: 1 – representando uma PPF convencional suportada por 2 implantes e, 2 – representando uma PPF em cantilever suportada por 2 implantes; uma vez que estudos histológicos haviam demonstrado diferença significativa entre as duas condições de carregamento. Utilizaram 100N de força vertical, 20 N de força horizontal, e 100 N/mm para simulação do momento de força em uma 3ª condição, que representava um implante isolado e que serviu para comparar as formas para quantificar as tensões apresentadas por um modelo após o carregamento, que são: a Tensão de Von Mises, a Tensão Máxima Principal, a Pressão Máxima Principal, Densidade da Energia de Tensão distribuída. Os autores verificaram uma forte correlação entre a tensão apresentada ao redor do implante e o fenômeno de remodelação óssea experimental. Observaram que as tensões equivalentes foram similares entre si, e que somente podem ser distinguidas por pequenos detalhes. Comparando os dois modelos, encontraram para o osso cortical e esponjoso, os

seguintes valores (MPa) para o modelo 1 e 2, respectivamente: 12 e 27,6; 1,4 e 2,9, evidenciando a influência da prótese em cantilever na determinação de maiores tensões.

O MEF* também foi utilizado para avaliar a influencia da Lei de Ante na reabilitação oral com prótese, uma vez que é um guia clínico clássico para determinar o número necessários de suportes em uma reabilitação com PPF. No entanto, **YANG et alii**⁸³ (1999) acreditam que muitas informações e indicações para o uso de vários dentes suportes para uma PPF foi estabelecido de forma empírica, principalmente nos casos de grandes espaços edêntulos, que via de regra sugerem a utilização de vários suportes para evitar os problemas mecânicos relacionados aos grandes espaços. Dessa forma, através do método dos elementos finitos de análise não-linear, os autores analisaram os níveis de estresse no dente e estruturas de suportes de uma PPF substituindo o segundo pré-molar e o primeiro molar mandibular, variando o número de dentes suportes (sem PPF ou com 2 até 4 dentes suportes) e o nível do suporte ósseo (proporção coroa/raiz de 1/2,3 e 1/0,7). Verificaram o nível de tensão na prótese e o grau de deflexão. Os autores observaram que o aumento no número de dentes suportes não resultou em redução proporcional da tensão no periodonto. Tensão elevada foi observada nos conectores da PPF e na área de dentina cervical, próximo à crista óssea edêntula. Os autores concluíram que aumentando o número de dentes suportes, os problemas mecânicos e a redução do estresse no periodonto não são compensados suficientemente.

* Trabalhos mais recentes sobre o uso do MEF encontram-se em outros capítulos da revisão da literatura

5 – PROPOSIÇÃO

O objetivo do trabalho é analisar através do método dos elementos finitos bidimensional o comportamento das estruturas de suporte, quando da presença da PPREL convencional e apoiada distalmente por um implante osseointegrado, após aplicação de forças verticais de 50N.

Para a execução do presente trabalho, foram utilizados:

- Computador pessoal com um processador **Pentium III** – 650 Mhz / 128 Mb de memória RAM, 20 Gb de disco rígido
- SCANNER (Scan Jet 6100 C – Hewlett Packard), e os programas:
- AutoCAD R 14 (Autodesk Inc, USA)
- ANSYS 5.5 (Swanson Analysis Systems, Houston, Pa)

6.1 – Modelos

Foram elaborados 3 modelos que, sob o aspecto sagital, simulam hemiarcos parcialmente edentados, sem suporte dental posterior, nos quais o número de dentes remanescentes, a extensão do rebordo na extremidade livre, a característica do periodonto de suporte e de proteção, as distâncias biológicas (crista alveolar, junção cimento/esmalte, inserção conjuntiva), a altura óssea mandibular, a espessura da estrutura metálica de CoCr, e o número de dentes artificiais permaneceram constante (Quadro 1)

Quadro 1 – Descrição dos modelos elaborados para o presente estudo

MODELO	DESCRIÇÃO
Modelo A (controle +)	Hemiarcada sem suporte posterior, com a presença apenas dos dentes 33 e 34 (Figura 3)
Modelo B (controle -)	Idêntico ao Modelo A, apresentando uma PPREL convencional de extremo livre, com um apoio metálico na distal no dente 34, em substituição aos dentes 35, 36 e 37(Figura 4)
Modelo C	Semelhante ao Modelo B, mas variando deste pela presença de um implante osseointegrado na região posterior do rebordo alveolar (Figura 5).

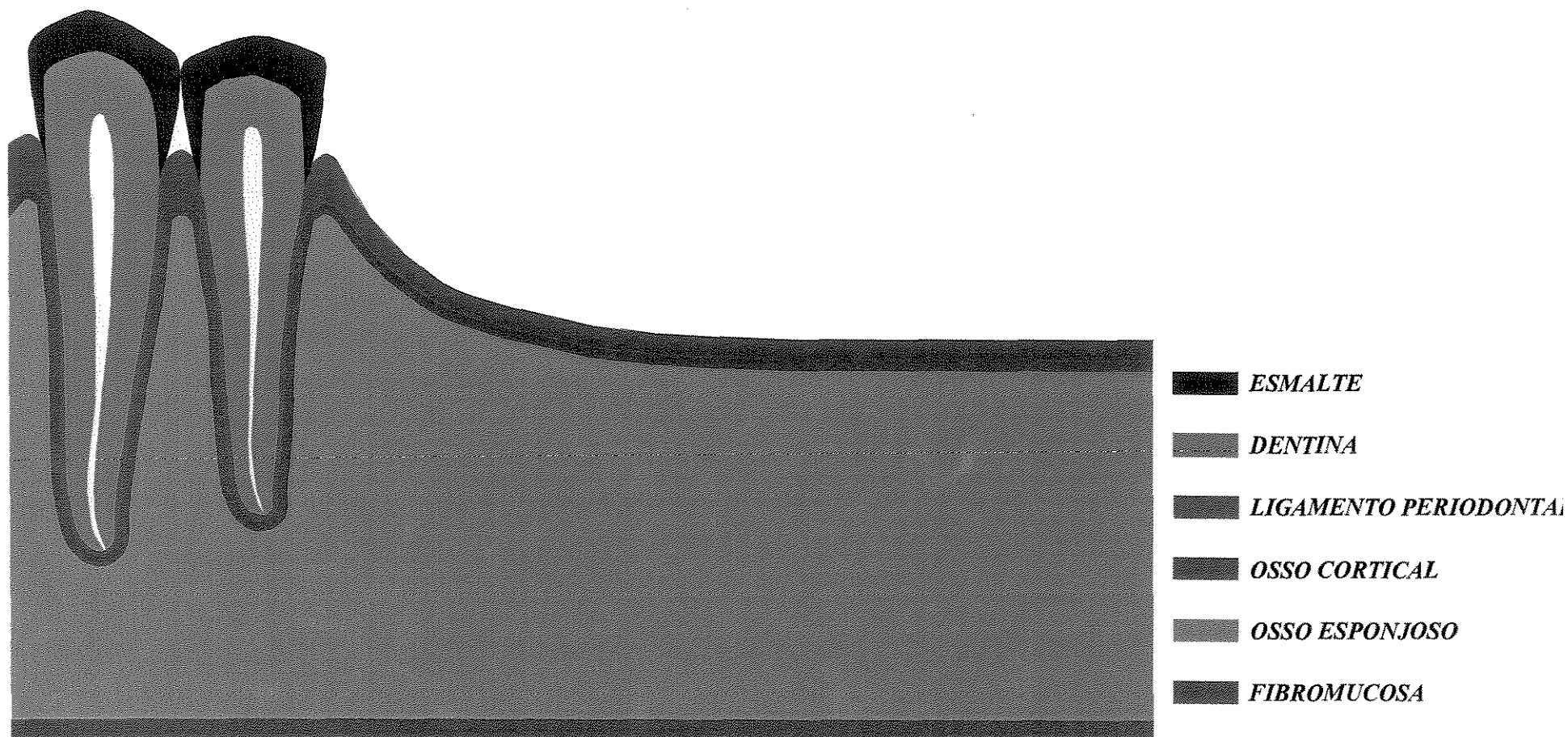
MODELO A

Figura 3– MODELO A, simulando hemiarco parcialmente edentado, com a presença dos dentes naturais 33 e 34.

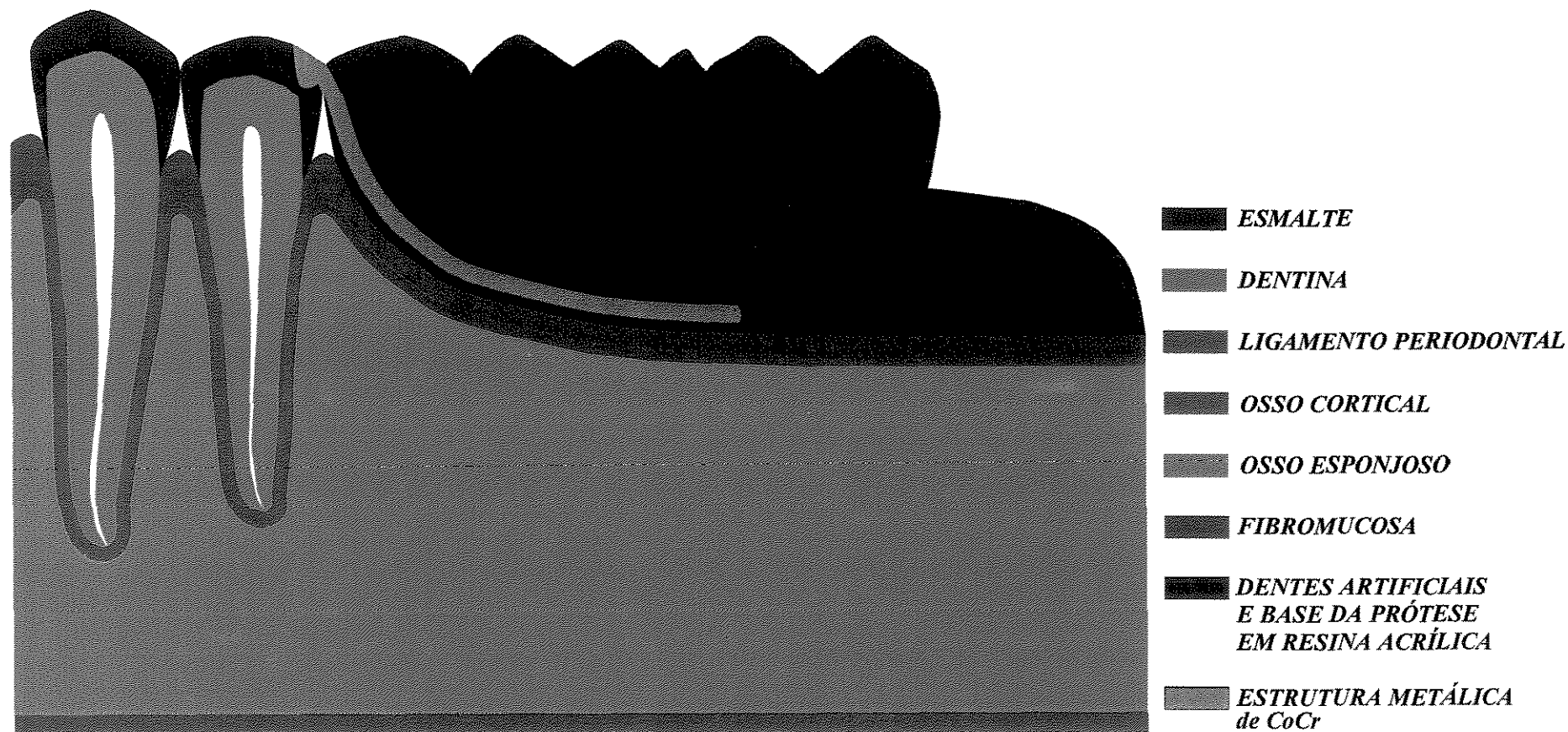
MODELO B

Figura 4 – MODELO B, simulando hemiarco parcialmente edentado, com a presença de uma PPREL substituindo os dentes 35, 36 e 37.

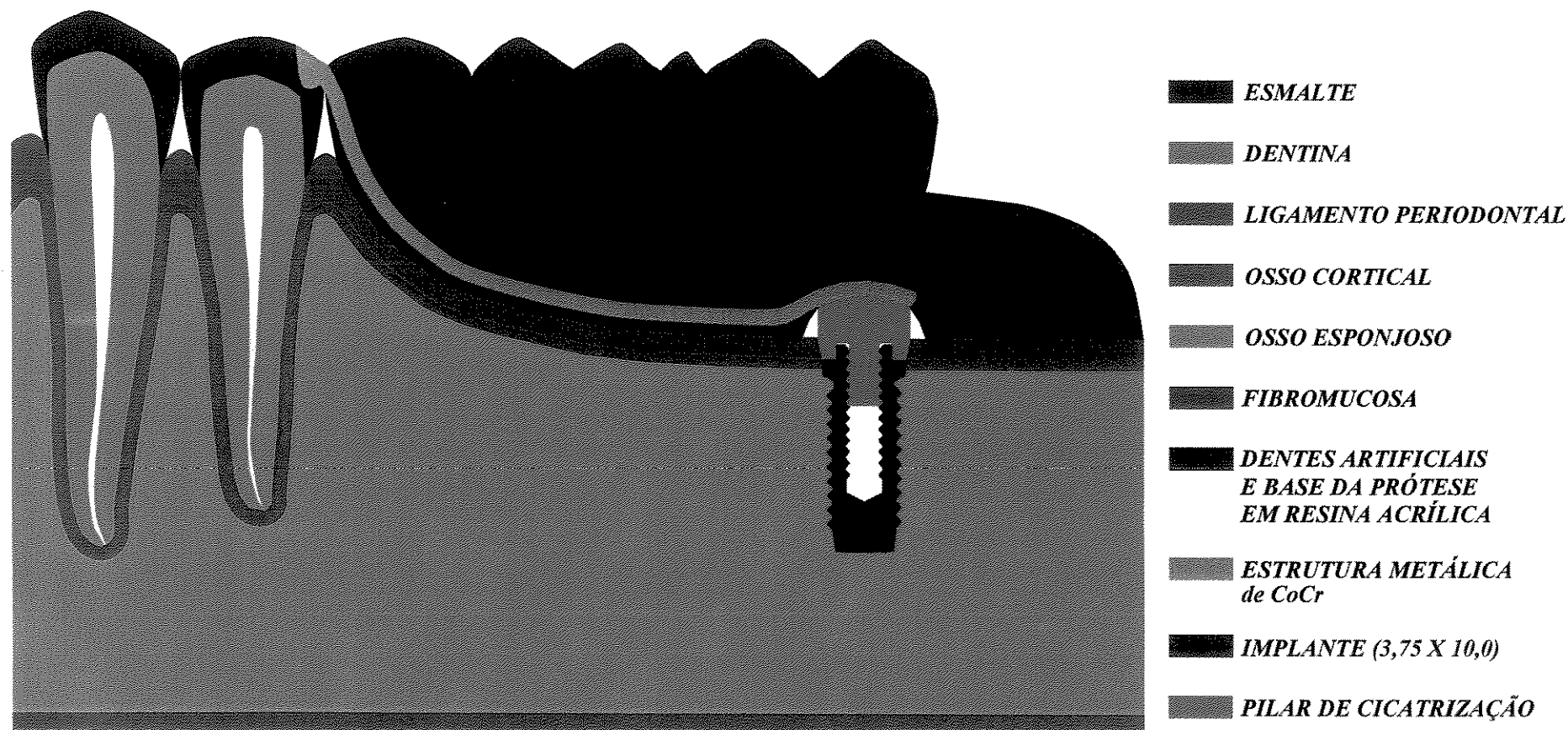
MODELO C

Figura 5 – MODELO C, simulando hemiarco parcialmente edentado, com a presença de uma PPREL substituindo os dentes 35, 36 e 37, apoiada distalmente por um implante osseointegrado.

6.2 – Programas

O programa utilizado para a elaboração dos modelos (Figuras 3, 4 e 5) foi o **AutoCAD R 14** (Autodesk Inc, USA). Este programa permite a determinação das dimensões dos elementos, componentes e distâncias biológicas dentro de um padrão de fidelidade elevado, simulando uma situação muito próxima da realidade.

Após a elaboração dos modelos, os mesmos foram exportados para o programa de elementos finitos – **ANSYS 5.5** (Swanson Analysis Systems, Houston, Pa), sob execução do DAMEC – Departamento de Mecânica, vinculado ao CEFET – Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, na cidade de Curitiba - PR.

6.3 – Geometria das Estruturas

6.3.1 – Mandíbula e ligamento periodontal

A mandíbula foi representada por um bloco envolvendo os dentes suportes, a semelhança do realizado por **LACERDA**⁴² (1999).

As dimensões do osso cortical, ligamento periodontal, fibromucosa e as distâncias referentes à junção cimento-esmalte (JCE) foram baseadas na literatura específica apresentada no Quadro 2.

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

<i>Autor</i>	<i>Estrutura</i>	<i>Dimensão (mm)</i>
LACERDA⁴² (1999)	Osso cortical	0,50
COOLIDGE¹⁵ (1937)	Ligamento Periodontal	0,25
REBOSSIO⁶⁷ (1963)	Fibromucosa	1,00
GARGIULO et alli²⁷ (1961)	Inserção Conjuntiva	1,00
GARGIULO et alli²⁷ (1961)	Epitélio Juncional	1,00

6.3.2 – Dentes naturais e artificiais

As dimensões dos dentes 33, 34, 35, 36 e 37 foram tomadas de acordo com os dados estabelecidos por **FIGÚN²⁴** (1989), presentes no Quadro 3.

Quadro 3 – Dimensões da porção coronária e radicular dos dentes 33, 34, 35, 36 e 37 de acordo com valores estabelecidos por FIGÚN²⁴, 1989.

<i>Dimensão dos dentes que compõe os modelos (mm)</i>					
<i>Dentes</i>	<i>33</i>	<i>34</i>	<i>35</i>	<i>36</i>	<i>37</i>
<i>ØMD da coroa</i>	6,9	6,9	7,3	11,2	10,7
<i>Altura da coroa</i>	10,3	7,8	–	–	–
<i>Raiz</i>	15,3	14,6	–	–	–
<i>Comprimento total</i>	25,3	22,4	–	–	–

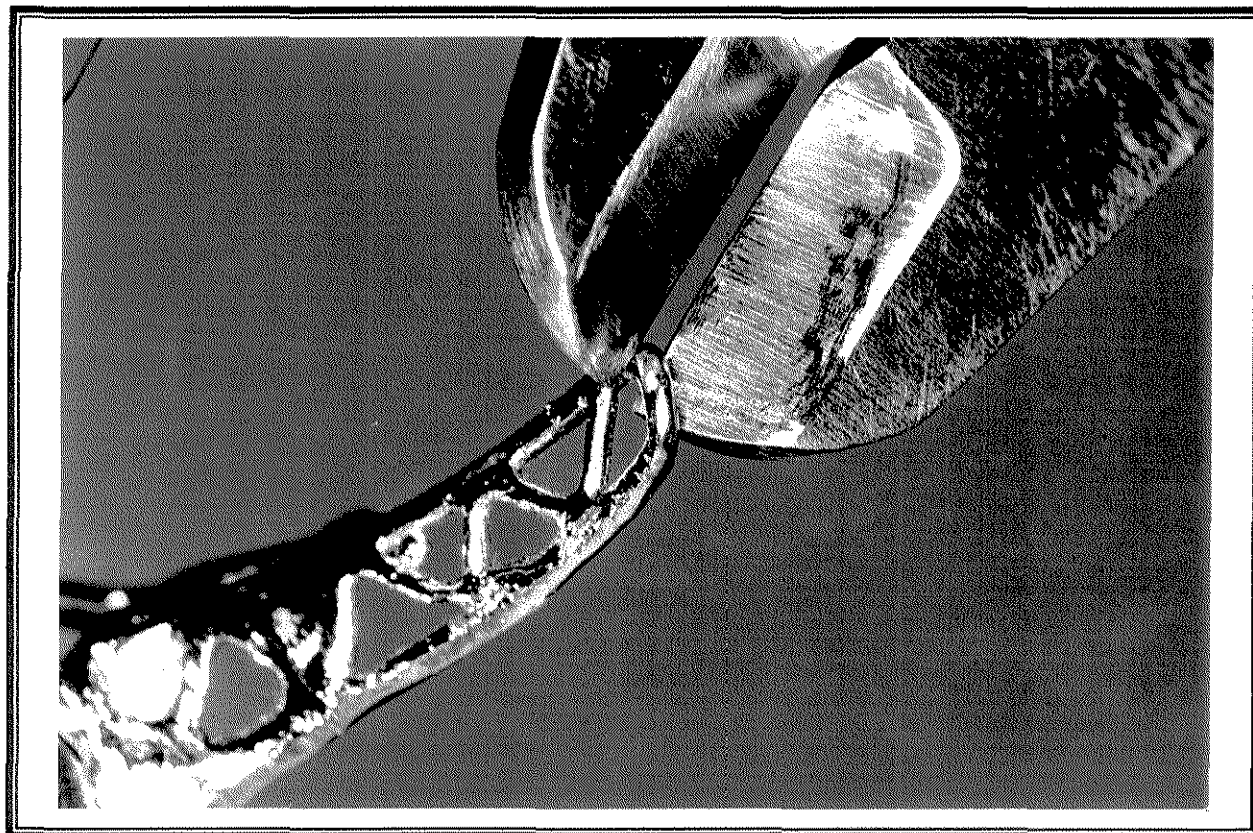
6.3.3 – Prótese Parcial Removível

As dimensões da estrutura metálica da PPR em CoCr (apoio metálico, conector menor e sela) foram mensuradas diretamente de uma estrutura metálica de um caso clínico aleatório, sendo realizada com o auxílio do paquímetro digital MAUSER JR (Figura 6), em 5 pontos distintos, sendo tomado o valor 0,8 mm como média, e aplicado a toda a extensão da estrutura metálica, com o apoio metálico por disto-oclusal, apresentando 2,0 mm de espessura.

*Uma vez que as propriedades mecânicas do dente artificial foram consideradas idênticas às da base de resina acrílica, formando um só corpo, interessou apenas a distância coronária no sentido mesio-distal.

A extremidade livre apresentou 3 dentes artificiais de resina acrílica (dentes 35, 36 e 37) unidos a base de resina, e formando com esta um só corpo, que abrangeu toda a extensão referente à fibromucosa, englobando a malha de retenção e o conector menor.

Figura 6 – Tomada da dimensão da malha de retenção para a base da PPREL



6.3.4 – Sistema de Implante e a conexão com a PPR

O implante utilizado no estudo baseou-se no Sistema Branemark. Utilizou-se um implante "standard" liso, com rosca, e dimensões de 3,75 X 10,00 (**KELTJENS et al**³⁷ (1993)) (Figura 7). Além disso, **BRANEMARK**¹¹ (1983) considera esta

dimensão como a mais compatível com as diversas situações clínicas apresentadas pelo paciente edentado posterior.

O implante atuou apenas como suporte, e para isto utilizou-se somente o pilar de cicatrização (*healing abutment*) RP - 26560, com 2 mm de cinta.

Para a criação do modelo matemático envolvendo o implante, seguiu-se a técnica estabelecida por **DARBAR et alii**²⁰ (1994), com algumas modificações. O implante, com o referido pilar de cicatrização montado, foi incluído em resina acrílica ativada quimicamente – CLÁSSICO (Artigos Odontológicos Clássico Ltda) (Figura 7). Com o auxílio de uma recortadora (Isomet - BUEHLER), o conjunto foi seccionado ao meio, para a visualização direta do passo de rosca, da superfície interna e da adaptação entre os componentes. (Figuras 8 e 9)

Com o auxílio de um **SCANNER** (Scan Jet 6100 C – Hewlett Packard), o bloco foi digitalizado (Figura 10) e exportado para o programa **AutoCAD R 14**, no qual foi possível reproduzir com alta fidelidade a dimensão, o formato, e a relação entre os componentes do Sistema Branemark, bem como a associação com a PPREL (Figura 5).

Figura 7 – Sistema de implante incluído em resina acrílica.

