

CIANDRUS MORAES DE FREITAS SANTOS

**Avaliação da influência da angulação do
implante osseointegrado associado à prótese
parcial removível classe I mandibular pelo
método dos elementos finitos**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia do “Campus de Araçatuba - UNESP”, para obtenção do título de MESTRE EM ODONTOLOGIA (Área de Concentração: Prótese Dentária).

Orientador:
Prof. Dr. Eduardo Piza Pellizzer

Araçatuba
2005

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca da FOA / UNESP

S237a

Santos, Ciandrus Moraes de Freitas

Avaliação da influência da angulação do implante osseointegrado associado à prótese parcial removível classe I mandibular pelo método dos elementos finitos / Ciandrus Moraes de Freitas Santos. - Araçatuba : [s.n.], 2005
202 f. : il.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, Araçatuba, 2005
Orientador: Prof. Dr. Eduardo Piza Pellizzer

1. Prótese parcial removível 2. Implante dentário 3. Método dos elementos finitos

Black D33
CDD 617.69

Dados Curriculares

Ciandrus Moraes de Freitas Santos

nascimento: 28.04.1975 - Rio de Janeiro/RJ

filiação: Alfredo de Freitas Santos Filho

Nanci Moraes de Freitas Santos

1993/1996: Curso de Graduação em Odontologia

Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba -
UNESP

1997/1999: Estágio na disciplina de Prótese Parcial Removível -

UNESP Araçatuba

2000/2001: *Curso de Pós-Graduação em Prótese Dentária, nível

de especialização, pela APCD - regional de
Araçatuba;

*Lecionou como professor da disciplina de Material de
Prótese na Fundação Educacional Araçatuba;

*Curador (membro do Conselho Administrativo) da
Fundação Educacional Araçatuba

2003/2005: *Curso de Pós-Graduação em Odontologia, nível

Mestrado, área de concentração em Prótese Dentária,
pela Faculdade de Odontologia do Campus de
Araçatuba - UNESP

*Representante discente da Pós-Graduação na
Comissão de Biblioteca da Faculdade de Odontologia

de Araçatuba - UNESP

*I Cor 1: 18: "Porque a palavra da cruz é deveras loucura para os que perecem;
mas para nós, que somos salvos, é o poder de Deus".*

Dedicatória

A Deus,

A quem sou grato por ter dado seu Filho para nossa salvação, dedico este trabalho, pois estou certo de que só cheguei até aqui por intento

Dele.

Hb: 9: 27 “E, como aos homens está ordenado morrerem uma só vez, vindo depois o juízo,”

9: 28 “assim também Cristo, oferecendo-se uma só vez para levar os pecados de muitos, aparecerá segunda vez, sem pecado, aos que o esperam para salvação”.

À minha esposa, Tatiana,

Oro a Deus para que me capacite todo dia a:

Ef 5: 25 “Vós, maridos, amai a vossas mulheres, como também Cristo amou a igreja, e a si mesmo se entregou por ela”,

Ef 5:28 “Assim devem os maridos amar a suas próprias mulheres, como a seus próprios corpos. Quem ama a sua mulher, ama-se a si mesmo”.

Pois se ela estiver bem, também estarei!

Pv 14: 1 “Toda mulher sábia edifica a sua casa; a insensata, porém, derruba-a com as suas mãos”.

Aos meus filhos, Leonardo e Ana Laura,

Sou grato a Deus por vocês, e oro para que consiga criá-los conforme
Seu desejo.

*Sl 127: 3 “Eis que os filhos são herança da parte do Senhor, e o fruto do ventre o
seu galardão”.*

127:4 “Como flechas na mão dum homem valente, assim os filhos da mocidade”.

*Ef 6:4 “E vós, pais, não provoqueis à ira vossos filhos, mas criai-os na disciplina
e admoestação do Senhor”.*

Aos meus pais, Alfredo e Nanci,

Espero conseguir retribuir tudo que de coração me deram.

*Ef 6:2 “Honra a teu pai e a tua mãe (que é o primeiro mandamento com
promessa)”,*

6: 3 “para que te vá bem, e sejas de longa vida sobre a terra”.

Aos meus sogro e sogra Walter e Altair,

Estou certo de que sem vossa ajuda tudo seria mais difícil,

Agradeço a Deus por ter colocado vocês em meu caminho e dos meus
filhos.

Que o amor de Rute por Noemi possa ser visto em mim. (*Rt 1-4*)

Às minhas irmãs, Patrícia e Luciene,

Minha gratidão pelos momentos em que me ajudaram,

Peço a Deus que ilumine sempre seus caminhos.

II Pe 1: 19 “E temos ainda mais firme a palavra profética à qual bem fazeis em estar atentos, como a uma candeia que alumia em lugar escuro, até que o dia amanheça e a estrela da alva surja em vossos corações”.

À minha família,

Peço perdão pelos momentos em que me furtei de vossa convivência,
Sou grato a Deus por vocês, sei que tudo tem um propósito na nossa vida,
Inclusive este mestrado.

Tg 1: 17 “Toda boa dádiva e todo dom perfeito vêm do alto, descendo do Pai das luzes, que não muda como sombras inconstantes”.

Aos meus irmãos em Cristo,

Agradeço a Deus por vocês, e que nossa religião não sejam
denominações mas sim o amor.

Rm 13: 8 “A ninguém devais coisa alguma, senão o amor recíproco; pois quem ama ao próximo tem cumprido a lei”.

13: 9 “Com efeito: Não adulterarás; não matarás; não furtarás; não cobiçarás; e se há algum outro mandamento, tudo nesta palavra se resume: Amarás ao teu próximo como a ti mesmo”.

II Pe 1: 20 “sabendo primeiramente isto: que nenhuma profecia da Escritura é de particular interpretação”.

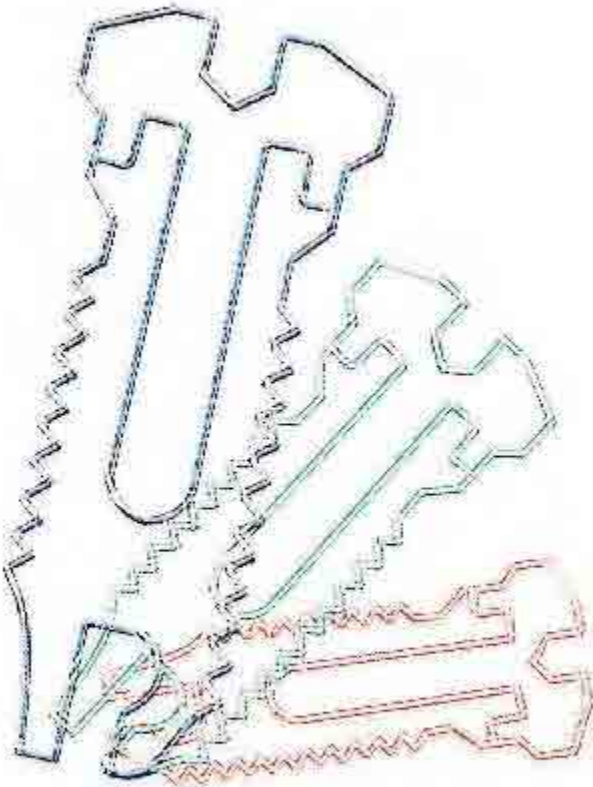
Marcos 8:

35: *“Pois quem quiser salvar a sua vida, perdê-la-á; mas quem perder a sua vida por amor de mim e do evangelho, salva-la-á”.*

36: *“Pois que aproveita ao homem ganhar o mundo inteiro e perder a sua vida”?*

37: *” Ou que diria o homem em troca da sua vida”?*

38: *“Porquanto, qualquer que, entre esta geração adúltera e pecadora, se envergonhar de mim e das minhas palavras, também dele se envergonhará o Filho do homem quando vier na glória de seu Pai com os santos anjos”.*



Agradecimentos Especiais

Ao Prof. Dr. Eduardo Piza Pellizzer,

Agradeço pelo tempo dedicado e paciência com que conduziu nosso trabalho.

Ao final desta caminhada posso lhe afirmar que o vejo como uma pessoa inteligente e obstinada.

Rm 13: 1 “Toda alma esteja sujeita às autoridades superiores; porque não há autoridade que não venha de Deus; e as que existem foram ordenadas por Deus”.

13: 2 “Por isso quem resiste à autoridade resiste à ordenação de Deus; e os que resistem trarão sobre si mesmos a condenação”.

13: 3 “Porque os magistrados não são motivo de temor para os que fazem o bem, mas para os que fazem o mal. Queres tu, pois, não temer a autoridade? Faze o bem, e terás louvor dela”;

13: 7 “Dai a cada um o que lhe é devido: a quem tributo, tributo; a quem imposto, imposto; a quem temor, temor; a quem honra, honra”.

Ao Prof. João Antônio Pereira,

do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira - UNESP, pelo manuseio do programa Ansys e por disponibilizar seu tempo durante a fase de interpretação dos resultados.

Ao Prof. Elerson Gaetti Jardim Júnior,

Quem primeiro acreditou em mim e foi meu primeiro orientador em pesquisas, ainda na graduação, fazendo surgir em mim o gosto pelo conhecimento científico, pelas perguntas e pelas respostas às perguntas.

Ao Prof. Paulo Renato Junqueira Zuim,

Pessoa a quem aprendi a admirar não só profissionalmente como pessoalmente.

Meu orientador como estagiário na disciplina de prótese, cujo amor à profissão me fez admirar a prótese como expressão da odontologia e arte.

Pv 22: 29 “Você já observou um homem habilidoso em seu trabalho? Será promovido ao serviço real; não trabalhará para gente obscura”.

Ao Prof. Fellippo Ramos Verri

Pelo auxílio na elaboração deste trabalho.

Eclesiastes 4:

4 Também vi eu que todo trabalho e toda destreza em obras provêm da inveja que o homem tem do seu próximo. Também isso é vaidade e desejo vão.

5 O tolo cruza as mãos, e come a sua; própria carne.

6 Melhor é um punhado com tranqüilidade do que ambas as mãos cheias com trabalho e vão desejo.

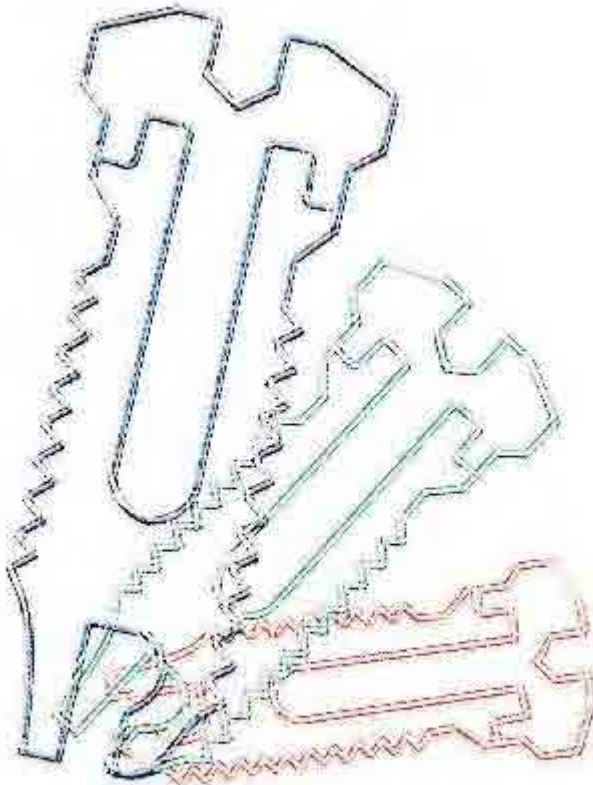
7 Outra vez me volvi, e vi vaidade debaixo do sol.

8 Há um que é só, não tendo parente; não tem filho nem irmão e, contudo, de todo o seu trabalho não há fim, nem os seus olhos se fartam de riquezas. E ele não pergunta: Para quem estou trabalhando e privando do bem a minha alma?

Também isso é vaidade a e enfadonha ocupação.

9 Melhor é serem dois do que um, porque têm melhor paga do seu trabalho.

10 Pois se caírem, um levantará o seu companheiro; mas ai do que estiver só, pois, caindo, não haverá outro que o levante”.



Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" - UNESP, na pessoa do seu diretor, Prof. Dr.

Paulo Roberto Botacin,

e de seu vice-diretor, Prof. Dr. Célio Percinoto,

pelas condições oferecidas para a realização desta pesquisa.

Ao coordenador do curso de Pós-Graduação em Odontologia Prof. Dr.

Wilson Roberto Poi, pelo empenho e respeito com que conduz suas

atividades,

empolgando quem o cerca.

Pessoa das quais me ensinaram a honra que é poder ensinar e

o respeito que todo aluno merece.

Aos colegas do curso de Pós-Graduação em Prótese Dentária (2003/2005),

nível de mestrado, Aline Úrsula, André Vinícius, César, Farley, Renata e Lígia,

pelo apoio nos momentos oportunos e convivência nesta caminhada.

Aos colegas do curso de Pós-Graduação em Cirurgia, Ortodontia,

Estomatologia e Periodontia,

Pelos momentos que passamos juntos e pela troca de experiências.

Aos docentes do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese,

Prof. Dr. Eduardo Piza Pellizzer, Prof. Dr. Eduardo Passos Rocha, Prof. Dr. Paulo Renato Junqueira Zuim, Prof. Dr. Alcício Rosalino Garcia, Prof. Dr. Marcelo Coelho Goiato, Prof. Dr. Wirley Goncalves Assunção, Prof. Dr. Renato Salviato Fajardo, Prof. Dr. Débora Barros Barbosa, Prof. Dr. Cicero Eleutério da Silva Filho, Prof. Dr. Eulália Maria Martins da Silva, Prof. Dr. Adriana Cristina Zavanelli, Prof. Dr. José Eduardo Rodrigues, Prof. Dr. Humberto Gennari Filho, Prof. Dr. Stefan Fiuza de Carvalho Dekon, Pelos ensinamentos transmitidos

Aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Ana Lúcia, Maria Lúcia, Eduardo, Carlos Alberto, José Baleeiro, Sérgio, Jânder e Ana Marcelina,

Pelo carinho, atenção e simpatia que dispensaram a mim.

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

Aos funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Sra. Izamar Freitas, Isabel de Matos, Ana Cláudia Manzati, Cláudia Frare, Cláudio Matsumoto, Ivone Munhoz, Luzia Anderlini, Maria Cláudia Benez e Jéssica Neves,

Pela gentileza com que me receberam e pela excelente revisão bibliográfica.

Em especial à Helena S. Otsuki, nossa entusiasta, mulher de Deus.

A todos os docentes do Curso de Pós-Graduação em Odontologia por
enriquecerem nosso aprendizado.

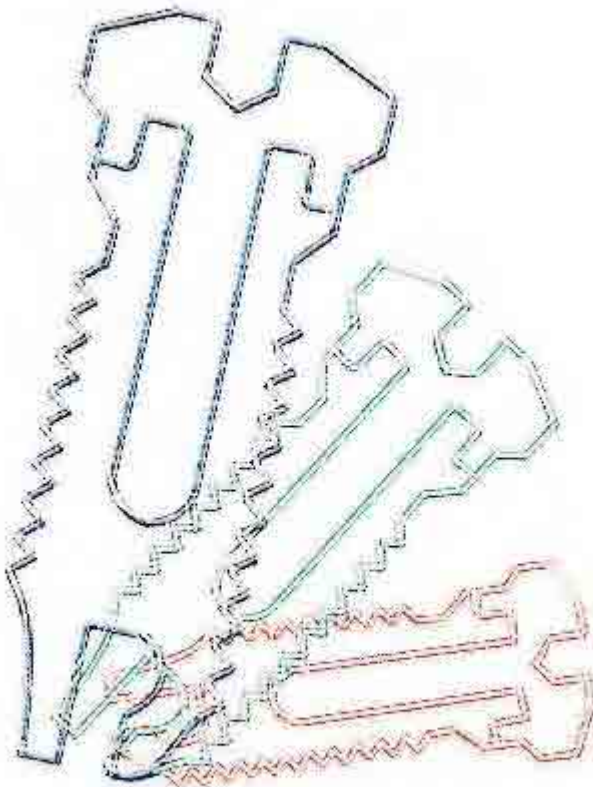
A todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram para a realização
deste trabalho.

Meu "Muito Obrigado".

Mateus 7:

24 *“Todo aquele, pois, que ouve estas minhas palavras e as põe em prática, será comparado a um homem prudente, que edificou a casa sobre a rocha”.*

26 *“Mas todo aquele que ouve estas minhas palavras, e não as põe em prática, será comparado a um homem insensato, que edificou a sua casa sobre a areia”.*



Epígrafe

I Cor 13:

“1 Ainda que eu falasse as línguas dos homens e dos anjos, e não tivesse amor, seria como o metal que soa ou como o címbalo que retine.

2 E ainda que tivesse o dom de profecia, e conhecesse todos os mistérios e toda a ciência, e ainda que tivesse toda fé, de maneira tal que transportasse os montes, e não tivesse amor, nada seria.

3 E ainda que distribísse todos os meus bens para sustento dos pobres, e ainda que entregasse o meu corpo para ser queimado, e não tivesse amor, nada disso me aproveitaria.

4 O amor é sofredor, é benigno; o amor não é invejoso; o amor não se vangloria, não se ensoberbece,

5 não se porta inconvenientemente, não busca os seus próprios interesses, não se irrita, não suspeita mal;

6 não se regozija com a injustiça, mas se regozija com a verdade;

7 tudo sofre, tudo crê, tudo espera, tudo suporta.

8 O amor jamais acaba; mas havendo profecias, serão aniquiladas; havendo línguas, cessarão; havendo ciência, desaparecerá;

9 porque, em parte conhecemos, e em parte profetizamos;

10 mas, quando vier o que é perfeito, então o que é em parte será aniquilado

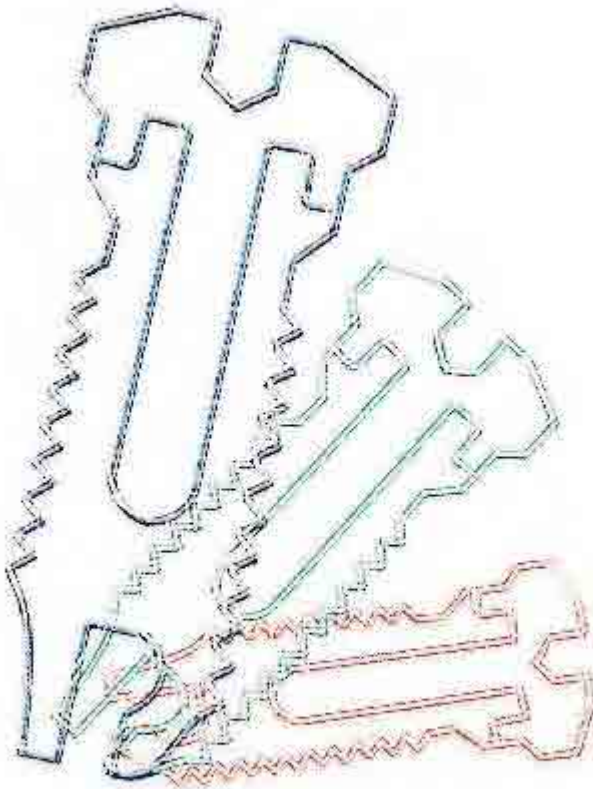
11 Quando eu era menino, pensava como menino; mas, logo que cheguei a ser homem, acabei com as coisas de menino.

12 Porque agora vemos como por espelho, em enigma, mas então veremos face a face; agora conheço em parte, mas então conhecerei plenamente, como também sou plenamente conhecido.

13 Agora, pois, permanecem a fé, a esperança, o amor, estes três; mas o maior destes é

o amor”.

João 14: 6 Respondeu Jesus: “Eu sou o caminho, a verdade e a vida. Ninguém vem ao Pai, a não ser por mim”.



Resumo

SANTOS, C. M. F. Avaliação da influência da angulação do implante osseointegrado associado a prótese parcial removível classe I mandibular pelo método dos elementos finitos. 2005. 205 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia, UNESP - Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2005.

A resolução protética dos arcos com extremidades livres através da associação entre prótese parcial removível e implantes osseointegrados é, ainda, uma opção pouco utilizada na clínica odontológica. Quando dessa associação, na instalação do implante, por motivos anatômicos ou diversos, o mesmo pode ser instalado com certa angulação. Desse modo, o propósito dessa pesquisa é avaliar, através do método dos elementos finitos bidimensional, a distribuição de tensão e a tendência ao deslocamento nas estruturas de suporte de uma prótese parcial removível de extremidade livre (PPREL), e da própria PPREL, associada a um implante osseointegrado de 10,0 x 3,75 mm (Sistema Bränemark) com diferentes angulações, localizado na distal do rebordo residual, atuando apenas como suporte para a base da prótese. Foram utilizados 6 modelos, os quais, em corte sagital, representam: Modelo A (MA) - hemiarco contendo o dente natural 33 somente e o rebordo

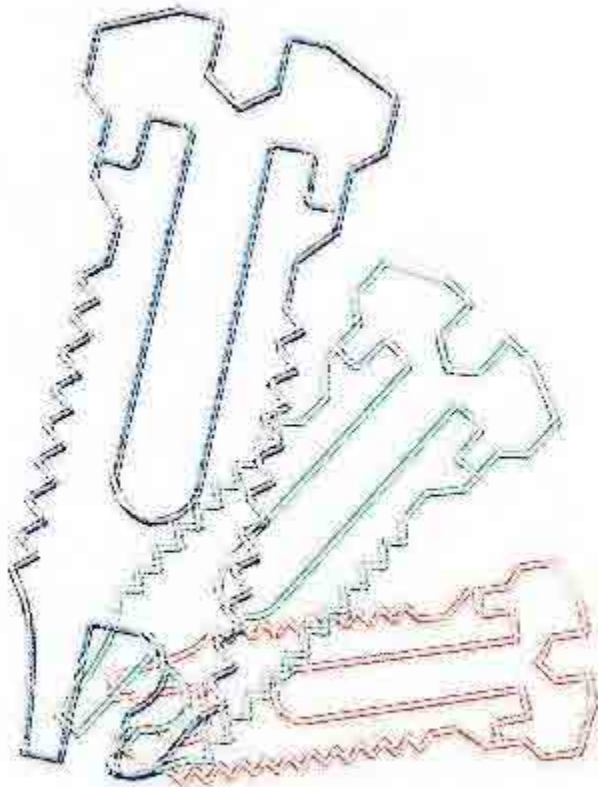
alveolar distal; Modelo B (MB) - semelhante ao MA, com um PPREL convencional substituindo os dentes ausentes; Modelo C (MC) - semelhante ao anterior, com um implante verticalizado a 0° na região distal do rebordo, sob a base da prótese; Modelo D (MD) - semelhante ao MC, com o implante angulado a 5° para mesial; Modelo E (ME) - semelhante ao MD, com o implante angulado a 15° para mesial; Modelo F (MF) - semelhante ao ME, com o implante angulado a 30° para mesial. Com o auxílio do programa de elementos finitos ANSYS 8.0, os modelos foram carregados com forças estritamente verticais de 50 N em cada ponta de cúspide. A análise dos Mapas permitiu concluir que: para a maioria das estruturas analisadas, quanto menor o ângulo do implante, menores as tensões observadas nos modelos; O MD (com implante a 5°) foi o que apresentou as melhores combinações de resultados, sendo portanto a melhor opção nas condições estudadas.

Palavras-chave: Prótese parcial removível. Implante dentário. Método dos elementos finitos.

Lc 9:

“24 Pois quem quiser salvar a sua vida, perdê-la-á; mas quem perder a sua vida por amor de mim, esse a salvará.

25 Pois, que aproveita ao homem ganhar o mundo inteiro, e perder-se, ou prejudicar-se a si mesmo”?



Abstract

SANTOS, C. M. F. Evaluation of the influence of the osseointegrated implant's angulation associated to mandibular class I removable partial denture, by the finite element analysis. 2005. 203 f. Dissertation (Master) - Dental School of Araçatuba, UNESP - São Paulo State University, Araçatuba, 2005.

The prosthetic resolution of arches with free end saddles by association among removable partial denture and osseointegrated implants, still have a low use in dentistry clinic. This way, the purpose of this study was to evaluate, by the bidimensional finite element analysis, the tension distribution and the displacement tendency in the supporting structures of a free end removable partial denture (FERPD), and the own FERPD, associated to an osseointegrated implant of 10,0 x 3,75 mm (Bränemark System), located in the distal area of the free end saddle, acting solely as support for the prosthesis base. Six models in sagittal cut were utilized. Such represented: Model A (MA) - hemi arch containing the inferior left canine and the free end saddle; Model B (MB) - similar to MA, with a conventional RPD substituting the absent teeth; Model C (MC) - similar to the previous, with a vertical implant (0°) in the distal of the free

end saddle, under the prosthesis base; Model D (MD) - similar to the previous, with the implant in an angulation of 5° to the mesial; Model E (ME) - similar to the previous, with the implant in an angulation of 15°; Model F (MF) - similar to the previous, with the implant angulation of 30°. With the aid of the finite element analysis program ANSYS 8.0, the models were loaded with 50 N of vertical forces on each cuspid of the teeth. The maps analysis allowed conclude that: For the most of analyzed structures, as lower the implant's angle, the lower the observed tension in the models. The MD (implant at 5°) was the better results combination, being the best option in the studied conditions.

Keywords: Removable partial denture. Dental implant. Finite element analysis.

Lista de Figuras

Figura 1 - Modelo A (dente e estruturas de suporte sem PPREL)	94
Figura 2 - Modelo B (dente, estruturas de suporte e PPREL)	94
Figura 3 - Modelo C (dente, estruturas de suporte, PPREL e implante Distal a 0°)	95
Figura 4 - Modelo D (dente, estruturas de suporte, PPREL e implante a 5°)	95
Figura 5 - Modelo E (dente, estruturas de suporte, PPREL e implante a 15°)	96
Figura 6 - Modelo F (dente, estruturas de suporte, PPREL e implante a 30°)	96
Figura 7 - Máquina recortadora ISOMET-BUEHLER (A) visão geral da Máquina; (B) detalhe dos dispositivos para fixação e corte, com o disco diamantado utilizado.	100
Figura 8 - Seccionamento dos implantes: (A) detalhe de seccionamento parcial do implante; (B) vista do mesmo seccionamento de A quase concluído	101
Figura 9 - Sistema de implante seccionado.	101
Figura 10 - Exemplo de malha de elementos finitos gerada (Modelo E).	103
Figura 11 - Elemento finito PLANE 2	103
Figura 12 - Esquema do carregamento de força aplicado nos modelos: (A) Esquema geral; (B) zoom da área destacada em a	106
Figura 13 - Mapa Geral de Deslocamentos do MA.	109
Figura 14 - Mapa Geral de Deslocamentos do MB.	110
Figura 15 - Mapa Geral de Deslocamentos do MC.	110
Figura 16 - Mapa Geral de Deslocamentos do MD.	111
Figura 17 - Mapa Geral de Deslocamentos do ME.	112
Figura 18 - Mapa Geral de Deslocamentos do MF.	113
Figura 19 - Mapa Geral de Deslocamento: (A) MA, (B) MB, (C) MC, (D) MD, (E) ME, (F) MF	115

Figura 20 - Mapa Geral de Tensões do MA.	116
Figura 21 - Mapa Geral de Tensões do MB.	117
Figura 22 - Mapa Geral de Tensões do MC.	118
Figura 23 - Mapa Geral de Tensões do MD.	118
Figura 24 - Mapa Geral de Tensões do ME.	119
Figura 25 - Mapa Geral de Tensões do MF.	120
Figura 26 - Mapa de Tensão do Osso Cortical: (A) MA, (B) MB, (C) MC, (D) MD, (E) ME, (F) MF	124
Figura 27 - Mapa de Tensão do Osso Esponjoso: (A) MA, (B) MB, (C) MC, (D) MD, (E) ME, (F) MF	127
Figura 28 - Mapa de Tensão da Fibromucosa: (A) MA, (B) MB, (C) MC, (D) MD, (E) ME, (F) MF	130
Figura 29 - Mapa de Tensão do Ligamento Periodontal: (A) MA, (B) MB, (C) MC, (D) MD, (E) ME, (F) MF	132
Figura 30 - Mapa de Tensão da Estrutura de Co-Cr: (B) MB, (C) MC, (D) MD, (E) ME, (F) MF	135
Figura 31 - Mapa de Tensão do Implante: (C) MC, (D) MD, (E) ME, (F) MF	137
Figura 32 - Mapa Geral de Deslocamentos do MA	174
Figura 33 - Mapa Geral de Tensões do MA.	174
Figura 34 - Mapa de Tensão do Osso Cortical do MA	175
Figura 35 - Mapa de Tensão do Osso Esponjoso do MA	175
Figura 36 - Mapa de Tensão da Fibromucosa do MA	176
Figura 37 - Mapa de Tensão do Ligamento Periodontal do MA	176
Figura 38 - Mapa Geral de Deslocamentos do MB.	178
Figura 39 - Mapa Geral de Tensões do MB.	178
Figura 40 - Mapa de Tensão do Osso Cortical do MB	179
Figura 41 - Mapa de Tensão do Osso Esponjoso do MB	179
Figura 42 - Mapa de Tensão da Fibromucosa do MB	180
Figura 43 - Mapa de Tensão do Ligamento Periodontal do MB	180

Figura 44 - Mapa de Tensão da Estrutura Metálica do MB	181
Figura 45 - Mapa Geral de Deslocamentos do MC.	183
Figura 46 - Mapa Geral de Tensões do MC.	183
Figura 47 - Mapa de Tensão do Osso Cortical do MC	184
Figura 48 - Mapa de Tensão do Osso Esponjoso do MC	184
Figura 49 - Mapa de Tensão da Fibromucosa do MC	185
Figura 50 - Mapa de Tensão do Ligamento Periodontal do MC	185
Figura 51 - Mapa de Tensão da Estrutura Metálica do MC	186
Figura 52 - Mapa de Tensão do Implante do MC	186
Figura 53 - Mapa Geral de Deslocamentos do MD	188
Figura 54 - Mapa Geral de Tensões do MD.	188
Figura 55 - Mapa de Tensão do Osso Cortical do MD	189
Figura 56 - Mapa de Tensão do Osso Esponjoso do MD	189
Figura 57 - Mapa de Tensão da Fibromucosa do MD	190
Figura 58 - Mapa de Tensão do Ligamento Periodontal do MD	190
Figura 59 - Mapa de Tensão da Estrutura Metálica do MD	191
Figura 60 - Mapa de Tensão do Implante do MD	191
Figura 61 - Mapa Geral de Deslocamentos do ME.	193
Figura 62 - Mapa Geral de Tensões do ME.	193
Figura 63 - Mapa de Tensão do Osso Cortical do ME	194
Figura 64 - Mapa de Tensão do Osso Esponjoso do ME	194
Figura 65 - Mapa de Tensão da Fibromucosa do ME	195
Figura 66 - Mapa de Tensão do Ligamento Periodontal do ME	195
Figura 67 - Mapa de Tensão da Estrutura Metálica do ME	196
Figura 68 - Mapa de Tensão do Implante do ME	196
Figura 69 - Mapa Geral de Deslocamentos do MF.	198
Figura 70 - Mapa Geral de Tensões do MF.	198
Figura 71 - Mapa de Tensão do Osso Cortical do MF	199
Figura 72 - Mapa de Tensão do Osso Esponjoso do MF	199
Figura 73 - Mapa de Tensão da Fibromucosa do MF	200
Figura 74 - Mapa de Tensão do Ligamento Periodontal do MF	200
Figura 75 - Mapa de Tensão da Estrutura Metálica do MF	201
Figura 76 - Mapa de Tensão do Implante do MF	201

Lista de Quadros

Quadro 1 - Dimensões, em milímetros, do osso cortical, ligamento periodontal, fibromucosa, inserção conjuntiva e epitélio juncional. 98

Quadro 2 - Dimensões dos dentes em milímetros, de acordo com valores estabelecidos por Figún (1986) 99

Quadro 3 - Características dos modelos após a geração da malha de elementos finitos
104

Quadro 4 - Propriedades mecânicas dos elementos que compõem os Modelos 105

Quadro 5 - Valores Mínimo e Máximo encontrados nos modelos (Mapa geral de deslocamento) 114

Quadro 6 - Valores Mínimo e Máximo encontrados nos modelos (Mapa geral de tensões) 121

Quadro 7 - Valores Mínimo e Máximo de tensão de cada estrutura para cada

Modelo

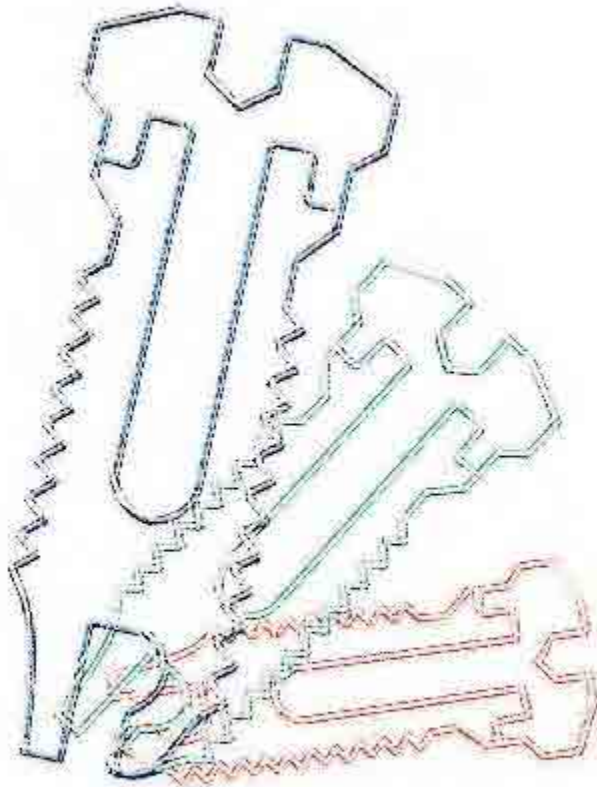
122

Lista de Abreviaturas e Símbolos

Co-Cr	= Liga de Cobalto-Cromo
Lbf	= Libras - força
Kgf	= Quilogramas - força
MA	= Modelo A
MB	= Modelo B
MC	= Modelo C
MD	= Modelo D
ME	= Modelo E
MF	= Modelo F
MEF	= Método dos Elementos Finitos
MPa	= Mega Pascal
N	= Newton
PPF	= Prótese Parcial Fixa
PPFs	= Próteses Parciais Fixas
PPR	= Prótese Parcial Removível
PPRs	= Próteses Parciais Removíveis
PPREL	= Prótese Parcial Removível de Extremidade Livre
PPRELS	= Próteses Parciais Removíveis de Extremidade Livre
PT	= Prótese Total
FELT	= Fotoelasticidade
MEF 2-D	= Método dos Elementos Finitos Bidimensional
MEF 3-D	= Método dos Elementos Finitos Tridimensional

I João 1:

10 *“Se dissermos que não temos cometido pecado, fazemo-lo mentiroso, e a Sua palavra não está em nós”.*



Sumário

1	Introdução	31
2	Revisão da literatura	37
2.1	Prótese Parcial Removível de Extremidade Livre	38
2.2	Associação entre a Prótese Parcial Removível e os Implantes Osseointegrados	56
2.3	Implantes Angulados	78
3	Proposição	91
4	Material e Método	93
4.1	Confecção dos modelos	93
4.2	Programas	97
4.3	Geometria das estruturas	97
4.3.1	Mandíbula e Ligamento Periodontal	97
4.3.2	Dentes naturais e artificiais	98
4.3.3	Prótese Parcial Removível	99
4.3.4	Sistema de implante e conexão com a PPR	100
4.4	Desenvolvimento dos modelos de elementos finitos	102
4.5	Condições de contorno	105
4.6	Carregamento	106

5	Resultado			
	108			
5.1	Mapas	Gerais	de	Deslocamentos
	108			
5.2	Mapas	Gerais	de	Tensão
	116			
5.2.1	Osso			Cortical
	123			
5.2.2	Osso			Espunjoso
	125			
5.2.3	Fibromucosa			
	128			
5.2.4	Ligamento			Periodontal
	131			
5.2.5	Estrutura		de	Co-Cr
	133			
5.2.6	Implante			
	136			
6	Discussão			
	139			
7	Conclusão			
	161			
	Referências			

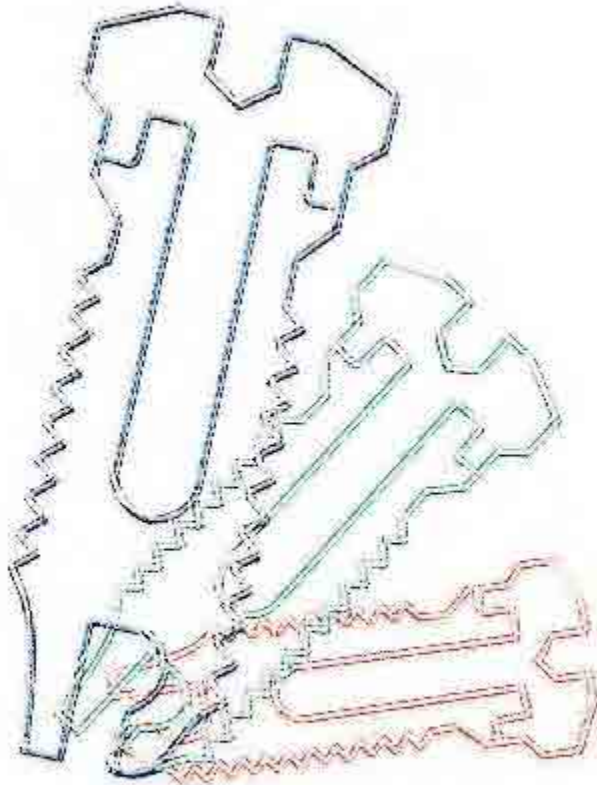
163

Anexos

172

Mateus 5

11 *“Bem-aventurados sois vós, quando vos injuriarem e perseguirem e, mentindo, disserem todo mal contra vós por minha causa”.*



1 Introdução

Nos pacientes que apresentam espaços parcialmente edêntulos extensos, incluindo os casos de perda de suporte dental posterior, a Prótese Parcial Removível (PPR) encontra sua principal indicação. De acordo com Todescan et al. (1996), a prótese parcial removível de extremo livre apresenta características específicas que merecem atenção especial. Segundo o autor, há um movimento de rotação com eixo sobre os descansos dos últimos dentes suportes, ocorrendo quando as forças oclusais dissipam sobre a base da sela. Tal fenômeno deve-se à diferença de resiliência entre o suporte dental e o mucoso, onde a fibromucosa apresenta em média, uma compressibilidade em torno de 13 vezes maior que o dente (ligamento periodontal) (KRATOCHVIL, 1963).

Em 1991, Ben-Ur et al. afirmaram que são quatro os movimentos que afetam o deslocamento da PPREL mandibular. Sendo eles: 1. Ao redor da linha de fulcro criada pelos dois descansos oclusais principais; 2. Ao redor do eixo longitudinal ao longo da crista do rebordo; 3. Ao redor do eixo perpendicular imaginário, próximo ao centro do arco; 4. ou uma combinação de movimentos. Estas rotações são indesejáveis, visto que, além de provocarem desconforto ao paciente, induzem forças

laterais aos dentes, podendo levar ao aparecimento de inflamação e retração gengival, além do aumento de sua mobilidade.

Em 1984, Monteith já mencionava o uso dos implantes endósseos como forma de evitar o uso de PPREL, sugerindo a confecção de PPF sobre implantes.

Atualmente, as próteses parciais fixas sobre implantes osseointegrados têm sido muito usadas para rebordos parcialmente edentados posteriores, apesar de que muitas vezes sua indicação tem sido limitada. Estas limitações foram bem discutidas por Leung et al. (2001), e o autor citou dificuldades como altura óssea insuficiente e estruturas anatômicas que impedem a instalação de implantes em diâmetro e comprimentos ideais, comprometendo o resultado final de uma PPF sobre implantes. Isto, sem contar o custo de uma reabilitação fixa sobre implantes, que a torna proibitiva para vários pacientes.

Complementarmente citamos Kelly (1972), cujo artigo relatou a problemática da associação entre PT superior e PPR inferior classe I de Kennedy, e da importância em se manter a todo custo os molares inferiores. Em vista disso Keltjens et al. (1993) afirmou que nestes casos, a associação da PPREL com implantes osseointegrados é uma solução razoável a custo aceitável e que poderá apresentar absorção da maxila a longo prazo, mas de uma maneira mais distribuída.

Tais situações motivaram alguns autores a investirem na associação PPREL e implantes osseointegrados, que permite um

tratamento mais econômico financeiramente, biologicamente, e proporciona conforto ao paciente no uso de sua PPR.. Em vista disso, encontram-se na literatura, poucos trabalhos clínicos relatando a associação. (GANZ, 1991; BATTISTTUZZI et al., 1992; GEORGE, 1992; KELTJENS et al., 1993; BUDTZ-JÖRGENSEN et al., 1996; GIFFIN, 1996; JANG et al., 1998; HALTERMAN et al., 1999; PELLECCCHIA et al., 2000; CARVALHO et al., 2001; STARR, 2001; McANDREW, 2002; MITRANI et al., 2003; MIJIRITSKY; KARAS, 2004).

Menos ainda são os trabalhos de pesquisa que abordam esta associação. Lacerda (1999) utilizou o Método dos Elementos Finitos (MEF) para analisar o comportamento das estruturas de suporte da PPREL com encaixe associada a um implante na região distal do rebordo edentado; Mathias (2001) utilizou a fotoelasticidade para analisar esta associação através de uma PPREL a grampo e implantes e magnetos de tamanhos variados; Rocha (2001) utilizou o MEF para analisar a tensão e deslocamento das estruturas de suporte da PPREL associada a um implante localizado na região distal; Verri (2003) utilizou o MEF para avaliar a influência do diâmetro e comprimento do implante osseointegrado posicionado na região distal, apoiando uma PPREL; Lucas (2003) utilizou o MEF para avaliar a influência da variação da direção e sentido da força de mordida na prótese parcial removível Classe I mandibular, associada a um implante osseointegrado posicionado na região distal, servindo como suporte à base da prótese; e por fim, Cunha

(2004) utilizou o MEF para avaliar a influência da posição mesio-distal do implante osseointegrado apoiando uma PPREL.