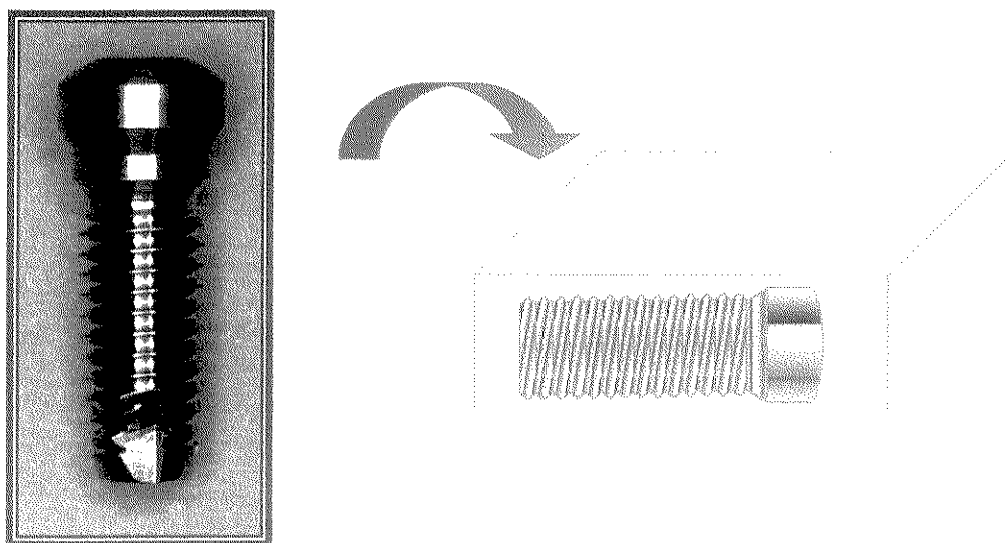


Figura 8 – Seccionamento do sistema de implante.

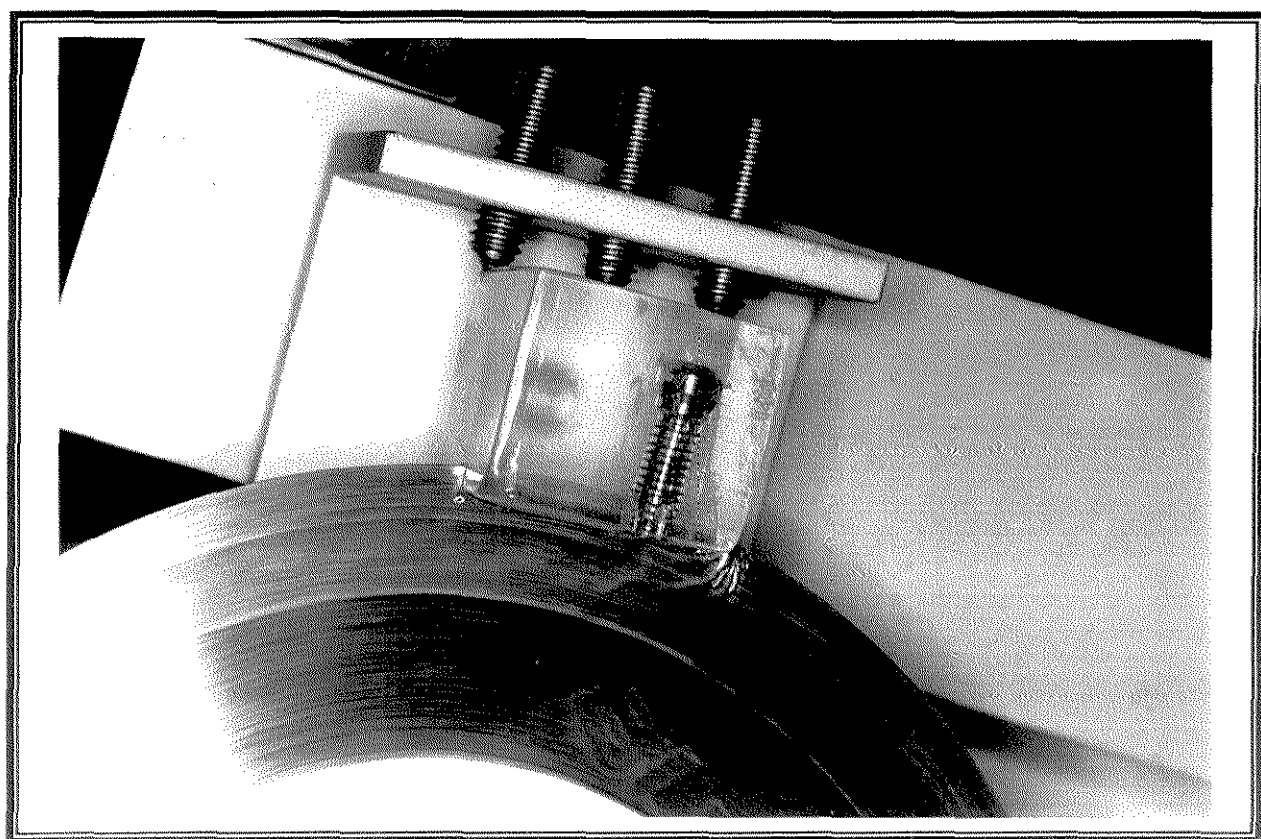
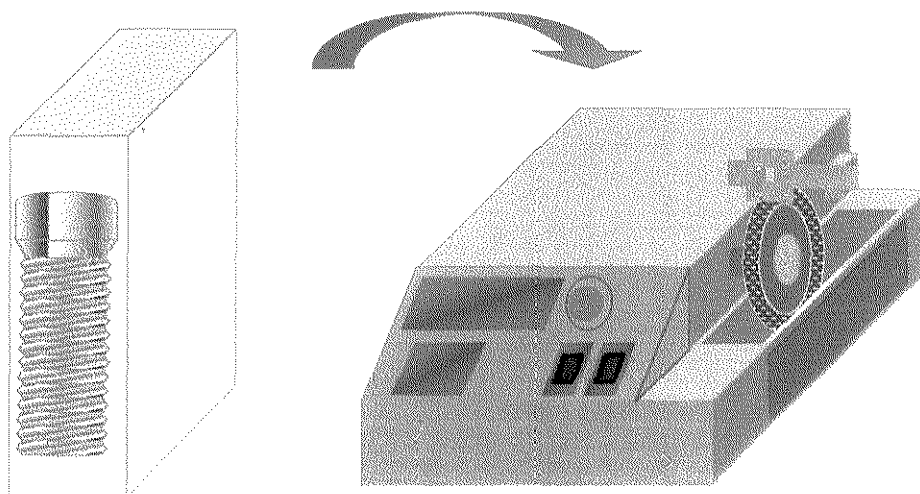


Figura 9 – Implante seccionado.

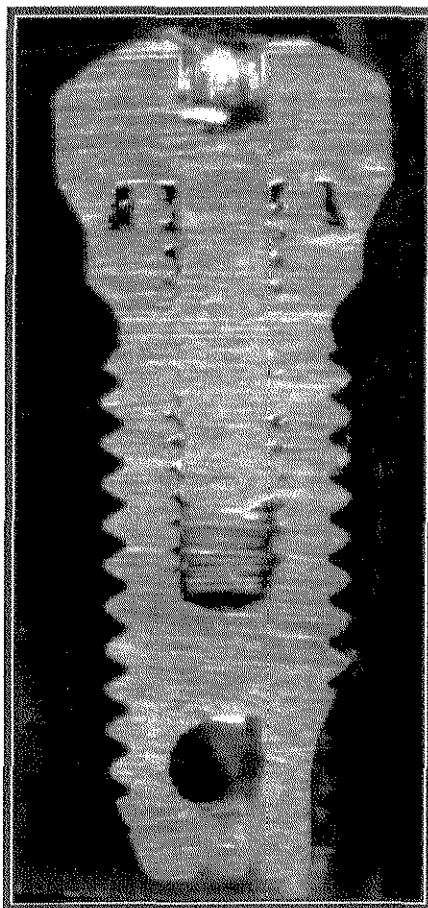
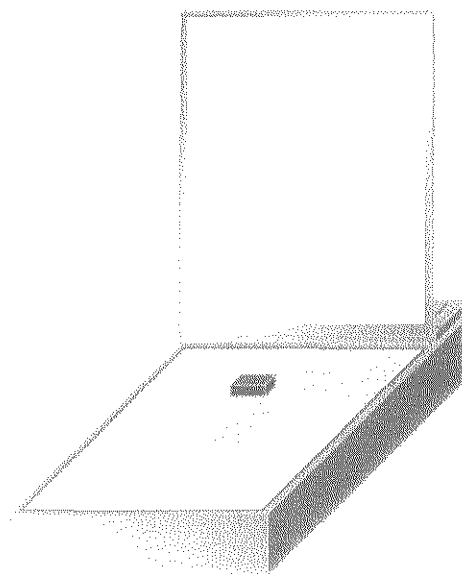
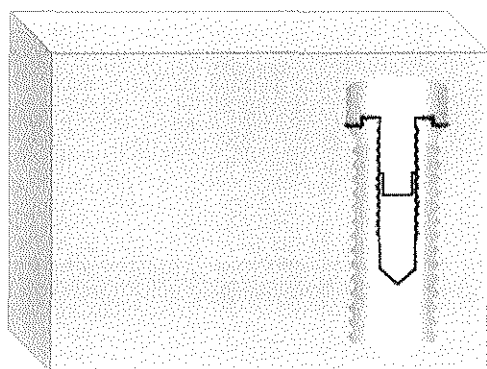


Figura 10 – Digitalização do conjunto.



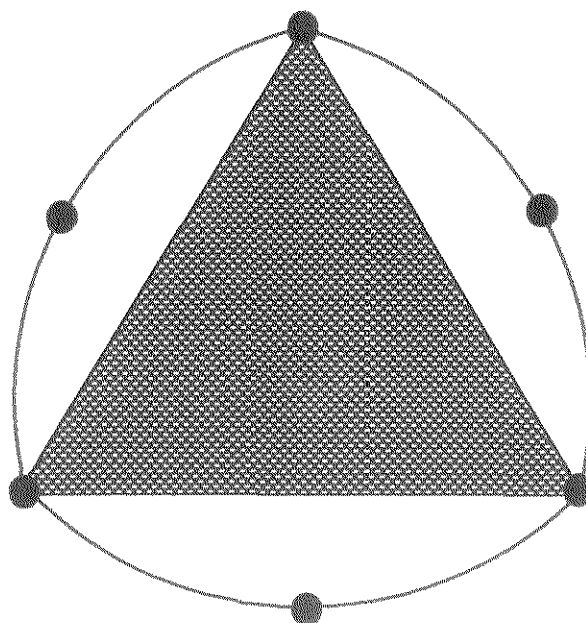
6.4 – Desenvolvimento dos modelos de Elementos Finitos

Os modelos criados no programa **AutoCAD R 14** (Inc. USA) foram exportados para o programa de elementos finitos – **ANSYS 5.5** para determinação das regiões e geração da malha de elementos finitos.

Utilizou-se o elemento sólido bidimensional – **PLANE 2** – que apresenta 6 nós e 3 arestas descrevendo uma parábola (Figura 11) para a geração da malha de elementos finitos. O perfil hachuriado é a visualização gráfica do elemento após a geração da malha. Para fins de cálculo, o programa interpreta o elemento em parábola, como descrito pelas arestas externas na cor laranja

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

Figura 11 – Elemento PLANE 2, com 3 arestas em parábola e 6 nós.



A utilização de elementos com esta configuração e número de nós permite um refinamento apropriado da malha, principalmente em locais de maior interesse, como no implante, por exemplo (Figura 15).

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

Modelo A – 10.164 nós e 4.910 elementos (Figura 12)

Modelo B – 12.696 nós e 6.174 elementos (Figura 13)

Modelo C – 17.882 nós e 8.681 elementos (Figuras 14 e 15)

A partir daí, foram incorporadas as propriedades mecânicas de cada estrutura (Quadro 4), a condição de contorno e o carregamento.

Quadro 4 – Propriedades mecânicas dos elementos que compõe os modelos

<i>Estrutura</i>	<i>Módulo de Elasticidade E (Gpa)</i>	<i>Coefficiente de Poisson (ν)</i>	<i>AUTORES</i>
Esmalte	41,0	0,30	FARAH et alii²³ (1988)
Dentina	18,60	0,31	FARAH et alii²³ (1988)
Lig. Periodontal (ligamento periodontal)	0,0689	0,45	FARAH et alii²³ (1988)
Fibromucosa	0,68	0,45	KO et alii³⁸ (1992)
Osso Cortical	13,70	0,30	FARAH et alii²³ (1988)
Osso Esponjoso	1,37	0,30	FARAH et alii²³ (1988)
Implante (Ti)	103,40	0,35	SERTGOZ & GUNEVER⁷⁸ (1996)
P. Cicatrização (Ti) (pilar de cicatrização)	103,40	0,35	SERTGOZ & GUNEVER⁷⁸ (1996)
Estrutura de CoCr	185,00	0,35	WILLIAMS⁹² (1981)
Resina Acrílica	8,30	0,28	DARBAR et alii²⁰ (1995)
Dentes Artificiais	8,30	0,28	DARBAR et alii²⁰ (1995)

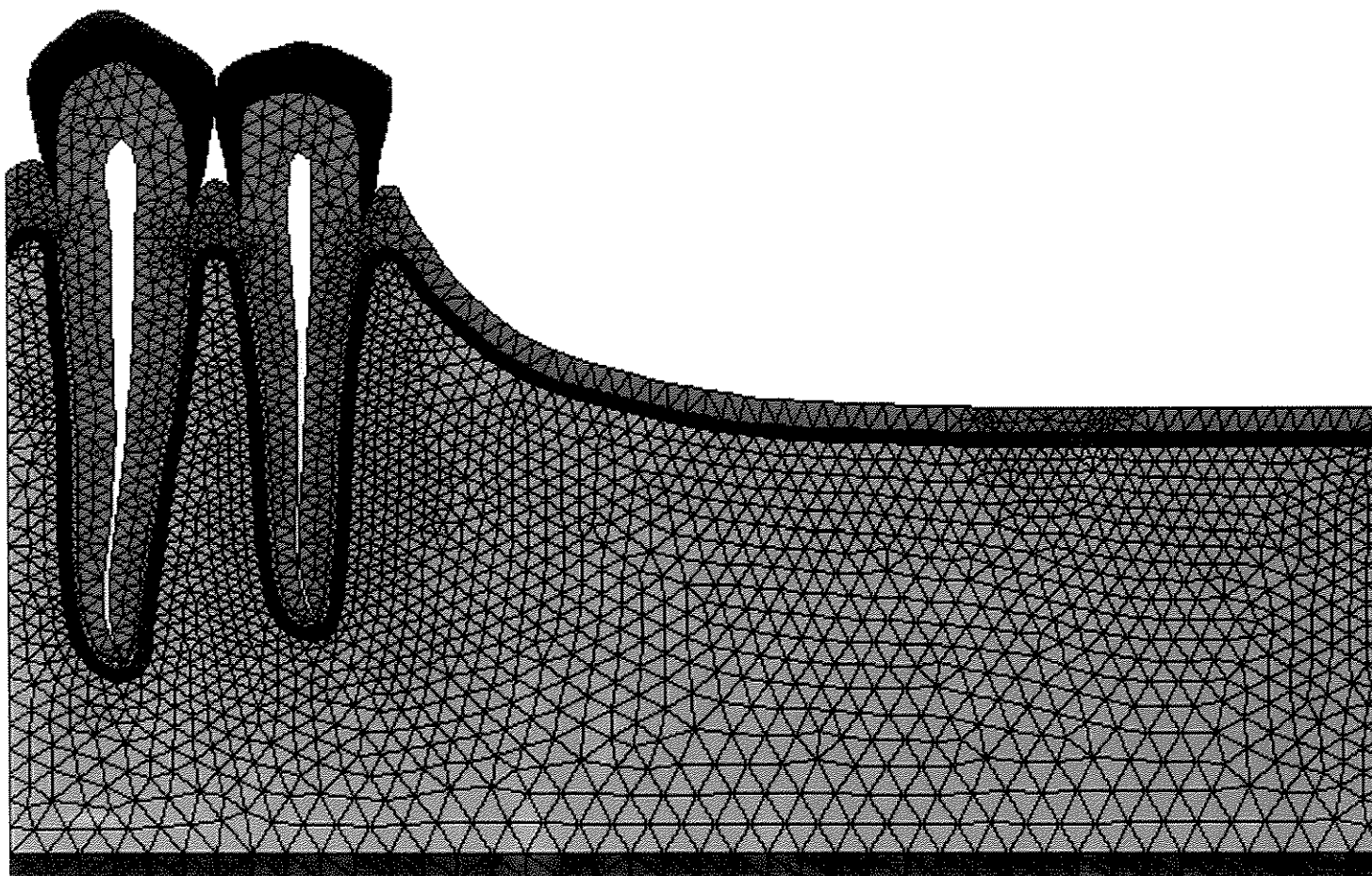
MALHA DE ELEMENTOS FINITOS – MODELO A**ANSYS**