Do ponto de vista da metodologia, o método dos elementos finitos tem se mostrado uma ferramenta de pesquisa eficiente para examinar comportamentos complexos de próteses e estruturas circunvizinhas, associadas ou não a implantes. Esse método tem sido aplicado na odontologia para determinar níveis de tensão e deslocamento em modelos que simulam as estruturas bucais sujeitas a forças similares durante as funções oclusais.

Em seu livro, Misch, em 1999, relata um princípio mecânico no qual 2 materiais de módulos de elasticidade diferentes, quando justapostos sem nenhum material entre si, e um deles é carregado, um aumento de estresse será observado a partir do local onde os dois materiais têm seu 1^o contato. Este fenômeno pode ser observado através dos testes de fotoelasticidade (FELT) e método do elemento finito (MEF), pelos quais, na cervical do implante (primeiro ponto de contato entre implante e osso), o estresse pode ser notado por regiões ou franjas em forma de “U” ou “V”, com maior intensidade nesta região que nas demais do implante e osso.

Este fenômeno pode ser observado clinicamente quando, após a colocação do implante sob carga mastigatória, há um remodelamento da crista óssea ao redor do pescoço desse implante, diretamente comparável ao que se observa nos estudos do MEF.

Clelland et al., em 1995, utilizando o MEF 3-D em modelo matemático da maxila com implante de 3,8X10mm e abutments de 0°, 15° e 20°, carregados com 178N, observaram que a magnitude do estresse aumentou proporcionalmente ao aumento do ângulo do abutment, e o estresse registrado esteve dentro ou ligeiramente acima da faixa de cargas fisiológicas do osso.

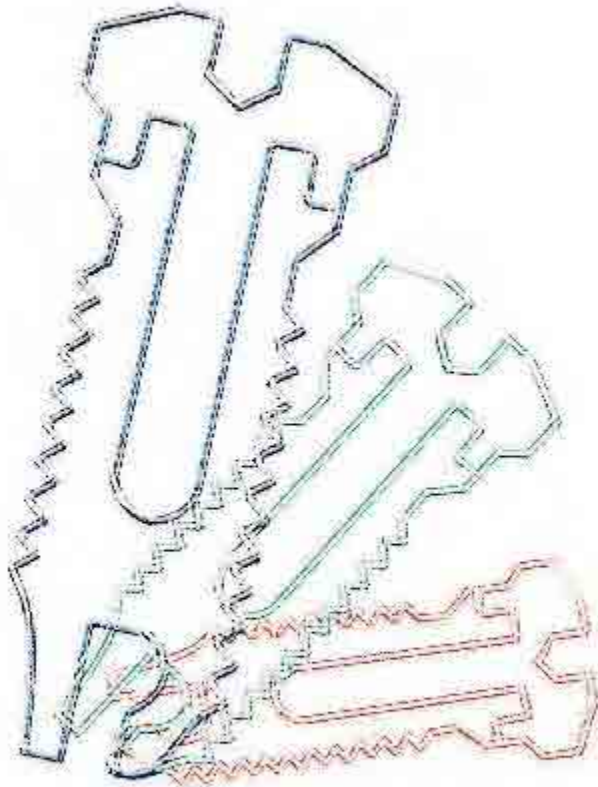
Entretanto, na literatura, há trabalhos clínicos como os de Sethi et al. (2002) e Eger et al. (2000) que mostram exatamente o oposto: comparando-se parâmetros como profundidade de sondagem, nível e índice gengival, mobilidade dos implantes e sobrevida dos mesmos restaurados com abutments standard e angulados de até 45°, não foi verificada diferença entre os mesmos.

Complementarmente, Eger et al. (2000) afirmaram que a respeito do sucesso clínico dos abutments angulados, há informação limitada na literatura, e que os estudos têm falhado em mostrar qualquer contra-indicação ao seu uso.

Partindo-se deste princípio, e que nos casos de extremidade livre mandibular fatores anatômicos e dificuldades próprias da região à instalação dos implantes podem levar a implantes sem uma perfeita orientação axial; pretende-se então, avaliar o comportamento deste sistema, variando a inclinação do implante no sentido antero-posterior.

Colossenses 3:

25 *“Pois quem faz injustiça receberá a paga da injustiça que fez; e não há acepção de pessoas”.*



2 Revisão da Literatura

Existem, na literatura, inúmeros trabalhos que evidenciam a importância da reabilitação oral com próteses parciais removíveis. Seu uso vem sendo cada vez mais difundido e são muitos os avanços ocorridos nessa área. Com o advento dos implantes osseointegrados torna-se possível a utilização desses tipos de próteses de maneira eficaz e estável. Para melhor correlacionar os principais trabalhos científicos e clínicos pesquisados a respeito do tema abordado, esta revisão de literatura foi subdividida em três tópicos: próteses parciais removíveis de extremidade livre, associação entre prótese parcial removível e implante osseointegrado e implantes angulados.

2.1 Prótese Parcial Removível De Extremidade Livre

Kratochvil, em 1963, estudou a problemática envolvendo as PPREL, focando a posição do descanso oclusal, desenho e posicionamento dos grampos e junção entre dente e mucosa edêntula. Através de modelos didáticos, afirmou ser o descanso oclusal mesial mais favorável que o colocado por distal (onde afirma que as forças oclusais tendem a distalizar o dente). Quanto aos grampos, o por ação de ponta em “i” é mencionado como sendo o mais favorável, por alterar menos o perfil dentário, permitindo o fluxo alimentar normal, estimulando a gengiva e com mínimo contato com o dente, devendo ser colocado sobre o ponto mais externo da superfície curva vestibular. Entretanto, o autor não recomenda o uso do braço de oposição lingual com apoio por mesial, o que empurraria o dente para vestibular. Em relação à região distogengival do mais posterior dente suporte, o autor cita como sendo uma região crítica quanto à manutenção da saúde e aconselha a instalação de uma placa metálica que contata toda a superfície distal do dente suporte e cobre de 1 a 2mm dos tecidos moles, protegendo esta região. Para tal, aconselha a confecção de plano guia nesta região.

Nairn, em 1966, estudou as forças responsáveis pelo deslocamento das PPR, tanto contra o rebordo ou se afastando dele. Para evitar a remoção da PPR, cita a importância de planos guia para a

determinação de um eixo de inserção único, que auxiliado pelos retentores indiretos, torna os grampos efetivos e a PPR mais estável. Defende também a inclinação para anterior do modelo ao delinear, determinando um baixo equador protético, associado à ponta do grampo por mesial, o que torna o grampo mais efetivo. Já nos movimentos em direção ao rebordo e dentes, o descanso oclusal é preconizado na mesial, (para se contrapor a esta tendência de movimento), associado à ponta ativa do grampo na mesial do dente, o que não atua o mesmo durante o movimento em direção ao rebordo. Como formas de redução deste movimento, o autor cita também: maior cobertura possível da área chapeável; redução da superfície oclusal dos dentes da PPR; reembasamento metódico das bases da PPR; uso de cera para moldagem do rebordo (defende a moldagem compressiva, o que “impediria” mais movimento da PPR sob carga). Outra maneira seria o uso dos rompe-forças, que procuram diminuir os efeitos indesejáveis da movimentação da base para o resto da estrutura, preservando o dente suporte, normalmente em detrimento do rebordo, o que se enquadra como sendo a indicação do sistema. Quanto aos movimentos no plano horizontal, os que têm sentido para posterior, podem ser contrabalançados pelo assentamento da base sobre o coxim retromolar, pela ponta do grampo (quando na mesial), e descansos oclusais na mesial dos dentes suporte. Os de sentido anterior são resistidos pelos dentes suporte e pelos envolvidos para retenção indireta. Ainda no plano

horizontal, os movimentos laterais são os piores para os dentes suportes, o que pode ser equilibrado pela maior extensão possível da base e envolvimento do maior número possível de dentes pela PPR. Em relação aos movimentos de rotação no plano horizontal, novamente ressalta: as vantagens de uma moldagem funcional e da máxima extensão possível da base associadas ao uso de placas ou barras linguais, à rigidez da liga utilizada (Co-Cr), grampos contínuos, braços de oposição rígidos, extensões proximais rígidas dos grampos e dos conectores menores. São citados também o papel do correto registro das relações intermaxilares e de uma oclusão balanceada na prevenção da rotação da prótese no plano horizontal.

Kelly, em 1972, afirma que a associação PT x PPR classe I inferior de Kennedy, corresponde a 26% dos casos de prótese atendidos na clínica de prótese de sua faculdade e causa alterações degenerativas, as quais em conjunto chamou de síndrome da combinação. Iniciam com a absorção da região anterior da maxila, onde conjuntamente há um aumento da tuberosidade maxilar, o que faz com que o plano oclusal migre para cima na região anterior e para baixo na posterior, favorecendo a extrusão dos anteriores inferiores. Com o tempo, os dentes anteriores da PT desaparecem sob os lábios e ambas as próteses migram para baixo na região posterior. Esteticamente, o paciente mostra os dentes posteriores superiores e inferiores anteriores quando fala e sorri. Para a instalação deste quadro, o autor relata que deve haver uma reabsorção

óssea excessiva sob a base da PPR. Para uma melhor compreensão deste problema, o autor elaborou um estudo clínico, radiográfico e histopatológico, onde foram avaliados 20 pacientes durante 3 anos, os quais receberam inicialmente PT imediata com reembasamento de resina resiliente e controle radiográfico através de cefalometrias, utilizando os pontos sela-nasio como referência para comparação. Entretanto, dos 20 pacientes, apenas 6 compareceram a todos os retornos propostos. De posse dos resultados (6 pacientes), observou que todos apresentaram perdas de 1 a 3mm da altura da crista óssea anterior e com acréscimo da tuberosidade de 1 a 2,5mm, sendo que um destes pacientes também apresentou crescimento ósseo na região da tuberosidade. Notou-se em todos, 1 a 1,5mm de extrusão dos dentes anteriores inferiores. Histologicamente, o tecido sem suporte ósseo anterior é o mesmo que o posterior (do aumento volumétrico da tuberosidade); entretanto, o da região anterior se dobra, permitindo mais compressão do osso, justamente porque não tem suporte ósseo como na região da tuberosidade. Radiograficamente, os dentes anteriores superiores da PT ocluem com os remanescentes inferiores, numa região anterior ao suporte ósseo maxilar anterior, criando um fulcro, onde a potência (dentes anteriores inferiores), não encontrando resistência (fibromucosa superior anterior) à altura, tende a aumentar a carga sobre a região anterior da maxila, aumentando a reabsorção e conseqüentemente agravando a síndrome. Aproveitando o estudo do fulcro para a região posterior,

verifica-se o inverso: na presença do selado posterior, há uma pressão negativa, o que justifica o crescimento observado da tuberosidade; semelhante ao observado em pacientes que usam PT com câmara de sucção. Quanto à prevenção, segundo o autor, deve-se evitar que se chegue a este tipo de combinação entre próteses, não extraindo os dentes anteriores inferiores remanescentes, mas fazendo de tudo para preservar os dentes posteriores inferiores (endodontia, periodontia, odontosseção, implante, overdenture inferior). Como correção cirúrgica, podem-se remover as hiperplasias e reduzir a tuberosidade.

Nally, em 1973, tece comentários sobre a fibromucosa não preencher os requisitos necessários para ser considerada elástica, mas sim viscoelástica que significa, segundo o mesmo, ter sua deformação variando de acordo com a duração e intensidade da carga, o que clinicamente reflete com resultados diferentes de moldagens realizadas imediatamente ou horas após a remoção de uma PPR. Portanto, a superfície onde as PPREL classe I ou II se apóiam, enquanto não elástica, é instável. Em seguida, descreve dois experimentos com 12 estruturas metálicas diferentes, principalmente quanto aos tipos de grampos, utilização de attachment de precisão, rompe-força e coroa telescópica. Em seu experimento utilizou sensores para medir o deslocamento das várias partes da prótese, sob cargas de 2, 4, 8 e 16 Kgf (vertical sobre a base, ou oblíqua a 30° de vestibular para lingual e de lingual para vestibular). Os dentes suporte tinham a resiliência do

ligamento periodontal e também eram monitorados por sensores. Foram realizadas para cada estrutura, 2000 medições. Seus resultados, de acordo com a metodologia empregada, o permitiram concluir que: 1. é melhor usar um grampo com apoio e conector na mesial. Na impossibilidade, a próxima opção seria o grampo de ação reversa de Ney que compreende um grampo circunferencial com apoio distal e conector na mesial, com braço de oposição. 2. não se deve usar attachments rígidos, a não ser sobre próteses amplamente esplintadas. 3. o uso de artilhos ou dobradiças não devem ser utilizados. 4. com o uso de rompedoras, a absorção acelerada do rebordo deve ser esperada, a menos que o mesmo apresente uma morfologia favorável. 5. no trabalho com estruturas com grampo, deve-se utilizar conector menor por mesial, apenas um apoio oclusal por grampo (de preferência por mesial), adequados braços de oposição e uso de retentores indiretos, bases o mais amplas possível, e os dentes repostos pela PPR devem ter a mesa oclusal estreitada.

Kratochvil e Caputo, em 1974, utilizando o método da fotoelasticidade, confeccionaram uma PPR classe II subdivisão 1 de Kennedy com suporte dental de pré a pré-molar, com barra lingual, apoio na mesial de forma esférica e placas proximais na distal dos dentes suporte, sendo a ponta ativa do grampo situada no contorno mais externo do dente no sentido mesiodistal. O modelo mandibular foi construído individualizando dentes, ligamento periodontal e osso. A resiliência da

mucosa foi simulada por uma camada de elastômero de 2mm adaptada sobre o modelo fotoelástico. A carga de 25 pounds (3,46N ou 0,35Kgf) foi aplicada sob cada condição 3 vezes, de forma vertical ou lateral a 45° nas direções anterior, posterior, vestibular e lingual. A avaliação dos resultados permitiu concluir que: **1.** a PPR não ajustada exerce torque maior sobre dente e osso suporte; **2.** o ajuste da PPR axializou as cargas; **3.** a força lateral na PPR é distribuída por todos os dentes envolvidos pela PPR; **4.** a força é transmitida aos dentes do lado oposto da aplicação da mesma, quando da ação de cargas de sentido anterior e posterior; **5.** no lado dentossuportado, a grande variação das forças sobre dente e osso depende da direção da carga oclusal.

Craig e Farah, em 1978, utilizaram o MEF 2-D para avaliar o comportamento mecânico de um modelo de parte da mandíbula com a presença do 2º pré-molar (bem implantado), osso adjacente e ligamento periodontal com 0,25mm, mucosa de 2,5mm (ambos com mesmo módulo de elasticidade (E)) e sobre o mesmo, uma estrutura de PPREL com apoio distal e grampo tipo barra (Roach ou ação de ponta) em “i”. Em sua análise, carregou o sistema com uma carga de 222N de 3 formas diferentes: **1.** 222N concentrada na região da fossa central do 2º molar; **2.** 222N distribuída sobre a região do 1º e 2º molares; **3.** 222N concentrada na região do apoio oclusal distal e crista marginal distal. Dentre as observações do autor, a PPREL age como uma viga suspensa (cantilever) presa à distal do pré-molar, onde segundo o mesmo, quanto

mais espessa a mucosa, maior a magnitude da alavanca. O grampo por ação de ponta em “i”, em conjunção com uma boa adaptação da base e suporte da crista alveolar, reduzirá substancialmente o estresse transmitido ao pré-molar. Os estresses observados na mandíbula foram mais de tensão do que de compressão. Aparentemente a presença do ligamento periodontal ajudou a converter a força compressiva em tensional, o que ajudou o osso a manter sua integridade. A **situação 1** de carregamento do sistema, resultou em estresse sobre o osso suporte, que aumentou gradualmente de zero na região retromolar a aproximadamente 25 MN/m^2 na distal do 2º. molar. Os estresses no osso suporte do 2º pré-molar foram de 30 MN/m^2 na junção cimento-esmalte, decrescendo a 20 MN/m^2 na distal da raiz, chegando a 100 MN/m^2 no ápice e caindo a 3 MN/m^2 no terço mesial superior da superfície da raiz. Na **situação 2**, a distribuição do estresse foi semelhante, mas 20% menor. Na **situação 3**, mais próximo ao longo eixo do dente, houve uma redução dramática no estresse, sendo 40 MN/m^2 o máximo estresse, no ápice da raiz.

Kratochvil e colaboradores, em 1982, visando à necessidade de padronização de metodologia para comparação entre pesquisas e artigos, tentaram estabelecer um método prático, clínico e radiográfico de se avaliarem os resultados dos tratamentos com PPR e estabelecer valores referenciais e resultados possíveis de serem utilizados por outros pesquisadores. A unificação de metodologia proposta neste estudo envolveu pacientes de faculdades de Amsterdan (Holanda),

Londres (Inglaterra) e Los Angeles (EUA), onde diferentes procedimentos, filosofias e desenhos são praticados. O intervalo das avaliações foi de 1 a 5 anos após a instalação das PPR. Foram escolhidos aleatoriamente 50 pacientes de cada unidade no intervalo de tempo aferido, sendo que cada unidade escolheu 25 pacientes para a 1ª. avaliação e outros 25 na 2ª avaliação. Avaliaram-se os seguintes parâmetros: história do paciente e informações básicas; informações sobre a prótese; avaliação gengival; mobilidade dentária; quantidade de suporte ósseo do dente (% do dente dentro do osso + radiografia panorâmica, o que diminuiu a influência da diferença entre as tomadas radiográficas); cárie dentária; cuidados orais (índice de placa); dentes suporte extraídos. Ao final, foram considerados 137 pacientes tratados com 203 PPR. Das observações, notou-se que os dentes suporte foram duas vezes ou mais suscetíveis à cárie que os dentes controle. Houve um acréscimo da mobilidade dental dos dentes suporte, sendo maior na mandíbula do que na maxila. Houve pequenas perdas ósseas ao redor dos dentes suporte, mas de modo semelhante aos dentes controle. De todas as superfícies dentárias, 62,4% possuíam acúmulo de placa ao final e 1,78% dos 616 dentes suporte foram extraídos.

Em seu artigo, Eliason (1983) compara o grampo tipo RPI ao grampo RPA (rest, proximal plate, Akers). Segundo o autor, o RPA foi desenvolvido para contornar os problemas encontrados no uso do RPI. Em comparação ao RPI, a diferença no RPA é um grampo circunferencial

tipo Akers que emerge da parte superior da placa proximal e se aloja abaixo do equador protético, à mesial do dente suporte. Quanto ao braço circunferencial do RPA, há uma pequena diferença em relação ao circunferencial convencional. Com a finalidade de manter a característica do RPI, onde sua parte retentiva se distancia do equador em direção à gengiva quando a peça recebe cargas oclusais (protegendo o dente suporte de maior torque), a parte rígida do braço de retenção do RPA tem alívio diferenciado antes da duplicação do modelo mestre. No delineador, o modelo é posicionado de modo a permitir a existência de área retentiva tanto na mesial quanto na distal do dente. A metade distal da superfície vestibular, do mesmo modo que a superfície abaixo do plano guia, deve ser aliviada. Desta forma, quando o grampo é encerado, somente a borda superior do braço de retenção é colocada sobre o equador, desde a placa até a metade do dente (superfície vestibular), quando o mesmo desce em busca da área retentiva na mesial. Sendo assim, sob carga oclusal, o grampo move-se sob o equador, devido ao alívio feito sob a parte rígida do grampo. Tal propriedade deve ser assegurada através de verificação com evidenciador de contato, durante prova na boca.

Ben-Ur et al., 1988, propuseram uma alteração na ponta ativa do grampo RPI: no lugar da haste vertical “I”, seria feita uma ponta em forma de “L” ou meio “T”, o que tornaria o grampo mais efetivo. Tal ponta ativa cruzaria a margem gengival do dente suporte numa haste mais curta possível e ascenderia ao equador protético, alojando-se na

área retentiva disto-vestibular, o que, segundo o autor, não prejudica em nada a mecânica do sistema, pois nesta área há a predominância do movimento vertical da ponta do grampo em direção à cervical do dente. Isto é possível quando se coloca a ponta ativa na disto-vestibular, e o mais próximo possível do plano horizontal que passa pelo apoio na mesial. Segundo os autores, pela sua localização disto-vestibular, o grampo torna-se menos visível, sendo então mais estético. Devido à sua localização, torna-se menos necessária a confecção de alterações de contorno. Complementarmente, o grampo em forma de meio “T” ou “L” facilita a remoção da peça. Finalizando, o autor enfatiza a importância de se colocar a ponta ativa do grampo numa área de movimento predominantemente vertical da mesma.

Cardoso et al. (1988) iniciam seu artigo comentando que para atingir uma adequada transmissão das forças oclusais aos dentes pilares e rebordos em PPREL, vários autores citam como recomendações: reduzir o número de dentes artificiais; bases o mais extensas possível; reembasamentos periódicos; redução da superfície oclusal; oclusão balanceada; diminuir altura de cúspides; usar técnica do modelo alterado. Complementarmente, argumentam da necessidade de comprovação científica para estas recomendações e utilizam estudos de análise fotoelástica para rever estas recomendações cientificamente. Dez corpos de prova simulando o arco inferior classe II de Kennedy receberam PPR com reposição dos 2º. PM, 1º. E 2º molares direitos. Para a carga,

um sistema a distribuiu incrementalmente de 3 formas diferentes: carga uniformemente distribuída; carga concentrada nos dentes artificiais; carga concentrada no último dente artificial. Os testes foram aplicados em 6 grupos de 10 corpos de prova, sendo 3 com sela extensa, e os demais de sela curta, variando o número de dentes repostos. (só 2º. PM, 2º. PM + 1º.M, 2º.PM + 1º.e 2º. M). Diante dos resultados, uma prótese parcial removível de extremo livre, em que o 2º. PM artificial seja montado, torna-se insuficiente para distribuir as forças mastigatórias; e a presença do 2º.M aumenta em demasia o braço de potência, havendo sobrecarga do rebordo e dentes pilares. O ideal seria com a presença de até o 1º. M. As selas idealmente deveriam ser o mais abrangente possível, assentando-se sobre toda a área chapeável do rebordo alveolar.

Em relação ao comprometimento do periodonto pelo uso das PPREL, Bergman e Ericson (1989), avaliaram a situação periodontal pós-tratamento com PPR de 34 pacientes: 18 homens e 16 mulheres, com idade média de 62 anos, durante 3 anos, sendo que 92% eram classe I de Kennedy. Os índices observados foram: higiene oral, inflamação gengival, profundidade de bolsa, mobilidade dentária. Os resultados desta avaliação foram comparados a um estudo realizado entre 1969 e 1979 pelo mesmo autor, onde não foi observada alteração significativa dos tecidos periodontais no período avaliado. Os pacientes deste estudo receberam suas próteses em 1979 e foram chamados em 1982 para a avaliação. Antes de receberem as próteses, os pacientes

foram orientados sobre higiene. De um total inicial de 208 dentes, 5 com prognóstico periodontal duvidoso foram extraídos durante estes 3 anos. Houve a recomendação aos pacientes para retornarem para reavaliações por pelo menos 1 vez ao ano. Do total, apenas 14 obedeceram a esta recomendação e obtiveram resultados um pouco melhores. Chegou-se à conclusão de que os resultados obtidos no estudo anterior poderiam ser reproduzidos neste, realizado 10 anos após, confirmando que com cuidadoso plano de tratamento protético e adequado esquema de retornos, pouco ou nenhum dano será observado aos tecidos periodontais.

Chou e colaboradores, em 1989, utilizaram o método da fotoelasticidade para comparar as características da dissipação de forças em casos de extremidade livre bilateral, quando se utilizam sistemas de retenção de tipos variados comparados aos grampos RPI e circunferencial. Os sistemas de retenção avaliados foram 2 tipos de attachment de semiprecisão e 2 tipos de attachment de precisão. Escolheu-se a mandíbula para o experimento, por representar situação mais crítica em relação ao suporte da PPREL. O modelo simulou características específicas dos dentes, osso e ligamento periodontal, incluindo os dentes anteriores e os 1º. PM bilateralmente. Os 1º. PM serviram de suporte para as estruturas com grampos tipo RPI e circunferencial. Para suporte dos attachments, ferulizaram-se os 1º. PMs com os caninos adjacentes através de coroas metalocerâmicas. Para o

attachment tipo Thompson Dowel (semiprecisão), utilizaram-se de coroas totais de ouro. Utilizou-se uma película uniforme de 2mm de Molloplast B sobre o rebordo para simular a resiliência da mucosa e sobre a mesma acrilizou-se a PPR. Cargas de 40 pounds (5,53 N) foram aplicadas de sentido vertical, mesial, distal, vestibular e lingual. Segundo os autores, a carga de 40 pounds foi selecionada por estar na média de força aplicada in-vivo por uma PPREL. Com cargas verticais e laterais, os attachment rígidos de precisão (Stern G/L) produziram estresses maiores que o não-rígido Thompson-Dowel, que por sua vez produziu estresse maior que o RPI e o circunferencial. Para cargas aplicadas por lingual, o posicionamento do apoio por mesial ou distal não teve efeito significativo na distribuição da carga. O RPI em geral, mostrou melhor distribuição de cargas. Os attachment de precisão e semiprecisão geraram estresses maiores que os grampos. Os attachment de precisão testados causaram estresses similares entre si, que foram mais alinhados com o longo eixo dos dentes suporte que o ocorrido com os attachment de semiprecisão.

Chou e colaboradores, em 1991, avaliando variáveis semelhantes de seu estudo de 1989, mas através de metodologia diferente, pela qual utilizaram estereofotogrametria, expõem seus resultados neste artigo. No delineamento do modelo mandibular houve uma diferença na estrutura responsável por simular a resiliência da mucosa em relação ao estudo de 1989. O Molloplast B, outrora com 2 mm de espessura, desta vez foi utilizado com uma camada de 1mm apenas.

O sistema foi carregado com uma máquina tipo Instron, a 0,5mm/min. e com carga nominal de 30 kgf. Os movimentos nas direções vestibulo-lingual (x), mesio-distal(y) e ocluso-gengival (z) foram aferidos com uma precisão de 10 µm. Segundo seus resultados, os autores concluíram que o desenho dos grampos e attachments afetaram o grau de movimento dos dentes suporte, mas não a direção do movimento. Os grampos e os attachments movimentaram-se mais que os dentes suporte, e os attachments geralmente criaram mais movimentos que os grampos. Os attachment de semiprecisão do tipo Thompson produziram maior movimentação do dente suporte, em direção gengival.

Laganá e Zanetti, em 1995, através da análise fotoelástica, pesquisaram qual tipo de prótese -fixa ou removível de extremidade livre-, transmite maiores tensões aos dentes suporte, e se existe diferença de comportamento das estruturas de suporte quando a carga é aplicada no 1º, no 2º ou em ambos os pânticos. Para o estudo utilizaram-se de modelo fotoelástico da mandíbula, com ausência dos molares. Sobre este, executaram-se 16 próteses parciais fixas, sendo 8 com 1 um pântico suspenso e 8 com 2 pânticos suspensos; 16 PPR, sendo 8 com 1 dente na sela e 8 com 2 dentes na sela da extremidade livre. Após o estudo, observações interessantes foram feitas, como a de que próteses parciais fixas em cantilever não permitem a axialidade das forças nos dentes suporte, principalmente quando a força incide apenas sobre o pântico. Quanto à PPREL, nos corpos de prova com 1 pântico na

sela, formou-se franja fotoelástica na região ápico-mesial do 2º PM. Nos corpos de prova de PPREL com 2 pânticos na sela, observou-se quando de aplicação da carga apenas no 2º molar, que a franja se fez apenas no rebordo, praticamente em todo o rebordo, sendo mais intensa na região de aplicação da carga (2º molar). Não houve formação de franjas ao redor dos dentes suportes. Pôde-se observar que a PPREL suporta uma carga quase 4 vezes maior que a PPF, com carga no 1º pântico, 2º ou ambos. Finalizando, houve evidências de que não existe diferença de comportamento biomecânico do periodonto de sustentação dos dentes suportes entre as cargas aplicadas no 1º, 2º ou ambos os pânticos, quando se utilizam PPREL ou PPF em cantilever.

Laganá, em 1996, utilizando o MEF 2-D, analisou a distribuição interna das tensões geradas a partir de uma aplicação de carga de 100N em uma PPREL com encaixe extracoronário rígido e semi-rígido, com dois pânticos, associada a uma PPF, testando a aplicação de carga no primeiro molar, no segundo molar e em ambos. Pelos resultados, a autora concluiu que: com carga somente no segundo molar, no sistema de encaixe extracoronário semi-rígido ocorreram as maiores tensões na estrutura da removível; com carga no primeiro molar, foram observadas as menores cargas no sistema. Os encaixes rígidos transmitiram maiores tensões à prótese fixa, nas três situações de carga, e as menores tiveram comportamento semelhante, apresentando-se com um terço do valor do sistema rígido; as maiores tensões foram

transmitidas ao ligamento periodontal quando a carga foi aplicada no primeiro molar, e as menores quando a carga incidiu no segundo molar e no sistema semi-rígido. O sistema semi-rígido, com carga aplicada sobre os dois pânticos, transmitiu mais cargas à fibromucosa e, o rígido, com aplicação no primeiro molar, é o que menos transmitiu.

Itoh et al., em 1998, analisaram o efeito do suporte periodontal e da esplintagem fixa na transferência de carga pelas PPRs. Através do método da fotoelasticidade, analisaram o estresse induzido nas estruturas orais remanescentes por uma PPR retida por grampo a barra "i" numa situação de extremidade livre bilateral, em que os dentes suporte posteriores apresentavam graus variados de comprometimento periodontal. Os modelos fotoelásticos eram reproduções de pacientes edentados bilaterais posteriores com os 1º pré-molares como últimos dentes suporte. As coroas dos pré-molares apresentavam descansos oclusais mesiais, e os caninos apresentavam descansos de cingulo. O desenho da estrutura metálica apresentava descanso oclusal mesial e de cingulo, grampo a barra em "i", e planos guia distais com 6mm de extensão. Carregamentos simulando forças oclusais com valores de 30 pounds (13,6 Kgf) foram direcionados à região de molares de maneira vertical, antero-posterior, pósterio-anterior, vestibular e lingual. Os resultados obtidos permitiram aos autores concluir que: 1- a maior concentração de estresse foi produzido no modelo com o menor suporte periodontal; 2- a esplintagem fixa a dentes saudáveis melhorou a

distribuição dos estresses da PPR, a maior melhoria foi observada no modelo com o defeito mais severo; 3- a redução do estresse não foi diretamente proporcional ao número de dentes suporte adicionados à esplintagem fixa.

Igarashi et al., em 1999, compararam *in vivo* três tipos de retentores de prótese parcial removível de extremidade livre, usados em 2 pacientes classe I de Kennedy, quanto a sua influência sobre a mobilidade do dente suporte e sobre a distribuição de cargas da base ao rebordo. Os retentores foram o grampo de fio de aço, grampo circunferencial e coroa telescópica. Utilizou-se uma carga de 58,8N (6 Kgf), sobre a oclusal da base das 3 próteses confeccionadas para cada paciente, uma com cada tipo de retentor. Estas próteses tinham transdutores elétricos em posições estratégicas, que mediam a carga recebida na oclusal, a carga dissipada pela base e a movimentação dos dentes suporte. A porcentagem da carga oclusal total que a base recebeu em cada situação foi de 60% para o retentor por fio redondo, 42% para grampo circunferencial e 20% para coroa telescópica. Conclui-se que quanto mais rígido o retentor, menor a quantidade necessitada de suporte mucoso, o que proporciona uma melhor manutenção do rebordo, uma oclusão mais estável, preservação da ATM e redução da possibilidade de desconforto. Entretanto o aumento da carga sobre o dente suporte aumentou em 40% com o fio redondo, 58% com o grampo circunferencial e 80% com a coroa telescópica.

Em 2003a, Vanzeveren e colaboradores publicaram um estudo longitudinal a respeito da PPR. De 333 pacientes contatados, 254 (76,3%) compareceram ao chamado. Dentre estes pacientes, havia próteses confeccionadas de 4 a 17 anos. Deste total de pacientes, havia 292 PPR, das quais 74,7% continuavam em uso, o que os autores classificaram como muito satisfatório. Quanto ao tempo em uso, 85,7% haviam sido confeccionadas entre 5 e 10 anos, 62,8% entre 10 e 15 anos, e 57,1% há mais de 15 anos. A maioria das falhas ocorreu com as próteses de extremidade livre (classe I e II de Kennedy) e em particular, as próteses Classe I mandibulares. Como conclusão, os autores alertam os dentistas para a necessidade de se usarem de todos os recursos para a manutenção dos dentes posteriores, desta forma evitando o aparecimento de extremidades livres. Outra conclusão foi a percepção da extrema importância observada de se implantar um programa de retorno a períodos regulares, beneficiando tanto pacientes quanto profissionais.

Na segunda parte das observações de seu estudo longitudinal, Vanzeveren et al. (2003b) observaram o que ocorreu com os dentes, sendo estes, suportes ou não. Da mesma amostra de 254 pacientes, relatou-se a existência de 1893 dentes, sendo 804 utilizados como suporte, e que mais da metade destes (57,6%) receberam coroas das quais 51 apresentaram descimentação e 79 dos dentes suporte foram perdidos (9,8% dos dentes suporte). Nenhuma correlação foi observada entre o tipo dos suportes (com coroa ou naturais) e as perdas observadas.

Na maxila, a percentagem de perdas foi significativamente maior na presença de extremidade livre, o que não se observou na mandíbula. Adicionalmente, “nenhuma alteração” foi observada em 92,2% dos dentes suporte maxilares nem em 85,8% dos mandibulares. Considerando a observação de cáries ou novas restaurações em 95 dos dentes não suportes, os autores concluíram que as PPR não são responsáveis pelo aumento no número de cáries.

2.2 Associação entre a Prótese Parcial Removível de Extremidade Livre e os Implantes Osseointegrados

Ganz (1991) relatou um caso clínico de um paciente de 65 anos de idade, portador de uma PPF de 21 a 26, conjugada a uma PPR no lado direito, que apresentou-se com problemas nos dentes suportes da PPREL de semiprecisão, necessitando a extração dos mesmos (21 e 26). Os 3 dentes remanescentes, mesmo que esplintados, não suportariam um PPR adequadamente. Em vista da mínima quantidade óssea posterior e do desejo do paciente em manter seus dentes naturais, optou-se pela colocação de 2 implantes 3,75 x 13mm no lado direito, entre o seio maxilar e a linha média, o que serviria para reter a estrutura da PPR, sem prejudicar o prognóstico dos dentes remanescentes (unidos) que receberam PPF fresada e com attachment distal para a PPR e na mesial, para acomodar uma barra, que estaria unida aos implantes. Segundo o autor, as vantagens de se unir implantes a dentes naturais segundo a abordagem proposta, seria: controle do estresse sobre dentes e implantes; resistência; facilidade de controle da placa; estética; partes sobre implantes, removíveis; atender aos desejos do paciente; melhora no prognóstico dos dentes remanescentes. Como desvantagem, relatou o

fato de haver a PPR, (o que muitos pacientes não toleram); a complexidade do sistema; maior tempo envolvido na confecção.

Battistuzzi et al., em 1992, relataram a solução protética de um caso clínico no qual havia um defeito ósseo importante na região de pré a pré-molar na mandíbula, como conseqüência da exérese de lesão cancerígena. Levando em consideração o desejo de oferecer conforto, menor custo, facilidade de higienização e suporte labial (em vista do extenso defeito ósseo), optaram por confeccionar uma PPR suportada por dente e implante. Isto, em detrimento de opções como PPR retida por dentes somente, PPR retida por coroas protéticas e PPF suportada por implantes. Desta forma, optaram pela instalação de 4 implantes Branemark no defeito ósseo e a união destes por uma barra tipo Dolder. Não houve problemas sérios em 2 anos de acompanhamento, permitindo aos autores concluírem que, apesar de não haver acompanhamento das conseqüências a longo prazo, a união de diferentes suportes através de uma PPR (no caso dentes e implantes osseointegrados) é uma solução viável.

George (1992), comenta sobre dificuldades relacionadas às PPR, a importância do grampo em “I” em situações de extremo livre (que pode ser sujeito a situações extremas, mesmo tendo certa eficácia nestes casos), e as vantagens de se associar estas próteses a implantes. Em seguida, relata o caso de uma paciente apresentando os dentes inferiores em boas condições, mas os superiores anteriores (restantes)

apresentavam-se comprometidos periodontalmente, o que, por falta de uma boa oclusão, provocou a abertura de diastemas e migrações. Adicionalmente, apresentava linha do sorriso alta, seio maxilar amplo, e não queria submeter-se a cirurgias reconstrutivas no seio maxilar. Portanto, a solução abordada foi a confecção de coroas esplintadas nos dentes anteriores, unidas por attachment de semiprecisão a coroas instaladas sobre implantes colocados na região de primeiro pré-molares superior esquerdo e direito. Com isto, as coroas dos implantes serviram como contenção dos dentes abalados, e como principal mecanismo retentivo da PPR , através de attachments resilientes nestas coroas. Como conclusão o autor afirma que na presença de um programa de retornos e da conscientização do paciente, o uso de implantes para auxiliar no suporte e estabilidade das PPR pode ser uma alternativa melhor que as PPR convencionais.

Keltjens et al., em 1993, apresentam 2 casos de PPR suportadas posteriormente por implantes osseointegrados. No primeiro caso, uma mulher de 51 anos, que nunca havia utilizado uma PPR, apresentou-se com uma PT superior inadequada e no arco inferior apresentava os dentes anteriores e os primeiros pré-molares. A paciente também apresentava sinais da síndrome de Kelly, e a dimensão vertical parecia diminuída. Uma nova PT foi construída, com oclusão balanceada, mas contatos leves na região anterior. Os pré-molares necessitavam de aumento de dimensão vertical, o que foi conseguido através de onlays

confeccionadas na estrutura da PPR. Para proporcionar uma oclusão estável, implantes foram colocados na região de molares (IMZ, 3,3 x 10,5mm), sendo que a estrutura metálica da PPR adaptou-se à cabeça do implante através de uma cavidade em forma de xícara, proporcionando suporte vertical. No segundo caso, um paciente do sexo masculino, de 39 anos, utilizava uma PT superior por 10 anos, sendo que a parte anterior da maxila encontrava-se flácida. No arco inferior restavam os dentes anteriores e um pré-molar, o que em oclusão com a PT, a desestabilizava. Confeccionou-se então uma nova PT com oclusão balanceada e aliviada nos dentes anteriores e uma PPR inferior, sendo que a mesma assentava-se sobre dois implantes Dyna (3 x 10mm) um de cada lado no quadrante posterior inferior. Retenção adicional foi conseguida com dois magnetos do tipo Dyna colocados sobre os implantes distais. Após dois anos de uso, o paciente ainda usava suas próteses confortavelmente. O autor conclui, comentando a síndrome de Kelly, que esta opção com implantes e removível é uma solução razoável a esta problemática a um custo aceitável e que, se uma avaliação a longo prazo for realizada, poderá revelar reabsorção da maxila, mas de uma maneira mais distribuída, o que revela a necessidade de estudos clínicos a longo prazo. Uma overdenture suportada por implantes na maxila pode neutralizar a reabsorção óssea, mas com custo e complexidade superior.

Budtz-Jørgensen (1996), em seu artigo, comparam as várias soluções possíveis para pacientes parcialmente edêntulos (classe I

e II principalmente) e afirma que independente da solução escolhida, o prognóstico é diretamente dependente do estado dos dentes e do periodonto no momento da instalação da reabilitação, assim como de um rígido sistema de manutenção posterior. Dentre as opções estudadas, a utilização de implantes surgiu como a mais promissora (em torno de 95% de sucesso em estudos de 8 a 20 anos), apesar dos altos custos adicionais inicialmente, os quais podem ser compensados pela baixa necessidade de manutenção comparada às outras opções. Em suma, os autores concluem que em pacientes desmotivados e negligentes quanto à higiene bucal, as soluções protéticas oferecidas devem ser as menos invasivas e mais simples possíveis.

Giffin , em 1996, relataram a resolução protética de um arco classe I de Kennedy, onde se confeccionou uma PPREL suportada por dentes de um lado e do outro por um implante IMZ de 3,3 x 8mm colocado na região posterior do rebordo. Sobre este implante, foi instalado, sem o uso do elemento intramóvel (característico do sistema IMZ), um attachment tipo ERA (Sterngold) que proporcionou um stop vertical, estabilidade, retenção e virtualmente eliminou os problemas associados a uma PPREL. Adicionalmente, os autores relataram que o paciente preferia mastigar do lado onde havia o implante, a mastigar do lado dento-mucossuportado.

Diante da presença apenas de parte dos dentes anteriores inferiores, a confecção de uma PPR torna-se limitada tanto

quanto seus resultados. Em vista disso, Jang et al. (1998) relatam caso clínico, quando utilizaram implante de 4,1 x 16mm colocado na região do 43, sendo remanescentes os 41, 31, 32, 33. No arco superior, foram instalados 4 implantes para suporte de futura overdenture. Segundo o autor, o implante não foi colocado na região do 42, para favorecer a estabilização cruzada da PPR. Sobre o mesmo, foi instalado um abutment de 6° e 7mm de altura e coroa provisória com cantiléver para o 42. O paciente usou este provisório por 7 meses antes da cimentação de coroa metalocerâmica fresada sobre o 43 (implantossuportado) com cantiléver mesial no 42. Sobre esta coroa fresada cimentada com cantiléver mesial, confeccionou-se uma PPR com grampo tipo RPI. A guia de desoclusão foi canina bilateralmente. Os autores realizaram acompanhamento 14 meses após a instalação das próteses, não observando nenhuma ocorrência negativa. Foi creditado, o sucesso, ao implante longo, boa qualidade óssea (tipo 2) e bom esquema oclusal. Concluindo, relatam as vantagens obtidas desta opção restauradora: distribuição do estresse melhor do que se houvessem apenas os dentes naturais; melhor estética, sem grampo sobre os incisivos; maior estabilidade da PPR devido ao maior suporte; mais econômica e satisfaz às necessidades do paciente.

Halterman e colaboradores, em 1999, relataram o caso clínico de um paciente de 28 anos, desdentado superior e apresentando os remanescentes 34, 32, 31, 41, 42 e 44 no arco inferior. Devido à idade do paciente, na tentativa de preservar ao máximo o rebordo, e sabendo

que uma das melhores formas de se prevenir a possibilidade da ocorrência da síndrome da combinação é a manutenção da integridade da dimensão vertical de oclusão, os autores decidiram otimizar o suporte vertical posterior, através da confecção de uma PT superior contra uma PPR inferior associada ao uso de implantes de 13 x 3,25mm posicionados na região dos elementos 36 e 46 agindo como suporte distal da PPR. Tal decisão veio de encontro aos anseios do paciente que queixava-se de desconforto durante a mastigação e relatou ter limitações de ordem financeira, quanto a um tratamento mais oneroso. Em relação aos implantes, utilizou-se deles como suporte vertical, por intermédio de cicatrizadores de 5mm, mantidos até o final do tratamento. Conclui-se que esta associação é uma opção viável para a preservação dos tecidos remanescentes, tanto do osso quanto da mucosa.

Lacerda, em 1999, analisou o comportamento biomecânico da PPR apoiada sobre um implante na região distal, verificando as reações que ocorrem nas estruturas de suporte (dente, fibromucosa e implante), através do MEF bidimensional. Os modelos representavam um segmento mandibular, de primeiro pré-molar até papila retromolar, com ausência dos molares e do segundo pré-molar, e a presença de um implante Branemark de 3,75mm x 7,00 mm na região do segundo molar. O primeiro pré-molar recebeu uma coroa metalocerâmica com encaixe intracoronário rígido tipo Biloc KD. Encaixe semi-rígido também foi testado. Na simulação, a base protética possuía sela ampla e

dentos ausentes em resina, com dimensões coronárias semelhantes aos dentes naturais. O segundo pré-molar recebeu o macho do sistema de retenção. A carga aplicada nos modelos foi de 100N e vertical. Por esta metodologia, quando um implante é colocado na extremidade oposta ao encaixe rígido, observa-se que o dente suporte é menos solicitado. Além disso, quanto mais posterior a aplicação das cargas, mais o implante é solicitado e, como consequência, o osso cortical adjacente. Também a incorporação de uma barra metálica no interior da sela aumenta os esforços sobre o dente e implante, já que a sela sofre menos deflexão e comprime menos a fibromucosa. Lacerda (1999) conclui que: **1.** vinculação articulada entre implante e PPR diminui o momento fletor transmitido ao implante e aumenta tensões na fibromucosa e dente suporte; **2.** a fibromucosa será mais solicitada quanto maior área de contato com a PPR, restando menos tensões transmitidas para outras estruturas; **3.** modelos mais complexos de elementos finitos permitem uma visualização mais precisa dos resultados.

Os autores Budtz-Jørgensen et al. (2000), discutem conceitos relacionados à PPR para solução protética de casos parcialmente edentados, sob o enfoque da estética. Em relação às PPRs, disserta-se sobre suas indicações, biomecânica, eixo rotacional, desenho da infraestrutura, extensão da base, planos guia, grampos, attachments de precisão, semi-precisão e em barra, sob análise do ponto de vista funcional, mas com ênfase à possibilidade de seu uso como recursos

estéticos. Na seqüência, os autores discorrem sobre a utilização dos implantes em conjunto com as PPR, como sendo uma boa alternativa quando, por razões técnicas ou econômicas, uma PPF suportada por implantes tornar-se inviável. Sobre implantes e PPR, a conclusão a que os autores chegam é que sua associação propicia a colocação de um menor número de implantes, provendo bom suporte e retenção sem a visualização dos elementos retentivos e simultaneamente sem prejuízos do suporte dental associado ao sistema. Adicionalmente; ressaltam o fato de que quando algum elemento dentário associado diretamente ao sistema de suporte da prótese parcial removível apresentar prognóstico duvidoso, deve-se instalar os implantes numa posição ótima para uma futura PPF implantossuportada.

Pellecchia et al. (2000), descreveram uma solução protética planejada para um paciente de 65 anos portador de uma PT inferior inadequada e cuja história médica não era favorável a cirurgias reconstrutivas. Foram instalados 3 implantes 3i de 3,75 x 13mm na região compreendida entre os forames mentonianos. Sobre os mesmos foi construída uma infraestrutura metálica, em cujas extremidades havia um attachment Dalbo de cada lado. Sobre a infraestrutura, construiu-se uma supraestrutura que podia ser parafusada e ou cimentada sobre a primeira, sendo que esta última continha os dentes confeccionados em porcelana. Sobre esta PPF, foi confeccionada uma PPR. Os attachment tipo Dalbo reduzem a carga sobre os implantes, preservando-os de forma que a PPR

esteja continuamente suportada pelo rebordo durante a função. A associação da PPR à PPF sobre implantes permite uma atividade funcional similar a uma overdenture, sendo esta opção de tratamento, uma alternativa à overdenture. A adoção do esquema oclusal com sub-oclusão da PPF sobre implantes, quando comparada à oclusão da PPR, e a utilização de attachments que dirigem a carga sobre o rebordo podem ser fatores que diminuem o risco para os implantes. Nos retornos que ocorreram de 6 em 6 meses, durante 3 anos, o paciente sentiu-se agradecido pela melhora considerável de sua capacidade mastigatória e sensação geral de conforto. Clinicamente, não se observaram alterações negativas, e radiograficamente observaram-se níveis ósseos normais ao redor dos implantes. Concluindo, os autores afirmam que os custos maiores desta solução protética são contrabalançados pelo benefício psicológico para o paciente que recusou uma overdenture e da necessidade de mais estudos a longo prazo, com mais pacientes, a respeito desta opção restauradora.

Carvalho et al. (2001) relatam o caso clínico de uma paciente de 61 anos, parcialmente edêntula (12, 11 e 21 remanescentes), que não aceitou a extração dos remanescentes e apresentava-se insatisfeita com os grampos da PPR que usava. Como fator complicador, necessitava de levantamento do seio maxilar; que foi refutado pela paciente. Desta feita, optou-se por confeccionar coroas metalocerâmicas nos dentes remanescentes, instalar três implantes na região anterior da

maxila, e utilizá-los como suporte e meio de retenção (através de attachments tipo bola), de uma PPR sem grampo. Como vantagens deste tipo de abordagem, os autores relataram a manutenção da propriocepção através dos dentes remanescentes, minimização de procedimentos cirúrgicos e de custos operacionais. A facilitação da higiene oral, por se tratar de uma PPR, e o suporte labial oferecido, também são destacados, juntamente com as vantagens do uso dos o`rings.

Mathias, em 2001, estudou a associação da PPREL com os implantes osseointegrados. O objetivo deste estudo foi analisar as distribuições das tensões nas estruturas de suporte da PPR com sistema de retenção a grampo, quando apoiada sobre implantes de alturas reduzidas, de 8,0 mm de comprimento e diâmetros de 3,5 e 5,5 mm, na região posterior de uma extremidade livre, através do método fotoelástico quasi-tridimensional. Dois modelos foram confeccionados, representando um arco parcialmente dentado de extremidade livre bilateral com a presença dos dentes 33 a 43. PPRs, com sistema de retenção a grampo em 7 nos dentes 33 e 43, foram confeccionadas. As situações analisadas foram: PPR apoiada sobre implantes de 3,5 mm de diâmetro nas extremidades livres da mandíbula, sem magneto; PPR apoiada sobre implante de 3,5 mm de diâmetro nas extremidades livres da mandíbula, com magneto fixado dentro da base protética; implante de 5,5mm de diâmetro, utilizado como na primeira situação; e implante de 5,5 mm de diâmetro utilizado como na segunda situação. As cargas aplicadas nos

modelos foram de 10 N, 30 N, 50 N, 70 N e 100 N. Com a utilização de implantes de 8,0 x 3,5 mm, houve uma tendência de direcionamento de tensões para distal, na região sob a base da prótese, e na região da crista do rebordo, entre o dente suporte e a extremidade livre. Com os mesmos implantes e com o sistema de magnetos houve uma maior concentração na região distal, além de grande quantidade de tensões na mesial do implante, direcionando-se ao centro do rebordo. Quando o implante utilizado foi de 5,5 mm, sem magneto, os resultados foram semelhantes aos do implante de 3,5 mm, com uma concentração um pouco maior das tensões neste modelo. Para o mesmo implante, sem o sistema de magnetos, maiores concentrações, além da distal, ocorreram na região mesial e dirigindo-se para a região do centro do rebordo mesialmente ao implante. Com os implantes de largo diâmetro, a distribuição para mesial e para o centro do rebordo foi menos intensa do que a distribuição com implantes de 3,5 mm, ocorrendo uma maior concentração e intensidade de forças ao redor do implante e reduzindo as tensões no rebordo residual. Pela metodologia utilizada, o autor concluiu: **1.** nos modelos com magnetos fixados e implante de largo diâmetro, de 5,5 mm, houve maior concentração de tensões na região ao seu redor, reduzindo as tensões sobre o rebordo, e nos modelos com implante de 3,5 mm houve maior concentração de tensões na mesial do implante, direcionando-se, neste sentido, para o rebordo residual; **2.** em nenhuma situação analisada foi possível visualizar tensões nas estruturas adjacentes ao dente suporte do

lado de aplicação da carga; **3.** nos modelos sem a fixação dos magnetos, as tensões se concentraram mais na região distal dos implantes e da base da PPR.

Rocha, em 2001, considerando a PPR como opção de tratamento para pacientes com grandes espaços desdentados posteriores e a utilização de implante para a otimização dos problemas relacionados à PPREL, analisou através do MEF 2-D o comportamento da PPREL convencional e das estruturas de suporte, quando da presença de um implante osseointegrado sob a base protética, na região retromolar. Para tal confeccionou três modelos, A, B, C, simulando hemiarcos mandibulares desdentados posteriormente, com a presença apenas dos dentes 33 e 34. O modelo A não possuía prótese associada; o modelo B possuía uma PPR convencional com apoio distal; e o modelo C, objeto do estudo, diferenciava do modelo B pela presença de um implante Branemark Standard liso de 3,75 x 10,0 mm, na região retromolar, sob a base da PPR. As forças aplicadas foram verticais de 50 N em cada ponta de cúspide, fracionadas em 5 pontos de 10 N. Concentrações de tensão foram encontradas no ápice dental de todos os modelos analisados, com algumas variações entre os modelos. Em relação ao osso cortical e esponjoso, o terço apical dos dentes 33 e 34 também foi solicitado. Em relação à fibromucosa, no modelo A quase não foi solicitada, enquanto que no B houve um aumento de aproximadamente 4 vezes na tensão observada e, no C, com a presença do implante, foi menos solicitada na

região posterior quando comparada com o modelo B. Tensões elevadas foram observadas na rosca interna do corpo do implante, com os maiores valores entre a primeira e a sexta roscas. Analisando mapas de deslocamento, o autor encontrou um deslocamento do dente 33 semelhante nos 3 modelos, mas o deslocamento do 34 foi quase o dobro nos modelos B e C, sendo este dente mais solicitado pela presença da PPR. A presença do implante sob a base protética fez o deslocamento geral do conjunto caminhar em direção anterior. Diante dos resultados, o autor acredita que, apesar de utilizar modelos matemáticos bidimensionais, os resultados mostram íntima relação com dados significantes presentes na literatura. Acredita ainda que a associação entre a PPREL e um implante osseointegrado da forma descrita é uma alternativa clínica viável e segura, já que a tensão observada no osso cortical ao redor do implante não foi tão elevada, permanecendo abaixo dos valores encontrados no ápice dos dentes naturais. Mesmo com ausência de protocolo para prever o sucesso da associação, deve haver estímulo para realização de casos clínicos, que possibilitem estudos “in vivo” para comparação. Moldagem funcional também deve ser realizada para que a fibromucosa auxilie o implante na função de suporte. Adicionalmente conclui que: **1.** a presença da PPREL proporcionou maior concentração de tensão para as estruturas de suporte, e a presença do implante proporcionou suporte para a base da PPR, diminuindo a intrusão desta sobre a fibromucosa, promovendo menor concentração de tensão

na porção posterior do rebordo; **2.** a presença do implante não favoreceu a redução da concentração de tensão no dente suporte da PPREL adjacente ao espaço desdentado.

Starr, em 2001, cita a problemática dos edentados parciais, sendo que perante uma situação na qual há mínima ou moderada perda óssea anterior, da ordem de 3 a 7mm com rebordo posterior reduzido, com mínima altura vertical, o autor propõe uma alternativa reabilitadora à overdenture sobre implante, com barra anterior. A proposta envolve uma PPF anterior implantossuportada com pântico (unida) ou esplintada, associada a uma PPR posterior de precisão. Permite-se então, uma restauração rígida sobre implante, associada a uma restauração mucossuportada. Ilustrativamente, o autor relata a realização de um caso clínico que se encaixa nestas características, onde se utilizou um attachment do tipo ASC-52 (Attachments and Implants International) nas extremidades da PPF sobre implantes, o que aliviou cargas em excesso sobre os implantes e permitiu estética anterior, perfil de emergência e fonética normais.

Tratando de uma paciente fumante e com problemas periodontais, McAndrew (2002) deparou com uma situação desalentadora na qual se perdiam progressivamente os dentes, e conseqüentemente o suporte para uma PPR. A falta de retenção, presença de amplos espaços protéticos e doença periodontal foram fatores de indicação de PPR do tipo swing-lock, cuja confecção foi realizada. Três meses após, perdeu-se um

incisivo central, que foi repostado na PPR, após sua extração. Nove meses após o início do tratamento, a paciente sentia-se bem com a solução oferecida; entretanto, novos problemas periodontais surgiram, necessitando nova fase de tratamento periodontal. Chegou-se ao ponto de restarem apenas o incisivo central, lateral e canino do lado esquerdo. Tendo a paciente relatado seu desejo de manter tantos dentes naturais quanto possível, e de um tratamento que satisfizesse suas necessidades funcionais e estéticas, e após a queixa de que a prótese começara a afrouxar do lado direito, optou-se pelo uso de implantes. Quatro implantes Branemark (3 de 15mm e 1 de 13mm) foram instalados, mas três foram perdidos. Mediante tal situação, o autor chegou à conclusão de que uma PPF sobre implante poderia não ser possível. Portanto, após o uso favorável da PPR tipo swing-lock e a osseointegração de um implante no lado oposto ao dos dentes, optou-se por utilizar o implante restante como auxiliar na retenção, mediante uso do sistema O'ring. Quinze meses depois, a prótese continuava inteiramente satisfatória para a paciente, e os dentes remanescentes e implante estavam saudáveis. Instaurou-se um programa de controle e retornos periódicos (cada 4 meses). Finalizando, o autor conclui ser esta associação um tratamento de resultados satisfatórios.

Mitrani et al., em 2003, relataram alguns problemas associados à resolução protética de pacientes parcialmente edêntulos. Os autores propõem a utilização de implantes localizados o mais distalmente

possíveis na mandíbula, com o intuito de eliminar esta problemática. Para o estudo, o autor utilizou 10 pacientes subdivididos em dois grupos, em que ambos receberam PPREL mandibular. O grupo 1 consistiu de 5 indivíduos aos quais os implantes serviram apenas como stop vertical, melhorando a estabilidade das próteses, estando apoiadas sobre os cicatrizadores. No grupo 2, os implantes receberam attachments resilientes. O esquema oclusal, em todos os casos com a presença dos dentes anteriores, foi a de tipo mutuamente protegida. Nos dois casos com pacientes apresentando overdenture implanto-suportada como arco antagonista, utilizou-se a oclusão bilateral balanceada. Os pacientes foram controlados entre 1 até 4,5 anos após a instalação das próteses. Nesses retornos, avaliaram-se parâmetros como: satisfação do paciente; exames radiográficos; saúde dos tecidos moles; integridade dos implantes e componentes; adaptação da base da prótese aos implantes e abutments ou attachments. Os autores concluíram que com o uso de implantes osseointegrados associados a PPREL: 1.a satisfação dos pacientes (de 0 a 5), medida inicialmente em 1,2 (antes da associação com implantes), atingiu 5,0 após o tratamento; 2. perda óssea de 0,63mm, considerada boa, pois a média no 1º. ano é de 1,5mm e 0,1mm nos anos subsequentes; 3. tecidos peri-implantares e rebordos saudáveis e estáveis; 4. dos implantes, 2 necessitavam de reaperto, polimento. Em 1 caso, houve quebra da estrutura metálica da prótese inferior, necessitando reconfeção. Finalizando, salientou-se que a instalação dos

implantes distais deve ser planejada, de modo a permitir futura instalação de uma restauração fixa sobre implantes, caso o paciente decida posteriormente.

Lucas, em 2003, utilizando MEF 2-D, avaliou o deslocamento e a tensão em modelos com PPREL convencional e com PPREL apoiada sobre implante osseointegrado. Ainda em seu estudo, comparou o efeito de forças oblíquas a 45° com a força vertical e comparou as reações quando a força era aplicada a 45°, mas de sentidos diferentes, de mesial para distal e de distal para mesial. Por último, avaliou o comportamento do dente suporte frente à presença do implante osseointegrado. Para tal estudo, utilizou três modelos 2-D, simulando sob o plano sagital, um hemiarco mandibular parcialmente desdentado, onde permaneceram constantes o dente remanescente, a extensão do rebordo na extremidade livre, a característica do periodonto de suporte e de proteção, as distâncias biológicas (crista alveolar, junção cimento-esmalte e inserção conjuntiva), a altura óssea mandibular, a espessura da estrutura metálica de Cobalto-Cromo (Co-Cr) e o número de dentes artificiais. O modelo A continha o hemiarco e apenas o dente 33, o modelo B semelhante ao A, mas apresentando um PPREL com apoio metálico na região inciso-distal do dente 33, o modelo C, semelhante ao B, mas com a presença de um implante Brånemark de 10x3,75mm na região de segundo molar, sob a base da PPREL. A PPREL apresentou 4 dentes artificiais de resina acrílica (34, 35, 36, 37) unidos à base de

resina, que abrangem toda a extensão referente à fibromucosa, incluindo a malha de retenção e o conector menor. Os materiais envolvidos foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos, e os modelos assumidos em estado plano de tensão. Os lados esquerdo e direito dos modelos foram fixados apenas na direção X, enquanto somente o osso cortical da base dos modelos foi fixado na direção X e Y. O carregamento simulando a força de mordida foi realizado com aplicação de forças de 50 N em cada ponta de cúspide (8) em todos os modelos, as quais foram fracionadas em pontos de 10 N, nas direções vertical (0°) e de 45° tanto no sentido de mesial para distal, como de distal para mesial. De posse dos resultados a autora concluiu que: 1- a tendência de deslocamento no modelo com a PPREL apoiada sobre implante é menor que no modelo com a prótese somente; 2- as forças oblíquas de 45° promovem uma tendência de deslocamento e valores de tensão maiores que a força vertical; 3- a força oblíqua de 45° no sentido de mesial para distal gera valores de tensão menores que de distal para mesial; 4- a presença de implante osseointegrado sob a base da PPREL promove alívio do dente suporte.

Verri, 2003, utilizando MEF 2-D, usou 8 modelos mandibulares, sendo que cada modelo simulou um hemiarco parcialmente edentado, sem suporte dental posterior, onde apenas os dentes 33 e 34 estavam presentes. As características dos dentes remanescentes, da extensão e forma do rebordo na extremidade livre, do periodonto de

suporte e de proteção, das distâncias biológicas (crista alveolar, junção cimento-esmalte e inserção conjuntiva), da altura óssea mandibular e da espessura da estrutura metálica de Cobalto-Cromo (Co-Cr) testada foram constantes. Nos modelos que possuíam dentes artificiais, as características destes e da sela protética também permaneceram constantes. As especificações dos modelos foram: **Modelo A**, hemiarco mandibular sem suporte posterior, com a presença apenas dos dentes 33 e 34; **modelo B**, semelhante ao modelo A, apresentando uma PPREL convencional, com apoio metálico na distal do dente 34 em substituição aos dentes 35, 36 e 37; **modelo C**, semelhante ao modelo B, diferenciando deste pela presença de um implante osseointegrado na região posterior de segundo molar, sob a base da PPREL, com dimensões de 7,0mm de comprimento por 3,75mm de diâmetro, tipo “Standard” de Bränemark; **modelo D**, semelhante ao modelo C, alterando as dimensões do implante, que neste modelo foram de 10x3,75mm; **modelo E**, semelhante ao C, mas com implante de 13x3,75mm; **modelo F**, semelhante ao C, mas com implante de 7x5,00mm; **modelo G**, semelhante ao C, mas com implante de 10x5,00mm; **modelo H**, semelhante ao C, mas com implante de 13x5,00mm. Nos modelos onde há implante, um pilar de cicatrização compatível com ele foi colocado em sua extremidade. Para simular simetria no modelo, todo o lado direito e o lado esquerdo foram fixados na direção X (horizontal). Além disso, a base do modelo foi fixada nas duas direções, X e Y. As estruturas envolvidas

foram consideradas homogêneas, isotrópicas e linearmente elásticas, e os modelos assumidos em estado plano de tensão. O carregamento foi realizado à semelhança de ROCHA (2001), nas pontas de cúspide dos dentes naturais e artificiais simulados, distribuindo um total de 50 N em cada cúspide (num total de 8), dividido em 5 aplicações de 10 N, o que representa um total de 100 N nos modelos A e B e 400 N nos modelos C, D, E, F, G e H. De posse dos resultados o autor concluiu que: **1.** o modelo B apresentou tendência ao deslocamento superior aos demais modelos estudados; **2.** nos modelos que incorporaram implantes osseointegrados, o comprimento influenciou o mapa de deslocamento, tendendo a uma diminuição de valores, mas o diâmetro não; **3.** o modelo B apresentou níveis de tensões de von Mises superiores ao modelo A nas estruturas analisadas; **4.** os modelos que incorporaram implantes osseointegrados tenderam a uma diminuição das tensões de von Mises quando comparados com o modelo B, que incorporou apenas a PPREL; **5.** o aumento do comprimento e do diâmetro influenciaram positivamente a distribuição de tensões nos modelos que incorporaram implantes osseointegrados.

Cunha (2004) utilizando o MEF 2-D, avaliou o deslocamento e a tensão em modelos com PPREL convencional e com PPREL apoiada sobre implante osseointegrado. Nos 3 modelos com implante variou a posição mesio-distal do implante no rebordo parcialmente edentado. Para tal estudo, utilizou modelos que simulavam,

sob o plano sagital, um hemiarco mandibular parcialmente edentado onde permaneceram constantes o dente remanescente (33), a extensão do rebordo na extremidade livre, a característica do periodonto de suporte e de proteção, as distâncias biológicas, a altura óssea mandibular, a espessura da estrutura metálica de Co-Cr e o número de dentes artificiais. Os modelos C, D, e E, apresentaram sob a base da prótese, um implante Branemark de 10x3,75mm. O carregamento foi realizado verticalmente com forças de 50N em cada ponta de cúspide (tanto natural quanto artificial de acrílico). De posse dos resultados, a autora concluiu que: **1.** MD (com implante no centro do rebordo edentado) apresentou os menores valores de tendência ao deslocamento, no entanto o ME (com implante na posição mais mesial, adjacente ao último dente suporte (33)) aliviou de maneira mais satisfatória a solicitação do dente suporte; **2.** a aproximação do implante em direção ao dente suporte influenciou positivamente a distribuição de tensões nas estruturas analisadas.

Kuzmanovic et al. (2004) relatam um caso clínico de paciente do sexo masculino, de 66 anos de idade, que apresentava áreas parcialmente edêntulas em ambos os arcos, problema periodontal que culminou em algumas extrações, supra-erupção dos dentes superiores, dentes severamente desgastados, alguns dentes com tratamentos de canal inadequados e outros com restaurações precárias. Conseqüentemente, a oclusão estava severamente comprometida, exigindo restabelecimento da DVO. Quatro opções protéticas foram

oferecidas ao paciente, sendo elas: PPF sobre implante bilateral, PPREL convencional ou associada a coroas metalocerâmicas e attachments de precisão ou PPR suportada por implante. Devido ao fator financeiro, optou-se por realizar PPR associada a coroas metalocerâmicas com attachment de precisão e suportada por implantes. Após o preparo geral de boca, o paciente apresentava-se como classe I de Kennedy superior e inferior. Durante esta fase foram colocados 2 implantes ITI na mandíbula (4,1 x 12mm), de fase única, na região de 36 e 47, o que transformou o paciente num classe III de Kennedy inferior. Instalaram-se provisórios restabelecendo a DV do paciente de 13 a 24 e nos 33 e 43. Após 5 meses de uso dos provisórios, iniciou-se a fabricação das PPR e das coroas metalocerâmicas, sendo que as coroas superiores dos 13 e 24 foram esplintadas às coroas dos 12 e 23 para uso de attachment extracoronário de semiprecisão (Mini SG R; Cendres & Métaux AS, Biel-Bienne, Suíça), associado a PPREL com conector maior tipo placa palatina. O arco mandibular foi reabilitado com o uso de coroas metalocerâmicas fresadas nos 33 e 43 onde se assentou a extremidade mesial da PPR com conector maior tipo placa lingual. A extremidade distal da PPR inferior obteve suporte e retenção dos implantes na região de 36 e 47. No 1º mês a PPR esteve apoiada apenas sobre os cicatrizadores de 3mm dos implantes; após isto, instalaram-se sobre os implantes sistemas de retenção tipo bola. Estabeleceu-se guia canina de desocclusão e após 2 anos de uso da reabilitação, necessitou-se apenas de ativação das

fêmeas para melhorar a retenção. Os autores concluem que há a necessidade de mais estudos sobre a associação PPREL e implantes e que o uso de sistema de retenção sobre implantes associados a PPREL (ao invés de apenas associar a PPR sobre os cicatrizadores dos implantes, como outros autores advogam); beneficiou o paciente tanto em relação ao suporte quanto em relação à retenção.

Mijiritski e Karas (2004) relatam o caso clínico de um paciente de 75 anos do sexo masculino que apresentava PPRs superior e inferior instáveis sobre dentes comprometidos periodontalmente. O plano de tratamento inicial consistiu na utilização de PPR superior e PPF inferior sobre implantes (Steri-Oss), estendendo-se do segundo molar direito ao primeiro pré-molar esquerdo, com implantes nas áreas do segundo e primeiro molares e segundo pré-molar direitos; incisivo central, canino e primeiro pré-molar esquerdos (47, 46, 45 - 31, 33, 34). Com a falha dos implantes da região dos 31 e 33, e o paciente não se sujeitando mais à terapia com implante, optou-se por confeccionar uma PPR implanto dentossuportada. Os implantes do lado direito foram esplintados com uma barra fresada de ouro com um attachment tipo bola (Tima) soldado à mesial da mesma; o implante na região do 34 recebeu a conexão de um attachment tipo bola (Steri-Oss). Estes elementos proporcionaram retenção e estabilização adicionais à estrutura da PPR que utilizou suporte dental dos 35, 36, 37. Após instalação da reabilitação, o paciente foi colocado num programa semestral de retornos; sendo que 3 anos após

a instalação, as próteses estavam completamente satisfatórias ao paciente, e os dentes remanescentes e os implantes permaneciam saudáveis.

2.3 Implantes Angulados

Os autores Clelland et al. (1993) compararam o estresse e tensões produzidos sobre implantes de 3,8x10mm, utilizando abutments de 0, 15 e 20°. Para isso, utilizaram fotoelasticidade e também sensor de tensão tipo roseta. Cinco modelos foram analisados através da fotoelasticidade, com a variação do ângulo dos abutments. Um modelo foi produzido sob as mesmas condições, mas com a adição de um sensor de tensão em forma de roseta. A finalidade foi a tentativa de correlacionar os dados qualitativos fornecidos pela observação das franjas produzidas nos modelos de fotoelasticidade (submetidos à carga de 178N) a dados quantitativos fornecidos pela roseta (sensor de tensão). A correlação entre os métodos foi confirmada, sendo que o stress compressivo quase dobrou no lado do implante oposto à carga aplicada, à medida que a angulação variou de 0 a 20°. Os autores afirmam que os três ângulos testados produziram tensão aparentemente dentro do limite fisiológico do osso, embora a roseta tenha sido posicionada a 4 mm do implante.

Em seu artigo, Gelb e Lazarra 1993, citam os princípios a serem seguidos na instalação dos implantes, citando casos clínicos que ilustram tais princípios, principalmente nos que se referem à utilização de abutments angulados. Em sua discussão, relatam não terem observado efeitos adversos no osso durante preservação de 3 anos de casos com abutments pré-angulados, nem em implantes sob carga não axial, em função por 7 anos.

Trabalhos de pesquisa como o de Canay et al. (1996), no qual, pelo MEF 2-D, realizou o carregamento de implantes verticais e angulados a 23°, com cargas verticais de 100N e horizontais de 50N; observou-se que sob forças horizontais, tanto nos implantes verticais quanto nos angulados, o estresse por compressão ou tração não teve diferença mensurável. No entanto, com carga vertical, o estresse por compressão foi 5 vezes maior ao redor da região cervical dos implantes angulados, do que na mesma região dos implantes verticais.

Piattelli et al., em 1998, relatam um caso clínico com análise histológica de um implante unitário angulado utilizado para repor um molar mandibular, o qual fraturou 1 ano após carregamento. O implante foi instalado na mandíbula em seu lado esquerdo, na região de molar. A paciente, uma mulher de 20 anos de idade recebeu um implante ITI inclinado, devido a condições anatômicas, e de 3,3 mm de diâmetro devido à presença de crista óssea delgada. Quatro meses depois da implantação, uma coroa com cantilever mesial foi colocada sobre o implante. Após 12 meses de acompanhamento, não se observou nenhuma anormalidade clínica. No 13º mês, observou-se mobilidade anormal da prótese, que revelou a presença de fratura do implante ao exame radiográfico. Removeu-se o implante da mandíbula e procedeu-se ao exame histológico. Histologicamente, não havia nenhuma anormalidade, sendo que havia um contato osso-implante de $\pm 82,4\%$ da área total, sendo este contato muito próximo e justo, com osso compacto,

maduro e lamelar. Segundo os autores, características comuns em implantes fraturados são: pequeno diâmetro, localização na região posterior da mandíbula, e próteses comumente suportadas por um ou dois implantes. Complementarmente, citam a região do 1º molar mandibular como sendo uma área crítica, devido às tensões induzidas por forças laterais. Sendo assim concluem que as forças devem ser controladas e a carga axializada.

Eger et al., em 2000, citam as principais causas de instalação de implantes em ângulos que não sejam ótimos para as restaurações protéticas. Para resolver tais problemas citam o uso dos abutments angulados e que tal uso pode aumentar as forças oclusais laterais. A respeito do sucesso clínico dos abutments angulados, afirmaram que há informação limitada na literatura, e que os estudos têm falhado em mostrar qualquer contra-indicação ao seu uso. Desta forma, justificam a razão deste estudo clínico onde 24 pacientes, de idade média de 57,5 anos, receberam 81 implantes, sendo que 56 receberam abutment angulado e 25 abutment standard. Os implantes foram avaliados à colocação das próteses, 3, 6, 12, 18, 24 e 36 meses após carga, sob os critérios: -profundidade de sondagem; -nível gengival (em relação à junção implante/abutment); -índice gengival e mobilidade. Ao final de 36 meses, concluíram que não houve diferença significativa entre os implantes restaurados com abutments standard e angulados, sob qualquer parâmetro estudado, sugerindo que implantes colocados em

ângulos desfavoráveis podem ser restaurados com abutments angulados, sem comprometimento da função ou estética.

O'Mahony et al., em 2000, avaliaram a distribuição do stress sobre um implante unitário, sob cargas axiais e não axiais. Utilizando MEF 2-D, 490 N de carga foi aplicada sobre um implante (considerado sujeito à força semelhante na região de molares), sobre seu eixo principal e a 2, 4, e 6mm de distância do eixo axial. Sob tais condições experimentais, concluíram que: **1.** sob carga axial, o maior stress observado foi de -20 Mpa, ao nível do ápice do implante; **2.** carga não axial resultou em aumento de stress compressivo no lado de aplicação da força e aumento de stress tensional, no lado oposto ao carregamento; **3.** o stress para 2,4 e 6 mm, foi aumentado em 3, 5 e 7 vezes, em relação ao observado sob carga axial (0mm); **4.** o stress tensional para 4 e 6mm não axial, foi 3 e 5 vezes maior que para carga incidindo a 2mm do eixo principal; **5.** esses aumentos no stress sobre a crista óssea, são fatores em potencial para provocar perda óssea a este nível, sendo uma causa comum de falha tardia do implante. Complementarmente, o autor cita que na distribuição do stress axial, as maiores forças compressivas foram observadas no ápice do implante, contrariando vários outros trabalhos, nos quais a maior concentração de stress dá-se ao nível do osso cortical da crista. Segundo os autores, tal fato deve-se a diferenças no módulo de elasticidade dos ossos cortical e esponjoso dos trabalhos, sendo que quanto maior a diferença entre os

módulos de Elasticidade (E) entre o osso cortical e o osso esponjoso, maior a concentração ao nível da crista. Quanto menor, maior a distribuição entre a crista e o ápice.

Krekmanov et al. (2000) acompanharam 47 pacientes por 3 a 5 anos, após instalação de próteses sobre implantes inclinados, suportando cantiléver. Os implantes mandibulares foram inclinados para posterior em média de 25 a 35°. Na maxila, colocados próximos e paralelos ao seio maxilar, inclinados anteriormente ou posteriormente em 30° a 35°. Em decorrência desta inclinação, o suporte oferecido pelos implantes foi movido posteriormente, possibilitando a instalação de implantes mais compridos, com os implantes acompanhando estruturas onde o osso era denso, melhorando a estabilidade inicial (mais próximos das corticais ósseas). Em um destes pacientes, após 4 anos de uso de uma prótese parcial fixa sobre implantes inclinados com cantiléver, foi realizada a avaliação do comportamento do sistema sob carga, mediante auxílio de sensores de tensão. Os registros consistiram de comparação dos dados fornecidos pelos sensores de tensão presos aos abutments, relacionados aos dados obtidos simultaneamente, através de um garfo de mordida, sobre a pressão de mordida que causou a tensão aferida. Quanto ao estudo longitudinal, a taxa de sucesso na mandíbula, independente da orientação do implante, foi de 100%, no período estudado. Na maxila, após 4 anos aferiu-se 95,7% de sucesso acumulado nos implantes inclinados, e 92,5% nos verticalizados. Quanto à análise da

tensão, mesmo com os implantes distais inclinados, não houve diferenças estatisticamente significantes. Cálculos sobre os modelos teóricos da situação clínica real, sugerem que inclinando para distal e melhorando então o suporte do cantiléver, reduziu-se em torno de 3 vezes as forças atuantes nos implantes. Desta forma, do ponto de vista biomecânico, na situação de prótese parcial fixa sobre implantes, a posição do extremo coronal do implante é mais relevante do que a inclinação do implante.

Sethi et al., em 2000, apresentaram um estudo prospectivo de 5 anos de tratamento com implante em 467 pacientes, com 2261 implantes de 2 estágios cirúrgicos. O grupo consistiu de 256 pessoas do sexo feminino e 211 do sexo masculino, de idade média de 49,6 anos. Os implantes eram cilíndricos, de superfície usinada e com hexágono interno. Os abutments utilizados eram usinados e com ângulos de 0 a 45° com diferença de 5° entre eles, sendo os mesmos escolhidos durante a 1ª fase cirúrgica. Do total, 5 implantes foram perdidos após a fase restauradora, 92% tinham mais que 10mm de comprimento, e a maioria 3,75mm de diâmetro. Dos abutments, 90,2% variaram de 5° a 30°. Do total dos abutments, 9,8% eram de 0°, 35°, 40° e 45°. Os resultados deste estudo demonstraram parecer não haver diferença na taxa de sobrevivência dos implantes baseados no uso de abutments com ângulos variando entre 0° e 45°. Vale ressaltar que sobre os implantes foram confeccionadas próteses do tipo fixa (a maioria foi cimentada), unitária e também próteses removíveis, as quais foram construídas sob protocolos

variados. As PPR foram retidas por attachments bola, barra e clipe e attachments montados sobre barras. Os implantes utilizados para a estabilização das PPR convencionais, primariamente proveram retenção. Tais próteses foram suportadas tanto por implantes quanto por tecidos moles.

Akca e Iplikcioglu (2002) através da digitalização da mandíbula de um cadáver, construíram um modelo matemático que foi utilizado para avaliar, através do MEF 3-D, o efeito do uso de implantes adicionais de 6 e 8mm sobre a distribuição do estresse, comparando próteses em cantiléver com ou sem o uso destes na extremidade distal. Usou-se carga de 400N às cúspides vestibulares, com uma inclinação de 30°. Aferiu-se que os estresses tensionais e compressivos, concentraram-se na superfície lingual e vestibular do osso cortical ao redor da região cervical dos implantes. Complementarmente, o autor questiona o uso de radiografias periapicais, para a avaliação do sucesso clínico dos implantes, pois a concentração maior de stress não se dá nem na mesial ou distal dos mesmos (regiões avaliadas ao Raio X). Conclusivamente, o autor afirma que a instalação de implantes adicionais distais, mesmo que curtos (6-8mm), parece ser uma boa solução quando comparado a próteses em cantiléver; havendo a diminuição da concentração do stress sobre o sistema.

Çehreli e Iplikcioglu (2002) utilizando 10 implantes de 3,75mm x 10mm com hexágono interno, inseridos numa matriz de resina

autopolimerizável (polimetilmetacrilato), revestida por um container metálico; os dispôs alinhados entre si, não alinhados e inclinados. Aderidos aos colares dos implantes, sensores de tensão mediam a tensão axial (longo eixo) apenas. Sobre os mesmos, foram construídas próteses fixas com a superfície oclusal plana, apresentando 6 dimples, sendo um dimple sobre cada retentor e outro na região de pântico, permitindo carga axial sobre os implantes. Deslocados 2 mm destes, outros 3 dimples não axiais. As próteses foram cimentadas com cimento temporário Temp Bond, e sujeitas à carga teste de 50N em cada ponto isolado; em seguida, em dois pontos por vez, tanto axial, quanto não. Desta forma, observaram que cargas não axiais aumentaram a tensão do sistema de 2 a 3 vezes. Particularmente, os autores observaram que a macrogeometria das próteses e a angulação dos implantes afetaram a magnitude da tensão. A superestrutura curva (sobre implantes não alinhados) suportada por um implante verticalizado e outro inclinado mesiodistalmente, pareceu reagir melhor às alavancas causada por cargas não axiais.

Em 2002, Sethi et al., após 14 anos de acompanhamento de 3001 implantes utilizando abutments angulados variando de 0 a 45°, publicaram este estudo longitudinal. Dentre as observações, 98,2% dos implantes estavam dentro da faixa de 95% de segurança; e abutments de até 45° foram usados, não comprometendo a sobrevida a longo prazo. Os autores ressaltam que 65,3% dos implantes foram colocados na maxila e que a técnica utilizada foi a da seleção dos abutments angulados, durante

a 1ª cirurgia. Isto permitiu a seleção dos abutments definitivos dentro do “envelope protético”, e com a ajuda dos abutments angulados foi possível evitar fenestração das tábuas ósseas vestibular e palatina, instalar implantes mais longos, maximizando o aproveitamento do osso disponível (91,2% dos implantes usados, tinham comprimento maior que 10mm). Como resultado de um correto alinhamento dos abutments, restaurações cimentadas bem equilibradas mecanicamente puderam ser construídas. Em consequência, próteses com múltiplos implantes puderam ser esplintadas sem maiores problemas devido ao paralelismo dos abutments. Concluiu-se então que a magnitude dos ângulos dos abutments não influenciou a sobrevida, e que o uso deste protocolo culminou na eleição do abutment tipo cone Morse, como o mais favorável, pois pode ser rotacionado livremente, possibilitando inúmeras posições antes do torque final, proporcionando então um correto alinhamento.

Watanabe et al. (2003) através do MEF 2-D, avaliaram o stress compressivo sobre implantes cilíndricos colocados em região correspondente ao 1º molar mandibular. Como variáveis, os implantes foram estudados sob inclinações de 0, 5 e 15º para vestibular e para lingual, sob uma carga de 1kgf (9,81 N), aplicada em três pontos diferentes da superfície oclusal, com duas direções de carga. O modelo com 0º, recebeu carga vertical no centro, na cúspide vestibular e na lingual. Adicionalmente, uma carga de 45º foi aplicada no centro da superfície oclusal. Nos modelos de 5 a 15º de inclinação dos implantes,

incidiu carga vertical no centro e nas pontas das cúspides no lado da inclinação, e posteriormente receberam carga a 45° nestes mesmos pontos. Como resultado, o estresse aumentou proporcionalmente à inclinação, sendo que a inclinação para lingual proporcionou estresses ligeiramente maiores. No modelo com 5° para vestibular, houve menor estresse que o implante verticalizado; quando sob carga vertical e no centro da coroa. As situações de maiores estresses ocorreram no osso cortical, quando cargas incidiram a 45°, tanto no centro quanto nas pontas das cúspides, na direção da inclinação dos implantes. A situação de estresse máximo foi com implante inclinado a 15° para lingual, com carga de 45° na cúspide lingual. Concluindo, o autor cita como limitação o fato do estudo ser em 2-D e de simular a aderência entre osso e implante; que segundo o mesmo, impedem a análise dos estresses de tensão e cisalhamento, que têm sido reportados como mais destrutivos que o estresse compressivo.