Figura 12 – Modelo A apresentando 10.164 nós e 4.910 elementos

MALHA DE ELEMENTOS FINITOS – MODELO B

ANSYS

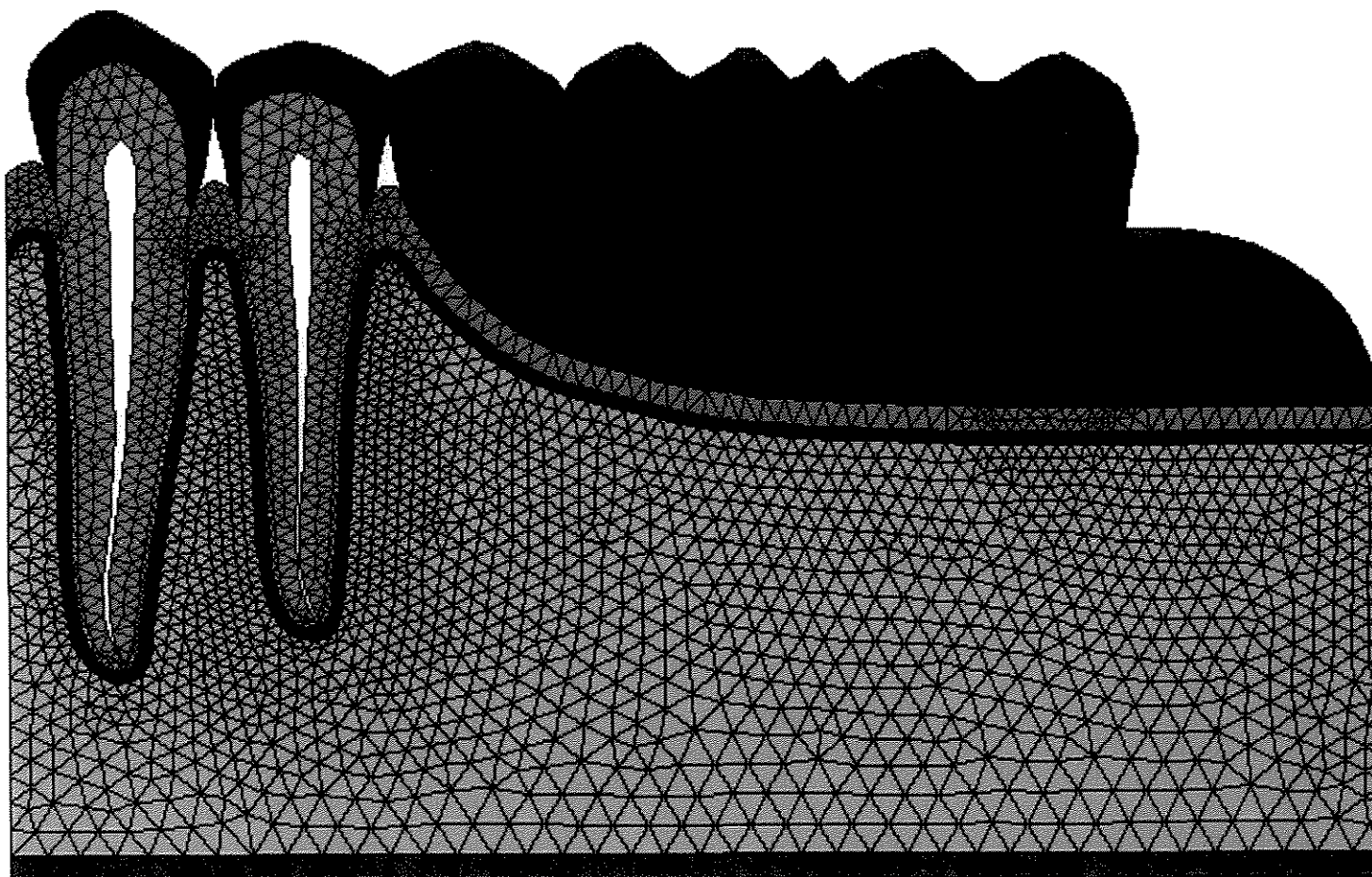


Figura 13 – Modelo B apresentando 12.696 nós e 6.174 elementos

MALHA DE ELEMENTOS FINITOS – MODELO C

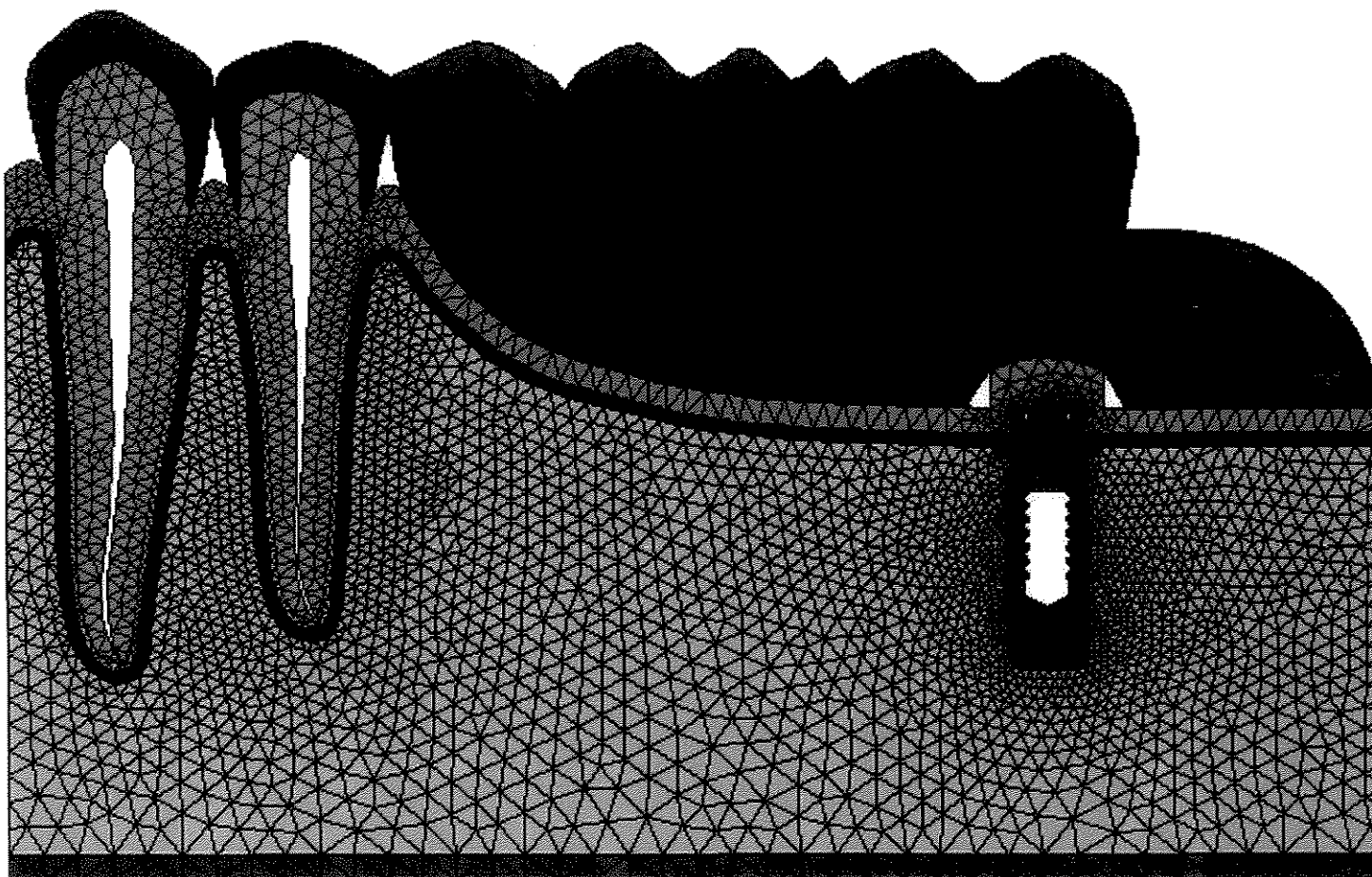
ANSYS

Figura 14 – Modelo C apresentando 17.882 nós e 8.681 elementos

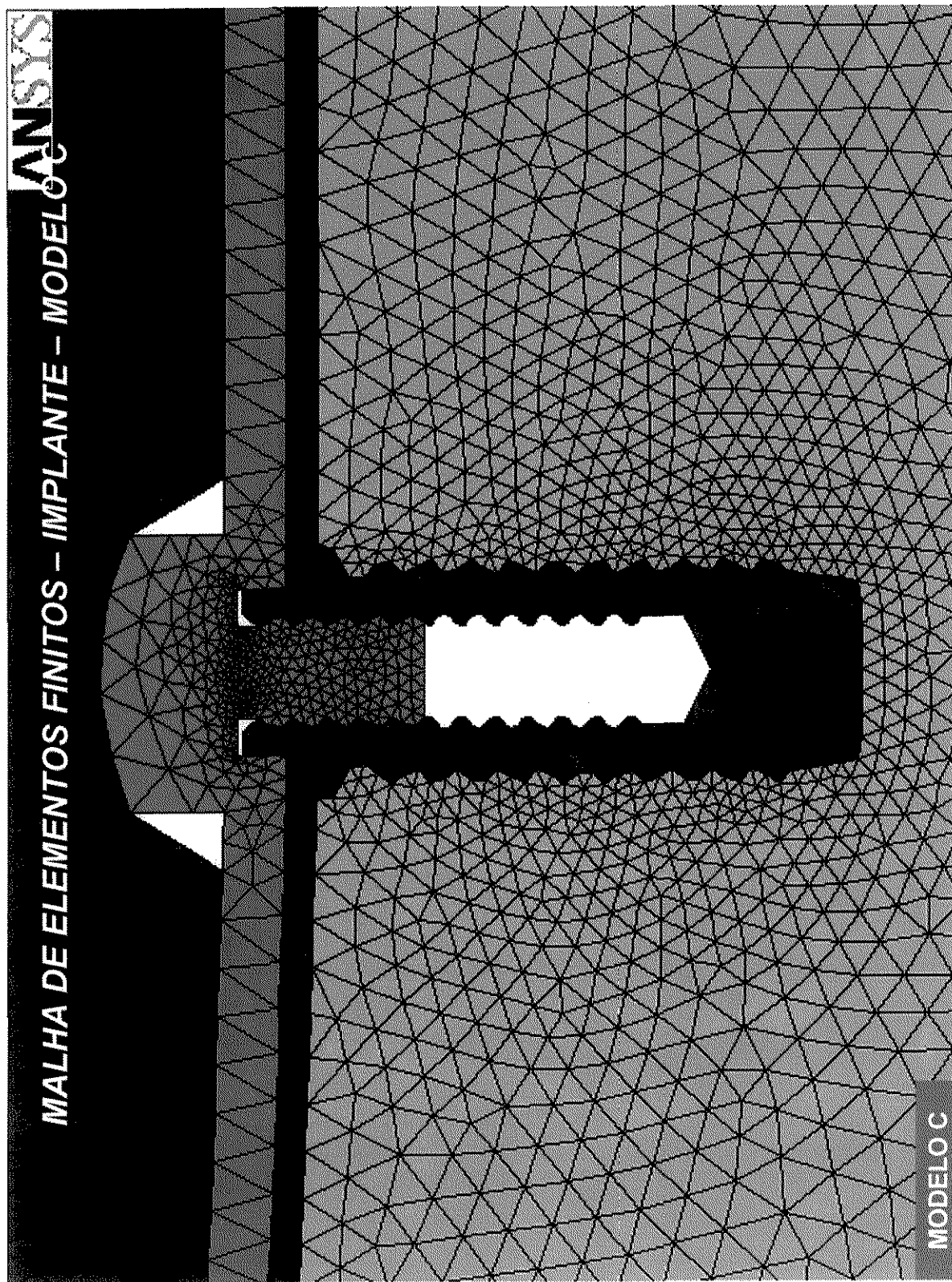


Figura 15 – Visão aproximada da Malha na região do implante

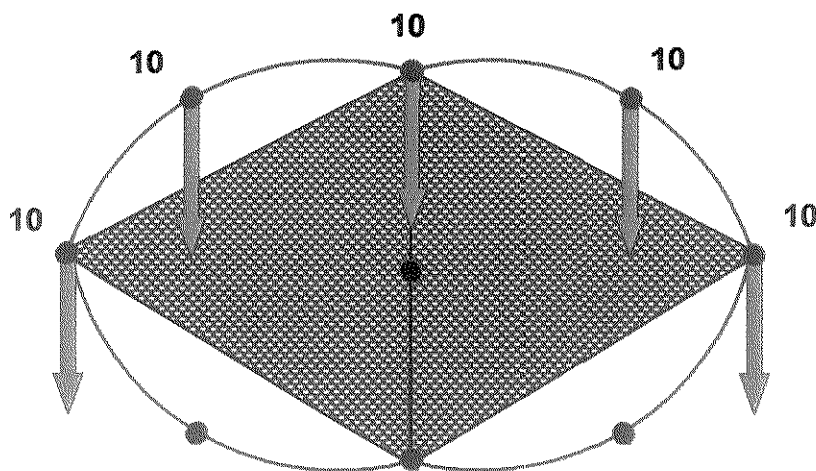
6.5 – Condições de contorno

Para simular uma situação real, todo o lado esquerdo, a base e o lado direito do modelo até o osso cortical foram fixados nas direções x e y . Ainda do lado direito, a fibromucosa e a base de resina acrílica foram fixados apenas no eixo x , não impedindo a movimentação vertical da base de resina da PPREL sobre a fibromucosa, como esperado clinicamente.

6.6 – Carregamento

Na tentativa de representar o estágio final da mastigação, ou a mordida máxima de um indivíduo, quando o contato oclusal, via de regra, é simultâneo, optou-se pela aplicação de força vertical de **50 N** em cada ponta de cúspide, de cada modelo, sendo fracionado em **5 pontos** de **10 N** (Figura 16).

Figura 16 – Diagrama representando o carregamento realizado em cada ponta de cúspide. A ponta de cúspide está representada por 2 elementos PLANE 2.



6.7 – Resultados

Os resultados foram tabelados, seguindo-se da análise comparativa das concentrações das tensões e dos deslocamentos nos 3 modelos, com o auxílio dos mapas de tensão e deslocamento.

7 – RESULTADOS

Após o processamento dos dados, foram obtidos o Mapa de Tensões e o Mapa de Deslocamento para os modelos A, B e C *(Figuras 17, 18, 19, 20, 21 e 22), com valores e localização descritos nas Tabelas 1 e 2.

Tabela 1 – Resultados para Máxima e Mínima Tensão e suas localizações, para os Modelos A, B e C.

MAPA DE TENSÕES (Mpa)				
MODELO	MÁXIMA TENSÃO	LOCALIZAÇÃO	MÍNIMA TENSÃO	LOCALIZAÇÃO
A	39,668	Junção cimento/esmalte – dente 33	0,005	Fibromucosa
B	72,430	Conector menor da PPR	0,736	Ligamento Periodontal – distal dente 33
C	205,662	Rosca interna do implante	0,057	Extremidade posterior da base de resina acrílica

Tabela 2 – Resultados para os Deslocamentos Máximo e Mínimo e suas localizações, para os Modelos A, B e C.

MAPA DE DESLOCAMENTOS (mm)				
MODELO	DESLOCAMENTO MÁXIMO	LOCALIZAÇÃO	DESLOCAMENTO MÍNIMO	LOCALIZAÇÃO
A	0,064	Mesial do dente 33	0,000	Base da mandíbula
B	0,107	Dentes artificiais 35, 36 e aresta longitudinal mesial da cúspide mesial do dente 36	0,000	Base da mandíbula
C	0,099	Dentes artificiais 35 e 36, mais face distal do dente natural 34	0,000	Base da mandíbula

* A partir deste ponto, as figuras seguem em anexo.

7.1 – Mapa de Tensões

Verifica-se através do Mapa de Tensões que no Modelo A (sem PPREL) (Figuras 17 e 23), o ponto de Máxima Tensão atingiu a junção cimento/esmalte da face mesial do dente 33, com valor de 39,668 MPa; sendo a Mínima Tensão verificada na fibromucosa, com 0,005 MPa.

Quando da presença da PPREL (Modelo B) (Figuras 18 e 24), a Máxima Tensão foi de 72,430 MPa, na porção esquerda do conector menor, voltado para a margem gengival, sendo que a Mínima Tensão atingiu o 1/3 coronário distal do ligamento periodontal do dente 33, com valor de 0,073 MPa.

No Modelo C (Figura 19), a Máxima Tensão atingiu a rosca interna do implante, no lado direito, com valor de 205,662 MPa; sendo que a Mínima Tensão atingiu a porção distal da base da extremidade livre, com valor de 0,057 MPa.

Houve concentração de tensão no ápice dental de todos os modelos analisados (Figuras 26, 27 e 28). O ligamento periodontal foi menos solicitado no Modelo A, apresentando 8,740 MPa no ápice do dente 33 para a Máxima Tensão, relacionado ao (Figura 29). Quando da presença da PPREL (Modelo B) (Figura 30), a área de maior tensão passou para o dente suporte 34, sendo de 16,101 MPa, na área referente ao ápice do dente 34. Valor semelhante foi encontrado no Modelo C (16,354 MPa) (Figura 31).

Em relação ao osso cortical, verificou-se que para o Modelo A, a Máxima Tensão atingiu o 1/3 apical mesial do dente 33, sendo de 21,810 MPa (Figura 32). Para o Modelo B, o ponto de Máxima Tensão foi localizado no 1/3 apical distal do dente 34 (Figura 33), sendo de 54,626 MPa, e para o Modelo C, associado ao implante, a

Máxima Tensão permaneceu no mesmo ponto deste último, porém, com valor de tensão um pouco menor, 52,893 MPa (Figura 34).

Analizando o osso esponjoso no Modelo A (Figura 35), a porção referente ao rebordo alveolar praticamente não apresentou tensão, sendo mais pronunciado próximo ao dente suporte 34 (Figuras 35 e 38), com 2,071 MPa. No entanto, tensões elevadas envolveram o ápice dos dentes 33 e 34 (Figura 35), com a Máxima Tensão atingindo o ápice do dente 33 (8,034 MPa).

À semelhança dos resultados obtidos para o osso cortical após a instalação da PPREL, a Máxima Tensão para o osso esponjoso no Modelo B atingiu o ápice do dente 34, com valor de 16,391 MPa (Figura 36). A porção referente ao rebordo alveolar foi solicitada (Figura 39), e apresentou Máxima Tensão de 6,991 MPa.

Quando da presença do implante osseointegrado, a Máxima Tensão no osso esponjoso atingiu a porção referente ao ápice do implante, sendo de 17,459 MPa (Figura 37), sendo também verificado tensões elevadas no ápice do dente 34, porém semelhantes quando da presença da PPREL convencional, entre 15,569 e 17,459 MPa.

Praticamente não houve tensão na fibromucosa que recobre o rebordo alveolar no Modelo A (Figura 40). Porém, esta foi solicitada no Modelo B, apresentando 3,988 MPa, com 5,863 MPa na região próxima ao dente suporte, um aumento de tensão de quase 4 vezes em relação ao observado no Modelo A (Figura 41).

No Modelo C, a tensão na fibromucosa variou entre 0,295 e 5,863 MPa (Figura 42). Porém, com a presença do implante, a fibromucosa foi menos solicitada na metade posterior do rebordo, apresentando tensões ao redor de 0,295 a 2,151 MPa, sendo que para o Modelo B, a tensão neste ponto ficou entre 2,146 e 3,988 MPa.

O mapa de tensões do Modelo C (Figura 22) mostra que a Máxima atingiu a rosca interna do corpo implante, do lado direito; sendo que a metade esquerda do mesmo foi também solicitada, com os maiores valores de tensão entre a 1ª e a 6ª rosca (Figura 43). E como no Modelo B, o conector menor da PPREL apresentou tensões elevadas, com valor de 81,273 MPa (Figura 25), maior que no Modelo B (72,430 MPa) (Figura 24).

7.2 – Mapa de Deslocamentos

As estruturas do Modelo A apresentaram os menores valores no Mapa de Deslocamentos (Figura 20). Após a incorporação da PPR (Modelo B), o deslocamento foi maior quando comparado ao Modelo A, principalmente no dente 34, adjacente à extremidade livre, pela nítida solicitação da metade distal, tanto na porção coronária, como na radicular, partindo do intervalo de valor entre 0,035 – 0,050 mm, para 0,071 – 0,095 mm (Figura 21). Verifica-se que o valor mínimo dobrou, e que o valor máximo quase dobrou com a presença da PPREL.

Da mesma forma, toda a porção do rebordo alveolar passou a ser mais solicitada com a presença da PPR, partindo de valores de deslocamento de até 0,035 mm, na crista óssea distal ao dente 34 no Modelo A (Figura 18), para 0,083 mm, no mesmo ponto no Modelo B (Figura 19); sendo que o Máximo Deslocamento atingiu os dentes artificiais 35 e 36, além da aresta longitudinal da cúspide mesial do dente artificial 37, para o Modelo B (Figura 19), sendo que no Modelo A, atingiu a face mesial do dente 33 (Figura 18).

O maior deslocamento da fibromucosa evidenciou a influência da PPREL. Apresentou valores no intervalo de 0,007 – 0,042 mm para o Modelo A (Figura 20), para

0,011 – 0,095 mm no Modelo B (Figura 27), pouco mais que o dobro. Por outro lado, o deslocamento apresentado pelo dente 33 no Modelo A permaneceu próximo do mesmo intervalo verificado no Modelo B

O Modelo C, com a presença do implante, o deslocamento do dente 33 foi semelhante aos Modelos A e B (Figura 22). Da mesma forma, o deslocamento do dente 34 foi semelhante ao Modelo B (PPREL convencional), apresentando valores no intervalo de 0,071 – 0,095 mm no Modelo B, e de para 0,066 – 0,099 mm no Modelo C (Figura 22).

De outra forma, a fibromucosa e o rebordo alveolar foram menos solicitados com a presença do implante. Para o Modelo B, na região abaixo do dente 37, o máximo deslocamento atingiu o intervalo de 0,071 a 0,083 mm (Figura 21) e para o Modelo C, 0,044 a 0,077 mm (Figura 22). No entanto, na região próxima ao dente 34, os valores foram semelhantes entre os Modelos B e C, partindo de 0,071 – 0,095 (Modelo B) (Figura 21), para 0,066 a 0,099 (Modelo C) (Figura 22).

O ponto de Máximo Deslocamento no Modelo C atingiu os dentes artificiais 35 e 36, mais a face distal do dente suporte 34. Em comparação ao Modelo B (Figura 21), verificou-se um avanço do deslocamento, em direção anterior, com a presença do implante.

A análise de modelos simulando as estruturas da cavidade bucal é complexa pelas características dos elementos que compõe o sistema estomatognático, seja pelo aspecto estrutural em si, seja pelo comportamento frente às forças atuantes, principalmente quando o estudo limita-se a dois planos de ação, uma vez que os eventos na cavidade bucal são tridimensionais.

Associado a isto, existe a PPREL, a qual, sob o ponto de vista mecânico, apresenta um comportamento de fácil reprodução, como bem demonstrou **LACERDA**⁴² (1999) utilizando sistemas de vigas simples; porém, extremamente complexo quando leva-se em consideração o aspecto biológico das estruturas de suporte, dificultando a interpretação dos resultados.

Por outro lado, embora o uso de modelos matemáticos bidimensionais na representação das estruturas buco-dentais não seja a exata reprodução de um sistema físico real, os resultados obtidos no presente trabalho mostram íntima relação com dados significantes presentes na literatura. Dessa forma, parte das estruturas de suporte apresentou comportamentos distintos, quando da presença da PPREL convencional ou associada ao implante osseointegrado, correlacionando-se, sob alguns aspectos, aos estudos envolvendo a fotoelasticidade (**KRATOCHVIL & CAPUTO**⁴⁰ (1974); **THOMPSON et alii**⁸³ (1977); **CHOU et alii**¹³ (1989)) e o MEF (**LACERDA**⁴² (1999)).

Porém, a comparação dos resultados com os verificados nos estudos fotoelásticos é relativa, por envolver técnicas diferentes, e entre os estudos envolvendo

o MEF, a comparação depende da semelhança entre os modelos, das propriedades mecânicas incorporadas, das condições de contorno e carregamento e, de acordo com **DARBAR et alii**²⁰ (1995), da qualidade da malha de elementos finitos, precisamente sobre a dimensão do elemento e a ligação entre os nós, os quais influenciam o padrão de tensão e deslocamento.

Há que se considerar, ainda, as forças que incidem sobre o arco dental, que basicamente são resultantes da mastigação, havendo também a força de mordida máxima que não necessariamente requer a presença do bolo alimentar, além das forças decorrentes dos hábitos parafuncionais.

Em indivíduos com dentição natural, as forças da mastigação podem variar entre 300 N a mais de 1300 N (**RUBIN et alii**⁷¹ (1983)), sendo encontrado valores de 500 N para a força de mordida máxima na região dos molares (**CAPUTO & STANDLEE**¹² (1987)).

A localização, a magnitude e a direção da força que incide sobre os dentes variam drasticamente entre os indivíduos e no indivíduo **PELLIZZER**⁶⁴ (1997), e sofre influência do arco antagonista, do sexo, da saúde e do equilíbrio do sistema estomatognático, bem como do estado emocional (**RICHTER**⁶⁹ (1995)).

Nos estudos envolvendo elementos finitos, geralmente adota-se o valor de 100N para o carregamento, por tratar-se de uma força fisiológica, como relataram os autores **LAGANÁ**⁴³ (1996), **BARBIER et alii**⁵ (1998) e **LACERDA**⁴² (1999). A força é aplicada geralmente em um único ponto (**SERTGÖZ & GÜNEVER**⁷⁸ (1996)) para posterior análise do comportamento da estrutura frente à solicitação.

No presente trabalho, adotou-se o valor de 50N para o carregamento vertical, aplicado em cada ponta de cúspide com o objetivo de simular o estágio final da

mastigação ou a mordida máxima, na tentativa de reproduzir a incidência de forças em todos os dentes, como realizado por **LUNDGREN & LAURELL**⁵¹ (1996) e **YANG et alii**⁹³ (1999).

A despeito do valor de 50N ser considerado baixo, não foi objetivo do trabalho correlacionar a força aplicada ao tipo de arco antagonista, mesmo sabendo que, do ponto de vista clínico, há uma incidência considerável de prótese total maxilar contra PPREL mandibular, que, via de regra, impõe valores menores para a forças oclusais estabelecidas, seja resultante da mordida máxima ou da mastigação (**LASSILA et alii**⁴⁴ (1985)). **PELLIZZER**⁶⁴ (1997) encontrou valores de 52N para força de mordida máxima na região do 2º Molar artificial de uma PPREL, tendo uma prótese total como antagonista. Nos casos de PPF suportada em uma extremidade por dente natural e na outra pelo implante, **RICHTER**⁶⁹ (1995) encontrou valores de 60 a 120N para força da mastigação na região dos molares, suportada pelo implante.

LUNDGREN & LAURELL⁵¹ (1996) e **YANG et alii**⁹³ (1999) utilizaram valores ainda menores, 20N em cada ponta de cúspide. Por outro lado, o presente estudo caracteriza-se por uma análise linear e, dessa forma, prevê a proporcionalidade entre a tensão de von Mises obtida e a força incidente. Assim, para correlacionar a força aplicada ao tipo de arco antagonista, mantêm-se a relação de 1:1 entre a força e a tensão, quando da variação daquela.

Por outro lado, é comum verificar nos estudos envolvendo o MEF uma nítida deformação em forma de cunha, no ponto de aplicação da força, associada a uma tensão muito elevada na área imediatamente abaixo do carregamento (**SELNA et alii**⁷⁶ (1975), **CORRÊA & MATSON**¹⁷ (1977) e **LEWINSTEIN et alii**⁴⁸ (1995); **LACERDA**⁴² (1999)), o que obviamente não reflete o comportamento da estrutura *in vivo*, conforme

afirmaram **SELNA et alii**⁷⁶ (1975), tendo em vista que o contato oclusal não é definido por um ponto, mas por uma área (**LEWINSTEIN et alii**⁴⁸ (1995)). Em decorrência disto, optou-se por fracionar o carregamento de 50 N em 5 pontos de 10 N para cada ponta de cúspide, com o objetivo de diminuir a tensão na área imediatamente abaixo do ponto de aplicação da força, simulando uma área de contato, e obtendo um resultado mais próximo da realidade.

Esta conduta não influenciou o comportamento da distribuição das tensões à distância do ponto de aplicação da força, pois, como verificado no estudo piloto, o mapa de tensões apresentou característica idêntica nas duas situações, com tensão mais elevada apenas na área imediatamente abaixo do carregamento.

Uma forma de enriquecer a avaliação dos resultados seria a comparação entre os valores obtidos com os estabelecidos para a carga de ruptura referente a cada estrutura do modelo. Com isto, poder-se-ia prever se uma determinada estrutura estaria ou não em segurança frente a uma situação real.

Para isto, seria necessário aplicar a fórmula $\sigma/\sigma_{ref.}$, onde σ representaria a diferença de tensão relacionada com as coordenadas x e y (como o estudo é bidimensional, adota-se o valor 0 (zero) para a coordenada z), e $\sigma_{ref.}$ o resultado da força aplicada dividida pela área da região de interesse. Todavia, a literatura apresenta valores específicos para a carga de ruptura para algumas estruturas do presente estudo, tanto em tração, como em compressão, sugerindo uma correlação entre os valores, com o objetivo de direcionar a metodologia dos estudos futuros para uma análise mais efetiva sobre este aspecto, até porquê o critério de von Mises utilizado no estudo não permite a distinção das tensões em tração e compressão, sendo esta última apresentada sempre em valor negativo.

Assim, o Quadro 5 apresenta os valores obtidos para a máxima tensão, a carga de ruptura estabelecida na literatura e o risco de falha para os materiais que compõe cada modelo.

Cabe ressaltar que o MEF não identifica a falha, resultado prático da deformação permanente, como a fratura ou a ruptura de uma estrutura ou do modelo, por exemplo. Apenas traduz a tensão em uma escala de cores associada aos valores apresentados.

Em relação ao carregamento, se o mesmo não fosse simultâneo em todos os dentes, e somente em um ou mais pontos da prótese, como geralmente acontece nos trabalhos com MEF, não seria possível analisar o comportamento do modelo sem a PPREL (Modelo A), e em consequência, a influência que esta exerce sobre as estruturas de suporte. LACERDA⁴² (1999), por exemplo, ao aplicar a força no dente suporte da PPREL, o fez com a prótese em posição, sendo verificado a distribuição de tensões no encaixe rígido entre a PPF e a PPREL, estendendo-se sobre a papila gengival distal, início da fibromucosa e atingindo o implante, mesmo estando a PPREL em si, livre da incidência direta de forças, num primeiro momento.

Quadro 5 – Valores para a carga de ruptura (UTS e UCS) em tração e compressão, respectivo autor, e a sugestão para o risco de falha de cada estrutura.

Estrutura	Modelo	Máxima Tensão no estudo (MPa)	UTS (Tração)	Autor	UCS (Comp.)	Autor	Risco de Falha
Esmalte	A	39,668	10,3	BOWEN & RODRIGUEZ¹⁰ (1962)	55,7	CRAIG et al¹⁹ (1961)	+ (T)
	B	32,232					
	C	36,169					
Dentina	A	26,447	105,5	SANO et al⁷² (1994)	43,1	CRAIG & PEYTON¹⁸ (1958)	+ (C)
	B	56,351					
	C	54,211					
Lig. Periodontal	A	8,74					
	B	16,101					
	C	16,354					
Osso cortical	A	21,180	121*	BOEREE et al⁹ (1993)	167	BOEREE et al⁹ (1993)	-
	B	54,626					
	C	52,893					
Osso Esponjoso	A	8,034					
	B	16,391					
	C	17,459					
Fibromucosa	A	1,615					
	B	5,830					
	C	5,863					
Resina acrílica	A	-	80,4	STAFFORD & SMITH⁸¹ (1968)	81,4	PEYTON & CRAIG⁶⁵ (1963)	-
	B	48,311					
	C	56,139					
Liga de CoCr	A	-	599 [†]	MORRIS⁵⁷ (1989)			-
	B	72,430					
	C	81,273					
Implante	C	205,662	550	IDA et al³² (1982)			-

* Não há dados presentes na literatura

† Valor estabelecido para o Fêmur Humano

† Menor valor dentre os estabelecidos por **O'BRIEN** (1996).

As tensões verificadas no ápice dos dentes naturais, nos 3 modelos, apresentaram íntima relação com os dados presentes na literatura, envolvendo a análise fotoelástica (**THOMPSON et alii**⁸³ (1977); **CAPUTO & STANDLEE**¹² (1987); **CHOU et alii**¹³ (1989)) e o MEF (**YANG et alii**⁸³ (1999)), uma vez que cargas estritamente verticais, paralelas ao longo eixo dos dentes, proporcionaram níveis elevados de tensão por quase toda a extensão da cortical óssea, com a máxima tensão atingindo a região do ápice radicular (Figuras 17, 18 e 19).

Resultados semelhantes foram verificados nos estudos envolvendo pinos pré-fabricados ou núcleos metálicos fundidos (**REINHARDT et alii**⁶⁸ (1983); **CAPUTO & STANDLEE**¹² (1987); **KO et alii**³⁸ (1992)). Nestes estudos, levou-se em consideração a existência da câmara pulpar, a qual influencia na distribuição das tensões que ocorrem no dente, como comprovado por **THRESHER & SAITO**⁸⁴ (1973) e **CORNACCHIA et alii**¹⁶ (2000), que evidenciaram modificação no padrão da distribuição das tensões quando a câmara pulpar foi considerada um maciço dentinário. Devido a isso, para o presente trabalho, a câmara pulpar foi considerada um vazio, concorde também às observações de **RUBIN et alii**⁷¹ (1983).

Dessa forma, a comparação dos resultados obtidos no presente estudo com os observados por **LACERDA**⁴² (1999), em relação à distribuição das tensões relacionadas ao dente suporte é relativo, uma vez que este autor considerou a câmara pulpar como um maciço dentinário, com concentração da tensão evidente entre os terços médio e apical da raiz, com padrão diferenciado em relação ao presente estudo.

Por outro lado, no Modelo A (Figuras 17 e 23), verificou-se tensão elevada na JCE do dente 33, na face mesial, mais precisamente no esmalte, possivelmente pela posição da ponta da cúspide, a qual estava voltada mais para o lado mesial,

direcionando a força mais para a metade mesial do dente. Todavia, a anatomia dental representada para o dente 33 segue dados estabelecidos na literatura (**FIGÚN**²⁴ (1989)), tanto para o comprimento coronário e radicular, como para a distância mesio-distal, bem como para a extensão e a inclinação das arestas incisais mesiais e distais. Por outro lado, o canino geralmente não está sujeito às forças verticais (**KO et alii**³⁸ (1992)), o que pode ter influenciado na tensão verificada na JCE.

Sobre este aspecto, **THRECHER & SAITO**⁸⁴ (1973) verificaram comportamento semelhante após o carregamento de um incisivo central em corte sagital, e **CORNACCHIA et alii**¹⁶ (2000) correlacionaram as forças oclusais que atingem o 1º PM com a condição clínica conhecida por abfração, dada a concentração de tensões na porção cervical vestibular da coroa.

Todavia, para conclusões mais evidentes a respeito, faz-se necessário uma análise mais detalhada da região, de preferência tridimensional, ou sob o aspecto frontal para um estudo bidimensional, com modelos circunscritos à região, permitindo um refinamento da malha de elementos finitos nos pontos de interesse, além do carregamento em diversas direções e intensidades, simulando hábitos funcionais e parafuncionais.

Quando da presença da PPREL, (Modelo B) verificou-se que o dente suporte e a fibromucosa foram mais solicitados, concordes aos resultados envolvendo a fotoelasticidade (**THOMPSON et alii**⁸³ (1977); **CAPUTO & STANDLEE**¹² (1987)) e o MEF através do sistema de vigas simples (**LACERDA**⁴² (1999)).

Adotou-se o rebordo alveolar como sendo plano, mas com suave descendência distal no primeiro terço. Dessa forma, observou-se uma nítida solicitação na região curva do rebordo, tanto para a fibromucosa, como para o osso cortical e esponjoso.

Muito semelhante ao estudo de **THOMPSON et alii**⁸³ (1977) através da fotoelasticidade, e como esperado clinicamente.

No caso da estrutura metálica da PPREL, observou-se tensão elevada no conector menor. Este comportamento também foi observado no Modelo C, com o uso do implante osseointegrado.

À semelhança dos resultados obtidos por **SANSON et alii**⁷³ (1987), após o estudo da distribuição das tensões em PPF de 3 elementos através do MEF, observou-se, no presente estudo, que a simples presença do apoio metálico modificou o padrão da distribuição da tensão e do deslocamento no dente suporte da PPREL (Modelo B) (Figuras 18 e 21), quando os valores são comparados ao Modelo A (Figuras 17 e 20), com evidente solicitação da metade distal do dente, concordes aos resultados de **MATSUMOTO & GOTO**⁵³ (1970); **THOMPSON et alii**⁸³ (1977) e **CHOU et alii**¹³ (1989), e aos conceitos mecânicos que regem a localização do apoio por mesio-oclusal (**KRATOCHVIL**³⁹ (1963); **GUEDES et alii**³⁰ (1995)), na tentativa de impedir a distalização do dente suporte nos casos de PPREL, mesmo estando esta premissa intimamente relacionada ao grampo de retenção, ao perfil do equador protético e ao formato do rebordo alveolar na extremidade livre.

Entretanto, tratando-se de um trabalho bidimensional, a localização do apoio por mesio-oclusal acarretaria uma solução de continuidade entre este e a malha de retenção, pela impossibilidade de representar os conectores maior e menor que estariam por lingual, tornando sem efeito a análise da PPREL sob o ponto de vista da influência no dente suporte, não simulando uma situação real pela falta de vínculo com este.

De outra forma, partindo do princípio que a presença do implante, oferecendo suporte para a base de resina na extremidade livre, faz o caso aproximar-se de uma PPR dentossuportada, a localização do apoio por disto-oclusal no dente 34 permite a análise dos resultados mais próxima de uma nova realidade, uma vez que, via de regra, o apoio localiza-se adjacente ao espaço protético nos casos limitados por dentes naturais, podendo assim ser executado na associação com implantes, como pode ser visto no trabalho de **KELTJENS et alii**³⁷ (1993).

Por outro lado, a despeito da amostragem reduzida referentes aos dados estabelecidos por **FRANK et alii**²⁵ (2000), que verificaram 51% dos apoios localizados por disto-oclusal em pacientes com PPREL, e de acordo com **CHOU et alii**¹⁴ (1991) que não observaram diferença significativa no padrão de movimentação do dente suporte, quando da comparação dos apoios por disto-oclusal ou mesio-oclusal, tem-se que uma PPREL perfeitamente ajustada às estruturas de suporte saudáveis e estrategicamente localizadas, provavelmente não lesará o sistema de suporte, independente da localização do apoio, uma vez que, de acordo com este último autor, os fatores de maior influência para a movimentação do dente suporte são a direção da força incidente e o formato do rebordo alveolar.

O comportamento verificado no Modelo C foi semelhante a uma PPR dentossuportada, com o implante proporcionando ancoragem para a base de resina da PPREL, limitando o movimento de intrusão desta, diminuindo a tensão apresentada pela fibromucosa e a cortical óssea quando comparado com os resultados do Modelo B, concordes às observações de **LACERDA**⁴² (1999) através do estudo com vigas.

No entanto, a diminuição da tensão foi mais evidente na porção posterior do rebordo, sendo que a tensão próxima ao dente suporte foi semelhante ao modelo sem

implante (Modelo B). Contudo, a movimentação da base em pontos mais distantes do fulcro é mais evidente, sendo proporcionalmente mais nítido o benefício da presença do implante, devido a menor solicitação do rebordo alveolar neste ponto.

Já na região mais anterior do rebordo, a base de resina da PPREL próxima ao dente suporte permanece à mercê da movimentação vertical deste devido a viscoelasticidade do ligamento periodontal; e uma vez que o íntimo contato entre a base e a fibromucosa foi mantido, a solicitação desta foi evidente, semelhante ao que ocorreu no modelo B.

Todavia, a concentração das tensões verificada no dente suporte 34 não foi modificada com a presença do implante, contrário às observações estabelecidas por **KELTJENS et alii**³⁷ (1993) e **LACERDA**⁴² (1999), os quais acreditam que o implante reduz a solicitação do dente suporte. Sob este aspecto, não é possível fazer uma correlação íntima e direta com o estudo desenvolvido por **LACERDA**⁴² (1999), uma vez que este autor utilizou uma PPREL conectada ao dente por meio de uma PPF. Apenas suposições podem ser feitas, pelo envolvimento de modelos diferentes, sob carregamentos diferentes.

LACERDA⁴² (1999) observou redução na concentração da tensão no dente suporte em quase 2,5 vezes o valor obtido no modelo sem o implante, através do sistema de vigas simples.

No presente trabalho, o dente suporte da PPREL é submetido ao mesmo carregamento, seja na ausência da PPREL ou na presença desta, associada ou não ao implante osseointegrado. E dessa forma, a diferença na solicitação do dente suporte foi vista somente entre os Modelos A e B, sem e com a presença da PPREL,

respectivamente, sendo que entre os modelos B e C, as condições de contorno e carregamento no dente suporte 34 foram idênticas.

Por outro lado, sabe-se que a associação com um encaixe rígido, como o utilizado por **LACERDA**⁴² (1999), pressupõe maior solicitação do dente suporte, quando comparado aos sistemas mais simples de retenção, como os grampos (**CHOU et alii**¹³ (1989); **CHOU et alii**¹⁴ (1991); **LAGANÁ**⁴³ (1996); **IGARASHI et alii**³³ (1999)), fato este que pode explicar a diferença mais significativa entre os valores encontrados por **LACERDA**⁴² (1999) quando da presença do implante oferecendo ancoragem para a PPREL, uma vez que o comportamento mecânico do encaixe é diferente e a solicitação é mais pronunciada na ausência do implante, evidenciando nitidamente o seu benefício.

Ainda sobre este aspecto, e à semelhança da justificativa na questão da localização do apoio por disto-oclusal, não foi possível representar o grampo de retenção nos modelos em questão, o que, por sua vez, pode ter influência direta na distribuição das tensões no dente suporte 34, mascarando uma condição real, uma vez que está bem estabelecido na literatura o papel dos grampos na solicitação dos dentes suportes (**THOMPSON et alii**³³ (1977); **CHOU et alii**¹³ (1989)), sendo possível supor que a presença deste induziria maiores tensões ou, pelo menos, permitiria uma distribuição diferenciada; mesmo em face da utilização do grampo RPI, que é considerado o melhor retentor do tipo grampo para PPREL (**KRATOCHVIL**³⁹ (1963); **KROL**⁴¹ (1973); **KRATOCHVIL & CAPUTO**⁴⁰ (1974); **THOMPSON et alii**³³ (1977); **CHOU et alii**¹³ (1989)).

Cabe salientar que o sucesso do tratamento com implantes osseointegrados depende da manutenção da osseointegração e da altura óssea, que por sua vez depende da adequada distribuição da força incidente e da saúde dos tecidos peri-

implantar. Os estudos que avaliam a distribuição das tensões ao redor dos implantes, seja na simulação do parcial, como do totalmente edentado, evidenciam uma concentração de tensões na cortical óssea e na interface osso esponjoso/implante, ao redor do pescoço do implante (**SERTGÖZ & GÜNEVER**⁷⁸ (1996); **PALÁCIOS MORENO**⁶² (1998); **BARBIER et alii**⁵ (1998)).

Há, porém, que se distinguir os casos que simulam cantileveres, os casos apoiados por implantes nas extremidades e os casos apoiados por dente e implante. Na representação do cantilever, o carregamento geralmente ocorre na extremidade do braço que o representa, tornando a tensão mais evidente no osso cortical e esponjoso relacionados ao pescoço do implante voltado para o ponto de aplicação da força (**SERTGÖZ & GÜNEVER**⁷⁸ (1996); **LEWINSTEIN et alii**⁴⁸ (1995); **BARBIER et alii**⁵ (1998)).

Quando da simulação da prótese apoiada por implantes nas extremidades, o carregamento geralmente ocorre entre os implantes, e a tensão é mais evidente no osso cortical relacionado com o pescoço do implante, na face contrária ao carregamento e no ápice do implante, quando da análise do osso esponjoso (**LEWINSTEIN et alii**⁴⁸ (1995); **BARBIER et alii**⁵ (1998)).

No entanto, quando o objetivo é estudar a distribuição da tensão em modelos que representam próteses fixas suportadas por dente natural em uma extremidade e implante na outra, verificam-se níveis elevados de tensão no osso cortical relacionado ao pescoço do implante voltado para o dente natural, além da região do ápice do implante no osso esponjoso (**VAN ROSSEN et alii**⁸⁸ (1990)), em consequência do momento fletor induzido no implante, devido à vinculação rígida entre este e a prótese,

como bem demonstrado por **LACERDA**⁴² (1999) após a representação pelo sistema de vigas.

As tensões verificadas no osso cortical e esponjoso para o modelo C mantiveram-se elevadas no ápice do dentes naturais. Na região do pescoço do implante, houve uma concentração de tensão evidente no osso cortical contrário ao lado da aplicação da força. No osso esponjoso, a tensão concentrou-se no ápice do implante, concordes aos resultados verificados por **BARBIER et alii**⁵ (1998) com o MEF e por **NISHIMURA et alii**⁶⁰ (1999) através da fotoelasticidade.

Todavia, a tensão verificada no osso cortical, ao redor do implante, não foi tão elevada, permanecendo abaixo dos valores encontrados no ápice dos dentes naturais, sugerindo que a associação entre a PPREL e um implante osseointegrado da forma como é descrita é uma alternativa clínica viável e segura.

É possível estabelecer uma hipótese para a concentração das tensões na região do implante e estruturas peri-implantar por meio de dois eventos. O primeiro em consequência da diferença viscoelástica entre o ligamento periodontal e o implante, numa relação entre 10:1 e 100:1 (**RICHTER**⁶⁹ (1989)), caracterizando a PPREL como uma alavanca inter-fixa, a qual teria no implante o ponto de apoio (fulcro) para a rotação e intrusão do segmento mais próximo do dente suporte, uma vez que o implante está rigidamente unido ao osso*.

Uma componente horizontal de força para o lado direito estaria presente no implante quando da intrusão do segmento da PPREL mais próximo ao dente suporte, evidenciando o segundo evento, que seria a tentativa de rotação para distal do

* Uma vez que o Ti apresenta módulo de elasticidade 10 vezes maior que o osso, **RICHTER** (1989) considera que a resiliência do implante está mais relacionada com a plasticidade óssea.

implante, no sentido horário, evidenciado pelas tensões no osso cortical e esponjoso do lado direito relacionado ao pescoço do implante, as quais são maiores que a concentração de tensão no lado esquerdo para as mesmas estruturas (Figura 34 e 37). Neste segundo instante, o osso cortical atuaria simultaneamente como fulcro para a rotação do implante e como anteparo impedindo a rotação (Figura 45).

No entanto, como o carregamento é estritamente vertical, a componente horizontal de força apresentar-se-ia de forma reduzida, sendo mais nítida a componente vertical. Dessa forma, a resultante de força apresentaria a direção: da esquerda para a direita e de cima para baixo. Este perfil retrata exatamente o trajeto das tensões internas observadas no implante, concordes aos resultados obtidos por LACERDA⁴² (1999). (Figura 46)

Por outro lado, a justifica da forma como foi conduzida tem efeito meramente didático, pois a análise através do MEF prevê o equilíbrio de forças horizontais nos pontos nodais de cada elemento do modelo como parte das condições de contorno, não sendo, pois, possível visualizar vetores horizontais de força, como foi descrito. Portanto, uma forma de traduzir os eventos supracitados seria a substituição da idéia do vetor horizontal, por momentos de força* ou binários, os quais definem com mais propriedade a tentativa de rotação, e da mesma maneira justificariam as tensões observadas. Na Figura 45, os momentos de força estariam presentes nos pontos 1 e 2, com o sentido das setas presentes em vermelho.

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

PALÁCIOS MORENO⁶² (1998) salientou que o passo de rosca* do implante deve apresentar uma altura maior que a altura da rosca em si (espira), para que o osso presente entre as roscas possa resistir adequadamente às forças que atingem o implante, uma vez que o seu módulo de elasticidade é quase 10 vezes menor que o do Ti. Isto permite, sob carregamento vertical, uma redução gradual da tensão entre as roscas no sentido apical, como ficou comprovado no presente trabalho, uma vez que as tensões foram maiores na região do pescoço do implante, e gradativamente menores até atingir a 5ª e 6ª rosca do lado esquerdo do corpo do implante, concordes às observações de **WEINBERG & KRUGER** (1994).

Acreditamos que mesmo com a ausência de um protocolo específico para predizer o sucesso na associação da PPR e um implante osseointegrado, a realização de casos clínicos deve ser estimulada não somente pelos benefícios esperados, mas por permitir a comparação dos resultados *in vivo*, com os já estabelecidos *in vitro*, definindo com clareza conceitos à respeito da durabilidade do tratamento, bem como da manutenção da altura óssea, uma vez que **ADELL et al**⁴⁷ (1981) e **LEKHOLM et al**⁴⁶ (1994 e 1999) consideraram que a perda óssea ao redor dos implantes osseointegrados que sustentam reabilitações removíveis é relativamente mais acentuada, quando comparado à uma PPF totalmente implantossuportada e retida, a qual, via de regra, apresenta perda óssea média de 0,1 a 0,2 mm/ano após o primeiro ano, segundo **SMITH & ZARB**⁸⁰ (1989).

Em vista disto, consideramos pertinente a utilização da fibromucosa para auxiliar o implante na função de suporte para a base da PPREL, pressupondo, principalmente,

* Corresponde a volta completa de uma rosca. É a distância entre duas espiras (roscas)

uma moldagem corretiva da região quando da utilização de um sistema de retenção resiliente. Tal conduta permitiria a distribuição da força pelo rebordo alveolar, impedindo que a mesma seja dirigida apenas sobre o implante, concordes aos resultados verificados por **LACERDA**⁴² (1999), e aos dados clínicos apresentados por **KELTJENS et alii**³⁷ (1996) e **GIFFIN**²⁹ (1991).

Por fim, o presente trabalho, dentro da metodologia empregada e dos resultados obtidos, sugere o uso do implante em associação com a PPREL com relativa segurança, sendo necessário, entretanto, estudos envolvendo modelos tridimensionais, sob diversas incidências de força, para reproduzir com a máxima fidelidade os eventos que acontecem na cavidade bucal, aumentando as informações que auxiliem no estabelecimento de critérios e condutas na associação entre a PPR e o implante osseointegrado, uma vez que a literatura é escassa de dados à respeito.

9 – CONCLUSÕES

Após a realização do presente trabalho avaliando a associação entre a PPREL e o implante osseointegrado, através do MEF, concluiu-se que:

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

➤ A presença do implante osseointegrado não favoreceu a redução da concentração de tensão no dente suporte da PPREL, adjacente ao espaço edentado.

10 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. Academy of Prosthodontics. Principles, concepts, and practices in prosthodontics. 9th ed. **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 73, 1995.
2. ADELL, R., LEKHOLM, U., ROCKLER, B., *et alli*. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int. J. Oral Surgery**, v. 10, n., p. 387-416, 1981.
3. ALBREKTSSON, T., DAHL, E., ENBOM, L., *et alli*. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. **J. Periodontol.**, v. 59, n., p. 287-296, 1988.
4. ANDERSON, J.N., BATES, J.F. The cobalt-chromium partial denture. A clinical survey. **Br. Dent. J.**, London, v.107, n.3 e 4, p. 57-62, Aug. 1959.
5. BARBIER, L., VANDER SLOTEN, J., KRZESINSKI, G., *et alli*. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 25, n. , p. 847-858, 1998.
6. BATTISTUZZI, P. G. F. C. M. VAN SLOOTEN, H., KÄYSER, A. F. Management of an anterior defect with a removable partial denture supported by implants and residual teeth: A case report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 7, n. 1, p. 112-115, 1992.
7. BEER, P. F., JOHNSTON, E. R. **Resistência dos materiais**. 2^a ed. São Paulo:

* De acordo com NBR 6023, de Agosto de 1989, da ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas). Abreviatura dos periódicos em conformidade com o "World List of Scientific Periodicals".

- Mc Graw Hill Ltda, p. 10-53/351-353, 1989.
8. BEM-UR, Z., AVIV, I., CARDASH, H. S. A modified direct retainer desing for distal-extension removable partial dentures. **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 60, n. 3, p. 342-344, Sep. 1988.
 9. BOEREE, N. R., DOVE, J., COPPER, J. J., *et alli*. Development of a degradable composite for orgthopaedic use: mechanical evaluation of na hydroxyapatite-polyhydroxybutyrate composite material. **Biomaterials**, v. 14, p. 793-796, 1993.
 10. BOWEN, R. L., RODRIQUEZ, M. S. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. **J. Amer. Dent. Assoc.**, v. 64, n. 3, p. 378-387, 1962.
 11. BRANEMARK, P-I. Osseointegrated and its experimental background **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 50, n. 3, p. 399-410, Sep. 1983.
 12. CAPUTO, A. A., STANDLEE, J. P. **Biomechanics in clinical dentistry**. Chicago: Ed. Quintessence Publishing Co., p. 13-20, 55-77, 151-183, 214, 1987
 13. CHOU, T-M, CAPUTO, A., MOORE, D. J., *et alli*. Photoelastic analysis and comparison of force-transmission characteristics of intracoronal attachments with clasp distal-extension removable partial dentures, **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 62, n. 3, Sep 1989.
 14. CHOU, T-M, EICH, J. D., MOORE, D. J., *et alli*. Stereophotogrammetric analysis of abutment tooth movement in distal-extension removable partial dentures with intracoronal attachments and clasps, **J. prosthet. Dent.**, St.

- Louis, v. 66. n. , p. 343-349, Sep 1991.
15. COOLIDGE, E. D. The thickness of the human periodontal membrane, **J.A.D.A.&D.C.**, v. 24, p. 1260-1270, Aug 1937.
 16. CORNACCHIA, T. P. M., LANZA, M. D., *et alli*. Distribuição das tensões nas lesões de abfração por elementos finitos. **Anais da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica, SBPqO**, v., p., Set. 2000.
 17. CORRÊA, A. A., MATSON, E. Avaliação quantitativa e qualitativa dos esforços que ocorrem numa restauração com amálgama de prata pelo método dos elementos finitos. **Rev. Fac. Odont. S. Paulo**, v. 15, n. 1, p. 19-26, Jan/Jun 1977.
 18. CRAIG, R. G., PEYTON, F. A. Elastic and mechanical properties of human dentin. **J. dent. Res.**, Alexandria, v. 37, n. 4, p. 710-718, 1958.
 19. CRAIG, R. G., PEYTON, F. A., JOHNSON, D. W. Compressive properties of enamel, dental cements, and gold. **J. dent. Res.**, Alexandria, v. 40, n. 5, p. 936-945, 1961.
 20. DARBAR, U. R., HUGGETT, R., HARRISON, A., *et alli*. Finite element analysis of stress distribution at the tooth-denture base interface of acrylic resin teeth debonding from the denture base. **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 74, n. 6, p. 591-594, Dec 1995.
 21. DAVENPORT. J. C., HAMMOND, P. The acquisition and validation of removable partial denture design knowledge. I. Methodology and overview, **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 23, p. 152-157, 1996.