Himmlová et al. (2004) avaliaram através do MEF 3-D, a influência do comprimento e diâmetro dos implantes na distribuição do estresse. Para tal, utilizou-se como modelo, parte da mandíbula, na qual, na região de molar, testaram implantes cilíndricos de diâmetros de 2,9 / 3,6 / 4,2 / 5,0 / 5,5 / 6,0 e 6,5mm e de comprimentos de 8, 10, 12, 14, 16, 17 e 18 mm. As tensões de Von Mises produzidas pelas diversas combinações de medidas de implantes foram comparadas com as obtidas com o implante de 3,6mm de diâmetro por 12 mm de comprimento

porque, de acordo com informação obtida com os distribuidores de implantes da república Tcheca, este implante (3,6 x 12) é o mais freqüentemente utilizado no país, diferentemente dos EUA, onde o implante mais utilizado é o de 3,75 x 14mm. Para avaliar a influência do comprimento do implante, utilizou-se um implante de 3,6 mm de diâmetro, com os comprimentos já citados acima. Vale ressaltar que os implantes não possuíam roscas, simulando implantes do tipo IMZ e ITI e os mesmos foram instalados numa posição vertical em relação ao osso mandibular (tipo I (cortical)). Simplificações foram feitas no modelo, tais como: o implante sendo um cilindro plano, a interface entre implante e osso sendo considerada imóvel e o osso considerado como um material inteiramente homogêneo e isotrópico, com características de osso cortical. Segundo os autores, as simplificações geométricas não afetam significativamente a distribuição do estresse e não influenciam as conclusões, já que todos os modelos foram sujeitos às mesmas simplificações. O carregamento dos implantes foi realizado tridimensionalmente com forças de 17,1N, 114,6N e 23,4N em direção lingual, axial e disto-mesial respectivamente; simulando a força mastigatória real, de modo oblíquo. Tais componentes correspondem a uma força de 118,2N num ângulo de aproximadamente 75° ao plano oclusal, agindo no centro da superfície superior do abutment a uma distância de 4,5mm da margem superior do osso. O ensaio computacional de cada tamanho de implante estudado levou aproximadamente 12 horas, utilizando computadores tipo servidores (SGI

Power Challenge L, SGI) da estação de trabalho do centro de computação intensiva da C.T.U. (Universidade Técnica da República Tcheca). Os elementos expostos ao estresse máximo se localizaram na margem óssea méso-lingual ao redor do pescoço do implante em todos os implantes testados. Dos resultados, obteve-se a indicação de que do ponto de vista biomecânico, a melhor escolha é a de um implante com o maior diâmetro possível e que neste estudo o efeito do comprimento do implante foi menos notável. Em relação ao implante referencial (3,6x12), o implante que possibilitou a maior queda no estresse foi o de 4,2mm.

Yokoyama et al., em 2004, avaliaram, através do MEF 3-D, a influência do comprimento e localização dos implantes sobre a distribuição do estresse em uma PPF de 3 elementos suportada por dois implantes na mandíbula. Utilizaram-se modelos mandibulares, sendo o osso esponjoso circundado por uma cortical de 2mm. Em todos os modelos, o implante distal (cilíndrico 10 x 4,0mm) foi colocado na região de 2º molar (21mm posterior à superfície proximal do 1º pré-molar remanescente). Já o implante mesial, variou em posição e comprimento, sendo o mesmo de 4mm de diâmetro e 10 ou 12mm de comprimento. Quanto à posição, o eixo longitudinal do implante mesial distou da superfície proximal do 1º pré-molar: 3mm (posição do 2º pré-molar), 5, 7, 9 e 11mm (posição do 1º molar). Quanto à PPF de 3 elementos, constituiu-se de 2 molares e 1 pré-molar; sendo 8mm de comprimento por 6mm de diâmetro no 2º pré-molar e 8mm de comprimento por 10mm de

diâmetro nos molares. Os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos e a prótese tinha propriedades mecânicas iguais às dos implantes (E , μ). A carga imposta ao sistema foi de 100N com 30° de inclinação em relação ao eixo vertical e direcionado ao centro da superfície oclusal das coroas. Em relação às condições de contorno, os nós sem deslocamento permitido foram os localizados no terço inferior da superfície externa do osso mandibular. Utilizou-se o programa Ansys 6,1 para os ensaios, e os resultados indicaram menor estresse quando os implantes se localizaram nas posições mais mesiais (3, 5 e 7mm), não havendo clara diferença entre estas distâncias, mas com aumento significativo quando a distância entre os 2 implantes diminuiu (9 e 11mm). O estresse máximo no osso esponjoso ocorreu no nível do ápice dos implantes, mas foi significativamente menor que o observado no osso cortical ao redor do pescoço dos implantes. Segundo os autores, isso aconteceu provavelmente devido ao alto módulo de elasticidade do osso cortical. Tal correspondência é observada clinicamente, onde a reabsorção óssea ao redor de implantes sob função é iniciada na região ao redor do pescoço do implante. Neste estudo, o uso dos implantes de maior comprimento (12mm) não compensou o agudo incremento no estresse observado com a PPF em situação de cantilever (implante mesial a 9 ou 11mm do 1º pré-molar). Concluem os autores, que em situação de extremidade livre unilateral, uma PPF em cantiléver suportada por um implante mesial localizado a 7mm ou menos do 1º pré-

molar remanescente, criam estresses razoavelmente baixos.

Tiago 3:

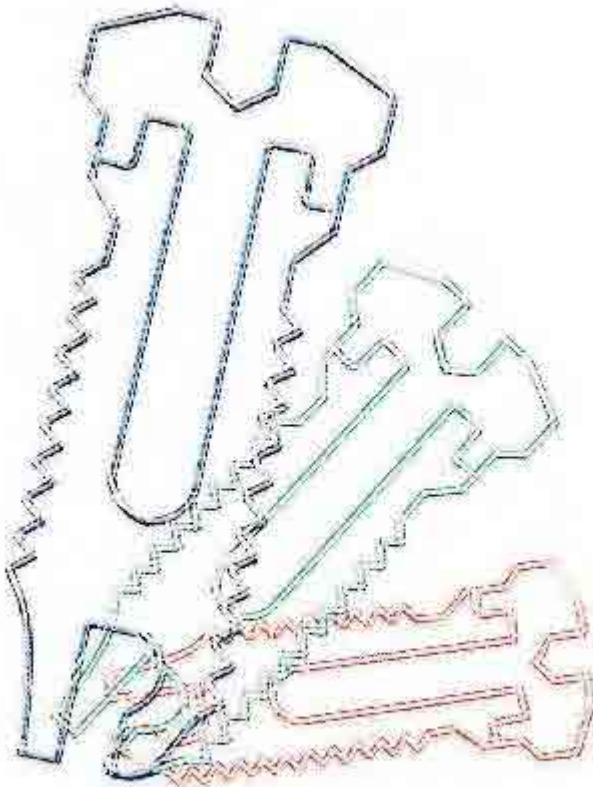
13 Quem dentre vós é sábio e entendido? Mostre pelo seu bom procedimento
as suas obras em mansidão de sabedoria.

14 Mas, se tendes amargo ciúme e sentimento faccioso em vosso coração, não
vos glorieis, nem mintais contra a verdade.

15 Essa não é a sabedoria que vem do alto, mas é terrena, animal e diabólica.

16 Porque onde há ciúme e sentimento faccioso, aí há confusão e toda obra má.

17 Mas a sabedoria que vem do alto é, primeiramente, pura, depois pacífica,
moderada, tratável, cheia de misericórdia e de bons frutos, sem parcialidade, e
sem hipocrisia”.



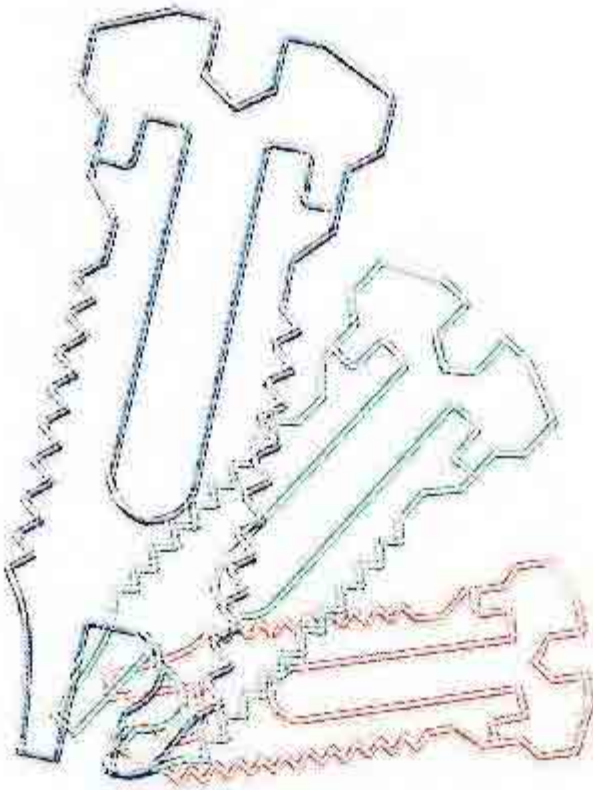
3 Proposição

É proposta do presente estudo, utilizando o método dos elementos finitos bidimensional:

- verificar a tendência ao deslocamento das estruturas nos modelos com prótese parcial removível de extremidade livre apoiada sobre o implante osseointegrado nas angulações de 0° , 5° , 15° e 30° , no sentido antero-posterior.
- verificar a distribuição das tensões nas estruturas dos modelos com prótese parcial removível de extremidade livre apoiada sobre o implante osseointegrado nas angulações de 0° , 5° , 15° e 30° .

Tiago 3:

18 *"Ora, o fruto da justiça semeia-se em paz para aqueles que promovem a paz".*



4 Material e Método

A metodologia utilizada neste estudo foi baseada nos trabalhos de Rocha (2001), Verri (2003), Lucas (2003) e Cunha (2004), e muito se assemelha às descrições realizadas pelos autores em seus estudos. Para desenvolvê-la foi necessária a utilização de um computador (AMD - Athlon, 2,0 GHz), um Scanner (Scan Jet 6100C - Hewlett Packard) e dos programas AutoCAD 2000 (Autodesk Inc, USA) e um programa de elementos finitos (ANSYS 8,0 Swanson Analysis Systems, Houston, Pa).

4.1 Confeção dos Modelos

Para o estudo foram elaborados 6 modelos mandibulares, sendo que cada modelo simulou um hemiarco parcialmente desdentado, sem suporte dental posterior, onde apenas o dente 33 estava presente. As características dos dentes remanescentes, da extensão e forma do rebordo na extremidade livre, do periodonto de suporte e de proteção, das distâncias biológicas (crista alveolar, junção cimento/esmalte, inserção conjuntiva), da altura óssea mandibular e da espessura da estrutura metálica de Co-Cr testada foram constantes. Nos modelos que possuíam dentes artificiais, as características destes e da sela protética também permaneceram constantes. As especificações dos modelos foram:

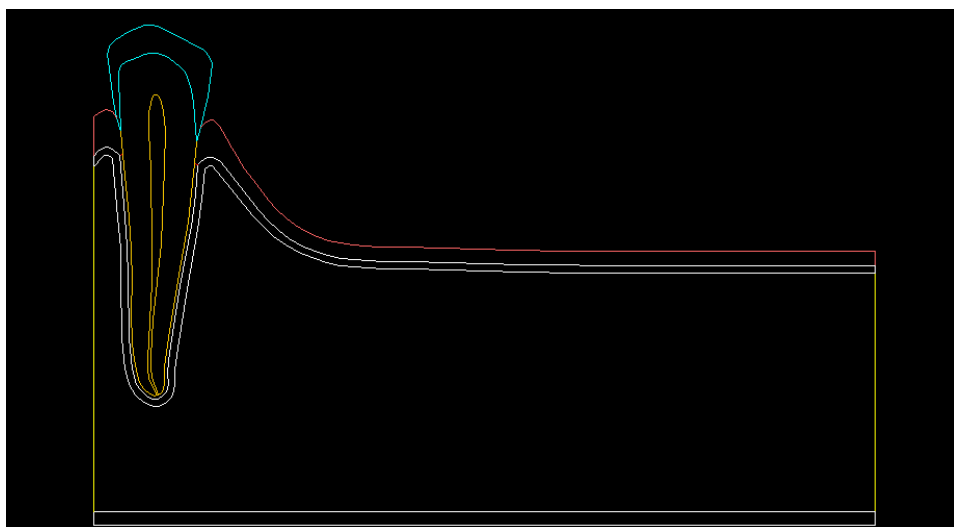


FIGURA 1 - Modelo A - Representou um hemiarco mandibular sem suporte posterior, com a presença apenas do dente 33.

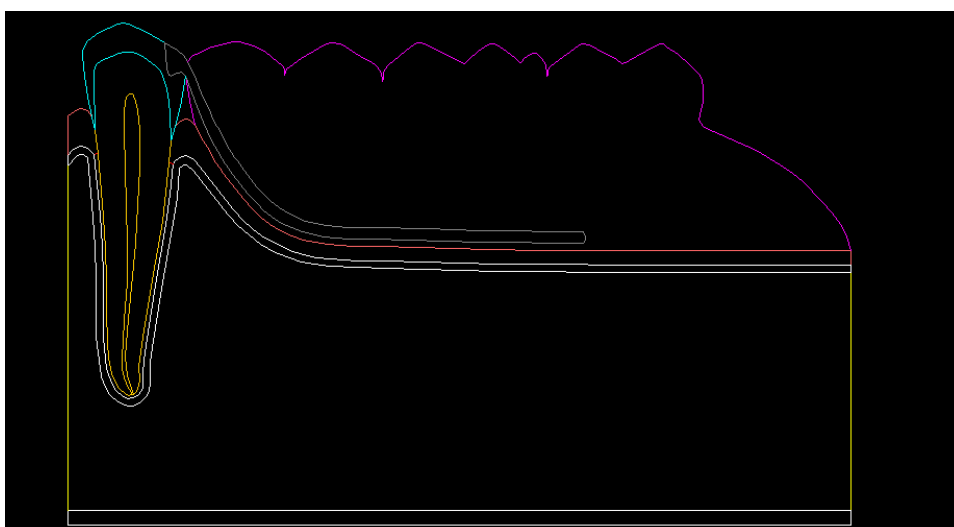


FIGURA 2 - Modelo B - Semelhante ao Modelo A, apresentando uma PPREL convencional, com apoio metálico na distal do dente 33, em substituição aos dentes 34, 35, 36 e 37.

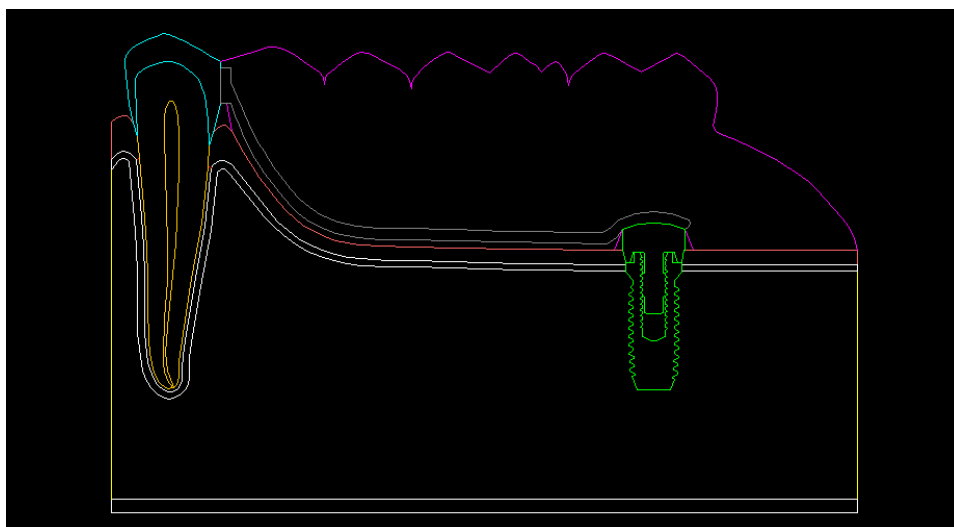


FIGURA 3 - Modelo C - Semelhante ao Modelo B, diferenciando deste pela presença de um implante osseointegrado verticalizado a 0° na região posterior de segundo molar, sob a base da PPREL, com dimensões de 10,00 mm de comprimento por 3,75 mm de diâmetro, tipo "standard" de Branemark, cód. SDCA 002-0.

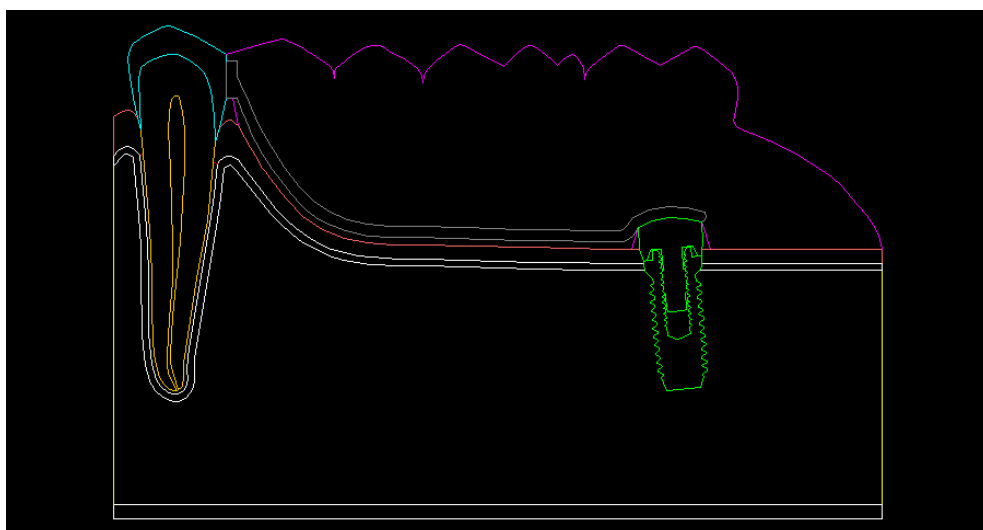


FIGURA 4 - Modelo D - Semelhante ao Modelo C, diferenciando deste pela presença de um implante osseointegrado angulado a 5°

para mesial em relação ao rebordo edêntulo.

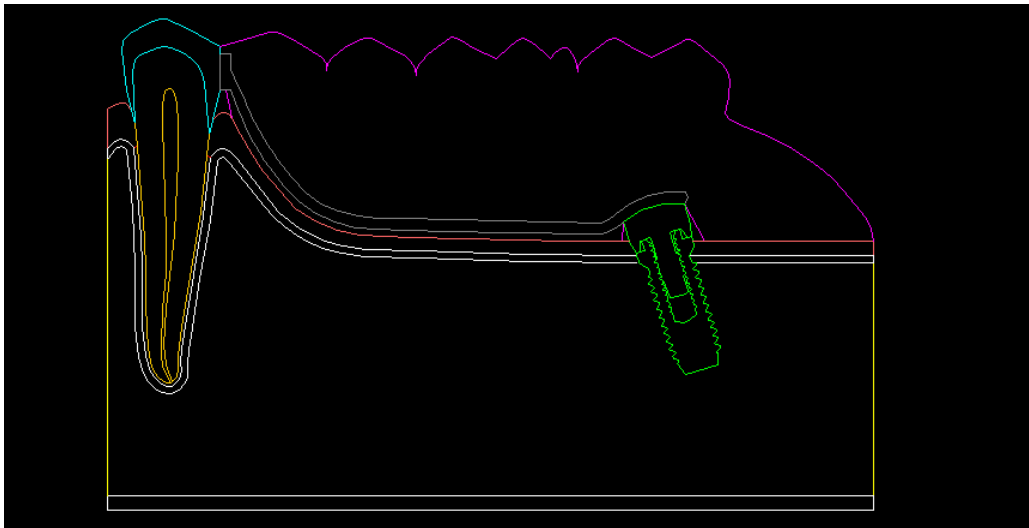


FIGURA 5 - Modelo E - semelhante ao Modelo D, diferenciando deste pela presença de um implante osseointegrado angulado a 15° para mesial em relação ao rebordo edêntulo.

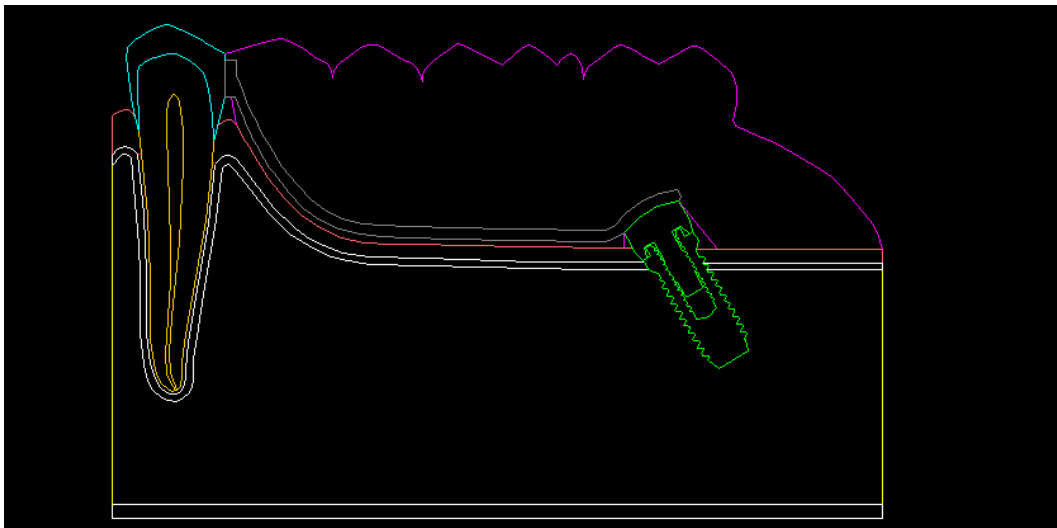


FIGURA 6 - Modelo F - semelhante ao Modelo D, diferenciando deste pela presença de um implante osseointegrado angulado a 30° para mesial em relação ao rebordo edêntulo.

4.2 Programas

O programa utilizado para a elaboração dos modelos é o AutoCAD 2000 (Autodesk Inc, USA), que permite a elaboração de desenhos com dimensões muito próximas da realidade. As dimensões dos elementos individualizados nos modelos como: implante, mucosa, dentes, osso alveolar dentre outros, puderam, assim, ser reproduzidas dentro de um padrão de fidelidade elevado.

Após a elaboração dos modelos, os mesmos foram exportados para o programa de elementos finitos - ANSYS 8.0 (Swanson Analysis Systems, Houston, Pa), sob execução do Departamento de Engenharia Mecânica, da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira - UNESP.

4.3 Geometria das estruturas

4.3.1 Mandíbula e Ligamento periodontal

A mandíbula foi representada por um bloco envolvendo o dente suporte, sendo que as dimensões das estruturas como osso cortical, ligamento periodontal, fibromucosa e as distâncias referentes à inserção conjuntiva serão baseadas na literatura específica e estão

apresentadas no Quadro 1.

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

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

4.3.2 Dentes naturais e artificiais

As dimensões do dente 33 foram estabelecidas de acordo com os dados estabelecidos por Figún (1986), presentes no Quadro 2. As propriedades mecânicas dos dentes artificiais foram consideradas idênticas às da base de resina acrílica, formando com esta uma estrutura

única e, deste modo, apenas a distância coronária dos dentes artificiais, no sentido méso-distal, foram registradas.

Quadro 2 - Dimensões dos dentes em milímetros, de acordo com valores estabelecidos por Figún (1986)

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

4.3.3 Prótese Parcial Removível

As dimensões da estrutura metálica da PPR em Co-Cr foram utilizadas de acordo com Rocha (2001) que realizou mensurações em 5 pontos distintos, utilizando um paquímetro digital e obteve uma média de 0,8mm, a qual foi aplicada em toda a extensão da estrutura metálica, com exceção do apoio disto-oclusal que mostrou uma média de

2,0 mm de espessura.

A PPR apresentou 4 dentes artificiais de resina acrílica (34, 35, 36, 37) unidos à base de resina, que abrangeu toda a extensão referente a fibromucosa, incluindo a malha de retenção e o conector menor.

4.3.4 Sistema de Implante e Conexão com a PPR

O implante utilizado no estudo foi o Sistema Bränemark (Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia). Utilizamos um implante padrão liso rosqueado e de dimensões de 10,00 x 3,75 mm. O implante atuou apenas como suporte e, para isto, utilizamos somente o pilar de cicatrização RP - 26560 de 5 x 2 mm.

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

superfície interna e da adaptação entre os componentes (Figura 7, 8 e 9).

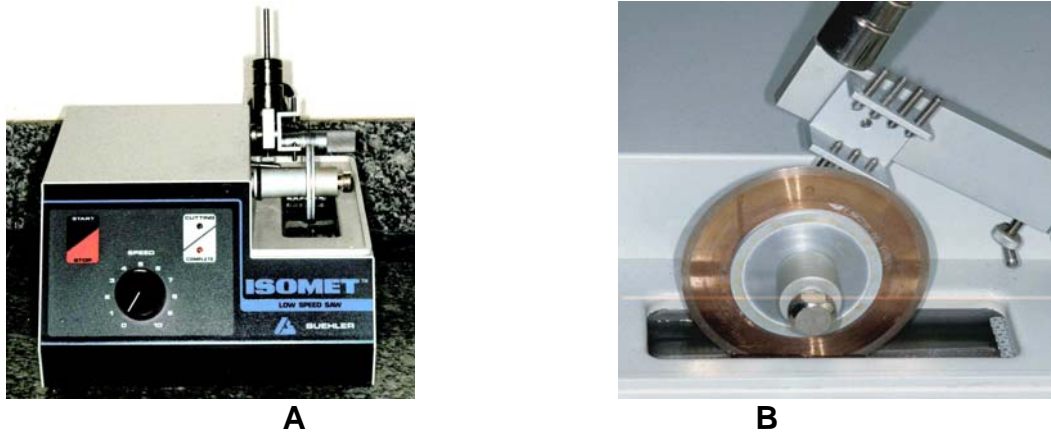


FIGURA 7 - Máquina recortadora ISOMET-BUEHLER: (A) visão geral da máquina; (B) detalhe dos dispositivos para fixação e corte, com o disco diamantado utilizado (gentilmente cedida pelo Prof. Fellippo Ramos Verri).

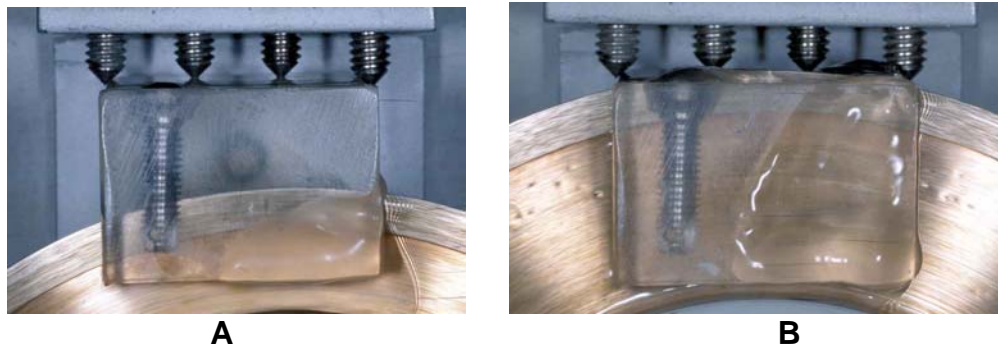


FIGURA 8 - Seccionamento dos implantes: (A) detalhe do seccionamento parcial do implante; (B) vista do mesmo seccionamento de A quase concluído (gentilmente cedida pelo Prof. Fellippo Ramos Verri).

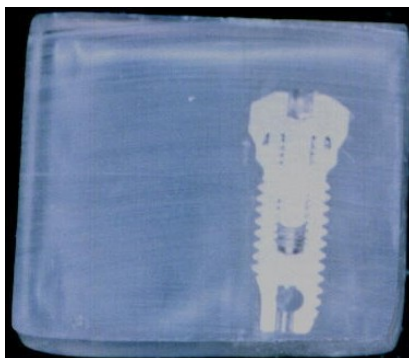


FIGURA 9 - Sistema de implante seccionado (gentilmente cedida pelo Prof. Eduardo Passos Rocha).

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

4.4 Desenvolvimento dos modelos de Elementos Finitos

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

Os modelos criados no programa AutoCAD 2000 foram exportados para o programa de elementos finitos ANSYS 8.0 para determinação das regiões e geração da malha de elementos finitos.

Para a geração da malha (Figura 10), utilizou-se o elemento sólido bidimensional PLANE 2, que representa 6 nós e 3 arestas, descrevendo uma parábola (Figura 11). Para fins de cálculo, o programa interpreta a parábola como descrito pelas arestas limítrofes do elemento. A utilização de elementos com esta configuração e número de nós permite um refinamento apropriado da malha, principalmente em locais de maior interesse, como no implante.

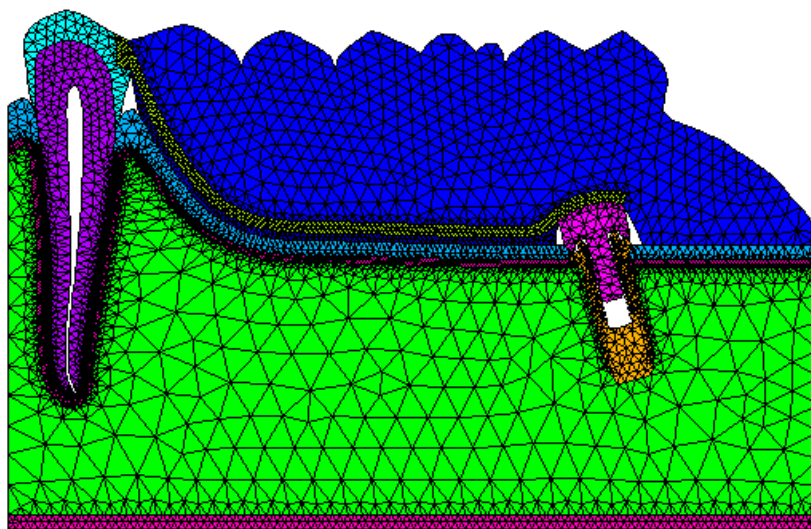


FIGURA 10 - Exemplo de malha de elementos finitos gerada (Modelo E).

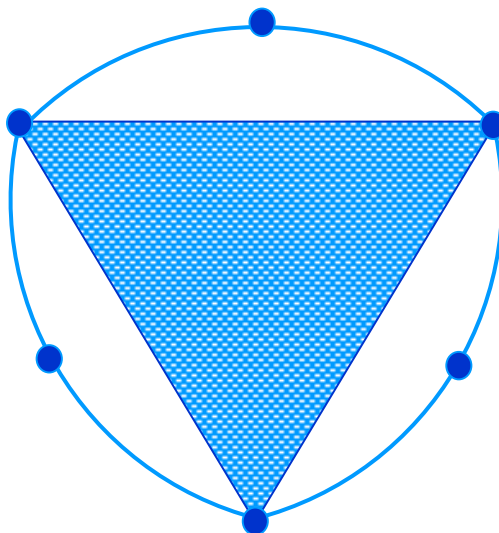


FIGURA 11 - Elemento Finito Plane 2

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

Assim, após a geração da malha, cada modelo apresentou as características constantes no Quadro 3.

Quadro 3 - Características dos modelos após geração da malha de elementos finitos

Modelo	Elementos	Nós
A	3198	6618
B	10035	20398
C	10000	20469
D	11348	23176
E	11131	22742
F	11396	23275

Após a geração da malha foram incorporadas as propriedades mecânicas de cada estrutura, listadas no Quadro 4, assim como a condição de contorno e carregamento.

Quadro 4 - Propriedades mecânicas dos elementos que compõe os modelos

Estrutura	Módulo de Elasticidade E (Gpa)	Coefficiente de Poisson (v)	Autores
Esmalte	41,0	0,30	Farah et al. (1988)
Dentina	18,60	0,31	Farah et al. (1988)
Ligamento Periodontal	0,0689	0,45	Farah et al. (1988)
Fibromucosa	0,68	0,45	Ko et al. (1992)
Osso Cortical	13,70	0,30	Farah et al. (1988)
Osso Esponjoso	1,37	0,30	Farah et al. (1988)
Implante (Ti)	103,40	0,35	Sertgoz e Gunever (1996)
Pilar de Cicatrização	103,40	0,35	Sertgoz e Gunever (1996)
Estrutura de CoCr	185,00	0,35	Williams (1981)
Resina Acrílica	8,30	0,28	Darbar et al. (1995)
Dentes Artificiais	8,30	0,28	Darbar et al. (1995)

4.5 Condições de contorno

Para simular uma situação real, os lados esquerdo e direito dos modelos foram fixados somente na direção x, para impedir apenas a movimentação lateral das estruturas, permitindo, deste modo, a

simulação do movimento vertical da base da PPREL sobre a fibromucosa e, conseqüentemente, a deformação do osso cortical e esponjoso abaixo dela. Somente o osso cortical da base dos modelos foi fixado na direção y, além da direção x, por se tratar da estrutura limítrofe dos modelos na região inferior.

4.6 Carregamento

O carregamento de forças foi realizado à semelhança de Rocha (2001), nas pontas de cúspide dos dentes naturais e artificiais simulados, distribuindo um total de 50 N em cada cúspide, dividido em 5 aplicações de 10 N, o que representa um total de 400 N nos modelos estudados. A figura 12 ilustra a aplicação de forças no modelo E.

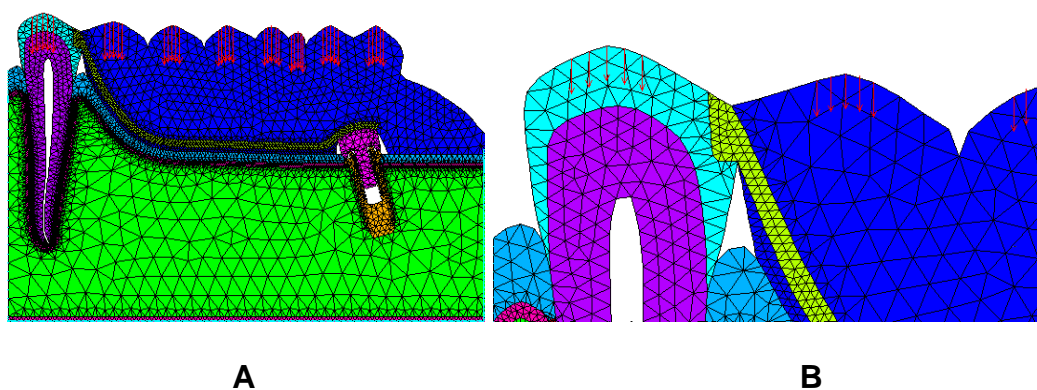


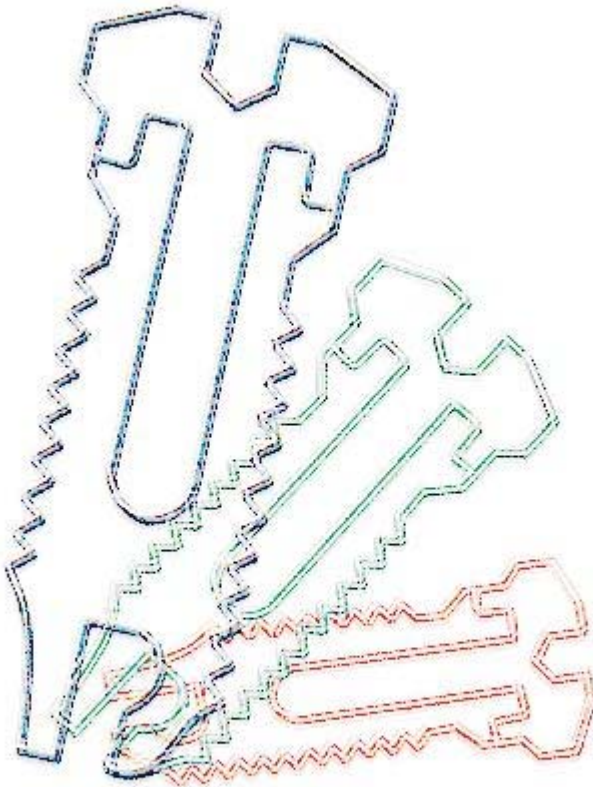
FIGURA 12 - Esquema do Carregamento de força aplicado nos modelos: (A) Esquema Geral; (B) zoom da área destacada em A.

Os modelos foram em seguida resolvidos pelo programa,

que possibilitou gerar mapas de tensão de von Mises e deslocamentos que serão analisados mais adiante no tópico de resultados.

Salmo 62:

10: *"Não confieis na opressão, nem vos vanglorieis na rapina; se as vossas riquezas aumentarem, não ponhais nelas o coração".*



5 Resultado

Os resultados da presente pesquisa foram obtidos através dos Mapas de Deslocamento e de Tensões de von Mises, nos quais, respectivamente, a tendência ao deslocamento e a distribuição da tensão puderam ser observadas nas diferentes estruturas nos modelos A, B, C, D, E e F, através de análise comparativa. Esses mapas, após serem resolvidos automaticamente pelo programa de Elementos Finitos e obtidos os pontos Máximo de deslocamento e Máximo e Mínimo de tensão para cada estrutura individualizada, foram plotados dentro de uma mesma escala para facilitar a comparação (PELLIZZER et al., 2005). Os Mapas de Deslocamento possuem valores expressos em milímetros (mm) e os Mapas de Tensões em Mega Pascal (MPa).

5.1 Mapas Gerais de Deslocamentos

O MA apresentou os menores valores em todas as estruturas, sendo que o ponto de maior tendência ao deslocamento localizou-se na região méso-incisal do dente 33, com valor de **0,057 mm** (Figura 13).

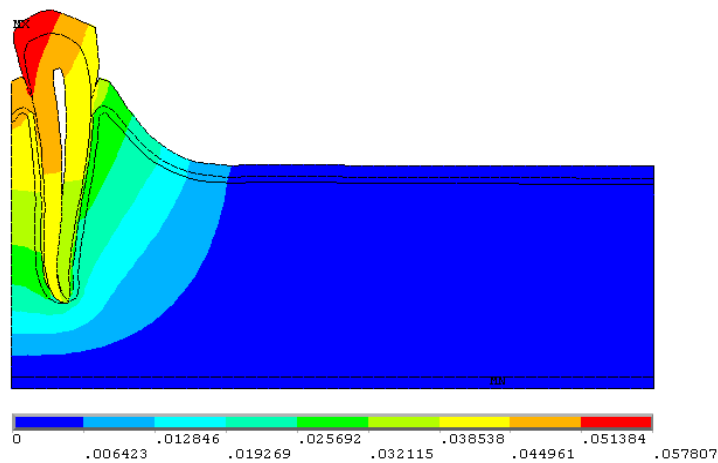


FIGURA 13 - Mapa Geral de Deslocamentos do MA

Com a incorporação da PPREL (MB), aumentam os valores de todo o sistema, sendo que o ponto de maior tendência ao deslocamento deixa de ser no dente natural e passa a se localizar na prótese, na região entre os 1º e 2º molares artificiais (**0,123mm**). Vale ressaltar que este ponto é o de maior tendência ao deslocamento no MB e possui o maior valor dentre todos os pontos máximos de tendência ao deslocamento dos demais modelos. Observou-se ainda que os valores para o dente 33 aumentaram da faixa de **0,032 - 0,057mm** (MA) para **0,068 - 0,095mm** (MB), algo em torno de 1,8 vezes maior (Figura 14).

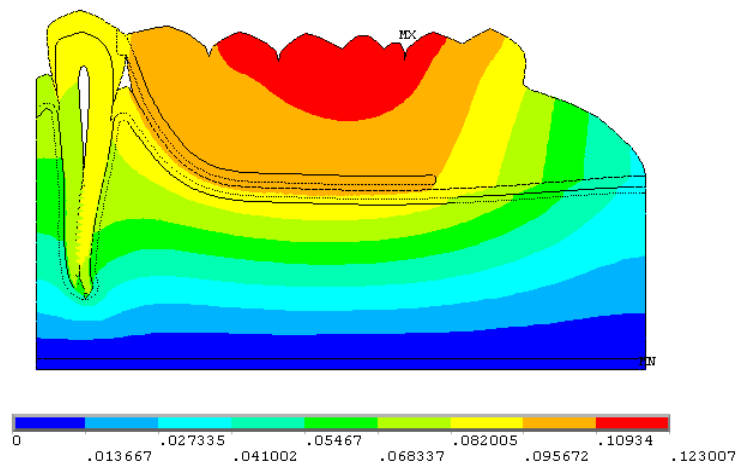


FIGURA 14 - Mapa Geral de Deslocamentos do MB

Com a presença do implante a 0° na distal do rebordo sob a base da PPREL (MC), observa-se uma mesialização da tendência ao deslocamento de todo o sistema em direção ao dente 33, principalmente da prótese que possui o ponto de maior tendência ao deslocamento, só que agora mesializado, na região da cúspide do 2º pré-molar (**0,115mm**) (Figura 15).

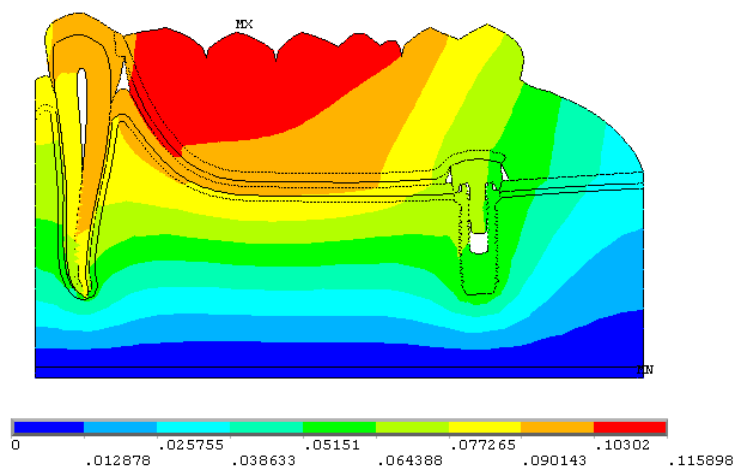


FIGURA 15 - Mapa Geral de Deslocamentos do MC

O MD apresenta o ponto de maior tendência ao deslocamento, exatamente no mesmo local do modelo C (cúspide do 2º pré-molar), com o mesmo valor. A tendência ao deslocamento da prótese é a mesma. Conjuntamente, os modelos C e D apresentam os pontos de maior tendência ao deslocamento, com os menores valores do experimento (Figura 16).