22. ELIASON, C. M. RPA clasp design for distal-extension removable partial dentures. **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 49, n. 1, p. 25-27, Jan 1983.
23. FARAH, J. W., CRAIG, R. G., MERQUEH, K. A. Finite element analysis of a mandibular model. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 15, n. , p. 615-624, 1988.
24. FIGÚN, M. E. **Anatomia odontológica funcional e aplicada**. São Paulo: Ed. Panamericana, p. 286-314, 1986.
25. FRANK, R. P., BRUDVIK, J. S., LEROUX, B., *et alli*. Relationship between the standards of removable partial denture construction, clinical acceptability, and patient satisfaction, **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 83, n. 5, p. 521-527, May 2000.
26. GANZ, S. D. Combination natural tooth and implant-borne removable partial denture: A clinical report. **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 66, n. 1, p. 1 – 5, July 1991.
27. GARGIULO, A. W., WENTZ, F. M., ORBAN, B. Dimensions and relations of the dentogingival junction in humans. **J. Periodontol.**, v. 32, p. 261-267, Jul. 1961.
28. GEORGE, M. A. Removable partial denture design assisted by osseointegrated implants. **J. Calif. Dent. Assoc.**, v. 20, n. 1, p. 64-66, Jan 1992.
29. GIFFIN, K.M. Solving the distal extension removable partial denture base movement dilemma: a clinical report. **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, St. Louis, v. 76, n. 4, p. 347-349, Oct. 1996.
30. GUEDES, C. G., ZANETTI, A. L., MATSON, E., *et alli*. Influência da localização dos apoios oclusais em prótese parcial removível de extremidade livre,

através do método dos elementos finitos, **RPG**, v. 2, n. 4, Out-Nov-Dez 1995.

31. HOSNY, M., DUYCK, J., VAN STEENBERGHE, *et alli*. Within-subject comparison between connected and nonconnected tooth-to-implant fixed partial prostheses: Up to 14-Year follow-up study. **Int. J. Prosthodont.**, v. 13, n. 4, p. 340-346, 2000.
32. IDA, K., TOGAYA, T., TSUTSUMI, S., *et alli*. Effect of magnesia investments in the dental casting of pure titanium or titanium alloys. **Dent. Mater. J.**, v. 1, n. 1, p. 8-22, 1982.
33. IGARASHI, Y., OGATA, A., KUROIWA, A., *et alli*. Stress distribution and abutment tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers: an *in vivo* study, **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 26, n. p. 111-116, 1999.
34. IMFELD, T. Dental erosion. Definition, classification and links. **Eur. J. Oral Sci.**, v. 104, p. 151-155, 1996.
35. JANG, Y., EMTIAZ, S., TARNOW, D. P. Single implant-supported crown used as an abutment for a removable cast partial denture: A case report, **Implant Dent.**, v. 7, n. 3, p. 199-204, 1998.
36. JEMT, T., LEKHOLM, U., ADELL, R. Osseointegration implants in the treatment of partially edentulous patients: A preliminary study on 876 consecutive placed fixtures. **Int. J. Oral Maxillofac. Implant.**, v. 4, n. 3, p. 211-217, 1989.
37. KELTJENS, H. M. A. M., KAYSER, A. F., HERTEL, R., *et alli*. Distal extension

- removable partial dentures supported by implants and residual teeth: consideration and case reports. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 8, n. 2, p. 208-213, 1993.
38. KO, C. C., CHU, C. S., CHUNG, K. H., *et alli*. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 68, n. 3, p. 421-427, Sep. 1992.
39. KRATOCHVIL, F. J. Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 13, n. 1, p. 114-123, Jan-Fev 1963.
40. KRATOCHVIL, F. J.; CAPUTO, A. A. Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures. **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 32, n. , p. 52- , 1974.
41. KROL, A. T. Retainer clasp R.P.I. (rest, proximal plate, I bar). **Dent. Clin. North Am.**, v. 17, n. 4, p. 631-650, Oct 1973.
42. 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 Doutorado, Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
43. LAGANÁ, D. C. **Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível de extremidade livre, com encaixe extracoronário rígido e semi-rígido**. São Paulo, 1996. p. 177. Tese de Livre-Docência, Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
44. LASSILA, V., HOLMLUND, I., KOIVUMAA, K. K. Bite force and its correlations

- in different denture types. **Acta Odontol Scand.**,v. 43, n. 3, p. 127-132, Jul 1985.
45. LAUFER, B. Z., GROSS, M. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part II: principles and applications. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 25, p. 69-80, 1998.
 46. LEKHOLM, U., GUNNE, J., HENRY, P., *et alli*. Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 14, n. 5, p. 639-645, Sep. 1999.
 47. LEKHOLM, U., VAN STEENBERGH, D., HERMANN, I., *et alli*. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: A prospective 5-years multicenter study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 9, n., p. 627-635, 1994.
 48. LEWINSTEIN, I., BANKS-SILLS, L., ELIASI, R. Finite element analysis of a new system (IL) for supporting na implant-retained cantilever prosthesis, **Int. J. Oral. Maxillofac. Implants**, v. 10, n. 3, p. 355-366, 1995.
 49. LEWIS, S. treatment planning: teeth versus implants. **Int. J. Periodont. Rest. Dent.**, v. 16, n. 4, p. 367-377, 1996.
 50. LUERSEN, M. A. **Método dos elementos finitos em análise estrutural: Curso Introdotório**, Curitiba-PR, CEFET, Ago. 2000.
 51. LUNDGREN, D., LAURELL, L. Occlusal force parttern curing chewing and biting in dentitions restored with fixed bridges of cross-srch extension. I. Bilateral end abutments. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 13, p. 57-71, 1986.
 52. MATSUMOTO, M. Evaluation of the occlusal table pattern in removable partial

- denture with unilateral distal extension saddle. **Bulk. Tokyo Med. Dent. Univ.**, v. 18, n. 4, p. 339-351, Sep, 1971.
53. MATSUMOTO, M., GOTO, T. An experimental investigation in design and force distribution with unilateral mandibular distal extension removable partial dentures. **Bulk. Tokyo Med. Dent. Univ.**, v. 17, n. 2, p. 113-121, Mar, 1970.
54. Mc GIVNEY, G. P.; CASTLEBERRY, D. J. **MacCrakens's Removable Partial Prosthodontics**, 9^a Ed., C. V. Mosby Inc., New York, p. 166, 331, 1995.
55. MISCH, C. E. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. **Implant Dentistry**, v. 8, n. 4, p. 376-385, 1999.
56. MONTEITH, B. D. Management of loading forces on mandibular distal-extension prostheses. Part I: Evaluation of concepts for design. **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 52, n. 2, Nov 1984.
57. MORRIS, H. F. Properties of cobalt-chromium metal ceramic alloys after heat treatment. **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 62, p. 426-433, 1989.
58. NAERT, I., QUIRYNEN, M., van STEENBERGHE, D., *et alli*. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 67, n. , Feb 1992.
59. NAIRN, R. I. The problem of free-end denture bases. **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 16, n. 3, p. 523-532, May-Jun 1966.
60. NISHIMURA, R. D., OCHIAI, K. T., CAPUTO, A. A., *et alli*. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, n. 6, p. 696-703, 1999.

61. NOOMAN, M A. Use of photoelasticity in a study of cavity preparations. **J. Dent. Child.**, v. 16, p. 24-8, 1949.
62. PALACIOS MORENO, A. O. **Estudo comparativo da distribuição das tensões no osso e no implante variando-se o diâmetro destes, através do método dos elementos finitos.** São Paulo, 1998. P. 99. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
63. PELLECCIA, M., PELLECCIA, R., EMTIAZ, S., Distal extension mandibular removable partial denture connected to na anterior fixed implant-supported prosthesis: A clinical report. **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 86, n. 6, Jun 2000.
64. PELLIZZER, E. P. **Forças de mordida relacionadas a próteses parciais removíveis inferiores.** São Paulo, 1997. P. 118. Tese de Doutorado. Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
65. PEYTON, F. A., CRAIG, R. G. Current evaluation of plastics in crown and bridge prosthesis. **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 13, n. 4, p. 743-753, 1963.
66. PINKERTON, M. V., GARGIULO, A. V. An implant fixed bridge as replacement for a removable partial denture, **CDS Review**, v. 87, n. 9, p. 17-20, Oct 1994.
67. REBÓSSIO, A. D. **Protesis parcial removable.** 3 ed., Buenos Aires, Ed. Mundi, p. 16-17, 1963.
68. REINHARDT, R. A., KREJCI, R. F., PAO, Y. C., *et alli*. Dentin stress in post-reconstructed teeth with diminishing bone suporte, **J. dent. Res.**,

- Alexandria, v. 62, n. 9, p. 1002-1008, Sep 1983.
69. RICHTER, E-J. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 61, n. 5, May 1989.
70. ROACH, F. E. Principles and essentials of bar clasp partial dentures. **J. A. D. A.**, V. , N. , P. 124-138, Jan. 1930.
71. RUBIN, C., KRISHNAMURTHY, N., CAPILOUTO, E., YI, H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model, **J. dent. Res.**, Alexandria, v. 62, n. 2, p. 82-86, Feb 1983.
72. SANO, H., CIYCCHI, B., MATTHEWS, W. G., *et alli*. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. **J. dent. Res.**, Alexandria, v. 73, p. 1205-1211, 1994.
73. SANSON, B. P., FLINTON, R. J., PARKS, V. J., *et alli*. Rest seat designs for inclined posterior abutments: A photoelastic comparison. **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 58, n. 1, p. 57-61, Jul. 1987.
74. SATO, Y., YUASA, Y., ABE, Y., *et alli*. Finite element and weibull analysis to estimate failure risk in resin-bonded retainers, **Int. J. Prosthodont.**, v. 8, n. 1, p. 73-78, 1995.
75. SCHIMIT, A. H. Plannign and designing removable partial dentures **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 3, n. 6, p.783-806, Nov 1953.
76. SELNA, L. G., SHILLINGBURG, H. T., KERR, P. Finite element analysis of dental structures – axisymmetric and plane stress idealizations. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 9, n. , p. 237-252, 1975.
77. SENDYK, C. L. **Distribuição das tensões nos implantes osseointegrados.**

Análise não-linear em função do diâmetro do implante e do material da coroa protética. São Paulo, 1998. P. 127. Tese de Doutorado, Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

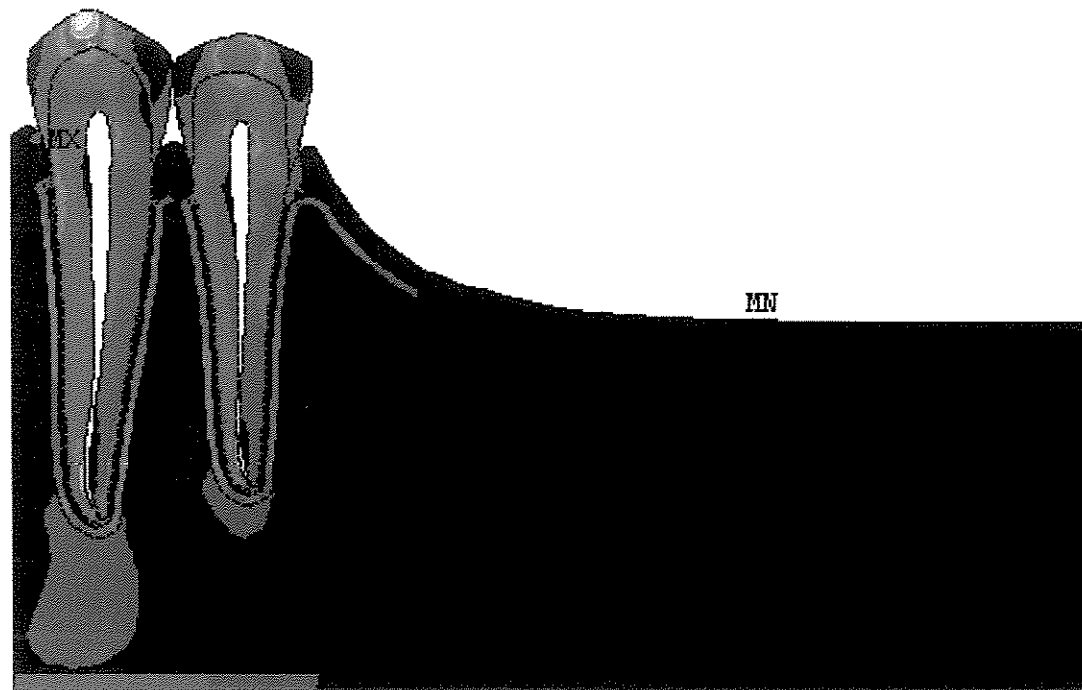
78. SERTGOZ, A., GUVENER, S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in na implant-supported fixed prosthesis. **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 76, n. 2, p. 165-169, Aug. 1996.
79. SHIFMAN, A., BEM-UR, Z. The mandibular first premolar as na abutment for distal-extension removable partial dentures: a modified clasp assembly design. **Br. Dent. J.**, v. 188, n. 5, p. 246-248, Mar 2000.
80. SMITH, D. E., ZARB, G. A. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants, **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 62, n. 4, Nov 1989.
81. STAFFORD, G. D., SMITH, D. C. Some studies of the properties of denture base polymers. **Brit. Dent. J.**, v. 125, n. 8., p. 337-342, 1968.
82. TANNE, K., NAGATAKI, T., MATSUBARA, S., *et alli*. Association between mechanical stress and bone remodeling. **J. Osaka Univ. Sch.**, v. 30, n. , p. 64-71, 1990.
83. 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.**, St. Louis, v. 38, n. 3, Sep 1977.
84. THRESHER, R. W., SAITO, G. E. The stress analysis of human teeth. **J. Biomechanics**, v. 6, n. 5, p. 443-449, 1973.
85. TODESCAN, R., SILVA, E. E. B., SILVA, O. J. **Atlas de prótese parcial**

- removível**. São Paulo: Ed. Santos, p. 297-305, 1996.
86. TOMLIN, H.R., OSBORNE, J. Cobalt-chromium partial dentures: a clinical survey. **Br. Dent. J.**, London, v. 110, n. 9, p. 307-310, May. 1961.
87. VAN STEENBERGHE, D. A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism. **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 61, n. , p. 217-222, Fev. 1989.
88. VAN-ROSSEN, I. P., BRAAK, L. H., PUTTER, C., *et alli*. Stress-absorbing element in dental implants. **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 64, p.198-205, Aug 1990.
89. VAZ, M. A. K., CURY, A. A. D. B., MARIOLANI, J. R. L. Análise fotoelástica da distribuição de tensões produzida na mandíbula pela simulação do esforço mastigatório em sobredentaduras mucodento-suportadas e prótese total. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, v. 13, n. 1, p. 67-73, Jan/Mar 1999.
90. WEINBERG, L. A. Lateral forces in relation to the denture base and clasp design, **J. prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 6, n. 6, p. 785-800, Nov 1956.
91. WEINBERG, L. A., KRUGER, B. Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, v. 78, n. 1, p. 22-27, Jul 1994.
92. WILLIAMS, D. F. **Biocompatibility of clinical implant materials.**, 1ª Ed., Boca Raton, Fla.: CRC Press, p. 99-127, 1981.
93. YANG, H. S., LANG, L.A.A., FELTON, D. A. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. **J. prosthet. Dent.**, St. Louis,

v. 81, n. 6, p. 721-727, Jun 1999.

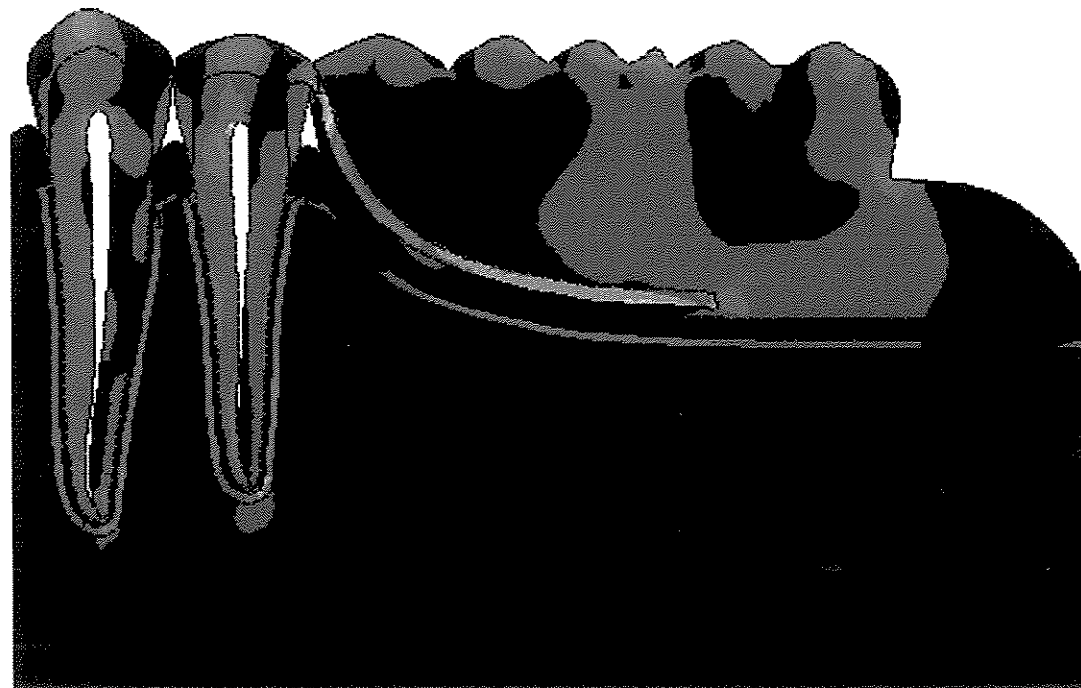
94. YUASA, Y., SATO, Y., OHKAWA, S., *et alli*. Finite element analysis of the relationship between clasp dimensions and flexibility. **J. dent. Res.**, Alexandria, v. 69, n. 10, p. 1664-1668, 1990.

ANEXOS



Modelo A

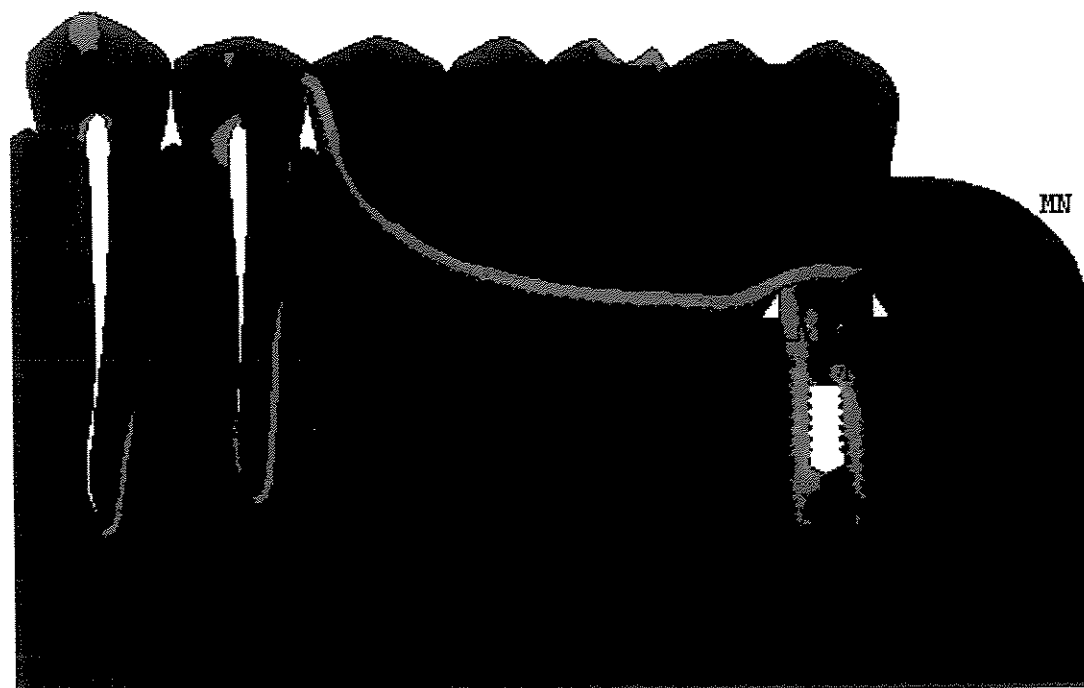
Figura 17 – Mapa de Tensões para o Modelo A



```
ANSYS 5.5.1
DEC  1 2000
11:57:22
NODAL SOLUTION
SUB  =1
TIME=1
SEQV      (AVG)
PowerGraphics
EFACET=1
AVRES=Mat
DMX  =.10715
SMN  =.073619
SMX  =72.43
.073619
8.113
16.153
24.193
32.232
40.272
48.311
56.351
64.391
72.43
```

Modelo B

Figura 18 – Mapa de Tensões para o Modelo B



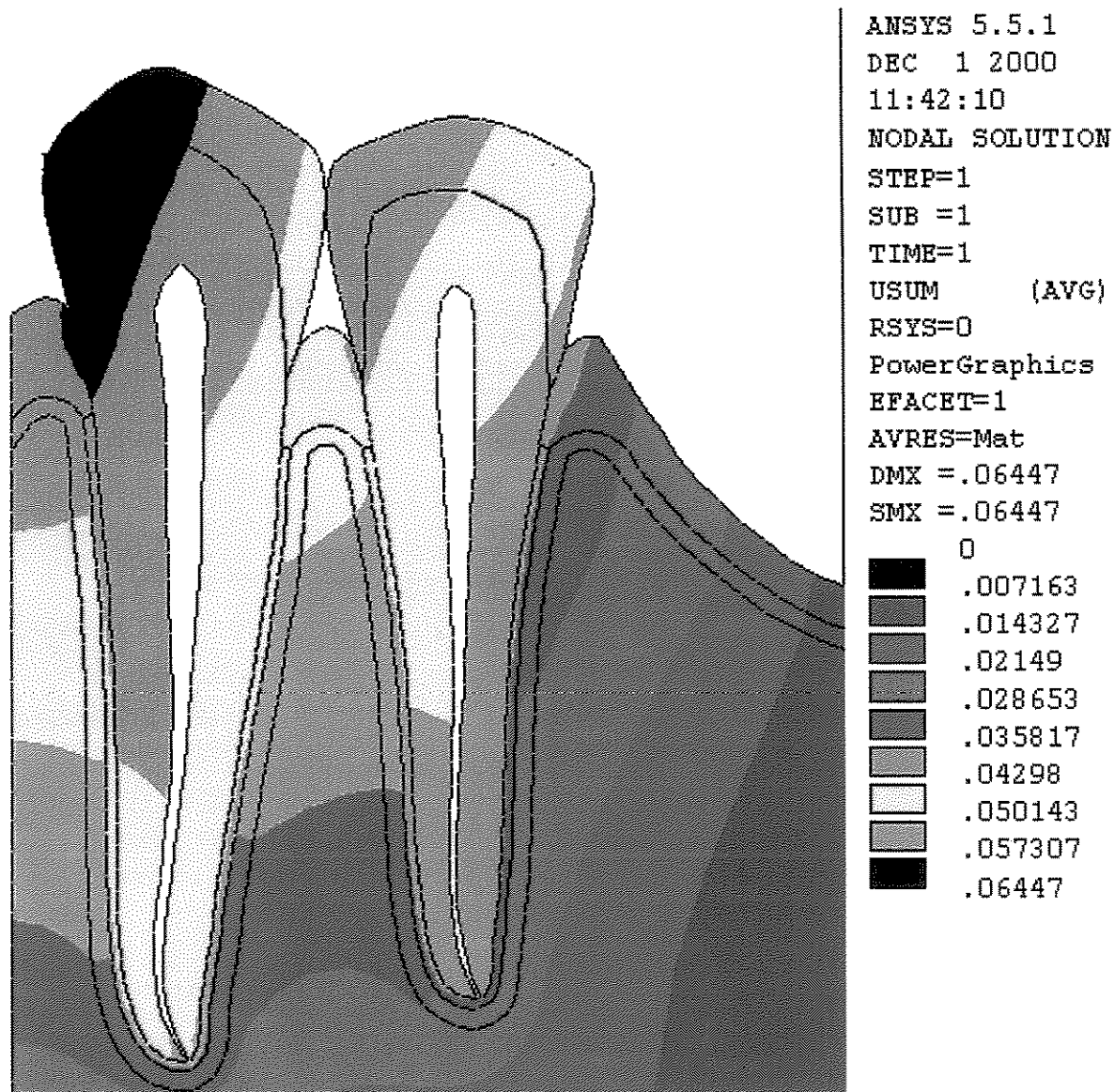
ANSYS 5.5.1
DEC 1 2000
12:11:42
NODAL SOLUTION
STEP=1
SUB =1
TIME=1
SEQV (AVG)
PowerGraphics
EFACET=1
AVRES=Mat
DMX =.099186
SMN =.05731
SMX =205.662
.05731
22.902
45.747
68.592
91.437
114.282
137.127
159.972
182.817
205.662