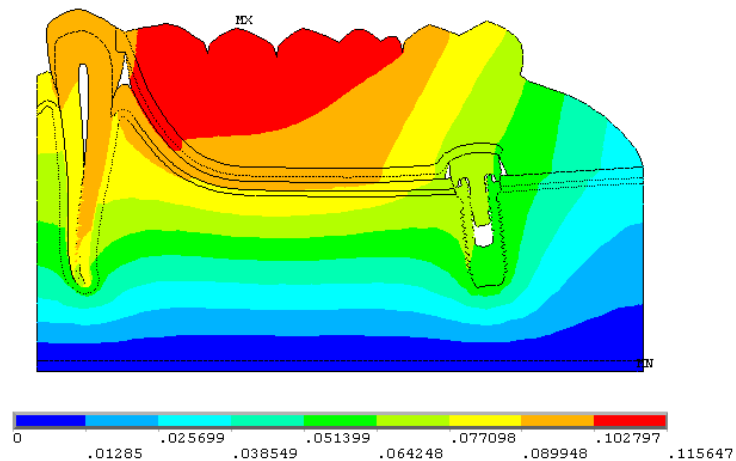


FIGURA 16 - Mapa Geral de Deslocamentos do MD

Com o implante a 15º (ME), há uma distalização do ponto de maior tendência ao deslocamento, na cúspide méso-vestibular do 1º molar e com valor de **0,117mm**. Há um leve aumento da tendência ao deslocamento para distal (em relação aos MC e MD). A tendência ao deslocamento do dente e do implante é levemente maior que no MD (Figura 17).

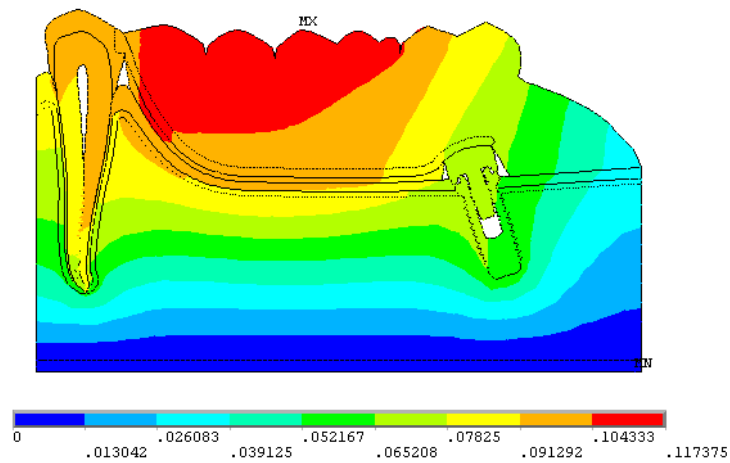


FIGURA 17 - Mapa Geral de Deslocamentos do ME

No MF, com implante a 30°, mantém-se a localização do ponto de maior tendência ao deslocamento na cúspide méso-vestibular do 1º molar (**0,117mm**), semelhantemente ao ME. Dos modelos com implante (C, D, E e F), suas características assemelham-se mais ao modelo E do que a qualquer outro. Vale ressaltar que no MF, a área de maior tendência ao deslocamento é voltada à mesial como os modelos C, D e E, mas assume uma característica ligeiramente mais centralizada na prótese. Dos modelos com implante, é onde há a maior tendência ao deslocamento da extremidade distal da PPREL e do implante, sendo que neste último a tendência é maior na região mesial do mesmo (direção de inclinação do mesmo).

Quanto aos pontos de maior tendência ao deslocamento, é interessante observar que o MB apresenta a maior tendência ao

deslocamento e seu ponto máximo está, como em todos os modelos com PPREL, sobre a superfície oclusal da prótese. Entretanto, por apresentar maior tendência ao deslocamento, seu ponto máximo está mais distal do que em qualquer outro modelo. Similarmente, nos modelos com implante, houve comportamento semelhante entre os MC e MD (menores ângulos e também menores tendências ao deslocamento) e entre os ME e MF (maiores ângulos e maiores tendências ao deslocamento), onde os menores valores de tendência ao deslocamento (MC e MD) estiveram à mesial (cúspide do 2º pré-molar), e os maiores valores (ME e MF) mais à distal (cúspide MV do 1º molar) (Figura 18).

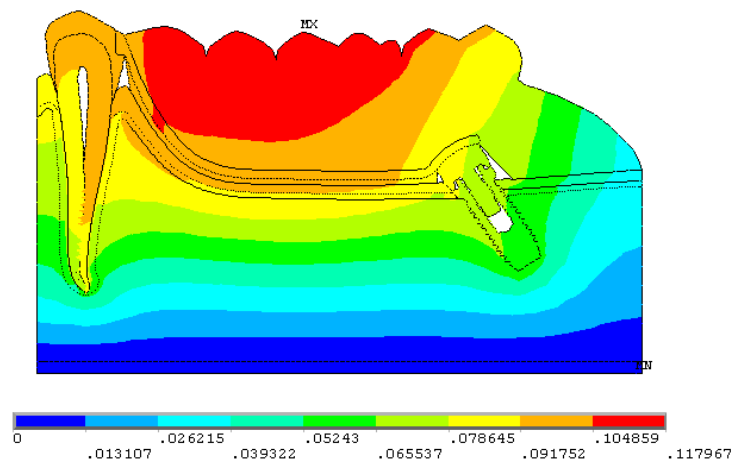


FIGURA 18 - Mapa Geral de Deslocamentos do MF

Segue-se o Quadro 5 com os valores Mínimo e Máximo encontrado nos Mapas Gerais de Deslocamento de cada modelo.

**Quadro 5 - Valores Mínimo e Máximo encontrados nos modelos
(Mapa Geral de deslocamento)**

		Modelo A	Modelo B	Modelo C	Modelo D	Modelo E	Modelo F
Mapa Geral de Deslocament o	Min.	0	0	0	0	0	0
	Máx.	0,057807	0,123007	0,115898	0,115647	0,117375	0,11796 7

Para melhor visualização da tendência ao deslocamento ocorrida nos modelos, os valores foram padronizados permitindo uma comparação entre os mesmos (Figuras 19A, 19B, 19C, 19D, 19E, 19F)

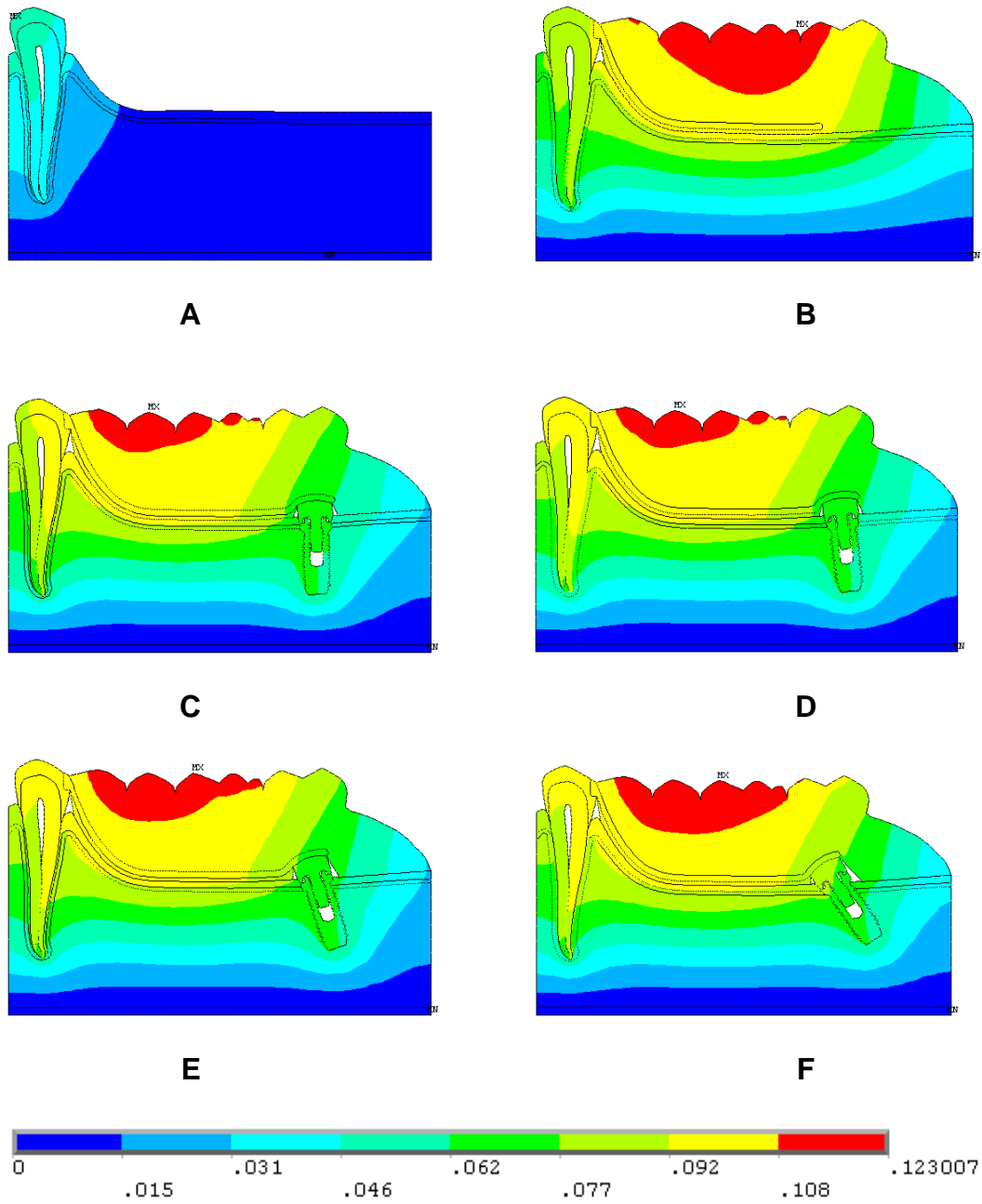


FIGURA 19 - Mapa Geral de Deslocamento: (A) MA, (B) MB, (C) MC, (D) MD, (E) ME, (F) MF.

5.2 Mapas Gerais de Tensão

Observa-se no MA uma concentração de tensões no ápice do dente 33 com valores de até **8,564 MPa**, mas com predomínio na região de cortical óssea no lado mesial (**21,411 - 25,693**), tendo o ponto de máxima tensão se localizado na face mesial do dente na região da junção amelo-cementária, totalizando um valor de **38,539 MPa**.

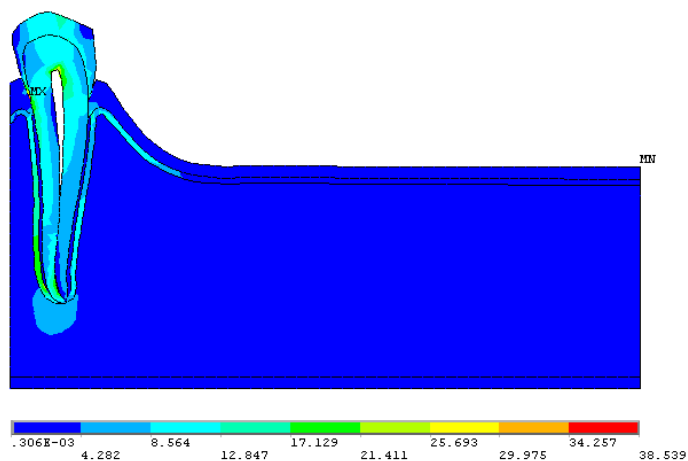


FIGURA 20 - Mapa Geral de Tensões do MA

Com a introdução da PPREL (MB), o ponto de mínima tensão aumentou de **0,306 E-03** para **0,208 MPa** e deixou de se localizar na fibromucosa da região mais distal do rebordo, para estar na região mesial do 1º pré-molar. Já o ponto de maior concentração de tensões passou a se localizar na região distal do ápice dentário (cortical óssea),

com valor 2 vezes maior que do MA (**79,329MPa**). Observa-se também uma grande concentração de tensão na região distal da estrutura de Co-Cr da PPREL, atingindo valores na faixa entre **52,596 a 61,747** (MPa) (Figura 21).

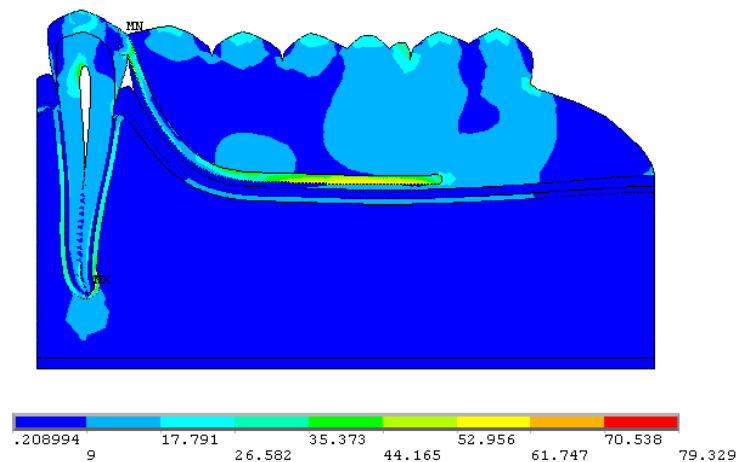


FIGURA 21 - Mapa Geral de Tensões do MB

Com a utilização do implante a 0° sob a base da PPREL (MC), a região ao redor do ápice dentário diminuiu seu gradiente de tensão de **79,329MPa** para valores na faixa de **30,428 - 60,838MPa**. Os valores máximos de tensão concentraram-se no implante, atingindo seu valor máximo na região de rosca interna, no terço médio da parte distal do implante com valor de **273,706Mpa**, valor este em torno de 3,5 vezes maior que o máximo atingido no MB. Vale ressaltar que a região de menor tensão passou a se localizar também no implante, na região em torno da área distal do cicatrizador (Figura 22).

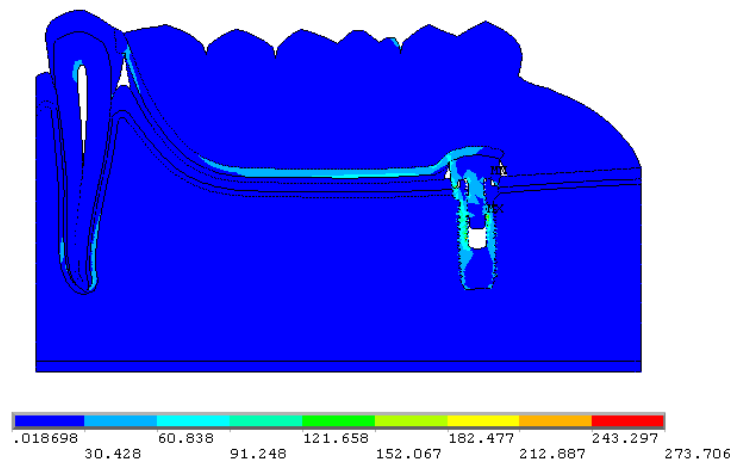


FIGURA 22 - Mapa Geral de Tensões do MC

Variando-se a angulação do implante para 5° (MD), a área de maior tensão permanece próxima à região de maior tensão do MC, e a de menor tensão localiza-se no cicatrizador, mas à mesial do mesmo. O ponto de maior tensão diminuiu seu valor em relação ao MC (de **273,706** para **237,187MPa**) (Figura 23).

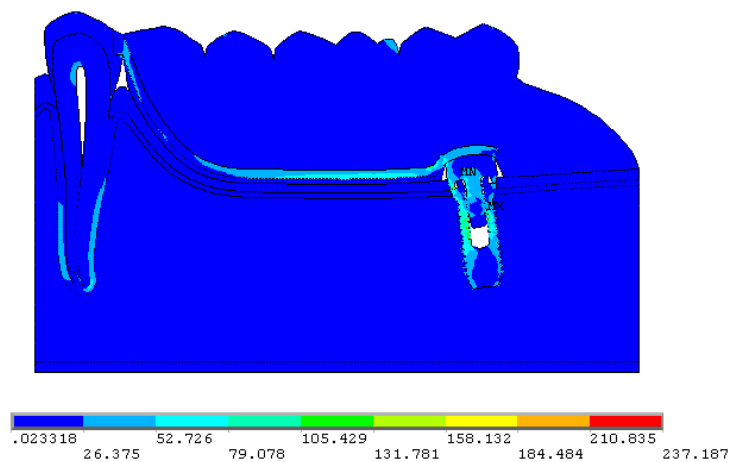


FIGURA 23 - Mapa Geral de Tensões do MD

No ME, com implante a 15°, o ponto de menor tensão manteve-se à mesial do cicatrizador, e o ponto de maior tensão passou a estar na mesma região do implante, como no MD, mas no lado mesial do mesmo, com valor ligeiramente maior (**237,187 para 262,453MPa**). As tensões tanto no dente quanto na estrutura aumentaram pouco em relação ao MD (Figura 24).

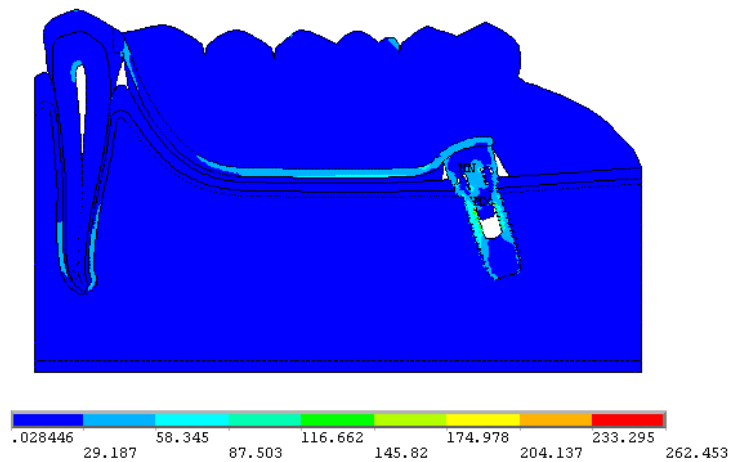


FIGURA 24 - Mapa Geral de Tensões do ME

No MF, o ponto de menor tensão situou-se na distal do cicatrizador; já o ponto de maior tensão manteve-se praticamente na mesma região que esteve no ME, mas agora com o maior valor observado em todos os modelos (de A a F) **308,423 MPa** (Figura25).

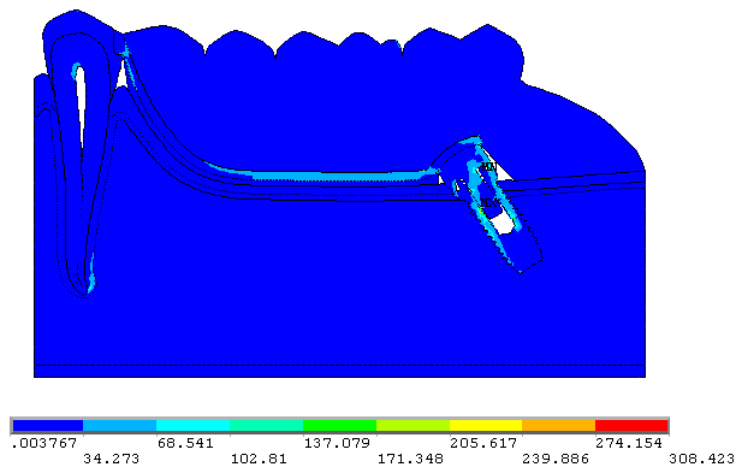


FIGURA 25 - Mapa Geral de Tensões do MF

Vale ressaltar que a localização dos pontos de maior e menor tensão em todos os modelos com implante, esteve sempre na região compreendida pelo implante e cicatrizador. Os pontos de menor tensão sempre estiveram na região dos cicatrizadores; à mesial ou distal destes.

Os pontos de maior tensão sempre estiveram na região das roscas internas do implante, em seu terço médio, próximo ao terço cervical, à mesial ou distal dos implantes, variando conforme o ângulo destes.

Segue-se o Quadro 6 com os valores Mínimo e Máximo encontrados nos Mapas Gerais de tensões de cada modelo.

**Quadro 6 - Valores Mínimo e Máximo encontrados nos modelos
(Mapa Geral de tensões)**

		Modelo A	Modelo B	Modelo C	Modelo D	Modelo E	Modelo F
Mapa Geral de tensões	Mín.	0,306 E-03	0,20899 4	0,018698	0,02331 8	0,02846 6	0,00376 7
	Máx.	38,539	79,329	273,706	237,187	262,453	308,423

É necessária a individualização das estruturas com a padronização das tensões entre as mesmas, para tornar-se possível a observação com precisão da distribuição das tensões nos diferentes modelos, como sugerido por Pellizzer et al. (2005).

Segue-se o quadro 7 com os valores Mínimo e Máximo encontrados em cada modelo nos diferentes Mapas de Tensões das diferentes estruturas analisadas.

Quadro 7 - Valores Mínimo e Máximo de tensão de cada estrutura para cada modelo.

		Modelo A	Modelo B	Modelo C	Modelo D	Modelo E	Modelo F
Osso cortical	Mín.	0,00685	2,031	0,807282	0,696317	0,796061	0,58834 6
	Máx.	22,571	79,329	76,123	75,204	76,483	77,692
Osso esponjoso	Mín.	0,002047	1,551	0,589731	0,596349	0,543126	0,48189 2
	Máx.	6,992	16,542	16,759	16,224	16,45	16,376
Fibromucosa	Mín.	0,306 E-03	0,503988	0,404478	0,394066	0,334535	0,33601 6
	Máx.	14,532	24,171	24,343	25,315	25,626	25,616
Ligamento Periodontal	Mín.	0,635816	1,023	0,966299	1,03	1,012	0,97192 3
	Máx.	7,083	14,708	14,687	14,721	14,44	14,39
Estrutura de Co-Cr	Mín.	-	5,513	2,385	3,168	6,28	6,349
	Máx.	-	63,183	97,319	109,756	86,414	118,318
Implante (Ti)	Mín.	-	-	0,018698	0,023318	0,028446	0,00376 7

(Ti)	Máx.	-	-	273,706	237,187	262,453	308,423
------	------	---	---	---------	---------	---------	---------

5.2.1 Osso Cortical

Em todos os modelos, o ponto de maior tensão no osso cortical concentrou-se no terço apical. O MA foi o único que apresentou o ponto máximo à mesial. A partir da introdução da PPREL e também dos implantes, este ponto passou a se localizar sempre na mesma região, na distal. Em relação aos valores máximos e mínimos de tensão, o MA foi a situação que exigiu menos do osso cortical na região apical. Com a introdução da PPREL apenas (MB), observamos a maior concentração de tensão em todos os modelos (**79,329MPa**). Com a introdução do implante (modelos C, D, E e F), há uma queda nesses valores máximos em relação ao MB. Nas regiões com os valores mínimos de tensão, observa-se que o (MA) foi o que apresentou o menor dos valores (**0,006MPa**), localizando-se no extremo inferior direito do modelo. Com a inserção apenas da PPREL, a região com menor tensão passou a se localizar na disto-cervical do osso cortical e apresentou o seu maior valor dentre os valores mínimos (**2,031 MPa**). Com a introdução do implante nos modelos (C, D, E e F), observa-se que todos os valores mínimos de tensão são menores que no MB com PPREL apenas, e decrescem na seguinte ordem: C, E, D, F (Figura 26).

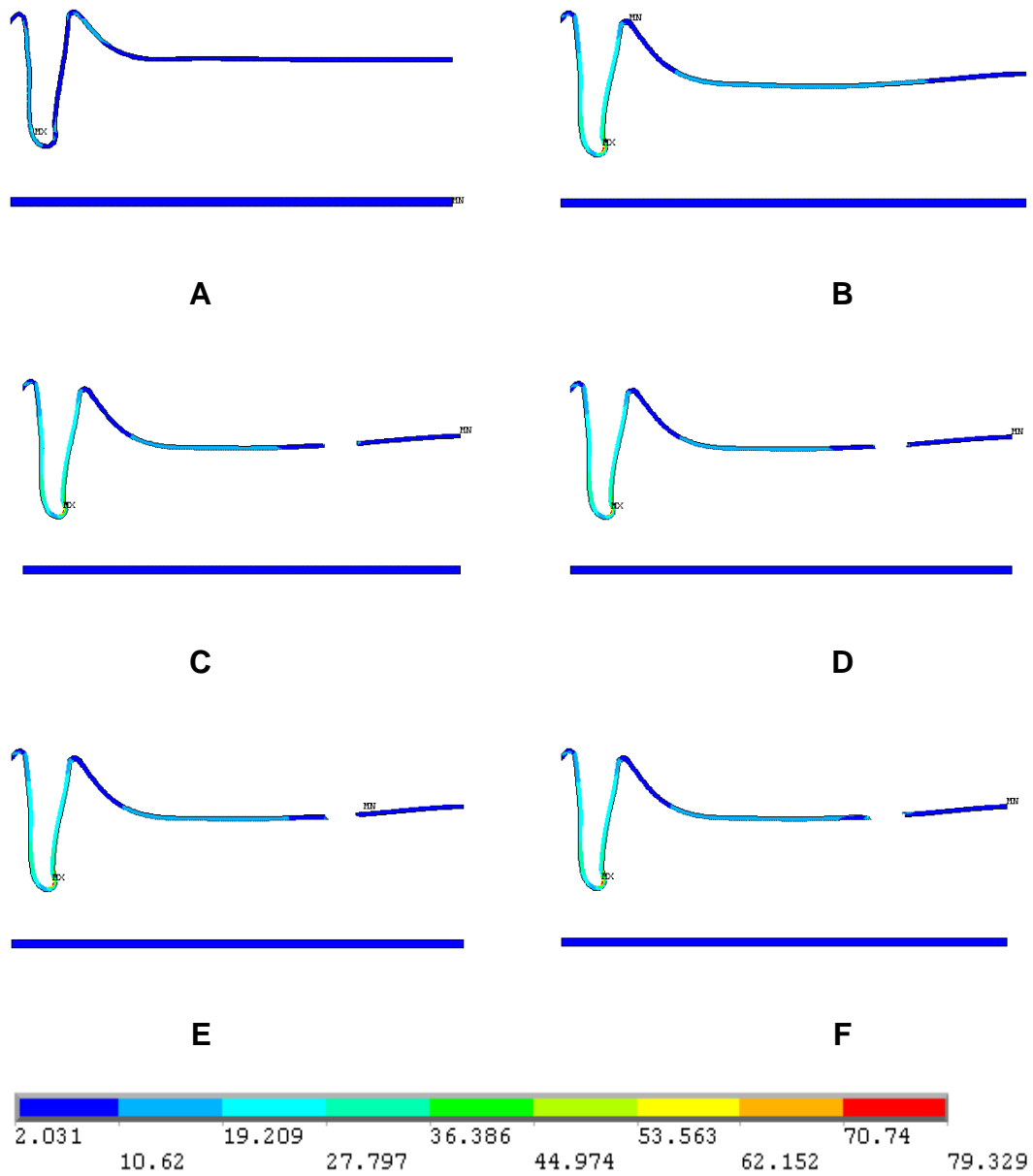


FIGURA 26 - Mapa de Tensão do Osso Cortical: (A) MA, (B) MB, (C) MC, (D) MD, (E) ME, (F) MF.

5.2.2 Osso Esponjoso

Os modelos A e B têm na distal do ápice dentário seus valores máximos de tensão. O MA tem os menores valores de tensão máxima (**6,992 MPa**) e mínima (**0,002 MPa**) dentre todos os modelos, sendo a mínima localizada no extremo distal do rebordo alveolar. No MB, encontramos um valor bem maior de tensão máxima (**16,542 MPa**). Devido a introdução da PPREL, a região de menor tensão passa a ser a mesio-cervical do dente 33. Observa-se também que devido à PPREL, o osso esponjoso de maneira geral, principalmente sob a PPREL, sofre um aumento de tensão em relação ao MA; que antes era na faixa de **0,002 - 2,095 MPa** e passa à faixa de **6,285 - 8,38 MPa**. Vale ressaltar que dentre as áreas de menor tensão de todos os modelos, é a de maior valor (MB). Com o acréscimo do implante a 0° (MC), o valor máximo de tensão encontra-se na disto-apical do implante, correspondendo ao maior valor de tensão dentre todos os modelos (**16,759 MPa**). No MC, a área de mínima tensão situa-se na região das roscas externas do implante, na face distal, como no MD, apesar de no MC situar-se na região cervical e no MD próximo ao ápice do implante. Vale ressaltar que o ápice do dente

33, em ambos os modelos (C e D), apresenta alta concentração de tensão, na faixa entre **14,664 - 16,759 MPa**, mas não perfazendo mais o ponto de maior tensão do modelo, como nos MA e MB. O modelo D, como particularidade, contém o ponto máximo de tensão com menor valor dentre todos os modelos com implante. Houve alívio na região distal ao ápice do 33 e mesial e distal ao implante nos modelos C, D, E e F, quando comparados ao MB; entretanto, este alívio foi maior nos MC e D. Por comparação entre as áreas de tensão, nos ME e MF há áreas de concentração de tensão com valores maiores e em maior extensão que nos MC e MD. Em relação a estes modelos (E e F) pode-se afirmar também que os mesmos apresentam as situações que menos aliviam a região ao redor dos implantes, sendo o modelo F o pior. Quanto à localização dos valores máximos de tensão, ambos ME e MF, passam a exibir estas novamente na região distal do ápice do dente 33, sendo o ME **16,45 MPa** e o MF **16,376 MPa**. Os ME e MF continuam semelhantes também quanto à região com menor tensão, ocorrendo na superfície distal das roscas externas do implante, como nos MC e MD, só que no terço médio e apical respectivamente. Desta forma os ME e MF apresentam os piores resultados quanto ao alívio do osso ao redor dos implantes e também voltam a apresentar, diferentemente dos MC e MD, as áreas de maior tensão sobre o ápice do 33 (Figura 27).

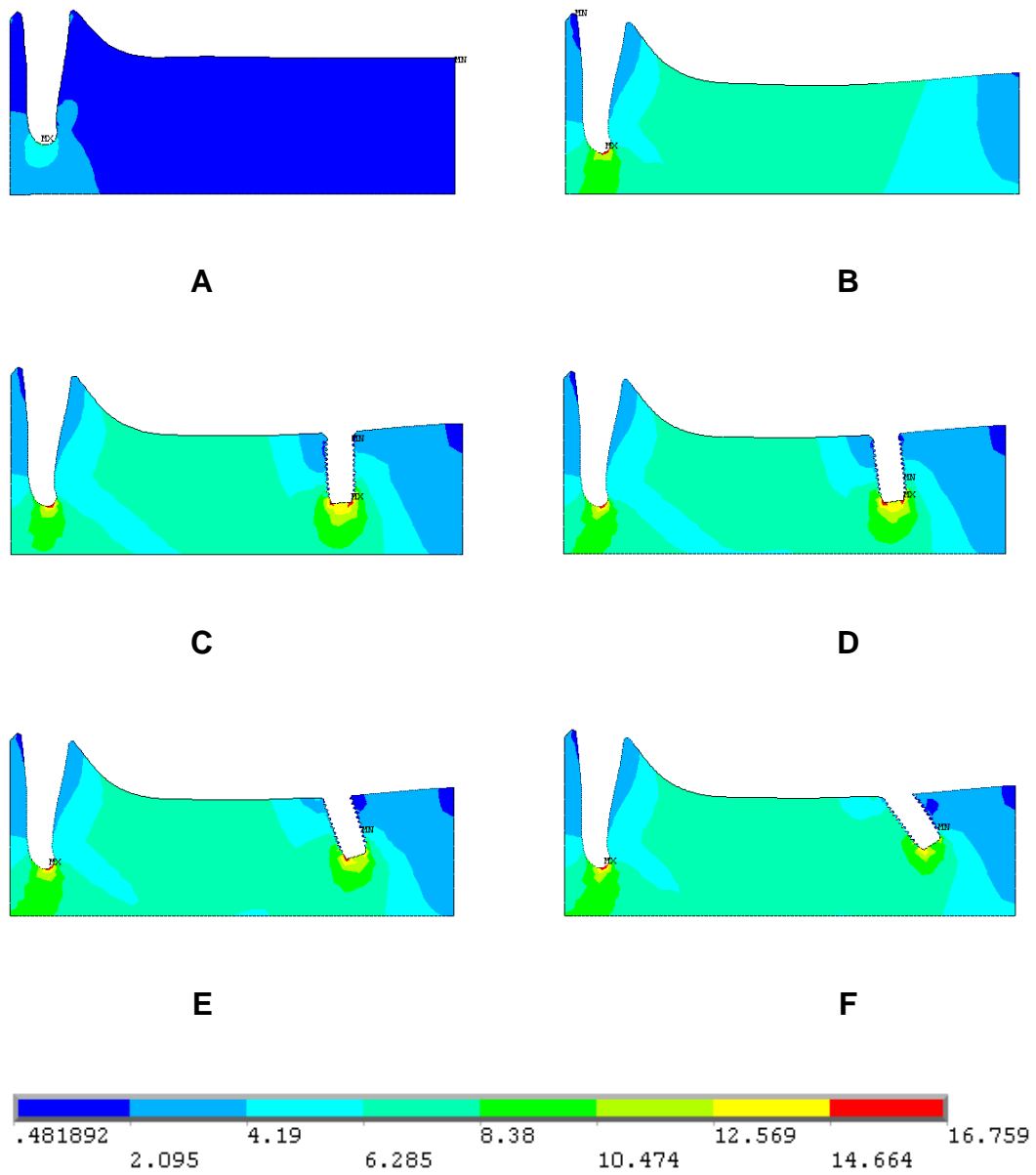


FIGURA 27 - Mapa de Tensão do Osso Esponjoso: (A) MA, (B) MB, (C) MC, (D) MD, (E) ME, (F) MF.

5.2.3 Fibromucosa

Em relação à fibromucosa, o MA apresenta as menores tensões tanto máxima quanto mínima, sendo a máxima na região distal do dente 33 (**14,532 MPa**) e mínima (**0,306 E-03 MPa**) no extremo distal do rebordo. No MB, a tensão máxima aumenta em torno de 1,6 vez (**24,171 MPa**) e se localiza tanto agora como em todos os modelos com implante, na região mesial. Neste modelo (MB) a região de menor tensão situa-se pouco acima da de maior tensão, à crista gengival (**0,503 MPa**). Observa-se, neste modelo (MB), que a maior parte da extensão da fibromucosa distal ao dente 33 está sob tensão na faixa de **6,407 a 9,61 MPa**. Com a instalação do implante, observa-se, nos modelos, um pequeno aumento do valor do ponto de maior tensão em relação ao MB (**MB** → 24,171; **MC** → 24,343; **MD** → 25,315; **ME** → 25,626; **MF** → 25,616), e de acordo com o aumento da angulação do implante, exceção ao MF (25,616 **MPa**) que apresenta valor máximo de tensão ligeiramente abaixo do ME (25,626 **MPa**). Em todos os modelos com implante, percebe-se a existência de uma extensão da fibromucosa distal ao dente 33 sob tensão maior, na faixa de **6,407 a 9,61 MPa**. Entretanto, quando comparados ao MB, percebe-se que o uso do implante aliviou em todos os casos uma parte da fibromucosa à mesial e distal dos mesmos. Aparentemente, os MC e MD foram os que apresentaram essa parte da fibromucosa (mesial ao implante), aliviada em maior extensão. Com relação ao local dos valores

de mínima tensão; no modelo C (com implante a 0°) este ponto está adjacente ao implante, à sua mesial. Com a inclinação do implante, muda o local do valor mínimo; ou seja, a partir da inclinação de 5° (MD) em diante, todos os valores mínimos passam para o extremo distal da fibromucosa.

No MF, em comparação aos outros modelos com implante, observa-se um menor alívio da região distal ao implante, com tensão entre 0,336 e 3,203 **MPa** como nos outros modelos com implante; mas uma boa parte desta região distal apresentou tensão entre 3,203 e 6,407 **MPa** (diferentemente dos outros modelos com implante) (Figura 28).

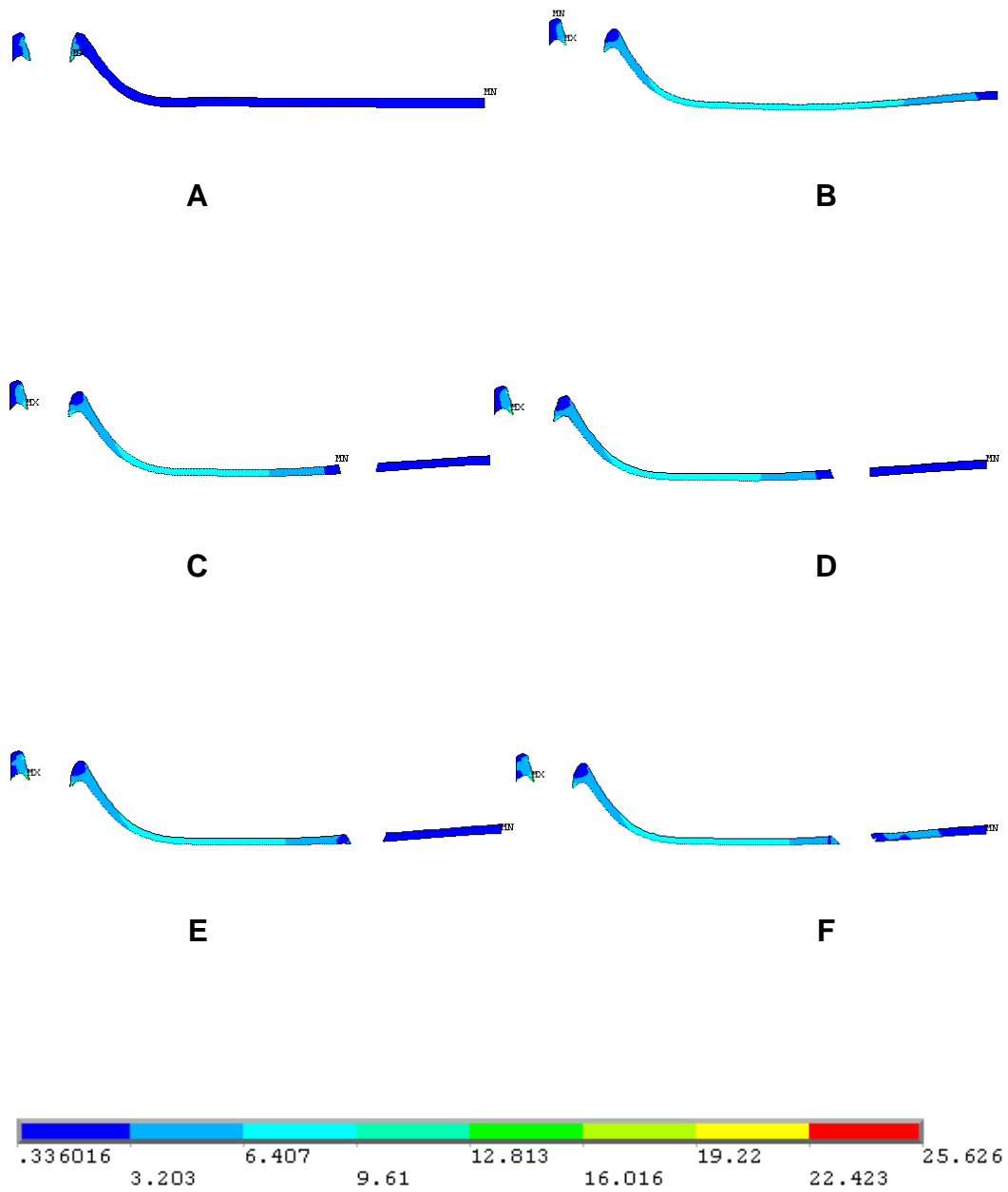


FIGURA 28 - Mapa de Tensão da Fibromucosa: (A) MA, (B) MB, (C) MC, (D) MD,(E) ME, (F) MF.

5.2.4 Ligamento Periodontal

Em todos os modelos, o ligamento periodontal sofreu menor tensão na sua região mais cervical do lado mesial do dente 33, sendo seu menor valor no MA (**0,635 MPa**) e a partir do MB entre **0,966** (MC) e **1,03** (MD). A região de maior tensão também ocorreu sempre no mesmo lugar, sendo na distal do ápice do dente 33. O MA apresentou o menor valor dentre as tensões máximas (**7,083 MPa**), e com a incorporação da PPR (MB), os valores de tensão máxima quase dobraram de valor (**14,708** (MB)).

Os modelos com implante apresentam valores próximos (C - 14,687; D - 14,721; E - 14,44 e F - 14,39), e o menor valor máximo foi o do modelo com a maior inclinação (MF - 14,39) (Figura29).

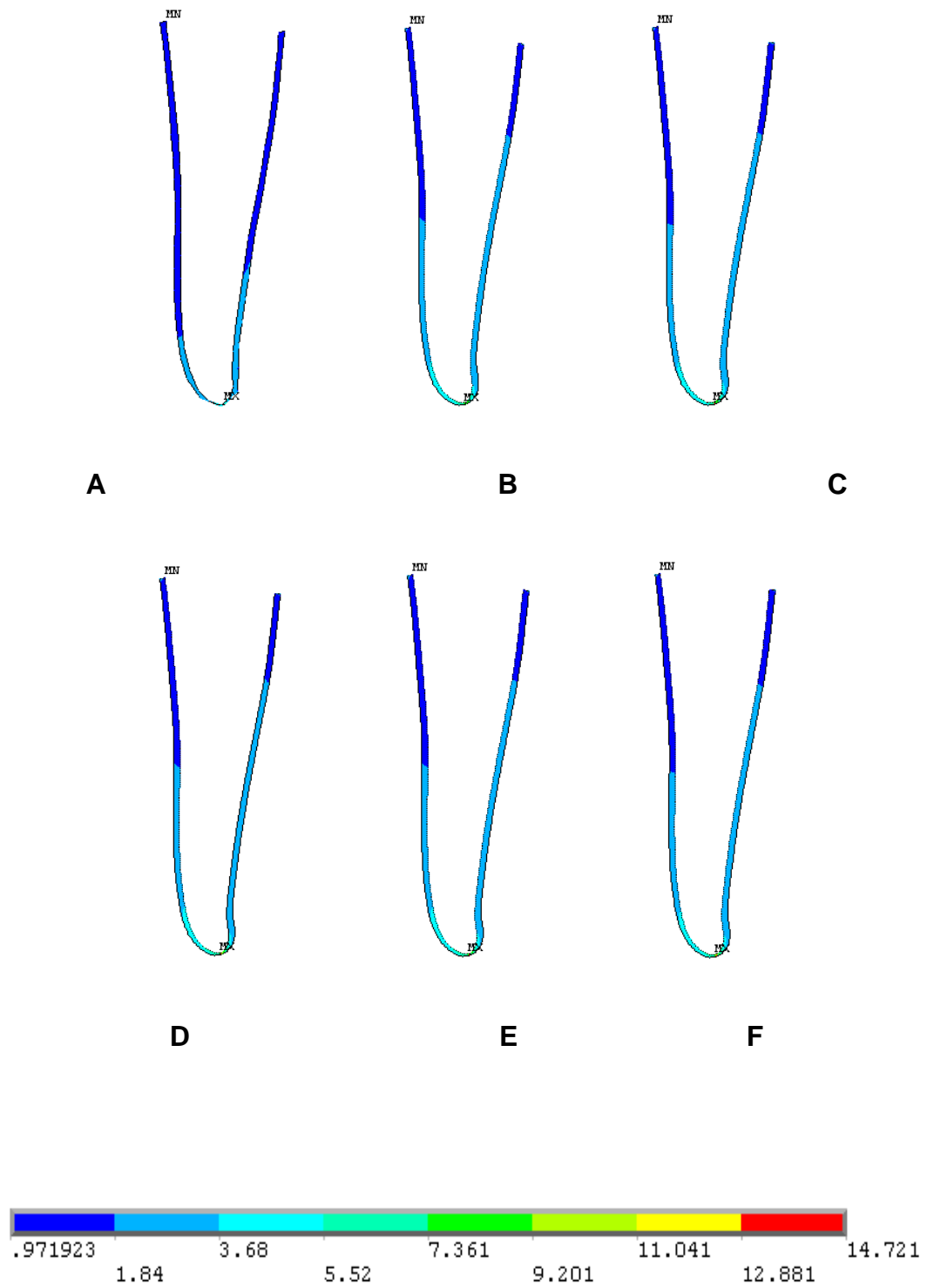


FIGURA 29 - Mapa de Tensão do Ligamento Periodontal: (A) MA, (B) MB, (C) MC, (D) MD,(E) ME, (F) MF.

5.2.5 Estrutura de Co-Cr

Em relação aos valores máximos, temos: **MB** → 63,183, **MC** → 97,319, **MD** → 109,756, **ME** → 86,414, **MF** → 118,318. Sendo assim, a estrutura do MB foi a que apresentou o menor valor de tensão máxima (**63,183 MPa**). Nos modelos com implante, o ME teve o menor valor de tensão máxima (**86,414 MPa**) e o MF o maior (**118,318 MPa**). Todos os pontos máximos se localizaram no terço distal da estrutura de Co-Cr. Nos modelos com implante, esta localização deu-se na região distal da estrutura; mais especificamente, na região imediatamente mesial ao implante (exceto no MF cujo ponto máximo, também o de maior valor, localizou-se no extremo distal da estrutura).

Quanto aos valores mínimos, confirmou-se uma tendência observada em outras estruturas; onde os modelos C e D têm os valores próximos entre si e menores (MC → **2,835**; MD → **3,168**), e os modelos E e F também próximos entre si (ME → **6,28**; MF → **6,349**), mas maiores. No MB, seu valor de tensão mínima (**5,513 MPa**), mostrou um valor intermediário entre estes dois grupos (MC e MD x ME e MF). Em relação à localização, as tensões mínimas seguiram um certo padrão, nos quais os modelos C e D apresentaram seus pontos de mínima tensão no terço distal da estrutura de Co-Cr, na região que contactou a mesial do implante. No modelo B, o ponto de mínima tensão ocorreu na parte mesial da estrutura, no ramo ascendente da mesma. Os modelos E e F também

apresentaram seus pontos mínimos nesta mesma região, semelhante ao MB, mas um pouco acima, próximo ao descanso incisal no 33.

Observou-se que, além do ponto de tensão máxima, todos os modelos tiveram uma zona de tensão elevada na parte distal da estrutura de Co-Cr, variando na faixa de **59,159** a **73,949** MPa. Em relação a esta zona, observa-se que a mesma teve sua menor extensão no MB. Dos modelos com implante, os ME e MF tiveram menor extensão e os MC e MD a maior extensão.

Vale ressaltar que o **ME** teve uma combinação favorável do 2º menor valor de tensão máxima, com uma das menores extensões desta zona de tensão na faixa de **59,159** a **73,949** MPa. Em contraposição, o **MD** teve uma das piores combinações (Figura 30).

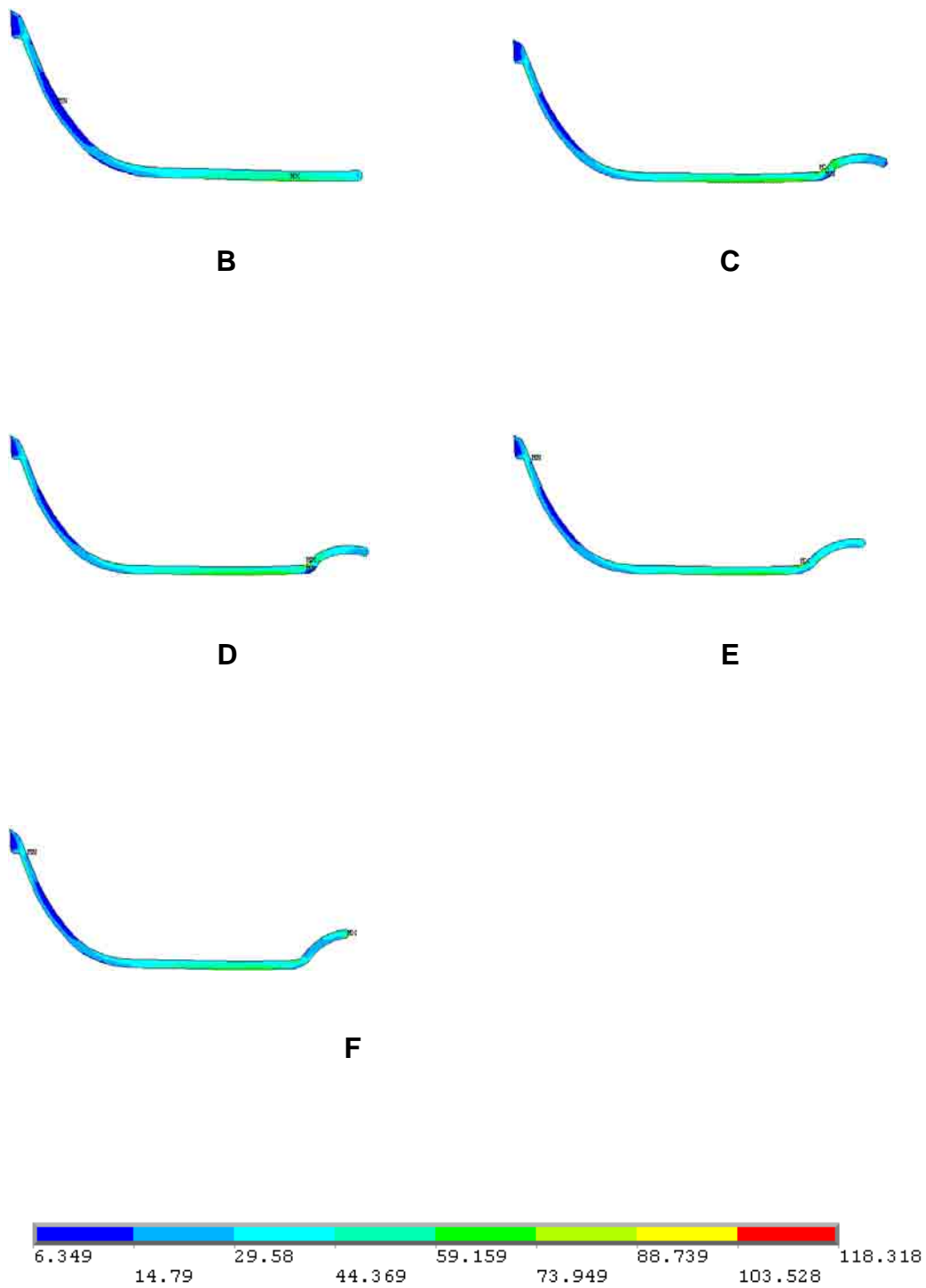


FIGURA 30 - Mapa de Tensão da Estrutura de Co-Cr: (B) MB, (C) MC, (D) MD, (E) ME, (F) MF.

5.2.6 Implante

De todas as estruturas, os implantes foram as que tiveram as maiores concentrações de tensões, chegando a **308,423 MPa** no MF. Exceto pelo MC, quanto maior a angulação do implante, maior o valor da tensão máxima (MC → **273,706 MPa** ; MD → **237,187 MPa**; ME → **262,453 MPa** ; MF → **308,423 MPa**). A região onde se localizaram as tensões máximas sempre foi no terço médio do implante, região de rosca interna e sempre adjacente ao último passo de rosca do cicatrizador; às vezes à distal do implante (MC e MD (menores ângulos)), às vezes à mesial do implante (ME e MF (maiores ângulos)). A região onde se localizaram as tensões mínimas sempre esteve próxima da intercessão entre hexágono externo e cicatrizador, às vezes à mesial do implante (MD → **0,023 MPa** e ME → **0,028 MPa** (maiores valores mínimos)), às vezes à distal do implante (MC → **0,018 MPa** e MF → **0,003 MPa** (menores valores mínimos)). Independente da localização dos pontos máximos, a região mesial dos implantes foi a que teve maior acúmulo de tensão em todos os modelos. Observa-se também que aumentando o ângulo do implante, tende-se a distribuir mais a tensão no mesmo, diminuindo esta tendência de concentração da tensão na mesial e passando a aumentar na distal. Complementarmente à análise do cicatrizador; quanto maior o ângulo do implante, maior a concentração de tensão na distal do

cicatrizador e, conseqüentemente, menor a concentração na mesial do mesmo (Figura 31).

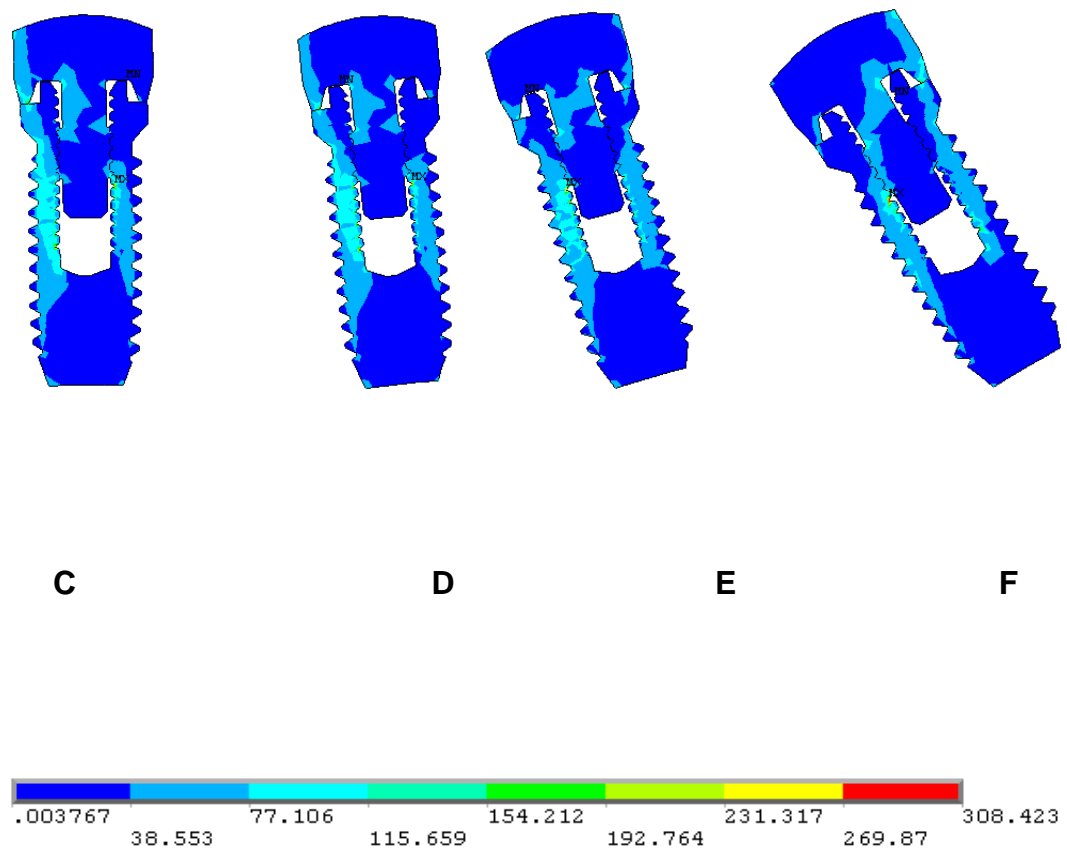
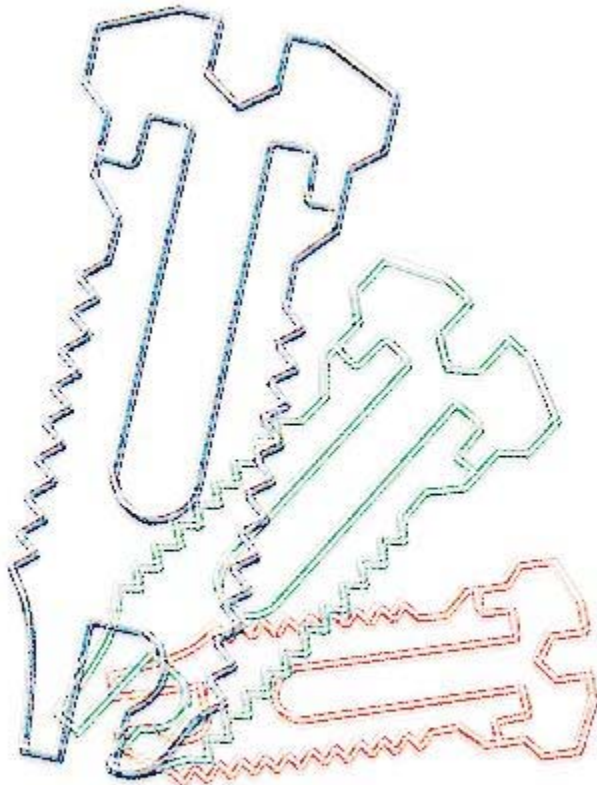


FIGURA 31 - Mapa de Tensão do Implante: (C) MC, (D) MD,(E) ME, (F) MF.

Provérbios 15:

28 *“O coração do justo medita no que há de responder; mas a boca dos ímpios derrama coisas más”.*



6 Discussão

Kratochvil et al. (1982) valorizou e propôs a padronização de metodologias para efeito de comparação entre quaisquer pesquisas envolvendo PPR. Segundo Rocha (2001), os comportamentos distintos dos modelos estudados podem ser comparados aos estudos que utilizaram o MEF; porém, essa comparação se torna relativa por depender da semelhança entre os modelos, das propriedades mecânicas incorporadas (O'MAHONY et al., 2000), das condições de contorno e carregamento e da qualidade da malha de elementos finitos, especificamente da dimensão do elemento e da ligação entre os nós, os quais influenciam o padrão de tensão e deslocamento (DARBAR et al., 1995).

Analisando o Mapa Geral de Deslocamentos, observamos que a introdução da PPREL somente (MB), provoca um aumento da tendência ao deslocamento do dente, principalmente em sua metade distal e do rebordo alveolar, sendo que duplica a tendência ao deslocamento do dente em relação ao MA. Apresenta também a maior tendência ao deslocamento da prótese em todo o experimento. Tal tendência ocorre em direção distal do rebordo, devido ao deslocamento tender a ser maior no lado da prótese que está apoiada sobre a estrutura mais compressível (sem pilar posterior), ou sendo, a fibromucosa. Tais

resultados são semelhantes com os encontrados por Rocha (2001), Verri (2003), Lucas (2003) e Cunha (2004).

Com a introdução do implante sob a base da prótese (MC, D, E e F), há uma mudança de localização da região de maior tendência ao deslocamento da mesma. Diminui a tendência ao deslocamento à distal, que agora está apoiada sobre uma estrutura que oferece maior contraposição ao deslocamento, e passa a haver uma maior tendência ao deslocamento da prótese em direção mesial, o que faz com que a tendência ao deslocamento do dente também passe a ser maior: da faixa de 0,082 - 0,095 para 0,090 - 0,103 mm, semelhantemente a Rocha (2001) e Verri (2003). Este fato difere do ocorrido no trabalho de Cunha (2004), onde a introdução do implante distal também provoca uma mesialização da direção da tendência ao deslocamento da prótese, mas quanto ao dente; inversamente, a utilização do implante provoca um alívio do mesmo quanto à tendência ao deslocamento. Tal fato deve ocorrer devido à relação da prótese com o dente dar-se através de placa distal no trabalho de Cunha (2004), pelo qual se sabe que as placas distais transmitem estresse reduzido ao dente suporte, pois permitem o movimento vertical da PPREL na área próxima ao mesmo, aliviando-o (NAIRN, 1966; PEZZOLI et al., 1988; ITOH et al., 1998). No presente trabalho, a PPREL relacionou-se com o dente 33 através de descanso "incisal", semelhantemente aos trabalhos de Rocha (2001), Lucas (2003) e Verri (2003).

A mudança da região de maior tendência ao deslocamento de distal para mesial é resultado da maior resistência ao deslocamento que o implante oferece em relação ao dente. Apesar do aumento da estabilidade da prótese como um todo, pode-se observar que ocorreu fato semelhante ao observado na PPR convencional, porém a região com maior deslocamento deu-se à mesial e em menor escala; na qual a prótese tende a intruir mais no lado que se apóia sobre a estrutura que oferece menor resistência ao deslocamento. Portanto, na associação PPREL e implante, a prótese, sob as condições testadas, sofreu uma tendência de movimento de rotação (momento de força ou binário), tendo seu fulcro sobre o implante e seu maior deslocamento ou intrusão, na região do dente.

Considerando serem as resistências ao deslocamento das estruturas de suporte dente e implante, maiores do que do sistema dente e fibromucosa, teremos a utilização do implante, independente da angulação, como uma situação mais favorável, havendo autores que dizem que é como transformarmos um caso de classe I de Kennedy, em um do tipo classe III de Kennedy (MITRANI et al., 2003; KUZMANOVIC et al., 2004).

Independentemente da angulação do implante, todos os modelos que o possuíam diminuíram a tendência ao deslocamento da PPREL para a distal, simulando um aumento na estabilidade desta, o que ratifica o apresentado em trabalhos clínicos como os de Ganz (1991),

Battistuzzi et al. (1992), Keltjens et al. (1993), Haltermann et al. (1999), Carvalho et al. (2001), McAndrew (2002); e também Mitrani et al. (2003) que além de citar o aumento na satisfação dos pacientes com esta associação, relata a importância da mesma em evitar ou reverter um quadro de síndrome da Combinação. Giffin (1996), Kuzmanovic et al. (2004) e Mijiritsky e Karas (2004) relatam a melhora, não só no suporte e estabilidade da prótese, mas também quanto ao ganho na retenção com o uso de attachments sobre os implantes. Os trabalhos de Rocha (2001), Lucas (2003), Verri (2003) e Cunha (2004) demonstraram cientificamente, através do MEF, haver comprovação matemática da melhora na biomecânica em relação às PPREL convencionais.

Quanto à influência da angulação do implante, os modelos com as menores angulações (MC e MD) apresentaram os menores valores de tendência ao deslocamento do experimento. Seus pontos de máxima tendência ao deslocamento apresentam os mesmos valores (0,115 mm) e se localizam no mesmo ponto (cúspide do 2º pré-molar). Afora os pontos de máxima tendência ao deslocamento, que são os mesmos nos MC e MD, observa-se que no modelo C há mínima diferença quanto à tendência ao deslocamento da mesial da coroa do 33, sendo menor que no MD.

Podemos dizer que os MC e MD; ME e MF podem ser analisados aos pares, pois com os ME e MF, também observamos os pontos de máxima tendência ao deslocamento com os mesmos valores

(0,117mm), como ocorreu nos MC e MD e apresentando tais pontos na mesma área, só que agora mais distalizados, estando sobre a cúspide méso-vestibular do 1º molar.

Observando a área em amarelo (de 2ª maior tendência ao deslocamento) nos ME e MF, vemos que no MF há na região da vertente triturante mesial da cúspide disto vestibular do 2º molar, uma área em amarelo um pouco maior que no ME, denotando ligeira prevalência quanto à tendência ao deslocamento da extremidade distal da PPREL no MF, em relação ao ME.

Pode-se dizer, então, que utilizando implantes sob a PPREL, aumentou-se a estabilidade da prótese, diminuindo sua tendência ao deslocamento na extremidade distal. Entretanto, o uso dos implantes aumentou a tendência ao deslocamento do dente suporte, mudando a área de maior tendência ao deslocamento para mesial. Houve realmente uma correlação entre aumento do ângulo do implante e aumento da tendência ao deslocamento da prótese, sendo que quanto maior o ângulo do implante, após assumir uma posição mais centrada da prótese, inicia-se uma tendência ao deslocamento em direção à face distal.

Avaliando o Mapa Geral de Tensões, o ponto de maior solicitação no MA deu-se na junção amelo-cementária na face mesial do 33 (38,539 MPa). Esse padrão de distribuição de tensões foi semelhante, em termos de valores e localização, aos encontrados por Rocha (2001), Lucas (2003) e Cunha (2004). Esses resultados foram os mesmos devido

à semelhança entre a anatomia do dente 33 entre os modelos, e pela igual metodologia utilizada entre os mesmos. Todavia, a anatomia utilizada nesses trabalhos seguiu dados estabelecidos na literatura.

Com a incorporação da PPREL, o ponto de máxima tensão passa a ser o ápice dentário, com valor 2x maior que o máximo do MA (79,329 MPa). Há uma maior sollicitação do rebordo e uma grande concentração de tensão na região distal da estrutura de Co-Cr. Estes aumentos na tensão do rebordo e dente suporte reforçam as afirmações realizadas em estudos como os de Chou et al. (1989), Lacerda (1999), Rocha (2001), Lucas (2003), Verri (2003) e Cunha (2004), de que a presença da PPREL, por si só, sobrecarrega os dentes suportes e o rebordo alveolar; podendo ser potencialmente destrutiva para esses tecidos. Tal fato justifica a preocupação de vários autores (KRATOCHVIL, 1963; NAIRN, 1966; KELLY, 1972; NALLY, 1973; KRATOCHVIL; CAPUTO, 1974; CRAIG; FARAH, 1978; ELIASON, 1983; BEM-UR et al., 1988; CARDOSO et al., 1988; CHOU et al., 1989; 1991; LAGANÁ; ZANETTI, 1995; LAGANÁ, 1996; ITOH et al., 1998; IGARASHI et al., 1999) em estudar-se a biomecânica deste sistema com o objetivo de minimizar as cargas potencialmente prejudiciais. Importantes também são estudos longitudinais como os de Vanzeveren (2003) partes I e II e Bergman e Ericson (1989), que apontam para as PPR classe I e II como sendo as que possuem maior porcentagem de falhas e estarem relacionadas a maior número de perdas de dente suporte após tratamento

protético.

Com a introdução do implante (modelo C, D, E e F), há um aumento na tensão sobre a estrutura de Co-Cr e as tensões máximas e mínimas passam a se localizar no implante em todos os modelos, semelhantemente ao ocorrido no trabalho de Cunha (2004).

Segundo Rocha (2001), há uma hipótese para a concentração de tensões ocorrerem, a partir do uso do implante, na região do mesmo e das estruturas peri-implantares. Em consequência da diferença viscoelástica entre o ligamento periodontal e o implante, numa relação entre 10:1 e 100:1 (RICHTER, 1989), a PPREL torna-se 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.

O MD (com implante a 5°), parece ser o modelo com implante, com a distribuição mais favorável de tensões, com diminuição do valor de tensão máximo em relação ao MC. O fato observado no MD está de acordo com o observado por Watanabe et al. (2003); que, avaliando a influência da angulação do implante (0°, 5° e 15°) através do MEF 2-D, concluiu que sob carga vertical no centro da coroa, o modelo com 5° de angulação apresentou estresse menor que o implante verticalizado (0°). Segundo o autor, tal fato não é tão fácil de explicar, pois é vasto o número de trabalhos como os de Canay et al. (1996), Clelland et al. (1993), O'Mahony et al. (2000) e Çehreli e Iplikcioglu (2002), que

utilizando diferentes metodologias como o MEF e a fotoelasticidade, avaliaram a influência da angulação do implante sobre a distribuição do estresse e afirmaram que quanto mais alinhada a carga em relação ao longo eixo do implante, mais favorável é a distribuição das tensões. Segundo Watanabe (2003), tal fato deve-se provavelmente à aplicação da carga ter ocorrido próxima ao longo eixo do implante. Acreditamos também que, com a metodologia utilizada, uma pequena diferença de angulação do implante não possibilitará observar grandes diferenças, mas notou-se uma tendência para melhores resultados com os menores ângulos. Não podemos esquecer que estamos estudando estas angulações em associação com a prótese parcial removível, ao passo que os autores citados estudaram as angulações dos implantes em prótese parcial fixa, com metodologias variadas. Mesmo assim, de certa forma contradiz o trabalho de O'Mahony (2000), no qual o autor afirmou que uma carga distante apenas 2mm do longo eixo do implante já aumenta em 3 vezes o estresse a que as estruturas ficam sujeitas.

Realmente, a geometria das estruturas em ambos os trabalhos pode ter permitido estes resultados, dos quais se supõe que, mudando ligeiramente a geometria das estruturas que não o implante, obter-se-iam outras conclusões a respeito da angulação de 5°. Ademais, não há termos de comparação direta entre o trabalho de Watanabe (2003) e o presente estudo, pois apesar da metodologia daquele autor ter utilizado o MEF e implante na região molar como neste, avaliou-se a

resposta de um implante com coroa sobre o mesmo em secção transversal da mandíbula; no presente estudo, o implante participou de um sistema complexo envolvendo dente, estruturas de suporte, PPREL e implante, estudados em modelo simulando corte sagital (longitudinal) da mandíbula e com outro refinamento da malha.

A partir do ME, com implante a 15° , o mapa geral de tensão passa a aumentar proporcionalmente ao aumento no ângulo do implante, e o valor máximo de tensão passa a se localizar na mesial dos implantes.

Aumentando o ângulo do implante para 30° , observamos neste modelo a pior distribuição das tensões nos modelos com implante.

Há a possibilidade de se correlacionar a tendência ao deslocamento dos modelos, com a tensão sobre os mesmos, pois, quanto maior o ângulo do implante, maior a tensão sobre o modelo e maior a tendência ao deslocamento do mesmo, possibilitando a conclusão de que a associação com a PPREL e implante na distal do rebordo é tanto melhor, quanto menor a angulação do implante. Tais resultados estão de acordo com os trabalhos de Clelland et al. (1993), Piatelli et al. (1998), O'Mahony et al. (2000), Çehreli e Iplikcioglu (2002) e Watanabe (2003), merecendo algumas considerações.

Clelland et al. (1993), através da fotoelasticidade e sensores de tensão, observou que o estresse compressivo praticamente dobrou no lado do implante oposto ao da aplicação da carga, quando do

aumento da angulação de 0 a 20°. Entretanto, no presente estudo, o aumento do estresse sobre o implante não foi tão acentuado como observado por Clelland et al. (1993), devido às diferenças no delineamento das metodologias. Enquanto Clelland et al. (1993) aplicou as cargas diretamente sobre o implante, no presente estudo, a carga não foi assim aplicada e os resultados mostraram uma distribuição de tensão diferente. Desta forma, a distribuição da tensão foi influenciada por um sistema mais complexo, no qual a PPREL desenvolveu o papel de uma alavanca inter-fixa entre o dente e o implante, afora as diferenças viscoelásticas entre ligamento e implante não terem sido consideradas, e as estruturas consideradas linearmente elásticas. Sendo assim, pode-se imaginar que em relação a implantes angulados, uma PPREL provoca uma menor tensão do que uma PPF sobre implante. Também há correlação com o trabalho de Canay et al. (1996), no qual, variando a angulação do implante de 0 para 23°, o autor observou um aumento de 5 vezes no estresse ao redor da região cervical do implante.

Vale dizer que os trabalhos de Piatelli et al. (1998), O'Mahony et al. (2000), Çehreli e Iplikcioglu (2002) e Watanabe et al. (2003) confirmam o aumento do estresse com aumento da angulação do implante ou aumento do ângulo da carga em relação ao longo eixo do implante.

Segundo Pellizzer et al., 2005, para uma observação mais precisa da distribuição das tensões nos diferentes modelos, é necessária

a individualização das estruturas.

Em relação ao osso cortical, todos os modelos com implante apresentaram queda do valor máximo de tensão em relação ao modelo B, porém com valores próximos, semelhante ao observado por Rocha (2001), Verri (2003) e Cunha (2004). Entretanto não foram os mesmos resultados encontrados por Lucas (2003), que encontrou valores bem menores, cerca de um pouco mais que 1/3.

Os modelos C, D, E e F podem ser agrupados quanto ao valor de suas tensões máximas, sendo que os MC e MD apresentaram os menores valores e os ME e MF os maiores, com proporcionalidade direta à angulação dos implantes.

Da análise da combinação dos valores máximos e mínimos dos modelos, pode-se dizer que, semelhante ao trabalho de Watanabe et al. (2003), o MD (com implante a 5°) foi o que apresentou a melhor combinação.

Em todos os modelos com implante, os pontos de mínima tensão sempre ocorreram no rebordo à distal dos implantes, o que denota que o implante à distal do rebordo, sob qualquer angulação, alivia o rebordo à sua distal. Tal fato por si só justificaria a incorporação do mesmo, de forma distal, pois estaria aliviando a região mais distante do fulcro, que teoricamente receberia as maiores tensões. Tal fato é observado também nos trabalhos de Rocha (2001), Verri (2003) e Lucas (2003). Porém, o mesmo não ocorre com o trabalho de Cunha (2004), no

qual, ao compararmos seu modelo com implante na mesma localização de nosso trabalho, observamos que o ponto com menor tensão localizou-se na distal do dente suporte por utilizar uma placa distal em contato com o dente, ao invés de utilizar apoio, como utilizado em nosso trabalho e nos trabalhos de Rocha (2001), Verri (2003) e Lucas (2003).

Em relação ao osso esponjoso, os MA e MB têm seu valor máximo de tensão na distal do ápice do dente 33.

Com a introdução da PPREL (MB), o valor máximo da tensão (16,542 Mpa) mais que dobra em relação ao MA (6,992 MPa). Por meio dela, aumenta-se o nível de tensão sobre o osso esponjoso de maneira geral, principalmente sob a base da mesma, consoante os achados de Rocha (2001), Lucas (2003), Verri (2003) e Cunha (2004).

Da análise, não somente do mapa de tensão padronizado, mas confrontando-o com os valores máximos para o osso esponjoso do quadro 7 e os mapas gerados automaticamente pelo programa, percebe-se que nos modelos com implante, de uma maneira geral (MD, ME e MF), o implante aliviou o osso esponjoso em relação ao MB. No modelo C, o ápice dentário atingiu tensões que estiveram na faixa de 14,664 - 16,759, o que permite a possibilidade de que neste modelo a tensão no ápice dentário tenha sido menor que 16,542 Mpa (ápice dentário no MB), até o valor mínimo de 14,664. Outro fato que reforça a possibilidade do ápice dentário ter sido também aliviado no modelo C é que justamente no MC é que observamos o maior valor de tensão máxima para o osso esponjoso

entre todos os modelos; e este ponto não se localizou no ápice do dente, e sim no ápice do implante. Por conseqüência, de acordo com o citado por Alves Filho (2000), é de se esperar que quando se concentram esforços em determinada estrutura, as demais passam a ser menos solicitadas, pois houve uma concentração dos esforços em outro ponto. Esta ocorrência também foi observada no estudo de Lucas (2003) e é contrária aos de Rocha (2001), Verri (2003) e Cunha (2004).

No modelo C (com implante a 0°), observamos o maior valor máximo de tensão dos modelos com implante localizado na região disto-apical do mesmo, mesma região da máxima tensão do MD (5°), que detém o menor valor da máxima tensão entre os modelos com implante, novamente tendo paralelo semelhante no trabalho de Watanabe et al. (2003) e quando da discussão dos eventos ocorridos com a estrutura de Co-Cr adiante, ver-se-á uma provável participação desta nesta vantagem do MD.

Nos MC e MD, o ápice do dente 33 tem altos níveis de tensão em relação ao MA, porém menores que no MB. Entretanto, nos ME e MF, os valores máximos de tensão passam a ocorrer na região do ápice do 33, mas ainda assim, menores que no modelo B. Desta forma, com as maiores angulações do implante, a região que sofre maior acúmulo de tensões é o ápice do dente, permitindo chegar à conclusão de que pelo menos para o osso esponjoso, nas condições do estudo, o suporte da PPREL é realizado em maior parcela pelo dente do que pelo

implante, continue a ser uma situação mais favorável do que a do MB (PPREL convencional).

Pode-se dizer então, que em relação ao MB, os implantes aliviam o osso esponjoso da região distal ao ápice do dente. Os implantes também aliviam o osso esponjoso ao redor dos mesmos, em todo o osso esponjoso à distal, e à mesial numa menor extensão, mais pronunciadamente à cervical do implante; entretanto, os ME e MF são os que menos aliviam tais regiões.

Vale ressaltar que no presente estudo, todos os modelos com implante apresentaram, em relação ao osso ao redor do implante, maior tensão na região apical e não na cervical do mesmo (na região de interface entre osso cortical e esponjoso). Tal observação é concorde aos trabalhos de Rocha (2001), Lucas (2003), Verri (2003), Cunha (2004), O'Mahony et al. (2000) e Yokoyama et al. (2004); mas é oposta aos trabalhos de Canay et al. (1996), Misch (1999) e Himmlová et al. (2004). O fato de que no presente estudo a concentração das tensões no osso ao redor do implante ocorreu na região apical do implante e não na cervical como nos trabalhos de Canay et al. (1996), Misch (1999) e Himmlová et al. (2004), pode ser explicada por O'Mahony et al. (2000), que cita em seu trabalho, estar este fato relacionado às propriedades mecânicas do osso (módulo de Elasticidade - E), determinadas pelos autores, que permitem simular um osso de tipo I, II, III ou IV. Tal explicação é confirmada ao se observar que nos estudos de Canay et al. (1996) e Himmlová et al. (2004)

houve uma simplificação, e o osso não foi distinto em cortical e esponjoso, mas tido como puramente cortical (semelhante a um osso tipo I), obtendo, então, maiores tensões ao nível da cervical do implante.

Quanto à fibromucosa, o MA apresenta os menores valores máximos e se localiza na distal do dente 33. A partir da introdução da PPREL e também com os implantes, os valores máximos aumentam em torno de 1,6 vez em relação ao MA. Nestes modelos (B, C, D, E e F), a tensão máxima localiza-se na mesial do 33.

No MB, a fibromucosa está sob tensão elevada, devido à introdução da PPREL sem pilar posterior. A partir da instalação do implante, há um aumento do valor máximo de tensão, e este aumento apresenta correlação positiva com o aumento de ângulo do implante, sendo que os MC e MD apresentam valores máximos de tensão menores que os ME e MF.

Pode-se afirmar que o implante não interferiu significativamente nos valores máximos de tensão que se dão à mesial do 33; entretanto, (apesar de ter aumentado o valor máximo de tensão) houve uma redução na extensão da área com maior tensão em toda a fibromucosa sob a base da PPREL, principalmente ao redor do implante, à sua mesial e mais pronunciadamente à distal do mesmo. Estes resultados são semelhantes aos trabalhos de Rocha (2001) e Verri (2003). Entretanto, no trabalho de Cunha (2004), encontramos redução da tensão na fibromucosa, com a incorporação do implante na distal e

observamos que, quando comparamos o modelo sem implante com o modelo com implante distal, observamos que a área de tensão é maior. Novamente lembramos que, pelo fato de apresentar placa distal, há o alívio do dente suporte e maior sobrecarga da fibromucosa.

Essa redução da extensão da área da fibromucosa do rebordo com maior tensão foi maior nos MC e MD que nos ME e MF; portanto, quanto menor o ângulo do implante, menor o esforço sobre a fibromucosa, o que denota maior eficácia do implante no suporte da prótese quando o mesmo não apresenta grandes angulações.

Em relação ao ligamento periodontal, em todos os modelos sofreu menor tensão na região cervical à mesial do 33. Já a área que sofreu maiores tensões em todos os modelos foi a disto-apical. A partir da introdução da PPREL (MB, C, D, E e F), os valores máximos praticamente dobraram em relação ao MA.

Apesar das diferenças notadas entre os modelos com PPREL e PPREL mais implante serem pequenas, observou-se que os ME e MF foram os que apresentaram os menores valores máximos de tensão.

Comparando nossos resultados com os obtidos por Rocha (2001), Verri (2003) e Cunha (2004), nos modelos que existem em comum, verificamos que os resultados são semelhantes, e que mesmo existindo um pequeno alívio numérico, não são conclusivos. Quando comparamos nossos resultados com o trabalho de Lucas (2003), verificamos resultados diferentes, pois o autor observou um alívio

acentuado nas estruturas do ligamento periodontal, fato que pode ser explicado, apesar de ter sido utilizada a mesma metodologia, pela diferença de malha.

Analisando as tensões na estrutura de Co-Cr nos diferentes modelos, observamos que o MB tem a menor tensão máxima dentre todos. Com a introdução dos implantes, não há diminuição das tensões máximas; pelo contrário, houve aumento em todos, em relação ao MB, resultados diferentes aos encontrados por Cunha (2004), nos quais a tensão na estrutura de Cr-Co encontrou valores próximos quando comparado ao modelo com PPR e implante distal. Este fato é explicado pela utilização da placa distal. Em relação aos valores máximos de tensão, pôde-se observar ausência de correlação ou proporcionalidade com a angulação dos implantes. A localização dos pontos de tensão máximos nos modelos com implante, sempre estiveram na região de interação do implante com a estrutura de Co-Cr. Isto se deve ao fato de haver nesta região pontos de concentração de tensões devido aos “cantos vivos” ali presentes. Isto ocorreu porque a estrutura de Co-Cr nesta região teve que contornar o implante, fazendo surgir “cantos vivos”.

Apesar de não haver correlação positiva entre angulação dos implantes e os valores máximos de tensão, houve em todos os modelos uma região com valores entre 59,159 - 73,949 MPa. No MB esta zona apresenta sua menor extensão. Quanto aos modelos com implante, esta zona teve sua menor extensão nos modelos com maior ângulo do

implante (ME e MF), denotando maior alívio da estrutura, e sua maior extensão nos modelos com menor ângulo do implante, denotando maior incidência de tensões.

Tal fato pode ser melhor entendido ao correlacioná-lo com o ocorrido no osso esponjoso nos modelos E e F, onde a maior tensão para o osso esponjoso passou a se concentrar no ápice do dente, aliviando a tensão sobre as estruturas dessa região (implante e estrutura de Co-Cr), por conseqüência. Tal explicação isoladamente não esvazia a questão, pois há também a influência das estruturas de suporte da estrutura de Co-Cr. Na região mesial da estrutura de Co-Cr o suporte oferecido pelo dente e o ligamento periodontal possui uma diferença de rigidez com o implante numa relação entre 10:1 e 100:1; de tal forma que a PPREL torna-se 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. Ou seja, existem maiores esforços na região sobre o implante, e uma mesialização da tendência ao deslocamento em comparação com o MB, o que explica a tendência das tensões serem maiores no extremo distal da estrutura de Co-Cr, enquanto na região mesial, apoiada sobre ligamento periodontal (estrutura mais compressível que o implante), as tensões são menores.

Aumentando a tensão sobre o dente, alivia a estrutura e o implante; por isso os ME e MF, apresentaram menor extensão desta zona

de tensão com valores entre 59,159 - 73,949 Mpa.

Sendo assim, quanto menor o ângulo do implante, maior a extensão desta zona de alta tensão (MC e MD).

Vale ressaltar que o ME teve a melhor combinação de resultados (menor valor máximo dos modelos com implante e uma das menores extensões desta zona de alta tensão). O modelo D (implante a 5°), teve uma das piores combinações. Em relação ao MD (5°), é de se esperar que, quando as tensões são maiores nesta estrutura, as demais passam a ser menos solicitadas. Seguindo este raciocínio: já que no MD (piores resultados para a estrutura de Co-Cr) os esforços se concentraram na estrutura de Co-Cr, talvez por isso o MD tenha apresentado os melhores resultados no osso cortical, menor valor de tensão máxima no osso esponjoso (juntamente com o MC) e a maior redução de tensão na fibromucosa.

Os implantes foram as estruturas que tiveram as maiores concentrações de tensões.

As tensões máximas sempre se localizaram no terço médio do implante, região de rosca interna e sempre adjacente ao último passo de rosca do cicatrizador; às vezes à mesial do implante ((ME e MF) maiores ângulos), às vezes à distal do implante ((MC e MD) menores ângulos).

Não houve correlação entre os valores de tensão máxima ou mínima com as angulações do implante. Independente da localização

dos pontos máximos, a região mesial dos implantes foi a que apresentou os maiores valores de tensão, dada a existência de componente horizontal de força com sentido da esquerda para direita (devido à forma descendente distal do rebordo estudado). Com o aumento do ângulo do implante, houve uma tendência de aumentar a concentração de tensão no lado distal do mesmo.

Na região do cicatrizador, onde se localizaram todas as tensões mínimas, quanto maior o ângulo do implante, maior a concentração de tensão na distal do cicatrizador.