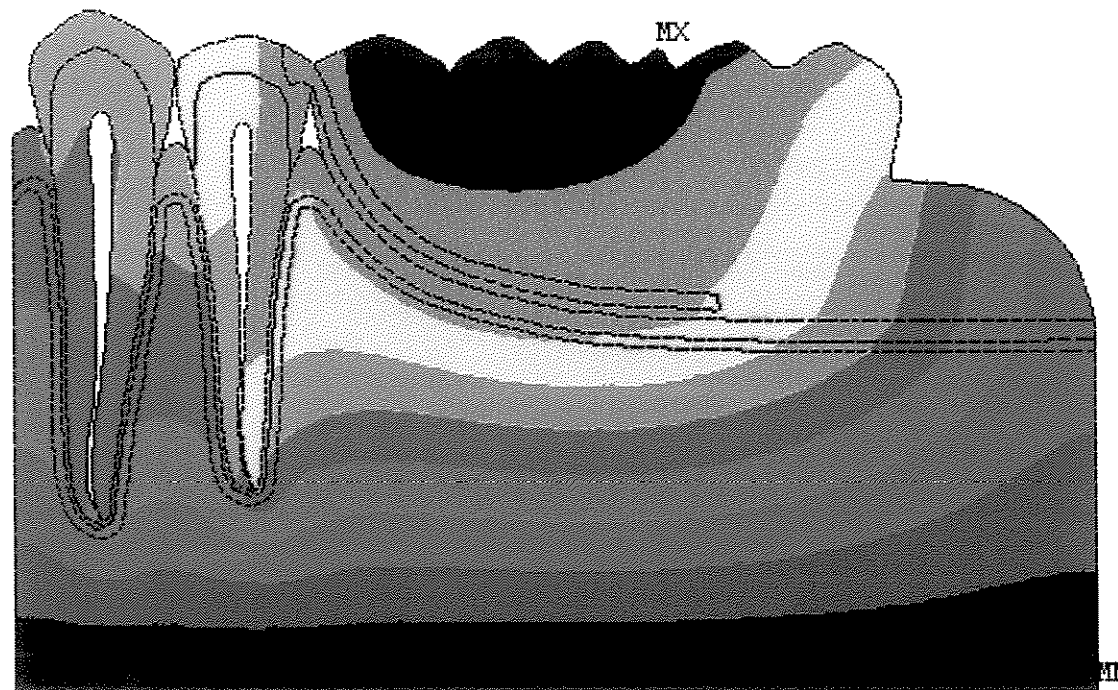
Modelo C

Figura 19 – Mapa de Tensões para o Modelo C

1

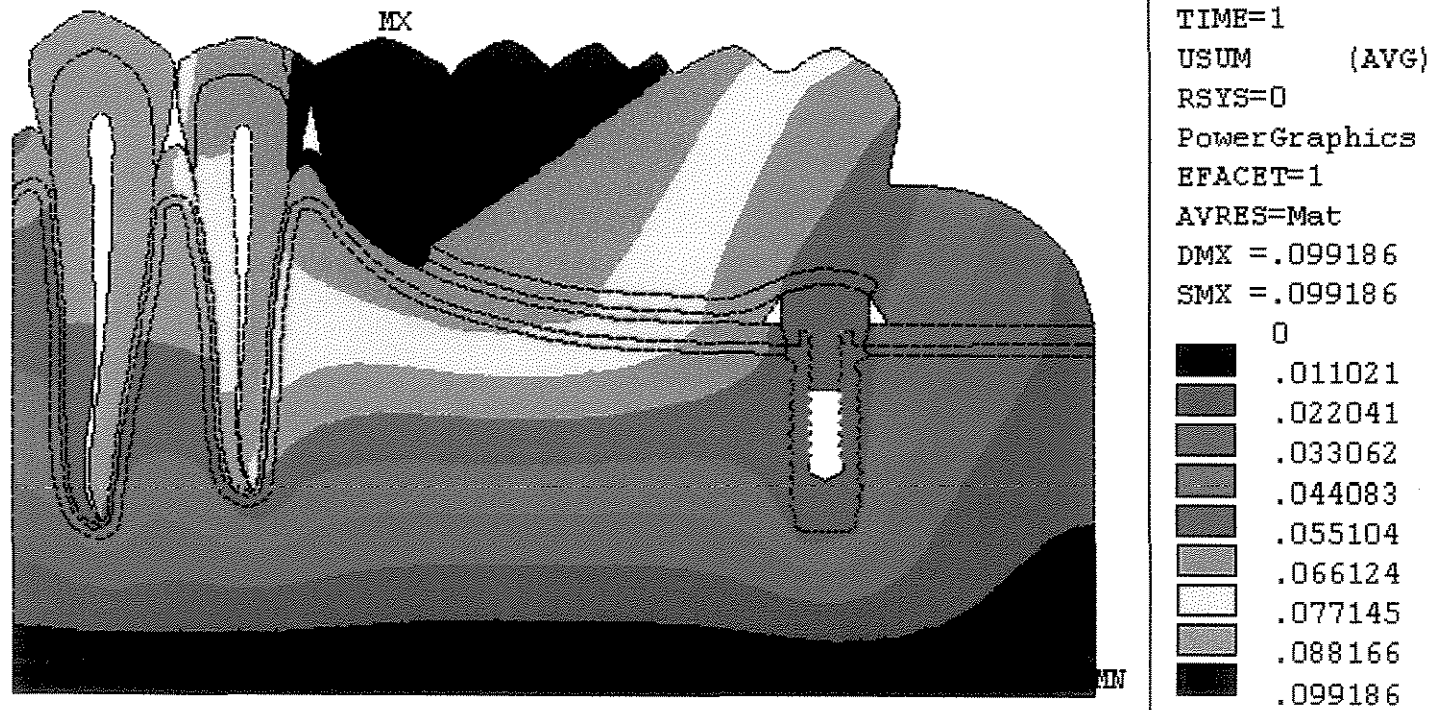
Modelo A

**Figura 20 – Mapa de Deslocamentos para o Modelo A**



Modelo B

Figura 21 – Mapa de Deslocamentos para o Modelo B



Modelo C

Figura 22 – Mapa de Deslocamentos para o Modelo C

1

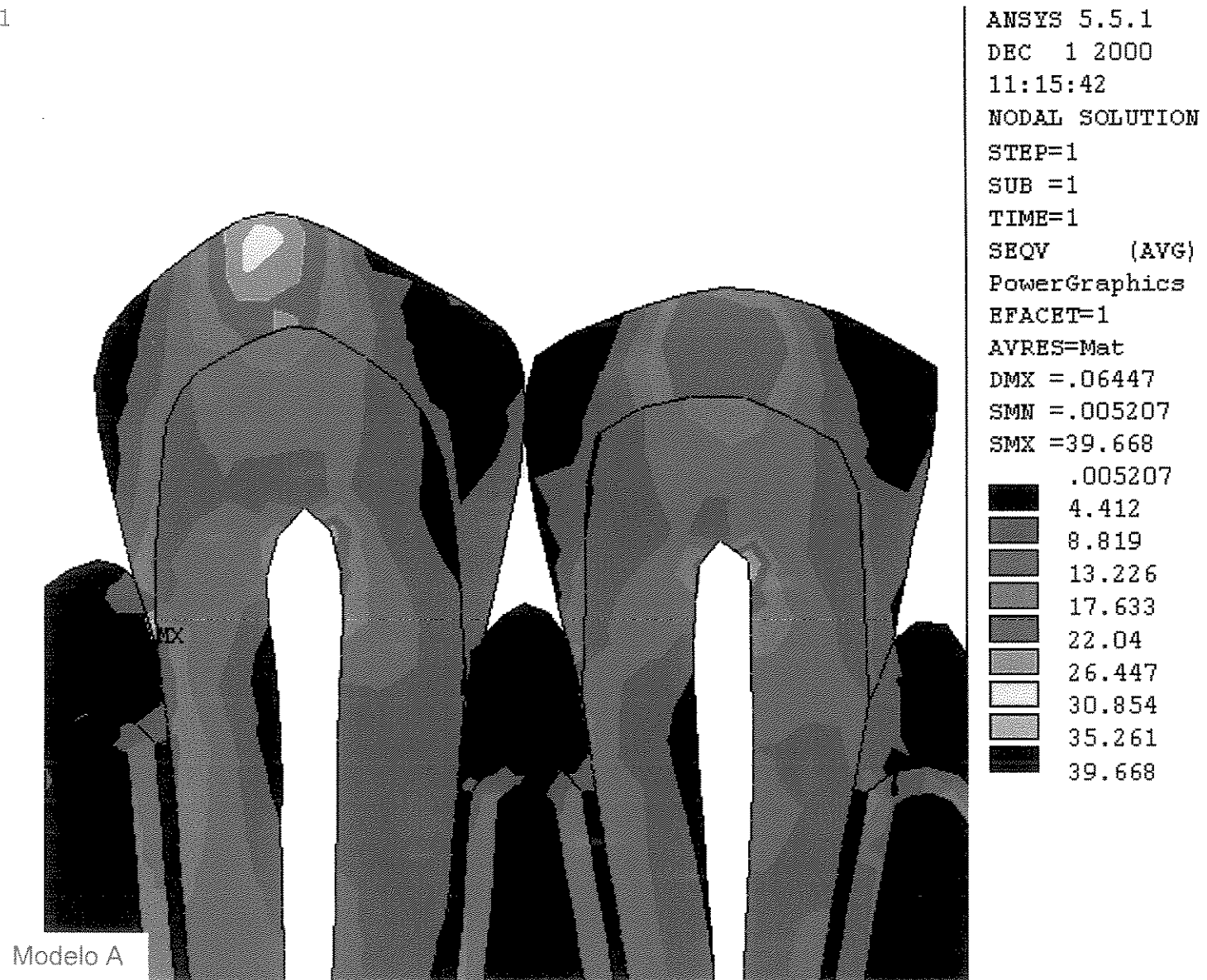
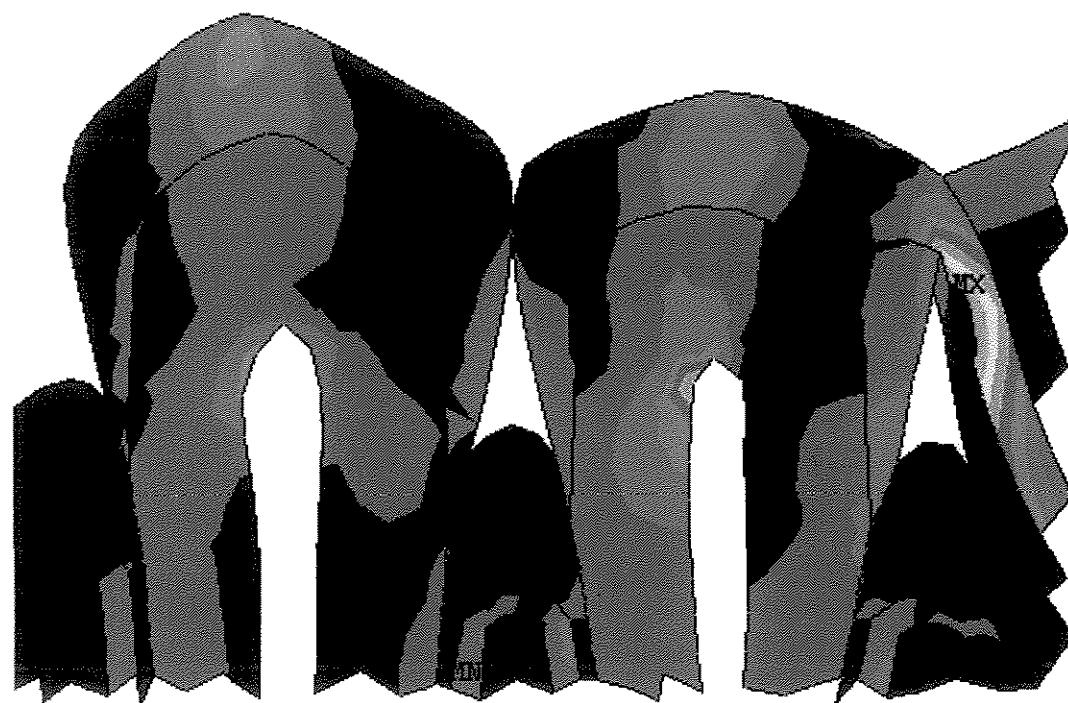


Figura 23 – Mapa de Tensões – Porção Coronária – Modelo A

1



Figura 24 – Mapa de Tensões – Porção Coronária – Modelo B



ANSYS 5.5.1
DEC 1 2000
12:18:28
NODAL SOLUTION
STEP=1
SUB =1
TIME=1
SEQV (AVG)
PowerGraphics
EFACET=1
AVRES=Mat
DMX =.097692
SMN =.086891
SMX =81.273
.086891
9.108
18.128
27.149
36.169
45.19
54.211
63.231
72.252
81.273