Resumindo, o único padrão observável com os implantes é que quanto maior a angulação do mesmo, maior a concentração na distal, tanto do implante quanto do cicatrizador.

Aparentemente, com o aumento do ângulo do implante há o aumento de tensões na distal do mesmo; onde aumentando a tensão na distal do mesmo, diminui em sua mesial.

Considerando que o MF apresentou as maiores tensões com diferença significativa, para evitar excesso de tensão no implante, quanto menor o ângulo do mesmo, melhor.

Em relação às localizações dos pontos de maior tensão, com os menores ângulos, situam-se à distal do implante; e com os maiores ângulos, situam-se à mesial do implante. Tal fato pode ser explicado pela decomposição vetorial das forças atuantes no implante onde, nas menores angulações, a resultante dá-se da esquerda para a

direita e de cima para baixo; com as maiores angulações, a resultante dá-se da direita para a esquerda, de cima para baixo; por isso a tensão máxima às vezes está à mesial, às vezes à distal.

Rocha (2001) citou a teoria de que, como o rebordo alveolar apresenta a forma descente distal no primeiro terço, uma componente horizontal de força para o lado direito estaria presente no implante, quando da intrusão do segmento mais próximo ao dente suporte. Isto explicaria o fato da resultante das forças dar-se da esquerda para a direita e de cima para baixo nas situações com menores angulações do implante, estando a maior tensão na distal.

Já nas maiores angulações do implante, a resultante da direita para a esquerda e de cima para baixo faz com que as maiores tensões estejam na mesial do implante. Isto provavelmente ocorre devido ao surgimento de um componente horizontal da direita para a esquerda, maior que a horizontal da esquerda para a direita (devido à forma descendente distal do rebordo).

Esta afirmação pode ser corroborada pela observação do que acontece com o cicatrizador, quando se aumenta a angulação do implante diminui sua tensão à mesial, ao mesmo tempo em que aumenta à distal.

Após a análise de todos estes dados, pode-se dizer que para a maioria das estruturas analisadas, quanto menor o ângulo do implante, menor as tensões observadas nos modelos.

Em todas as estruturas, semelhantemente ao achado por Watanabe et al. (2003), o MD (com implante a 5°) foi o que apresentou as melhores combinações de resultados, sendo, portanto, a melhor opção nas condições estudadas. Exceção ocorreu na estrutura de Co-Cr, onde o mesmo apresentou a pior combinação, apresentando uma concentração de esforços nesta estrutura, o que provavelmente fez com que as demais estruturas fossem menos solicitadas. Apesar de haver situações melhores ou piores de acordo com a angulação do implante, pode-se afirmar que em qualquer situação onde o implante foi associado à PPREL houve vantagens, com diminuição da tendência ao deslocamento. Portanto, nas condições estudadas, avaliando-se a tendência ao deslocamento, afirmamos que é vantajosa a associação PPREL mais implante distal sob qualquer dos ângulos estudados.

Vale ressaltar o trabalho de Cunha (2004), no qual observou que o implante associado a PPREL mostrou-se mais eficaz quanto mais próximo ao dente suporte, aliviando este de maneira mais satisfatória.

Krekmanov et al. (2000) fez estudo semelhante, avaliando o papel de implantes adicionais, mesmo que inclinados, para a melhoria da situação mecânica de prótese protocolo com extensão em cantiléver, encontrando resultados favoráveis e concluindo dentro das condições de seu estudo, que mais importante que a angulação do implante, é a posição coronal do mesmo.

Finalizando, citamos trabalhos como os de Gelb e Lazzarra (1993), Akca e Iplikcioglu (2002) e Himmlová et al. (2004) que demonstram não haver desvantagens em usar implantes inclinados, e adicionalmente vale relatar dois trabalhos de Sethi.

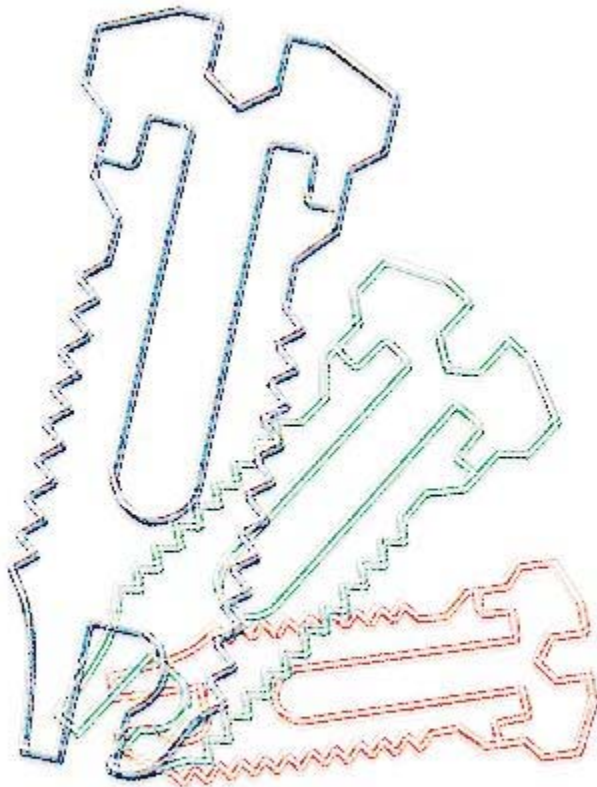
No primeiro, Sethi et al. (2000), acompanharam 2261 implantes durante 5 anos (hexágono interno, usinado e 92% deles maior que 10mm), que utilizaram abutments de 0° a 45°, com PPR e com PPF (a maioria cimentada), não havendo diferença na taxa de sobrevivência dos implantes.

No segundo estudo, Sethi et al. (2002) acompanhou 3101 implantes por 14 anos, com abutment de 0° a 45° e observou 98,2% dos implantes com 95% de segurança, sendo que a magnitude dos ângulos não influenciou a sobrevida, e elegeu o cone Morse como o abutment mais favorável.

O que se pretende não é dizer que implantes inclinados sempre são uma ótima opção, mas que mediante o exposto, devemos lançar mão deles em situações onde são favoráveis, extraindo o máximo de suas possibilidades de uso, sem esquecer que sua biomecânica não é igual à do dente, e que pode, mesmo inclinado, oferecer meios para se reabilitar um paciente de maneira adequada, em situações que antes de seu surgimento não tinham solução favorável, como sua associação com a PPREL, por exemplo.

II Cor 5:

“17 Pelo que, se alguém está em Cristo, nova criatura é; as coisas velhas já passaram; eis que tudo se fez novo”.



7 Conclusão

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

1 - O aumento da angulação do implante influencia negativamente a tendência ao deslocamento nos modelos estudados, apresentando os melhores resultados nos modelos C (0°) e D (5°).

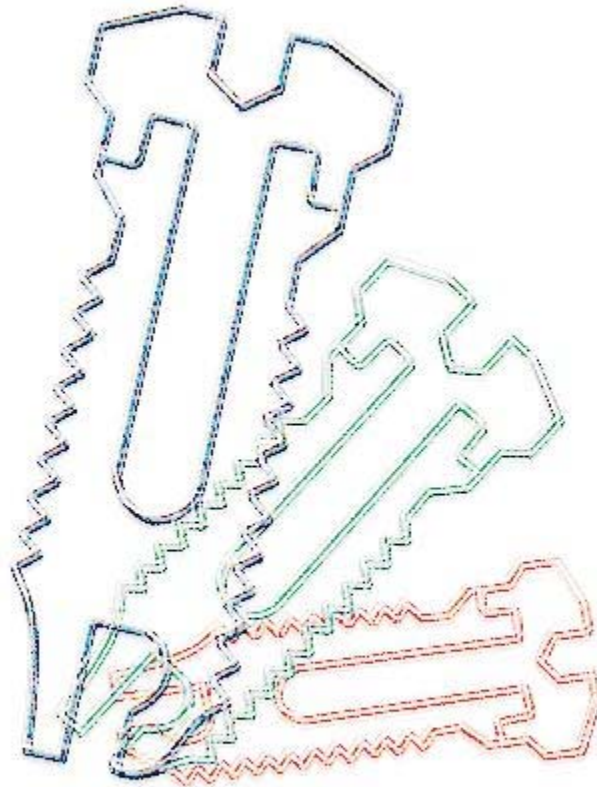
2 - O aumento da angulação do implante influenciou negativamente a distribuição de tensões nas estruturas analisadas, porém o MD (com implante a 5°) foi o que apresentou os melhores resultados.

I João 2:

15 *Não ameis o mundo, nem o que há no mundo. Se alguém ama o mundo, o amor do Pai não está nele.*

16 *Porque tudo o que há no mundo, a concupiscência da carne, a concupiscência dos olhos e a soberba da vida, não vem do Pai, mas sim do mundo.*

17 *Ora, o mundo passa, e a sua concupiscência; mas aquele que faz a vontade de Deus, permanece para sempre”.*



Referências

AKCA, K.; IPLIKCIOGLU, H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 29, n. 4, p. 350-356, April 2002.

ALVES FILHO, A. **Elementos finitos**: a base da tecnologia CAE. Recife: Érica, 2000. 320 p.

BATTISTUZZI, P. G. F. C. M.; VAN SLOOTEN, H.; KÄYSER, A. F. Management of an anterior defect with a removable partial denture supported by implants and residual teeth: a case report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 7, n. 1, p. 112-115, Spring 1992.

BEN-UR, Z.; AVIV, I.; CARDASH, H. S. A modified direct retainer design for distal extension removable partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 60, n. 3, p.342-344, Sept. 1988.

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

BERGMAN, B.; ERICSON, G. Cross sectional study of the periodontal status of removable partial denture patients. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 61, n. 2, p. 208-211, Feb. 1989.

BUDTZ-JÖRGENSEN, E. Restoration of the partially edentulous mouth - a comparison of overdentures, removable partial dentures, fixed partial dentures and implant treatment. **J. Dent.**, Bristol, v. 24, n. 4, p. 237-244, July 1996.

BUDTZ-JÖRGENSEN, E. et al. Aesthetic considerations for the treatment of partially edentulous patients with removable dentures. **Pract. Periodontics. Aesthet. Dent.**, New Jersey, v. 12, n. 8, p. 765-772, Oct. 2000.

CANAY, S. et al. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 27, n. 9, p. 591-598, Sept. 1996.

CARDOSO, A. C. et al. Estudo da transmissão de forças às estruturas de suporte, em prótese parcial removível (P.P.R.) de extremidade livre. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, Bauru, v. 2, n. 3, p. 161-166, jul./set. 1988.

CARVALHO, W. R.; BARBOZA, E. P.; CAÚLA, A. L. Implant-retained removable prosthesis with ball attachments in partially edentulous maxilla. **Implant. Dent.**, Baltimore, v. 10, n. 4, p. 280-284, Dec. 2001.

ÇEHRELI, M. C.; IPLIKÇIOĞLU, H. In vitro strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. **Implant. Dent.**, Baltimore, v. 11, n. 3, p. 286-292, 2002.

CHOU, T. M. et al. Photoelastic analysis and comparison of force-transmission characteristics of intracoronal attachments with clasp distal-extension removable partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 62, n. 3, p. 313-319, Sept. 1989.

CHOU, T. M. et al. 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. 3, p. 343-349, Sept. 1991.

CLELLAND, N. L. et al. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 8, n. 5, p. 541-548, 1993.

CLELLAND, N. L. et al. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in anterior maxilla. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v. 4, n. 2, p. 95-100, June 1995.

COOLIDGE, E. D. The thickness of the human periodontal membrane. **J. Am. Dent. Assoc. & Dent. Cosm.**, Chicago, v. 24, n. 8, p. 1260-1270, Aug. 1937.

CRAIG, R.G.; FARAH, J. W. Stresses from loading distal-extension removable partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 39, n. 3, p.

274-277, Mar. 1978.

CUNHA, L. D. A. P. **Avaliação da influência da localização do implante osseointegrado associado à PPR Classe I mandibular. Estudo pelo método dos elementos finitos.** 2004. 182 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia, UNESP - Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2004.

DARBAR, U. R. et al. Finite element analysis of stress distribution at the tooth-denture base interface of acrylic resin teeth debonding from the denture base. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 74, n. 6, p. 591-594, Dec. 1995.

EGER, D.; GUNSOLLEY, J. C.; FELDMAN, S. Comparison of angled and standard abutments and their effect on clinical outcomes: a preliminary report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 15, n. 6, p. 819-823, Nov./Dec. 2000.

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.

FARAH, J. W.; CRAIG, R. G.; MEROUEH, K. A. Finite element analysis of a mandibular model. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 15, n. 6, p. 615-624, Nov. 1988.

FIGÚN, M. E. **Anatomia odontológica funcional e aplicada.** São Paulo: Panamericana, 1986. p. 286-314.

GANZ, S. D. Combination natural tooth and implant-borne removable partial denture: a clinical report. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 66, n. 1, p. 1-5, July 1991.

GARGIULO, A. W., WENTZ, F. M., ORBAN, B. Dimensions and relations of the dentogingival junction in humans. **J. Periodontol.**, Chicago, v. 32, n. 7, p. 261-267, July 1961.

GELB, D. A.; LAZARRA, R. J. Hierarchy of objectives in implant placement to maximize esthetics: use of pre-angulated abutments. **Int. J.**

Periodontics Restorative Dent., Chicago, v. 13, n. 3, p. 277-287, 1993.

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

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

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

HIMMLOVÁ, L. et al. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 91, n. 1, p. 20-25, Jan. 2004.

IGARASHI, Y. et al. Stress distribution and abutment tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers: an *in vivo* study. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 26, n. 2, p. 111-116, Feb. 1999.

ITOH, H. et al. Effects of periodontal support and fixed splinting on load transfer by removable partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 79, n. 4, p. 465-471, Apr. 1998.

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

KELLY, E. Changes caused by a mandibular removable partial denture opposing a maxillary complete denture. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 27, n. 2, p. 140-150, Feb. 1972.

KELTJENS, H. M. A. M. et al. Distal extension removable partial dentures supported by implants and residual teeth: considerations and case reports. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 8, n. 2, p. 208-213, Mar./Apr., 1993.

KO, C. C. et al. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 68, n. 3, p. 421-427, Sept. 1992.

KRATOCHVIL, F. J. Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. **J. Prosthet. Dent.** St. Louis, v. 13, n. 1, p. 114-124, Jan./Feb. 1963.

KRATOCHVIL, F. J.; CAPUTO, A. A. Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 32, n. 1, p. 52-61, July 1974.

KRATOCHVIL, F. J.; DAVIDSON, P. N.; GUIJT, J. T. Five year survey of treatment with removable partial dentures. Part I. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 48, n. 3, p. 237-244, Sept. 1982.

KREKMANOV, L. et al. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 15, n. 3, p. 405-414, May/Jun. 2000.

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

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

LAGANÁ, D. C. **Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível de extremidade livre, com encaixe extracoronário rígido e semi-rígido.** 1996. 179 f. Tese (Livre Docência) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1996.

LAGANÁ, D. C.; ZANETTI, A. L. Estudo comparativo do comportamento biomecânico das próteses parciais removíveis de extremidade livre e das próteses fixas em cantilever. Análise fotoelástica das reações das estruturas de suporte. **RPG: Rev. Pós Grad.**, São Paulo, v. 2, n. 2, p. 45-51, abr./jun. 1995.

LEUNG, K. C. M. et al. Periimplant bone loss: management of a patient. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.** Lombard, v. 16, n. 2, p. 273-277, Mar./Apr. 2001.

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

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

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

MIJIRITSKY, E.; KARAS, S. Removable partial denture design involving teeth and implants as an alternative to unsuccessful fixed implant therapy: a case report. **Implant. Dent.**, Baltimore, v. 13, n. 3, p. 218-222, Sept. 2004.

MISCH, C. E. Dental evaluation: factors of stress. In: **Contemporary implant dentistry.** 2. ed. St. Louis: Mosby, 1999. Cap. 9, p. 119-134.

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

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

NAIRN, R. I. The problem of free-end denture bases. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 16, n. 3, p. 522-532, May/June 1966.

NALLY, J. N. Methods of handling abutment teeth in Class I partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 30, n. 4, p. 561-566, Oct. 1973.

O'MAHONY, A. et al. Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analyses of axial and off-axial loading. **Implant Dent.**, Baltimore, v. 9, n. 3, p. 207-218, 2000.

PELLECCHIA, M.; PELLECCHIA, R.; EMTIAZ, S. Distal extension mandibular removable partial denture connected to an anterior fixed implant-supported prosthesis: a clinical report. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 83, n. 6, p. 607-612, June, 2000.

PELLIZZER, E. P. et al. Influência da extensão do rebordo em prótese parcial removível classe I mandibular convencional e associada com implante na região distal. **Rev. Odolntol. UNICID**, São Paulo, 2005.No prelo.

PEZZOLI, M. et al. Retention magnets in guiding plates of distal-extension removable partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 60, n. 5, p. 577-582, Nov. 1988.

PIATTELLI, A.; SCARANO, A.; PAOLANTONIO, M. Clinical and histologic features of a nonaxial load on the osseointegration of a posterior mandibular implant: report of a case. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 13, n. 2, p. 273-275, Mar./Apr. 1998.

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

RICHTER, E. J. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 61, n. 5, p. 602-609, May 1989.

ROCHA, E. P. **Prótese parcial removível de extremidade livre associada a um implante osseointegrado: estudo através do método dos elementos finitos**. 2001. 123 f. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, Piracicaba, 2001.

SAIZAR, P. **Protesis a placa**. 6. ed. Buenos Aires: Progrental, 1958. 863

p.

SERTGÖZ, A.; GÜVENER, S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 76, n. 2, p. 165-169, Aug. 1996.

SETHI, A.; KAUS, T.; SOCHOR, P. The use of angulated abutments in implant dentistry: five-year clinical results of an ongoing prospective study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 15, n. 6, p. 801-810, Nov./Dec. 2000.

SETHI, A. et al. Evolution of the concept of angulated abutments in implant dentistry: 14-year clinical data. **Implant Dent.**, Baltimore, v. 11, n. 1, p. 41-51, 2002.

STARR, N. L. The distal extension case: an alternative restorative design for implant prosthetics. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v. 21, n. 1, p. 61-67, Feb. 2001.

TODESCAN, R.; SILVA, E. E. B.; SILVA, O. J. A prótese parcial removível e implantes osseointegrados. In: **Atlas de prótese parcial removível**. São Paulo: Ed. Santos, 1996. p. 335-345.

VANZEVEREN, C. et al. Treatment with removable partial dentures: a longitudinal study. Part I. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 30, n. 5, p. 447-458, May 2003a.

VANZEVEREN, C. et al. Treatment with removable partial dentures: a longitudinal study. Part II. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 30, n. 5, p. 459-469, May 2003b.

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

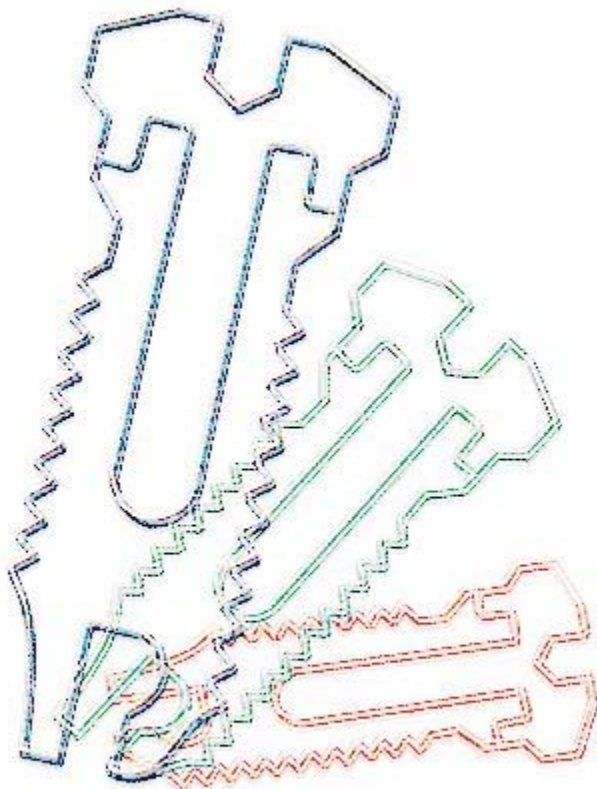
WATANABE, F. et al. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. **Odontology**, v. 91, n. 1, p. 31-36, Sept. 2003.

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

YOKOYAMA, S. et al. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 91, n. 3, p. 234-240, Mar. 2004.

LUCAS 9:

23 “Em seguida dizia a todos: Se alguém quer vir após mim, negue-se a si mesmo, tome cada dia a sua cruz, e siga-me”.



Anexos

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

Ao contrário das figuras encontradas nos resultados, estas não estão com os valores das tensões padronizados, mas com os valores automáticos.

A apresentação dos modelos segue a ordem seguinte:

Modelo A (sem PPREL)

Modelo B (com PPREL)

Modelo C (com PPREL e implante a 0°)

Modelo D (com PPREL e implante a 5°)

Modelo E (com PPREL e implante a 15°)

Modelo F (com PPREL e implante a 30°)

MODELO A

ANSYS
NOV 17 2004
12:16:46

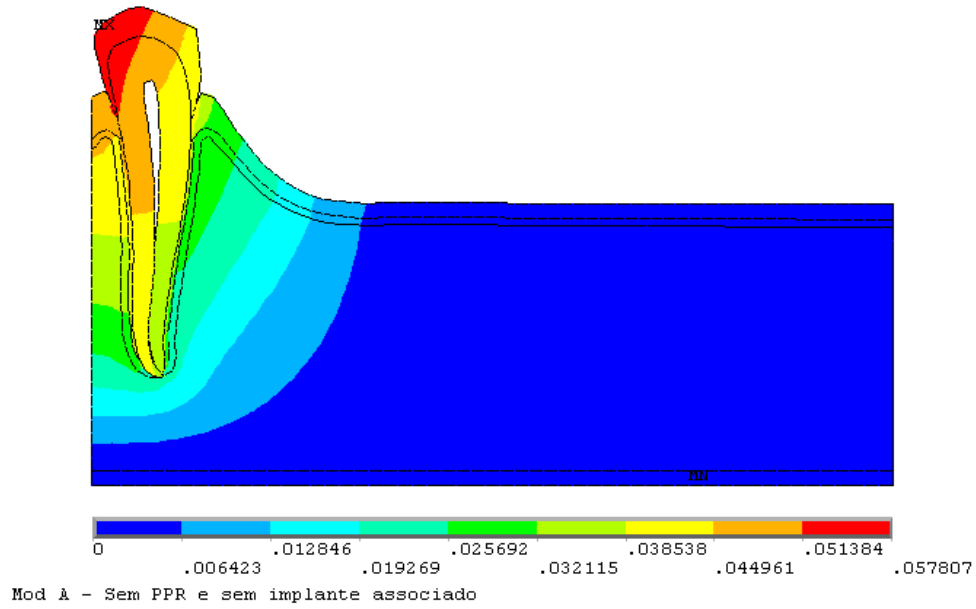


FIGURA 32 - Mapa Geral de Deslocamentos do MA.

ANSYS
NOV 17 2004
12:16:58

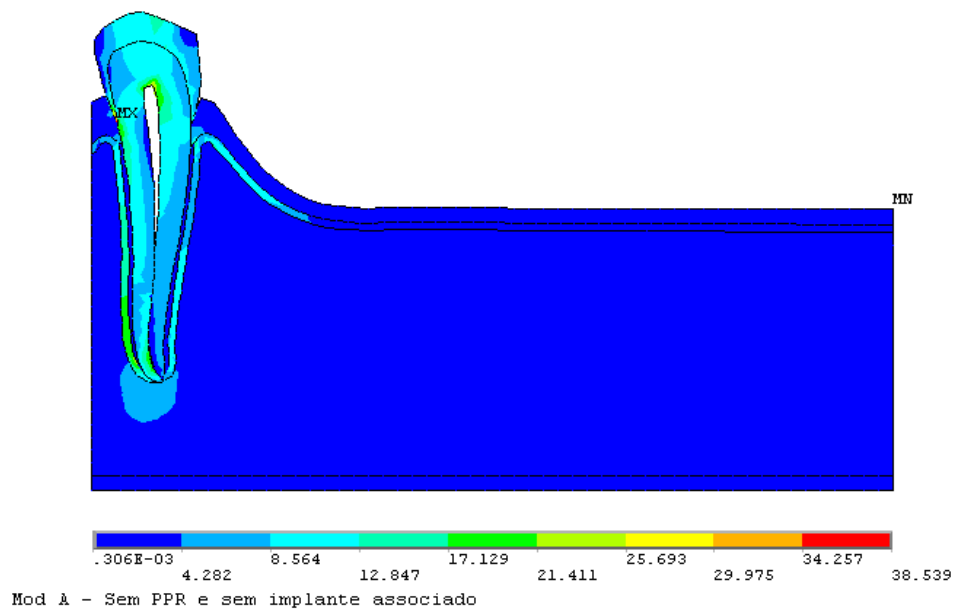


FIGURA 33 - Mapa Geral de Tensões do MA.

ANSYS
NOV 17 2004
12:17:21

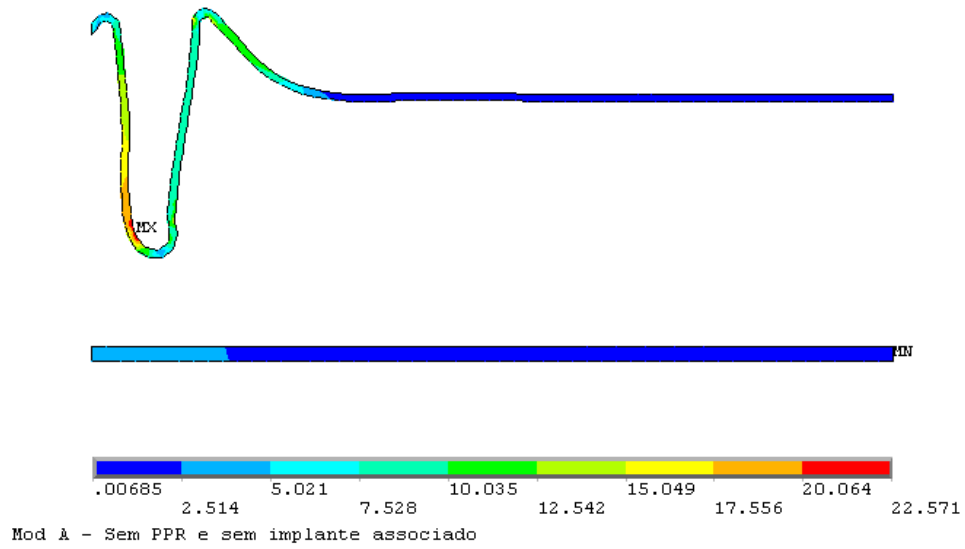


FIGURA 34 - Mapa de Tensão do Osso Cortical do MA

ANSYS
NOV 17 2004
12:17:38

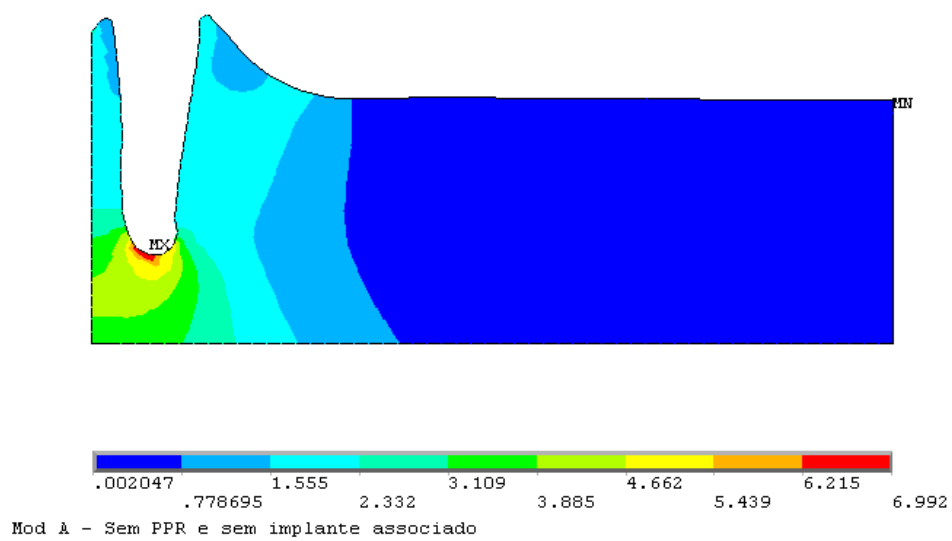


FIGURA 35 - Mapa de Tensão do Osso Esponjoso do MA

ANSYS
NOV 17 2004
12:17:51

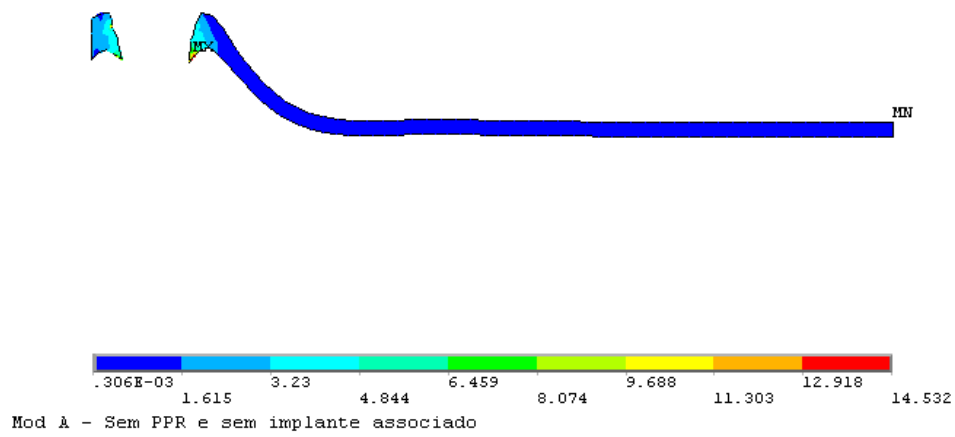


FIGURA 36 - Mapa de Tensão da Fibromucosa do MA

ANSYS
NOV 17 2004
12:18:19

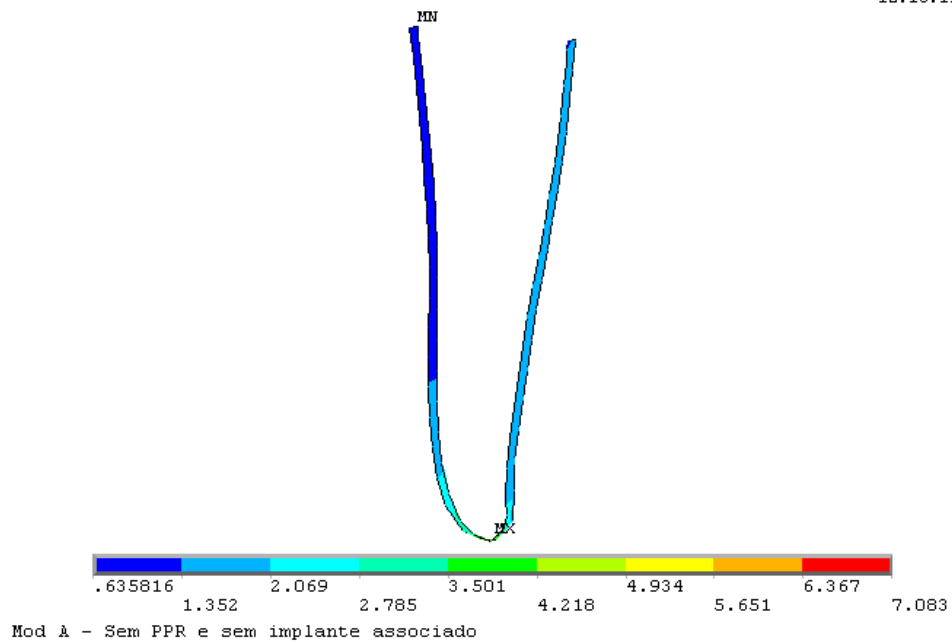


FIGURA 37 - Mapa de Tensão do Ligamento Periodontal do MA

MODELO B

1
NODAL SOLUTION

ANSYS
JAN 17 2005
12:56:44

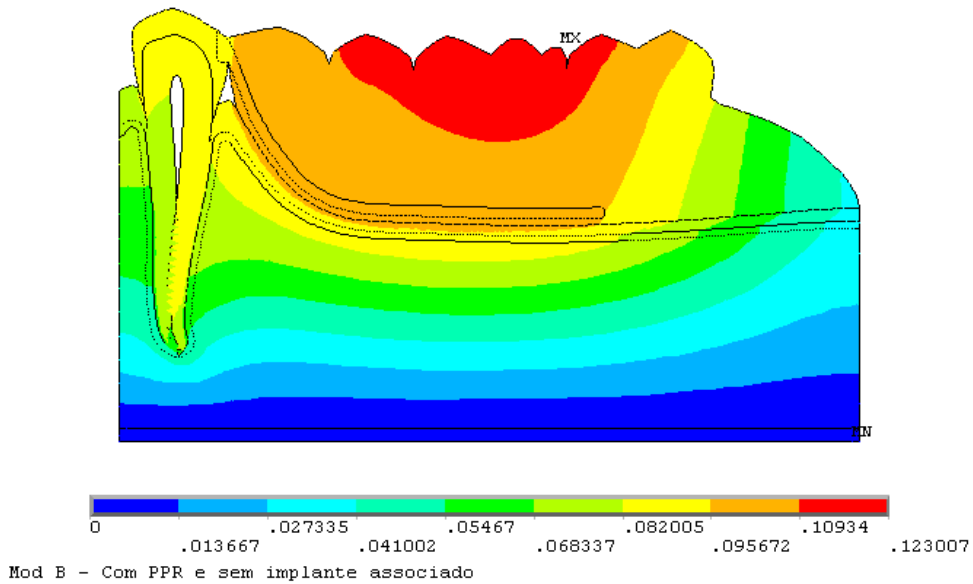


FIGURA 38 - Mapa Geral de Deslocamentos do MB.

NODAL SOLUTION

ANSYS
JAN 17 2005
12:57:38

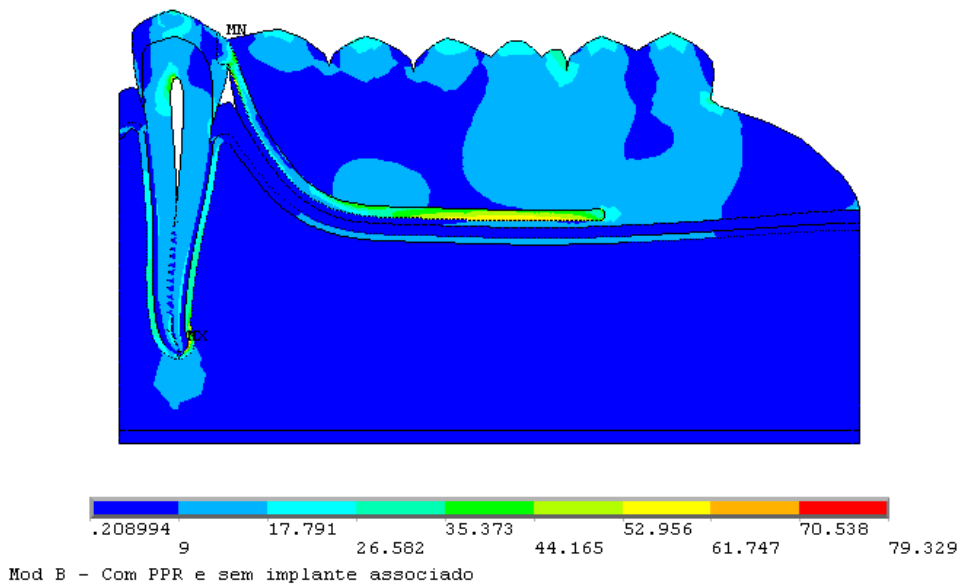


FIGURA 39 - Mapa Geral de Tensões do MB.

NODAL SOLUTION

ANSYS
JAN 17 2005
12:57:58

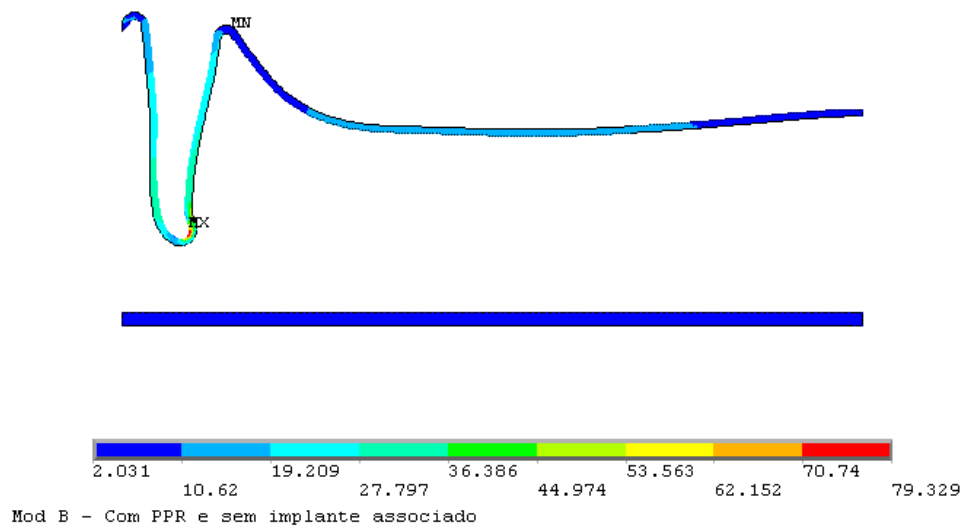


FIGURA 40 - Mapa de Tensão do Osso Cortical do MB

NODAL SOLUTION

ANSYS
JAN 17 2005
12:58:11

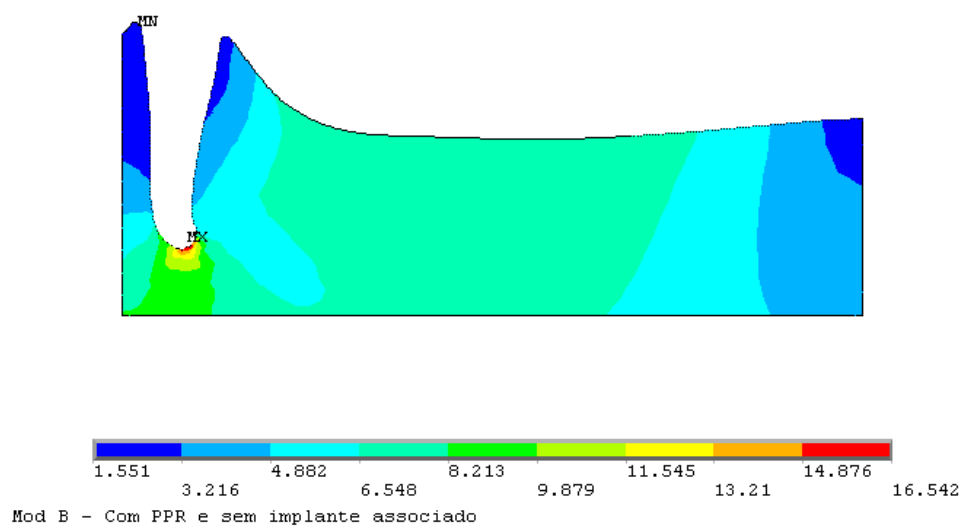


FIGURA 41 - Mapa de Tensão do Osso Esponjoso do MB

NODAL SOLUTION

ANSYS
JAN 17 2005
12:58:23

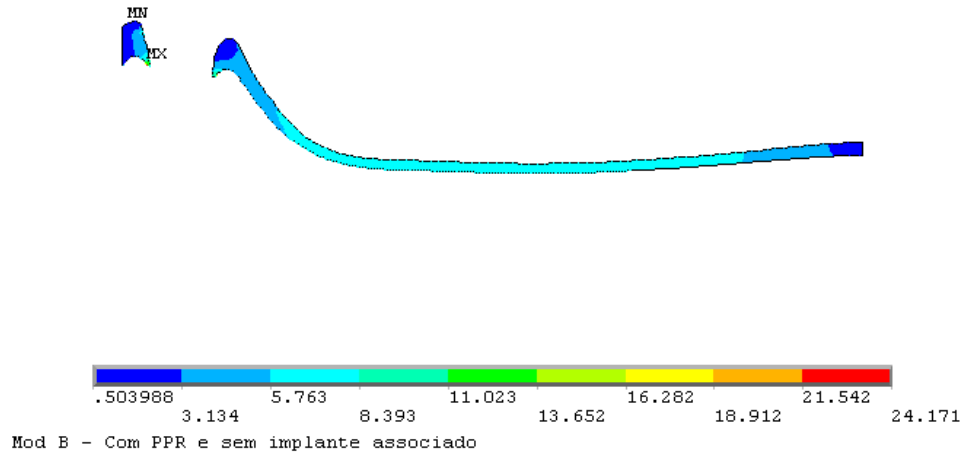


FIGURA 42 - Mapa de Tensão da Fibromucosa do MB

NODAL SOLUTION

ANSYS
JAN 17 2005
12:58:52

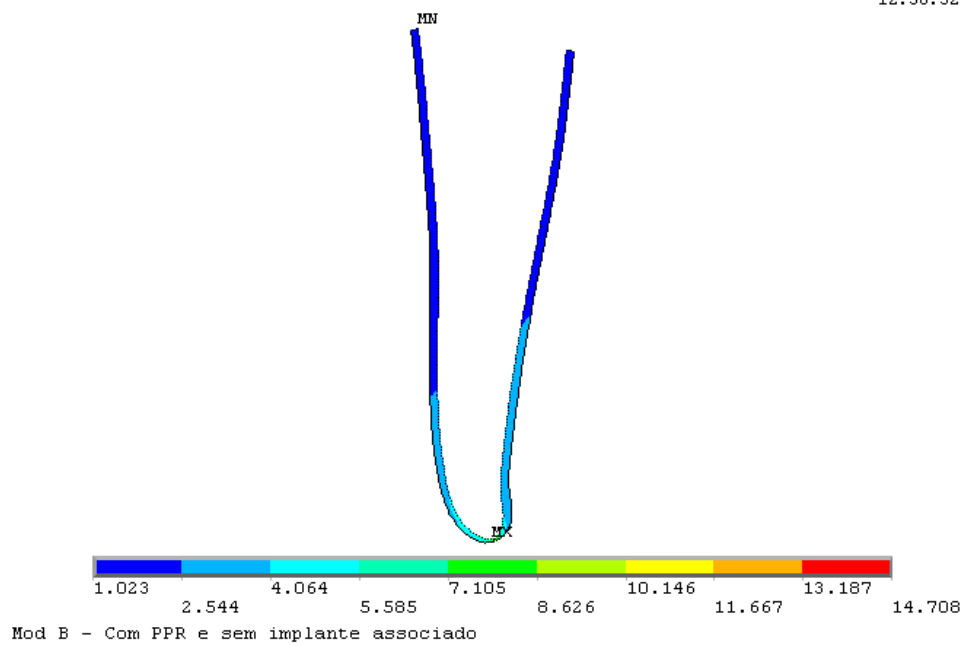


FIGURA 43 - Mapa de Tensão do Ligamento Periodontal do MB

NODAL SOLUTION

ANSYS
JAN 17 2005
12:59:21

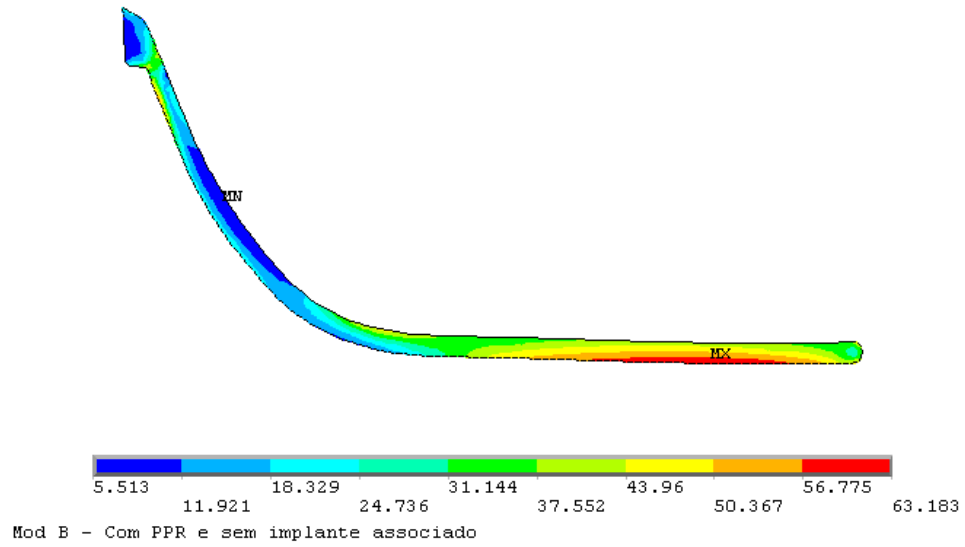


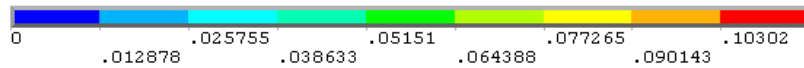
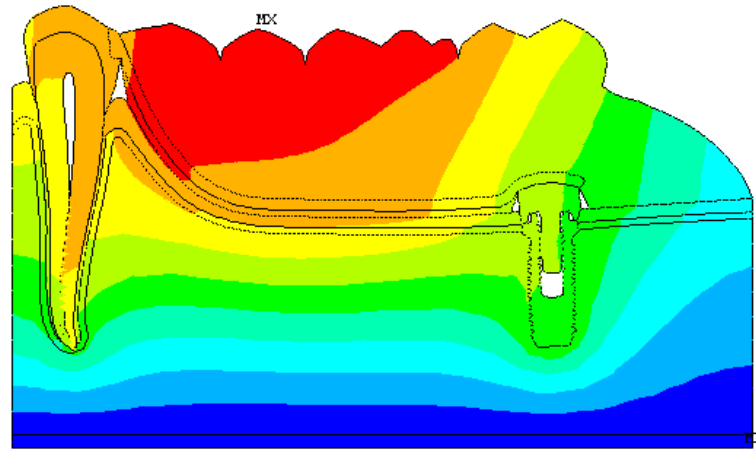
FIGURA 44 - Mapa de Tensão da Estrutura Metálica do MB

MODELO C

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:24:30



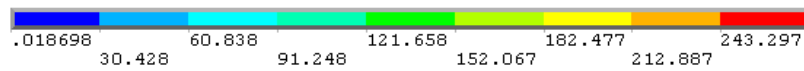
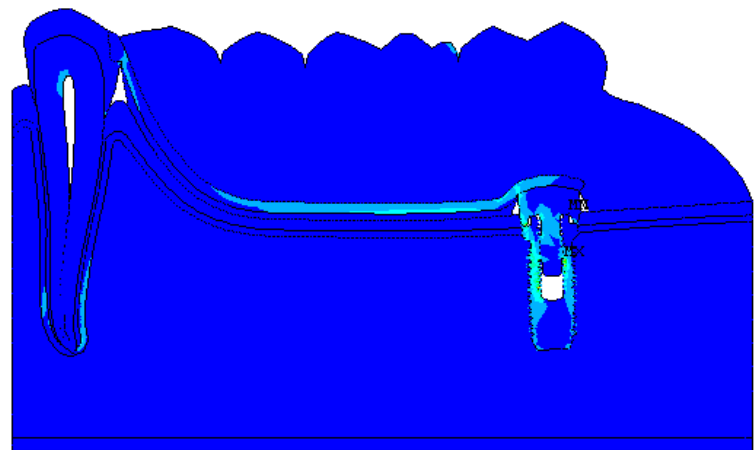
Mod C - PPR associada a implante com 0 graus de inclinacao

FIGURA 45 - Mapa Geral de Deslocamentos do MC.