Modelo C

Figura 25 – Mapa de Tensões – Porção Coronária – Modelo C

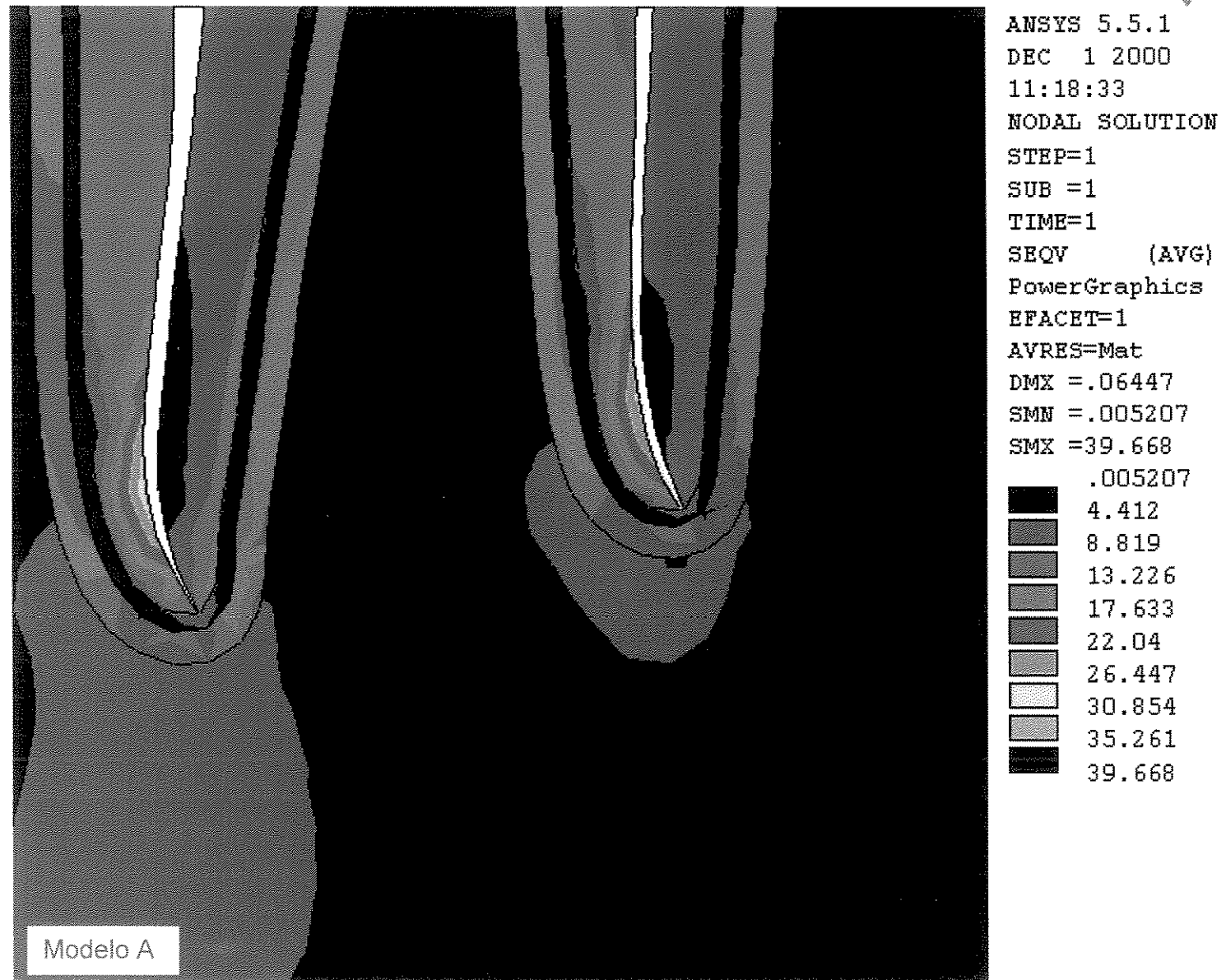


Figura 26 – Mapa de Tensões – Ápice – Modelo A

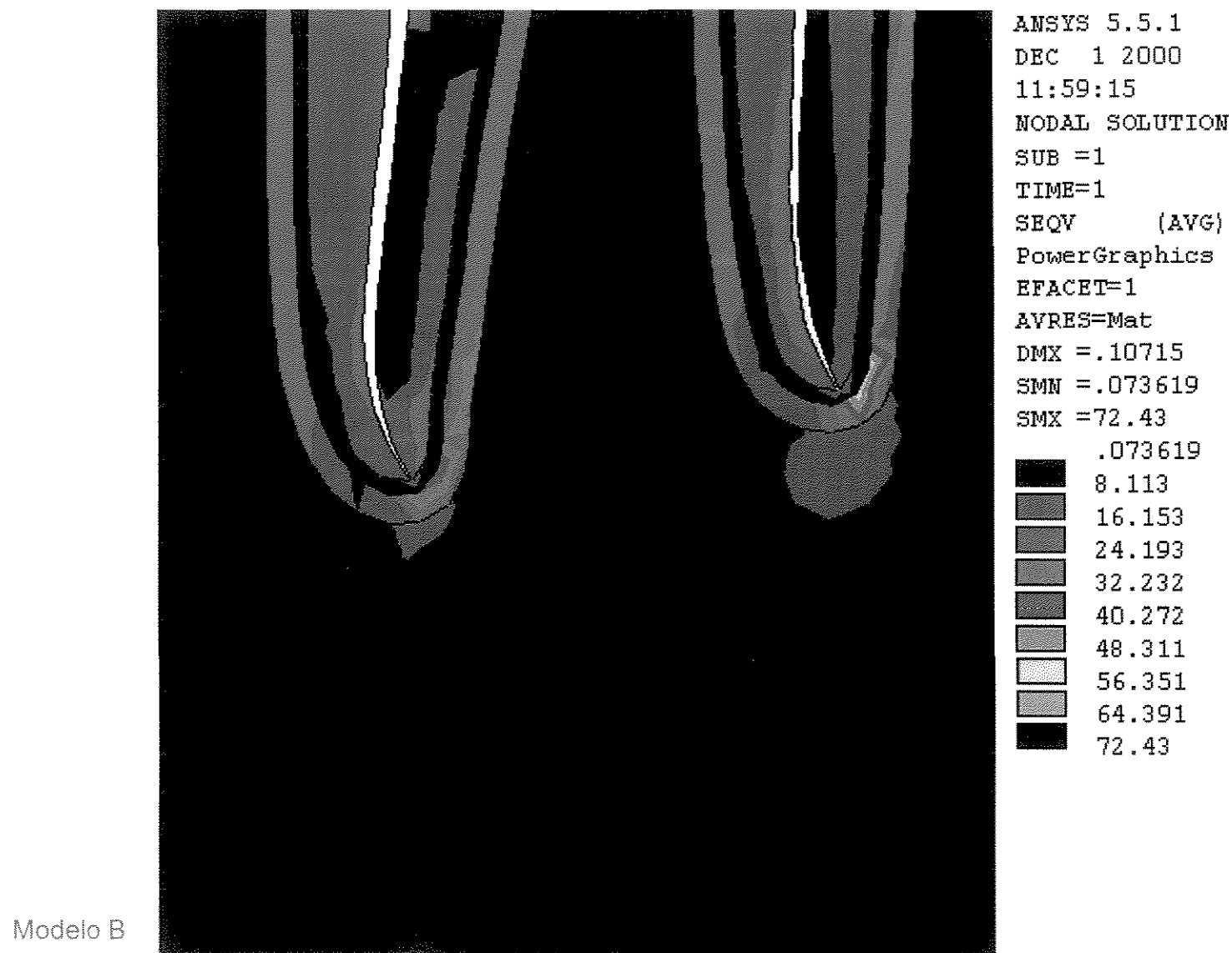


Figura 27 – Mapa de Tensões – Ápice – Modelo B

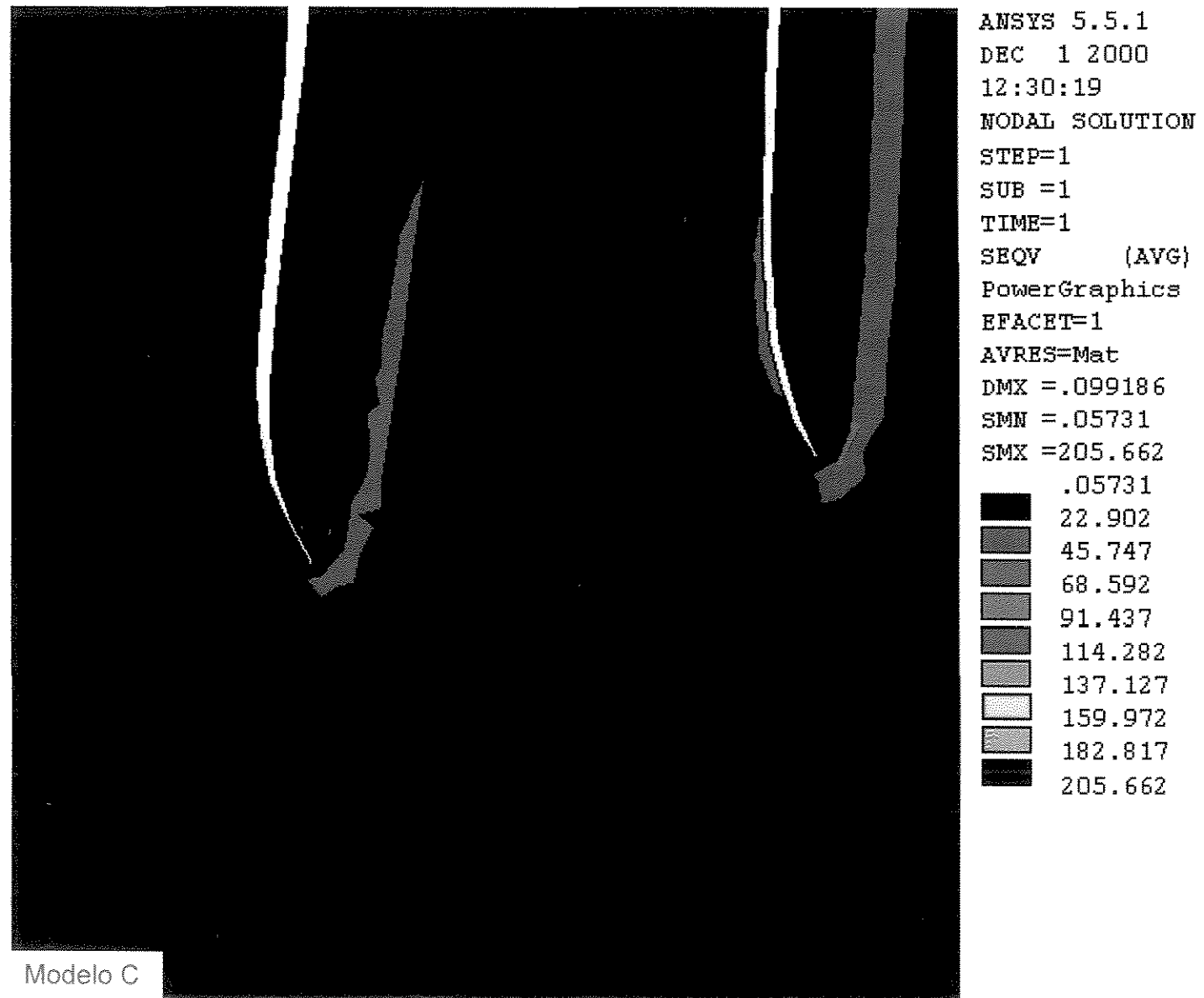
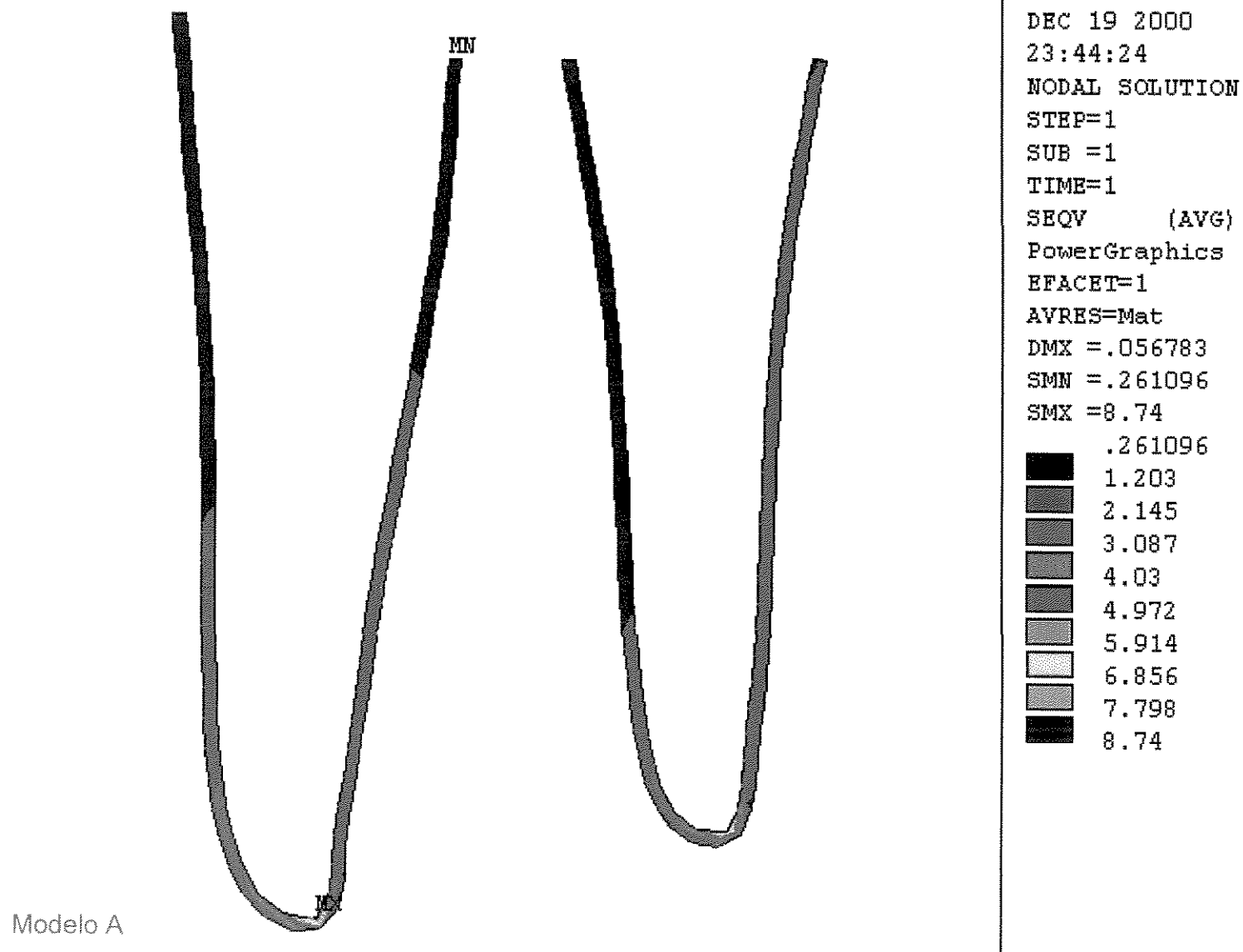


Figura 28 – Mapa de Tensões – Ápice – Modelo C

1

**Figura 29 – Mapa de Tensões – Ligamento Periodontal – Modelo A**

1

**Figura 30 – Mapa de Tensões – Ligamento Periodontal – Modelo B**

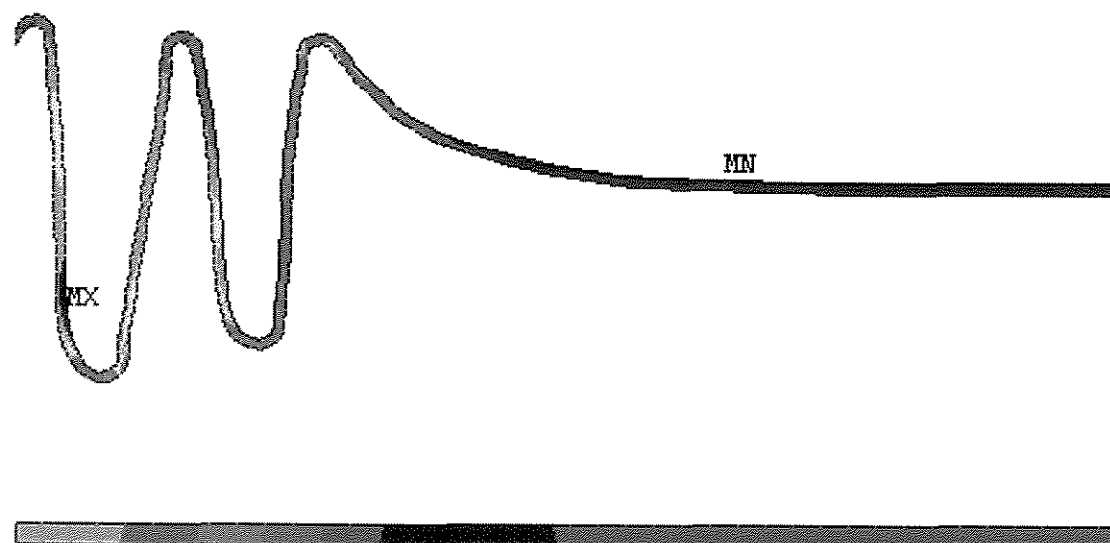
1



ANSYS 5.5.1
 DEC 19 2000
 23:38:45
 NODAL SOLUTION
 STEP=1
 SUB =1
 TIME=1
 SEQV (AVG)
 PowerGraphics
 EFACET=1
 AVRES=Mat
 DMX =.086897
 SMN =.085719
 SMX =16.354
 .085719
 1.893
 3.701
 5.508
 7.316
 9.123
 10.931
 12.739
 14.546
 16.354

Figura 31 – Mapa de Tensões – Ligamento Periodontal – Modelo C

1

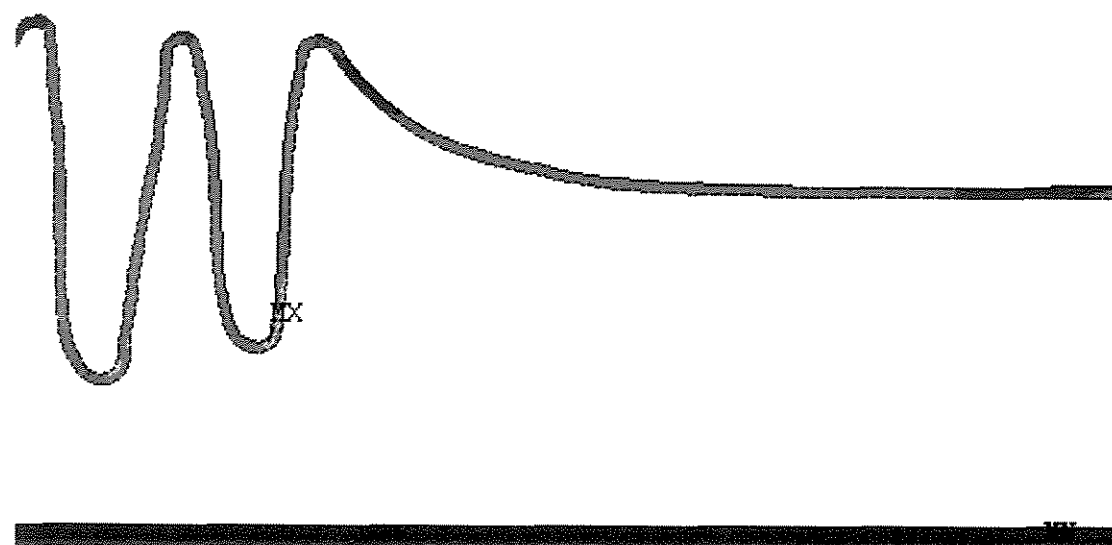


Modelo A

ANSYS 5.5.1
DEC 16 2000
19:48:53
NODAL SOLUTION
STEP=1
SUB =1
TIME=1
SEQV (AVG)
PowerGraphics
EFACET=1
AVRES=Mat
DMX =.05414
SMN =.060311
SMX =21.18
.060311
2.407
4.753
7.1
9.447
11.793
14.14
16.486
18.833
21.18

Figura 32 – Mapa de Tensões – Osso Cortical – Modelo A

1

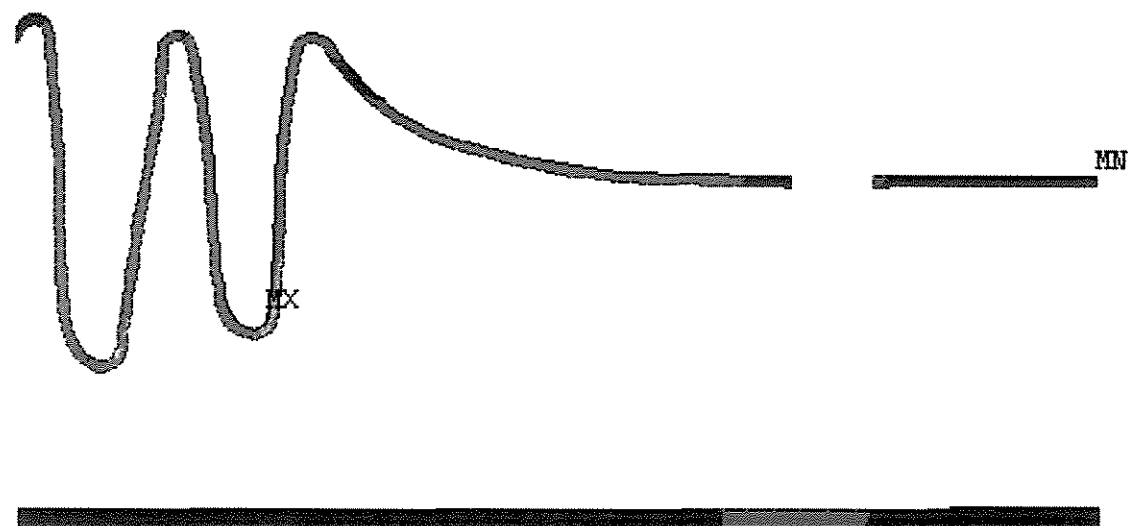


Modelo B

ANSYS 5.5.1
DEC 16 2000
19:37:44
NODAL SOLUTION
STEP=1
SUB =1
TIME=1
SEQV (AVG)
PowerGraphics
EFACET=1
AVRES=Mat
DMX =.086312
SMN =2.021
SMX =54.626
2.021
7.866
13.711
19.556
25.401
31.246
37.091
42.936
48.781
54.626

Figura 33 – Mapa de Tensões – Osso Cortical – Modelo B

1

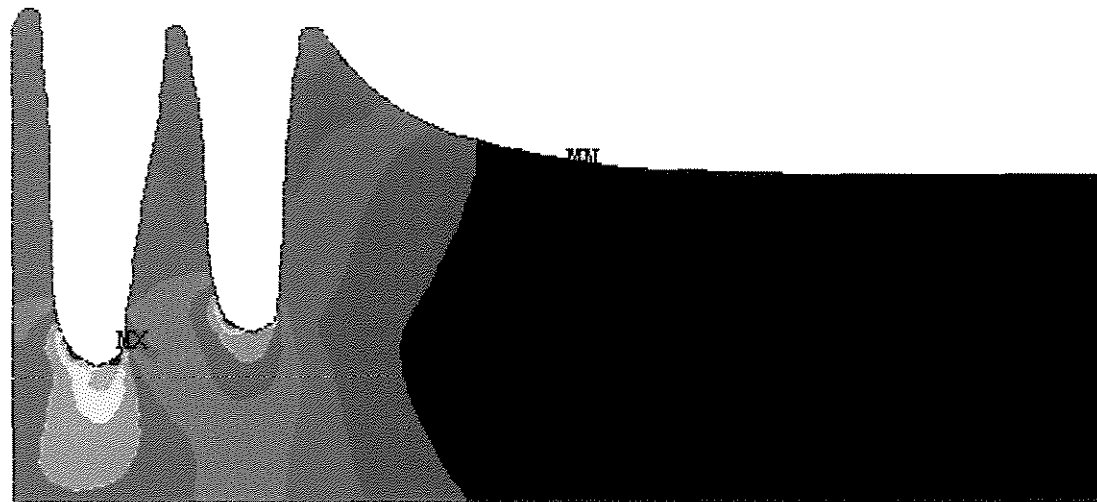


ANSYS 5.5.1
 DEC 1 2000
 12:31:57
 NODAL SOLUTION
 STEP=1
 SUB =1
 TIME=1
 SEQV (AVG)
 PowerGraphics
 EFACET=1
 AVRES=Mat
 DMX =.084523
 SMN =.96727
 SMX =52.893
 .96727
 6.737
 12.506
 18.276
 24.045
 29.815
 35.585
 41.354
 47.124
 52.893

Modelo C

Figura 34 – Mapa de Tensões – Osso Cortical – Modelo C

1



ANSYS 5.5.1
DEC 16 2000
19:49:52
NODAL SOLUTION
STEP=1
SUB =1
TIME=1
SEQV (AVG)
PowerGraphics
EFACET=1
AVRES=Mat
DMX =.054002
SMN =.018169
SMX =8.034
.018169
.908839
1.8
2.69
3.581
4.472
5.362
6.253
7.144
8.034

Figura 35 – Mapa de Tensões – Osso Esponjoso – Modelo A

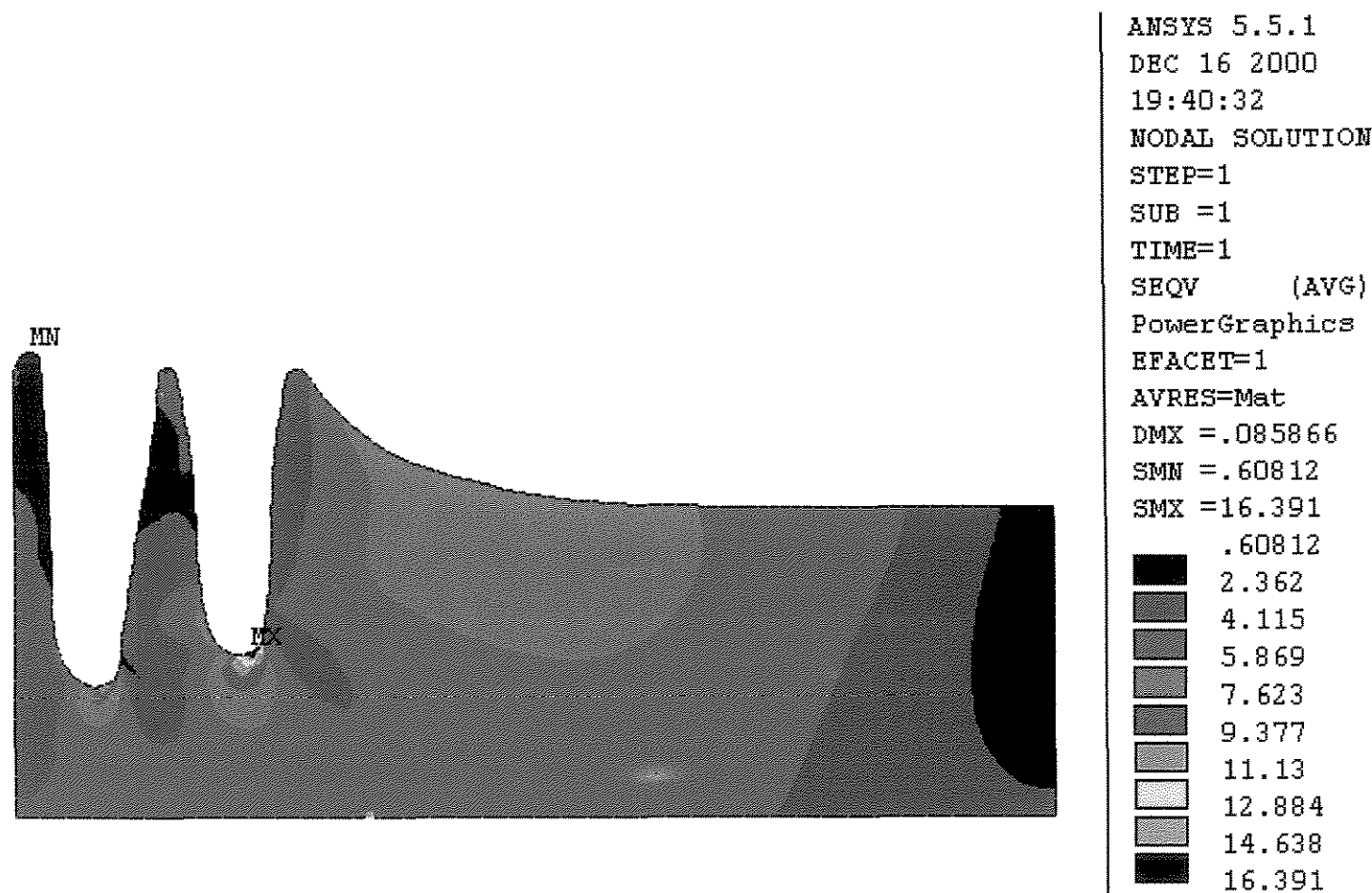


Figura 36 – Mapa de Tensões – Osso Esponjoso – Modelo B

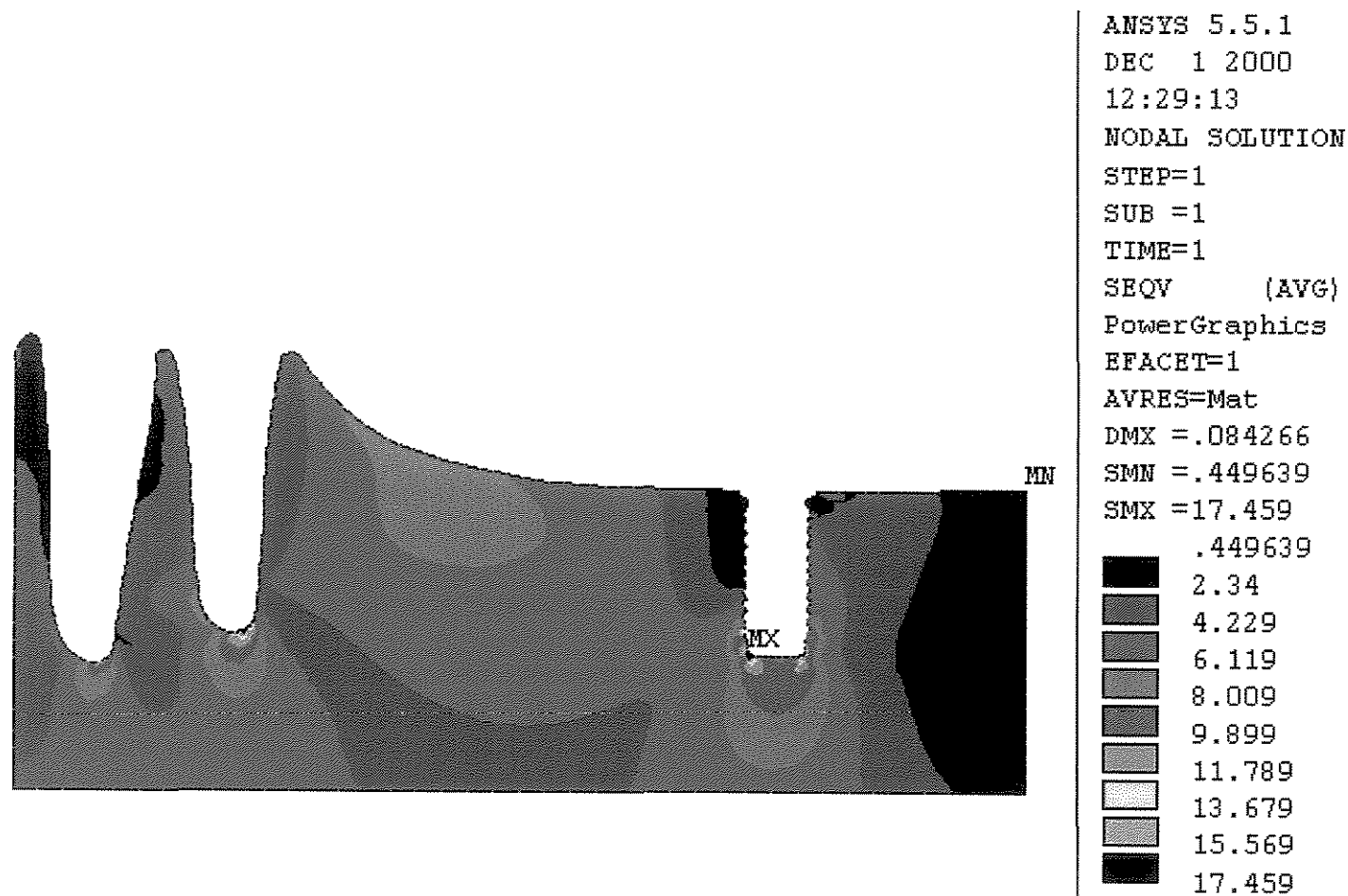
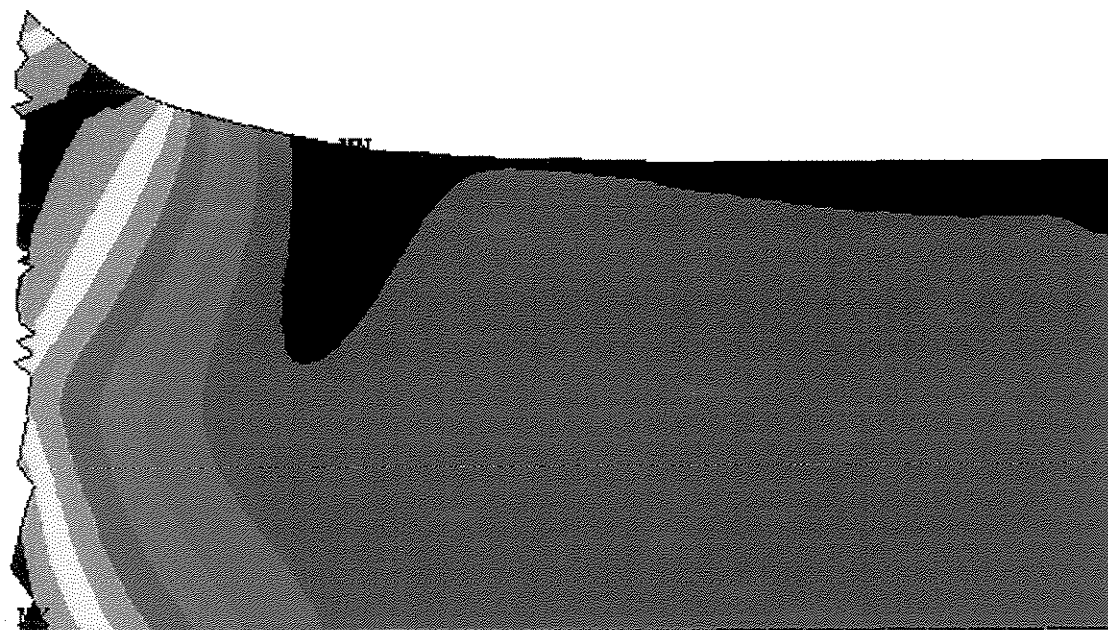


Figura 37 – Mapa de Tensões – Osso Esponjoso – Modelo C

1



ANSYS 5.5.1
DEC 16 2000
19:53:11
NODAL SOLUTION
STEP=1
SUB =1
TIME=1
SEQV (AVG)
PowerGraphics
EFACET=1
AVRES=Mat
DMX =.025972
SMN =.018169
SMX =2.071
0.018169
.246237
.474304
.702372
.93044
1.159
1.387
1.615
1.843
2.071

Figura 38 – Mapa de Tensões – Extremidade livre – Modelo A

1

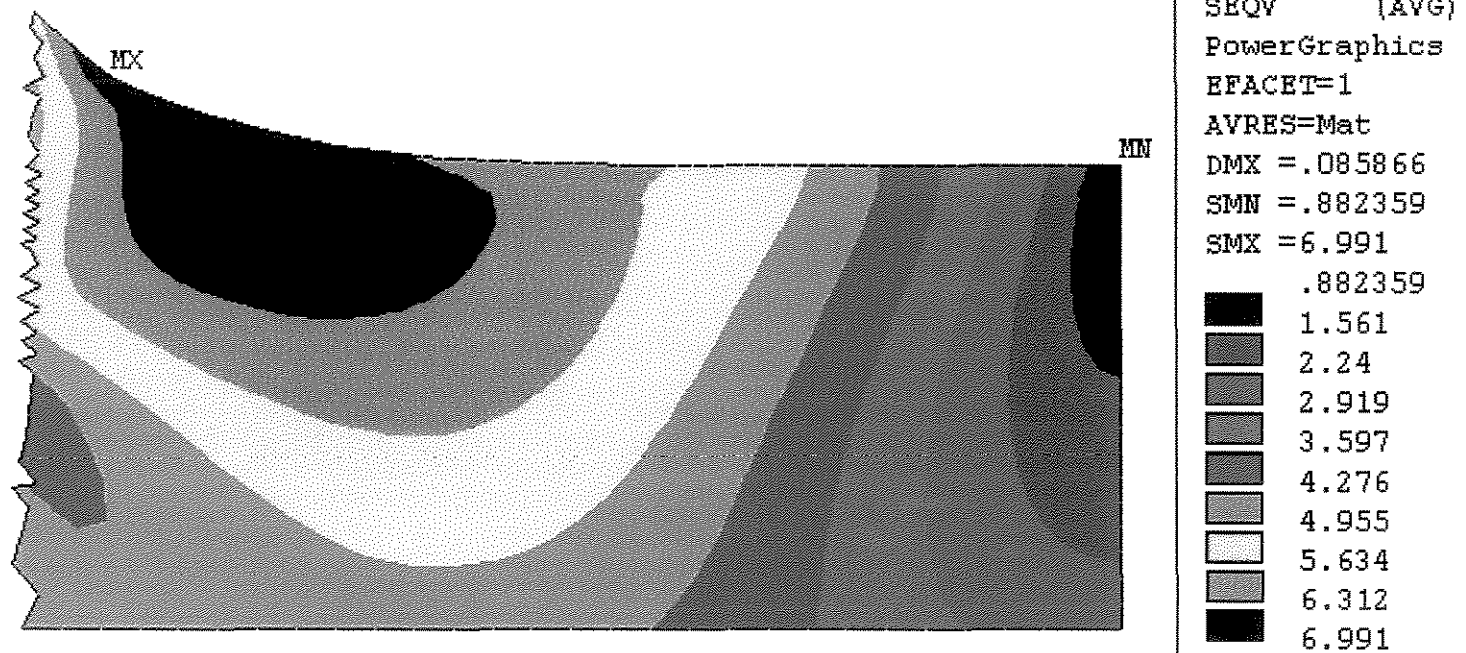


Figura 39 – Mapa de Tensões – Extremidade Livre – Modelo B

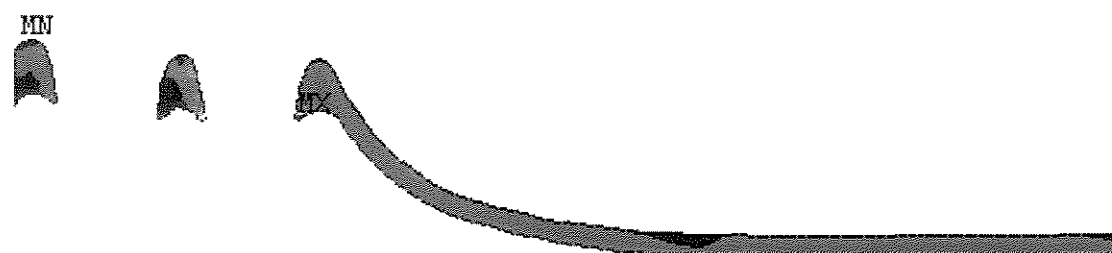
1



ANSYS 5.5.1
DEC 19 2000
23:45:04
NODAL SOLUTION
STEP=1
SUB =1
TIME=1
SEQV (AVG)
PowerGraphics
EFACET=1
AVRES=Mat
DMX =.061066
SMN =.005207
SMX =14.496
.005207
1.615
3.225
4.835
6.445
8.055
9.665
11.276
12.886
14.496

Figura 40 – Mapa de Tensões – Fibromucosa – Modelo A

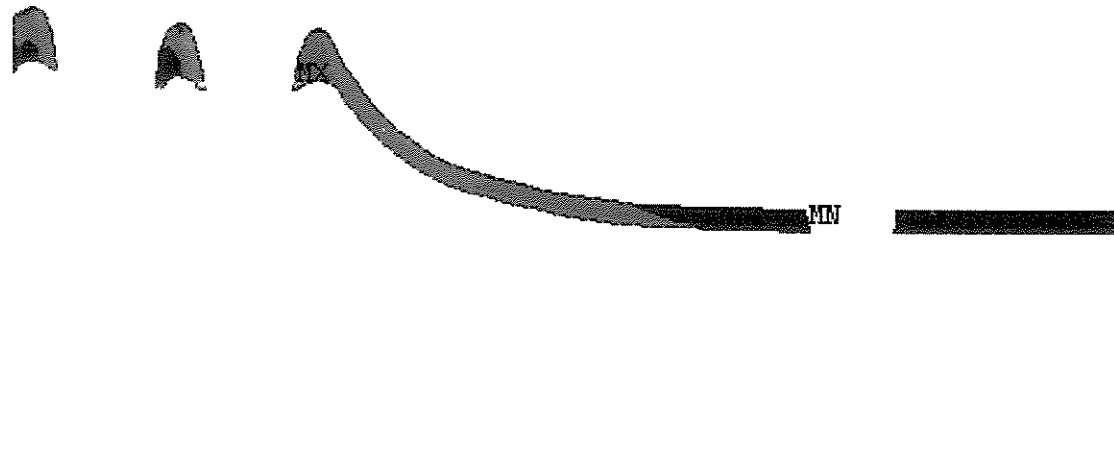
1



ANSYS 5.5.1
DEC 19 2000
23:48:33
MODAL SOLUTION
STEP=1
SUB =1
TIME=1
SEQV (AVG)
PowerGraphics
EFACET=1
AVRES=Mat
DMX =.093798
SMN =.303824
SMX =16.883
.303824
2.146
3.988
5.83
7.672
9.515
11.357
13.199
15.041
16.883

Figura 41 – Mapa de Tensões – Fibromucosa – Modelo B

1



ANSYS 5.5.1
DEC 19 2000
23:40:35
NODAL SOLUTION
STEP=1
SUB =1
TIME=1
SEQV (AVG)
PowerGraphics
EFACET=1
AVRES=Mat
DMX =.093042
SMN =.295182
SMX =16.999

Figura 42 – Mapa de Tensões – Fibromucosa – Modelo C

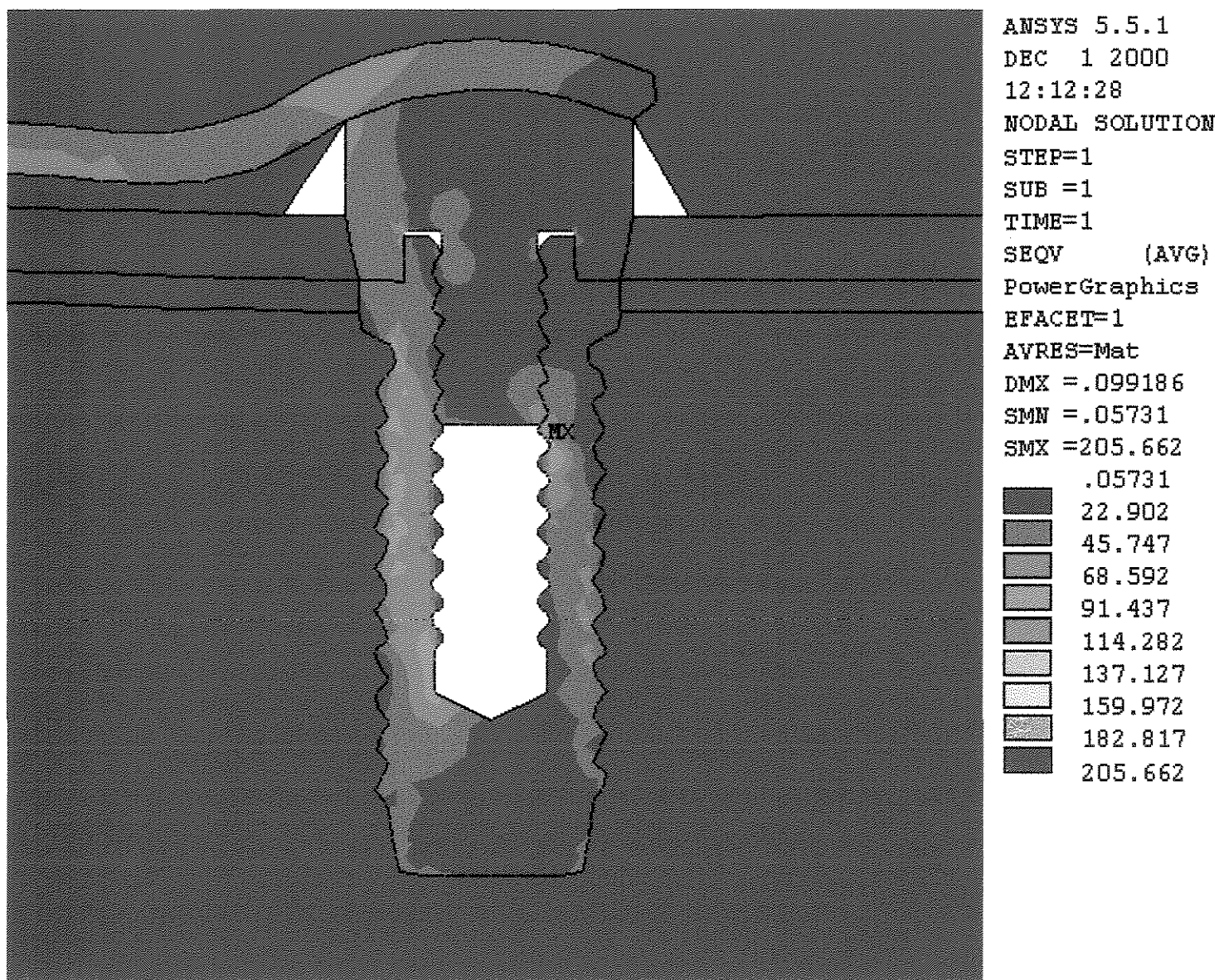


Figura 43 – Mapa de Tensões – Implante – Modelo C

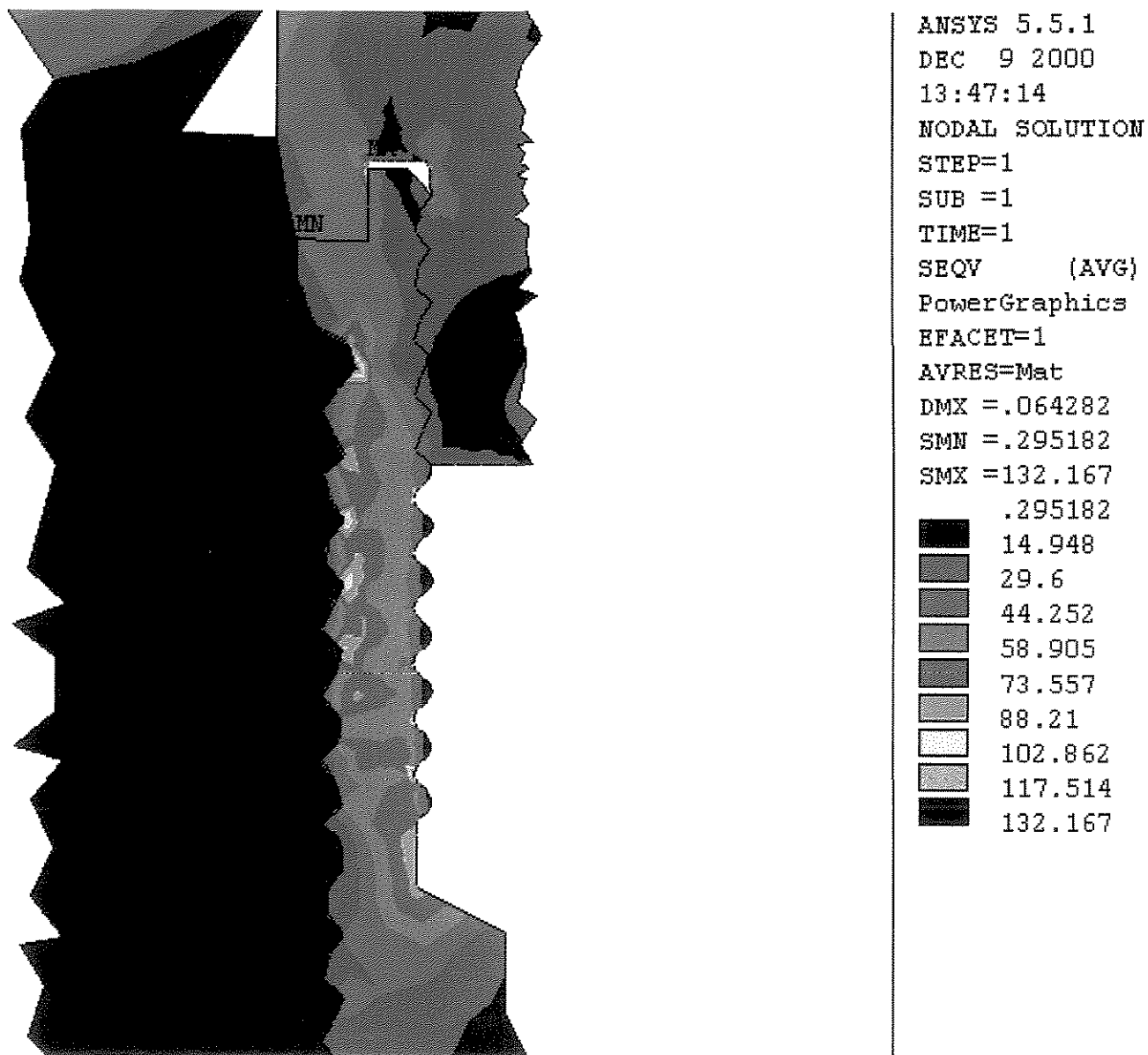


Figura 44 – Mapa de Tensões – Metade esquerda do Implante – Modelo C

ANSYS

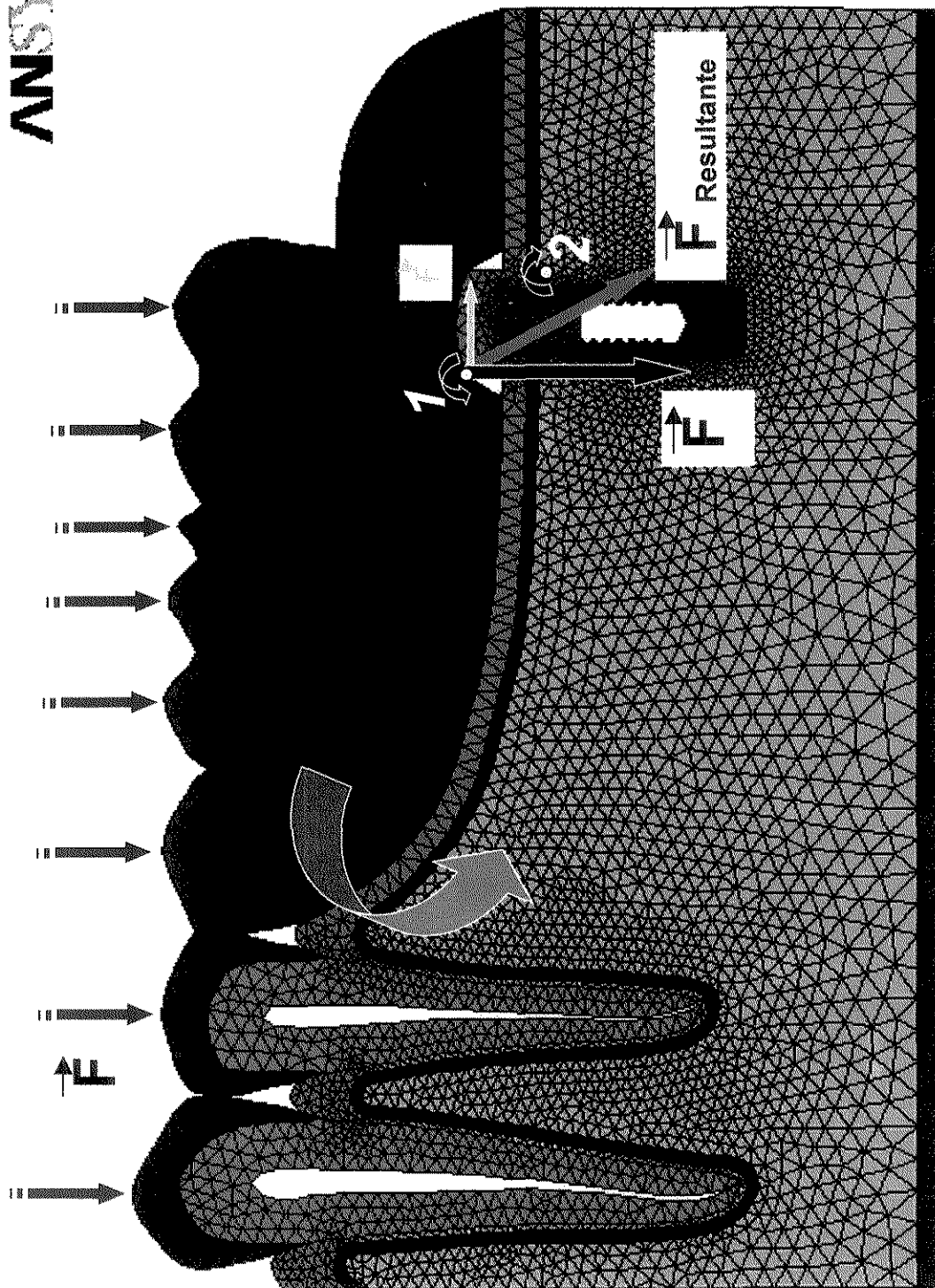


Figura 45 – Hipótese para o comportamento biomecânico da PPR associada ao implante.

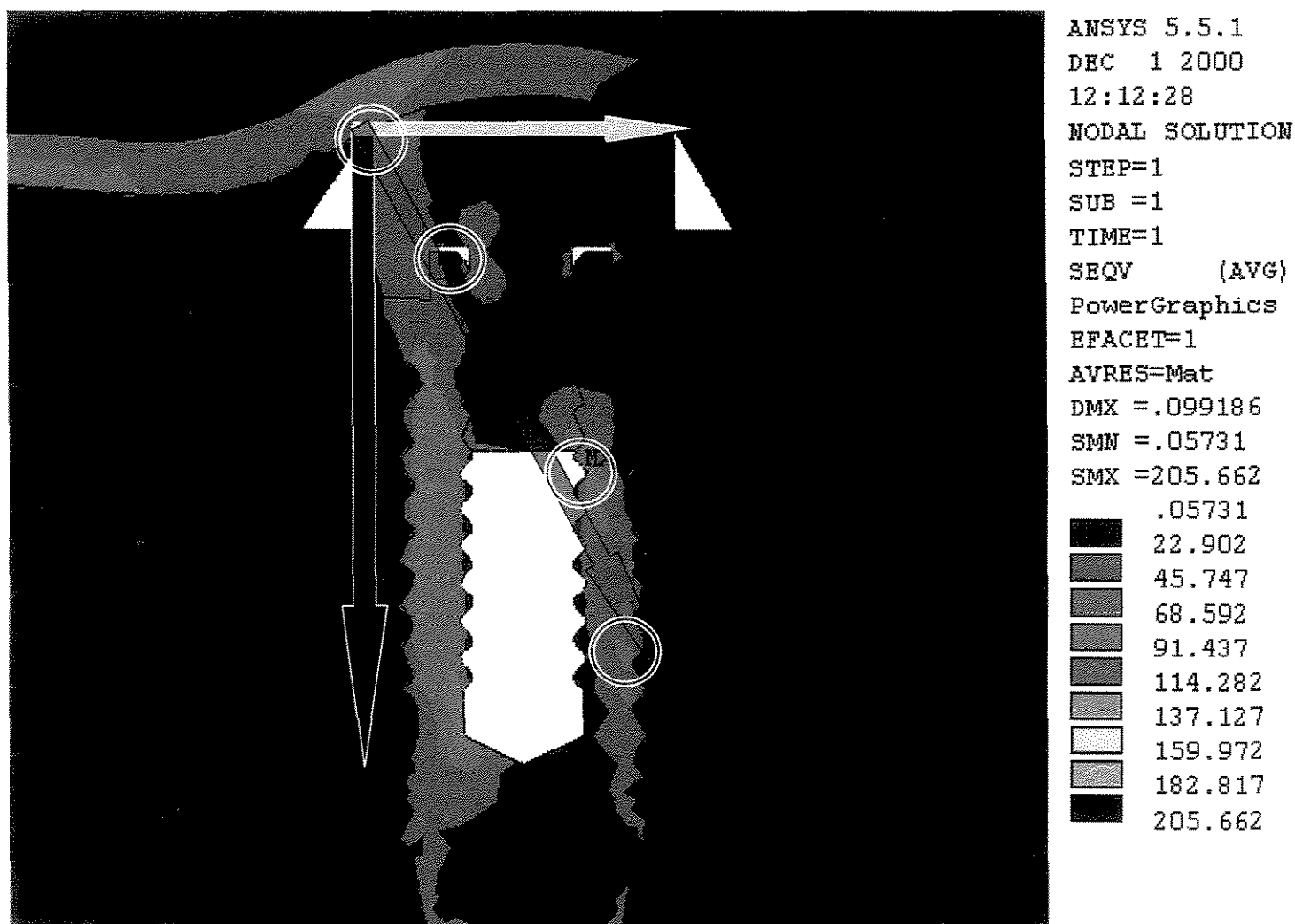


Figura 46 – Distribuição das tensões internas no implante, com trajeto segundo a hipótese estabelecida

“Não basta ensinar ao homem uma especialidade, porque se tornará assim uma máquina utilizável e não uma personalidade. É necessário que adquira um sentimento, um senso prático daquilo que vale a pena ser empreendido, daquilo que é belo, do que moralmente correto”

Albert Einstein