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:25:08



Mod C - PPR associada a implante com 0 graus de inclinacao

FIGURA 46 - Mapa Geral de Tensões do MC.

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:25:42

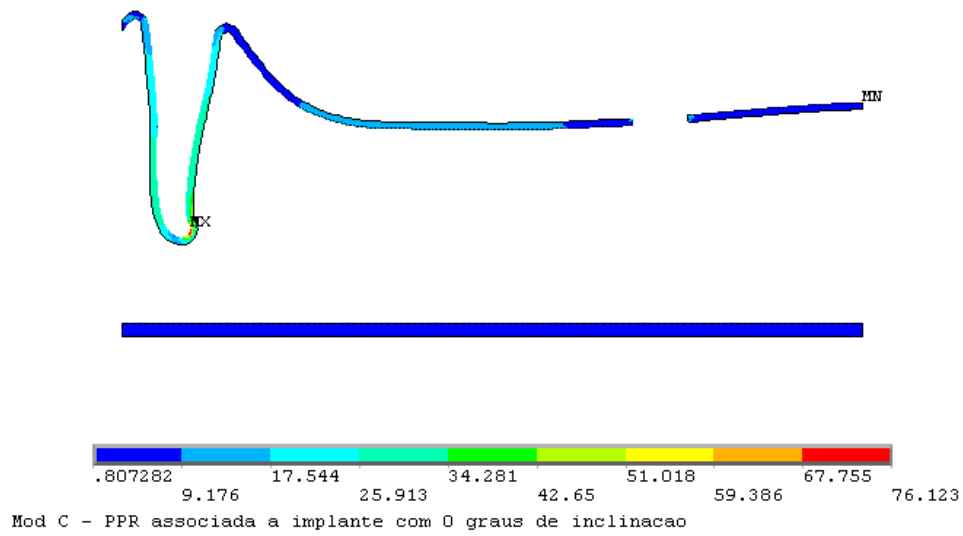


FIGURA 47 - Mapa de Tensão do Osso Cortical do MC

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:25:57

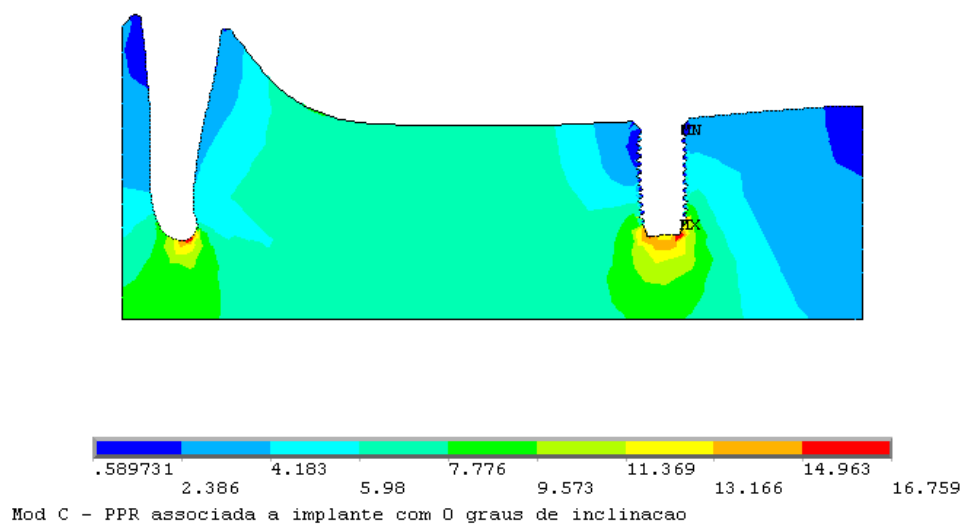


FIGURA 48 - Mapa de Tensão do Osso Esponjoso do MC

NODAL SOLUTION

ANSYS
DEC 5 2004
17:26:19

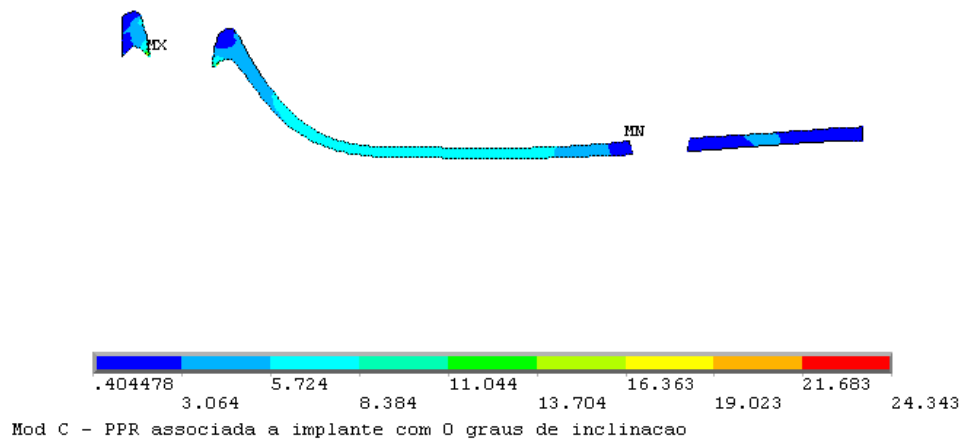


FIGURA 49 - Mapa de Tensão da Fibromucosa do MC

NODAL SOLUTION

ANSYS
DEC 5 2004
17:27:14

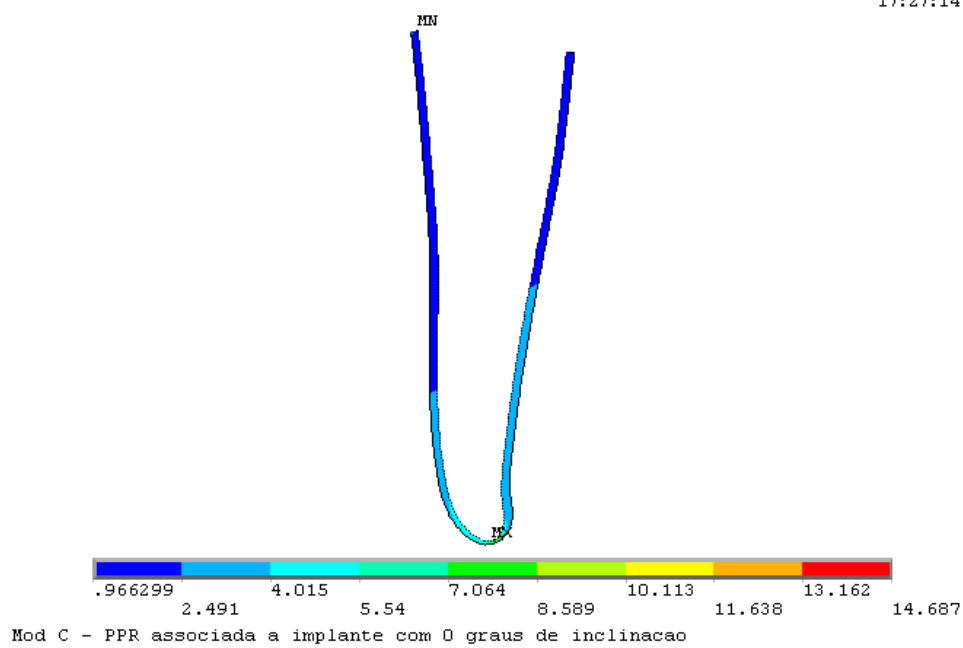
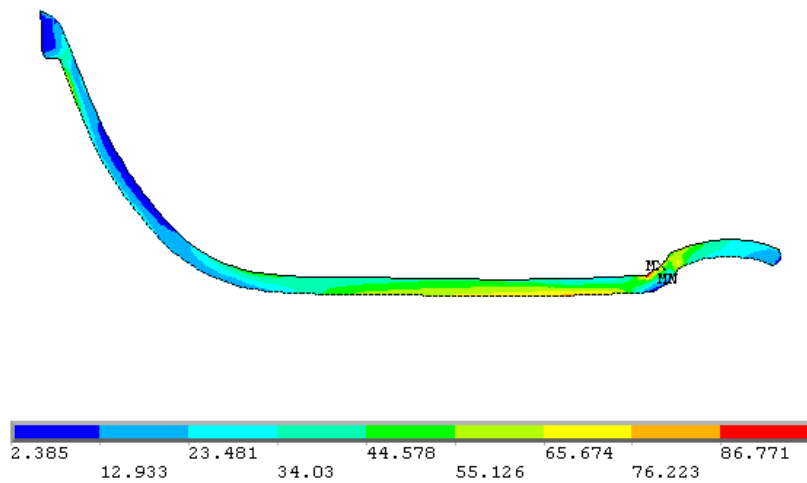


FIGURA 50 - Mapa de Tensão do Ligamento Periodontal do MC

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:26:38



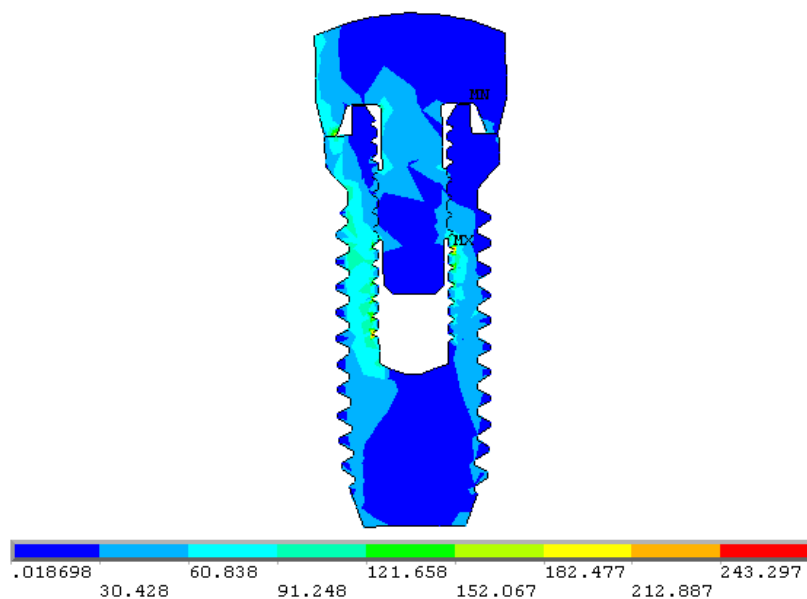
Mod C - PPR associada a implante com 0 graus de inclinacao

FIGURA 51 - Mapa de Tensão da Estrutura Metálica do MC

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:26:58



Mod C - PPR associada a implante com 0 graus de inclinacao

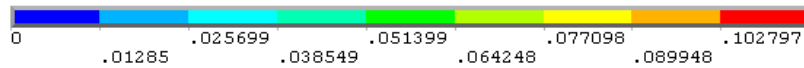
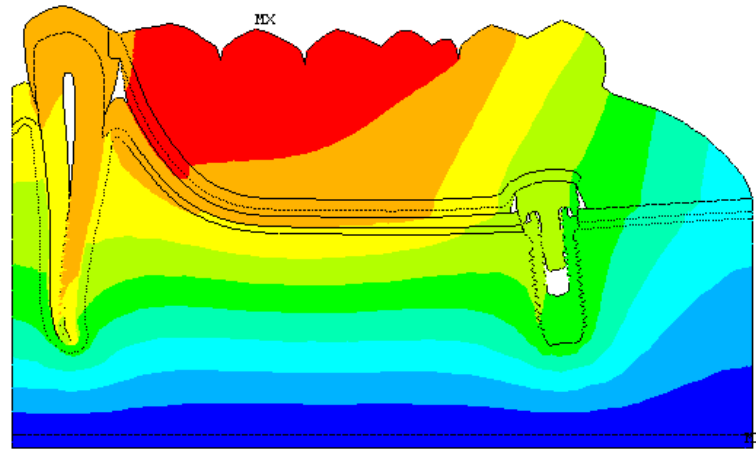
FIGURA 52 - Mapa de Tensão do Implante do MC

MODELO D

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:31:26



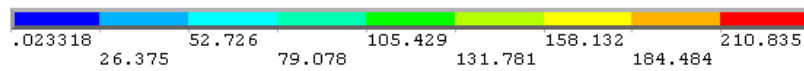
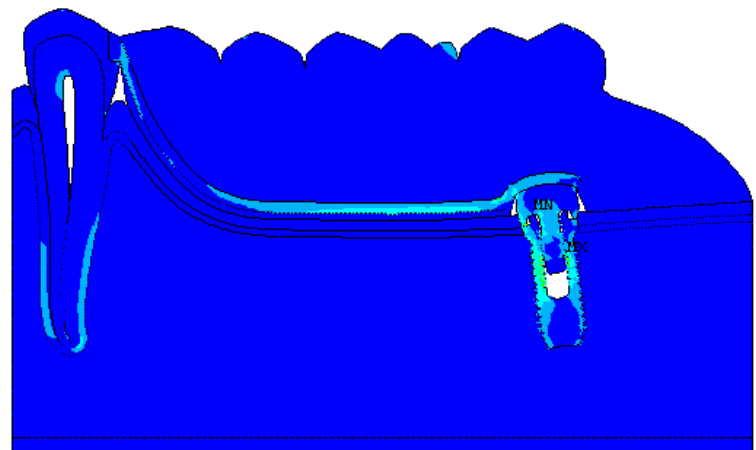
Mod D - PPR associada a implante com 5 graus de inclinacao

FIGURA 53 - Mapa Geral de Deslocamentos do MD

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:31:35



Mod D - PPR associada a implante com 5 graus de inclinacao

FIGURA 54 - Mapa Geral de Tensões do MD.

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:38:06

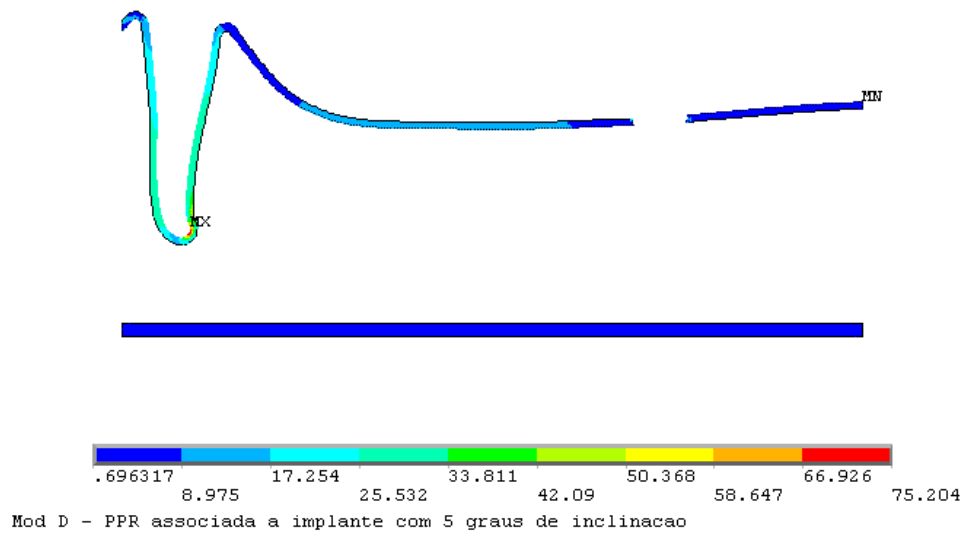


FIGURA 55 - Mapa de Tensão do Osso Cortical do MD

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:37:01

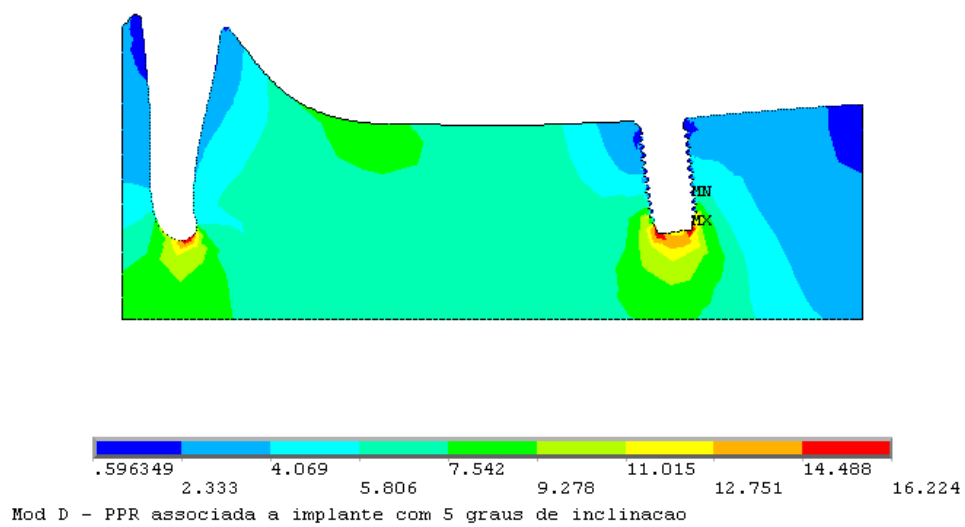


FIGURA 56 - Mapa de Tensão do Osso Esponjoso do MD

NODAL SOLUTION

ANSYS
DEC 5 2004
17:38:39

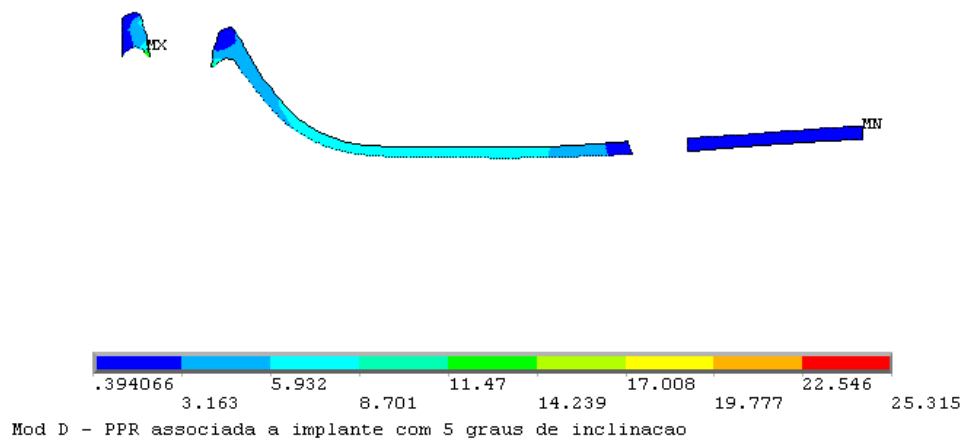


FIGURA 57 - Mapa de Tensão da Fibromucosa do MD

NODAL SOLUTION

ANSYS
DEC 5 2004
17:40:22

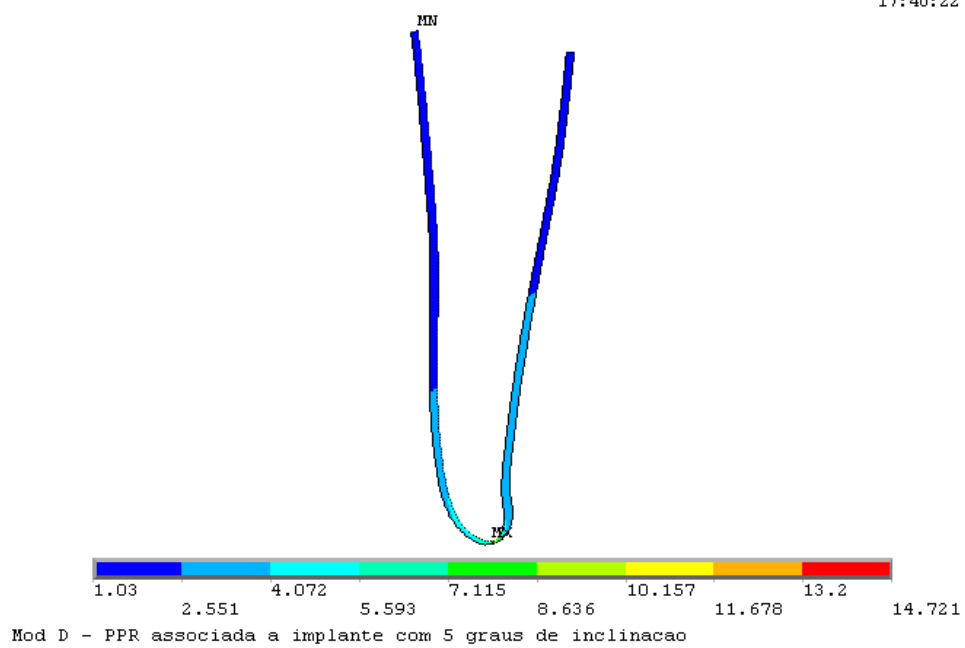
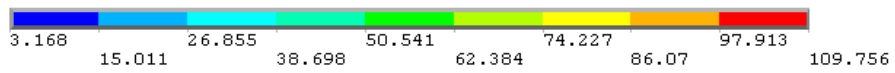
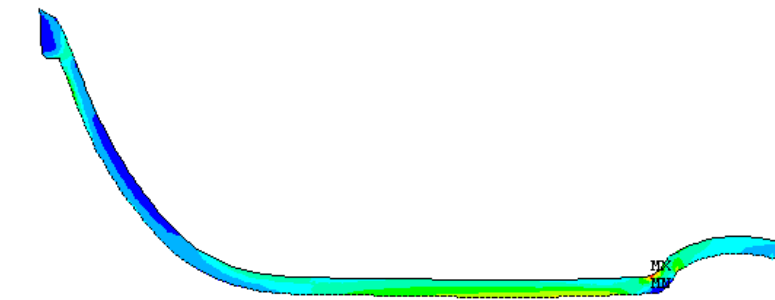


FIGURA 58 - Mapa de Tensão do Ligamento Periodontal do MD

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:39:34



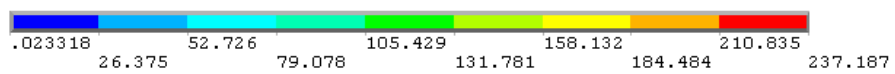
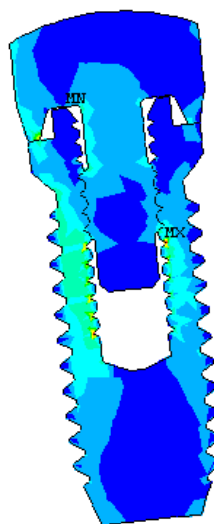
Mod D - PPR associada a implante com 5 graus de inclinacao

FIGURA 59 - Mapa de Tensão da Estrutura Metálica do MD

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:39:50



Mod D - PPR associada a implante com 5 graus de inclinacao

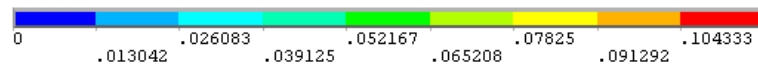
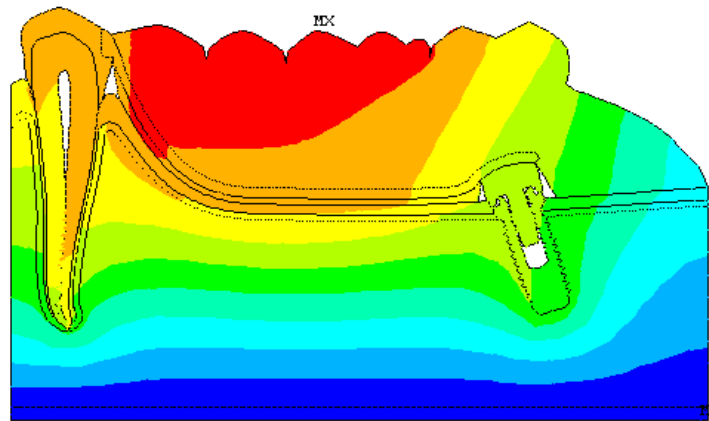
FIGURA 60 - Mapa de Tensão do Implante do MD

MODELO E

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
19:08:26



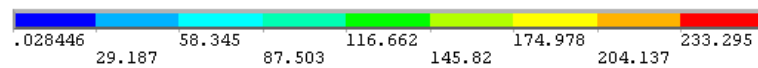
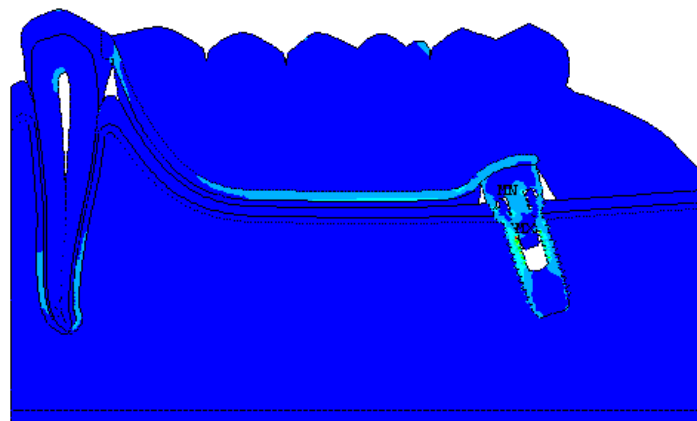
Mod E - PPR associada a implante com 15 graus de inclinacao

FIGURA 61 - Mapa Geral de Deslocamentos do ME.

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
19:09:50

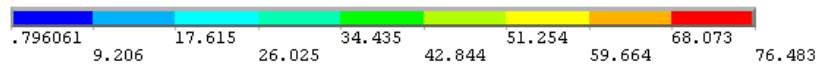
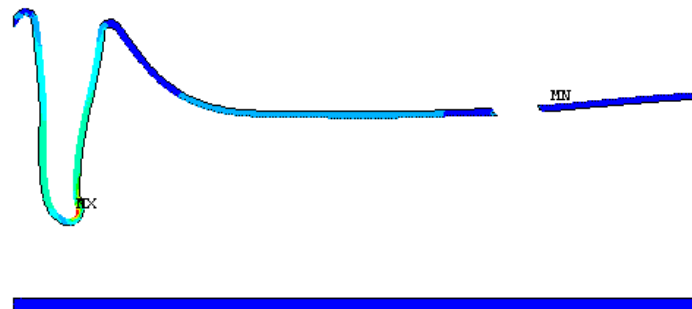


Mod E - PPR associada a implante com 15 graus de inclinacao

FIGURA 62 - Mapa Geral de Tensões do ME.

NODAL SOLUTION

ANSYS
DEC 5 2004
19:10:23

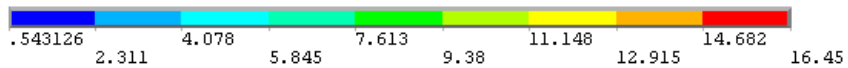
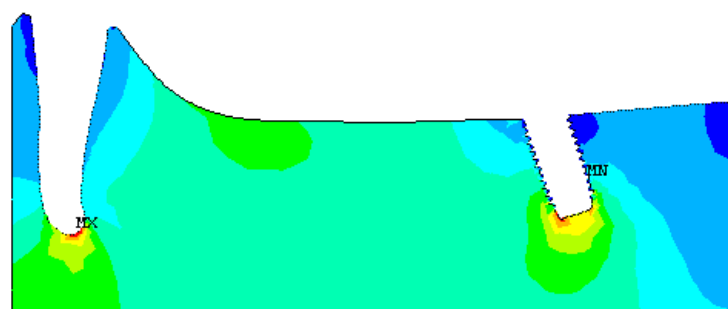


Mod E - PPR associada a implante com 15 graus de inclinacao

FIGURA 63 - Mapa de Tensão do Osso Cortical do ME

NODAL SOLUTION

ANSYS
DEC 5 2004
19:10:09



Mod E - PPR associada a implante com 15 graus de inclinacao

FIGURA 64 - Mapa de Tensão do Osso Esponjoso do ME

NODAL SOLUTION

ANSYS
 DEC 5 2004
 19:10:37

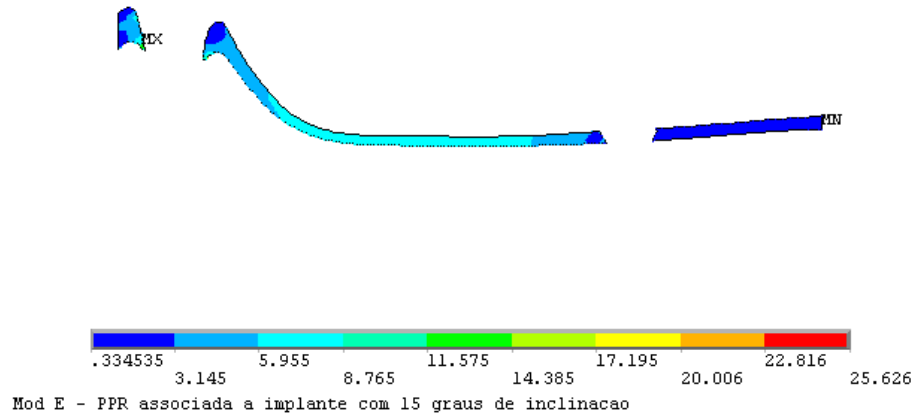


FIGURA 65 - Mapa de Tensão da Fibromucosa do ME

NODAL SOLUTION

ANSYS
 DEC 5 2004
 19:11:53

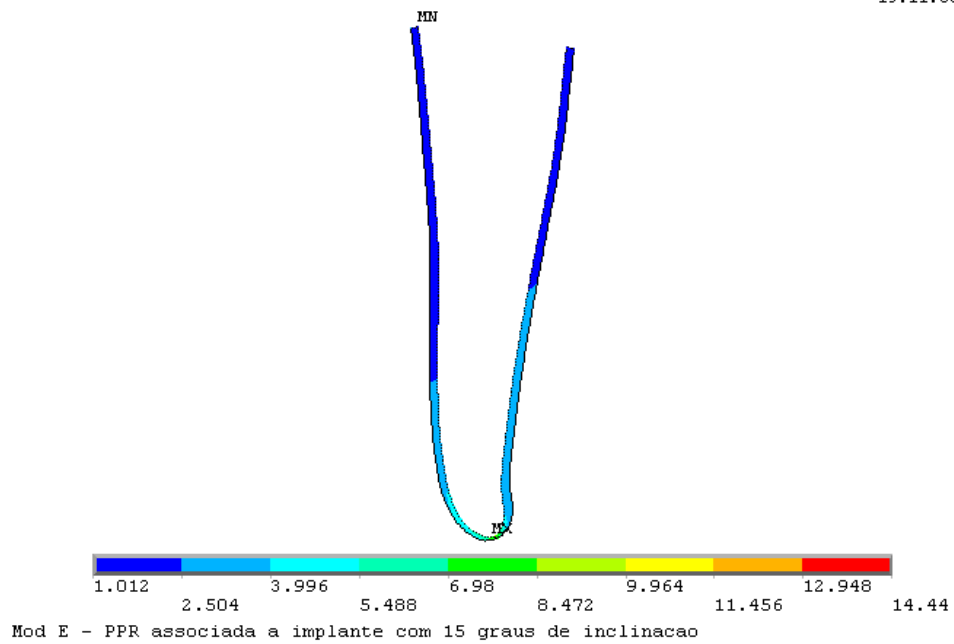


FIGURA 66 - Mapa de Tensão do Ligamento Periodontal do ME

NODAL SOLUTION

ANSYS
DEC 5 2004
19:10:52

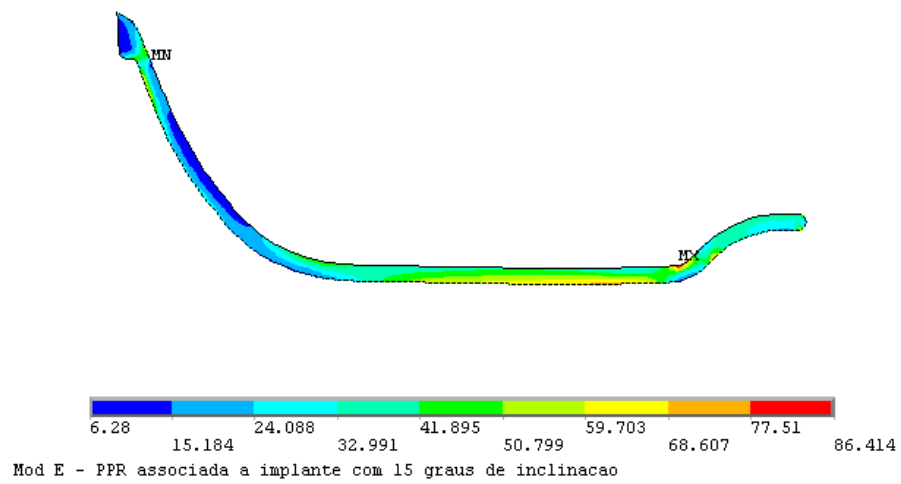


FIGURA 67 - Mapa de Tensão da Estrutura Metálica do ME

NODAL SOLUTION

ANSYS
DEC 5 2004
19:11:29

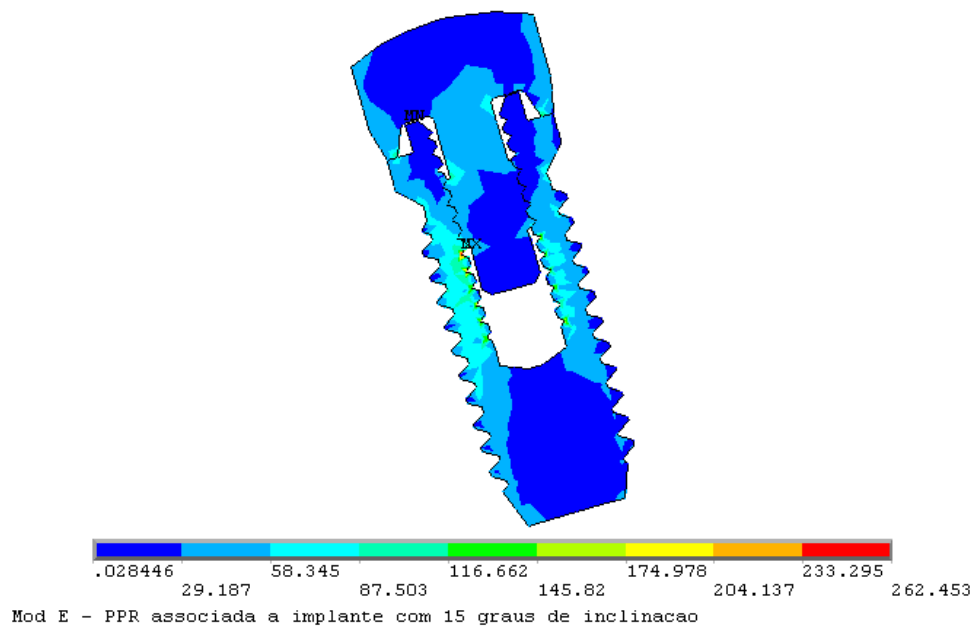


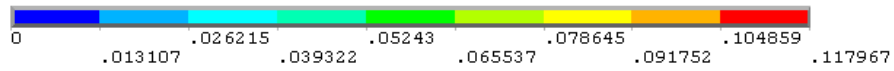
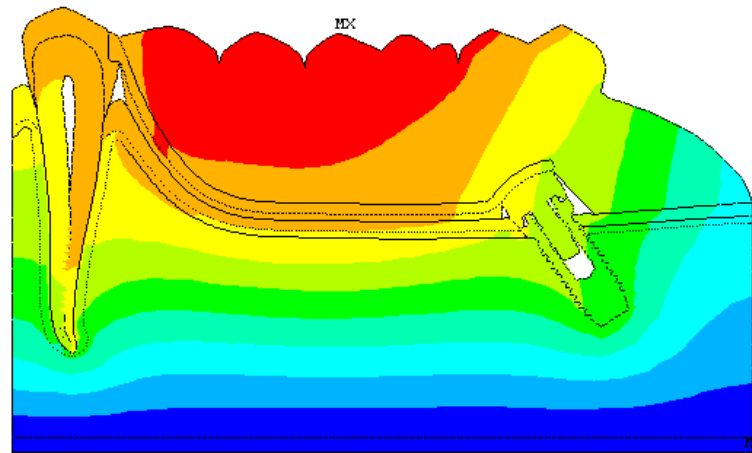
FIGURA 68 - Mapa de Tensão do Implante do ME

MODELO F

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:52:01



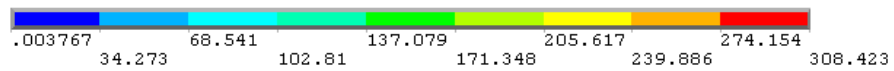
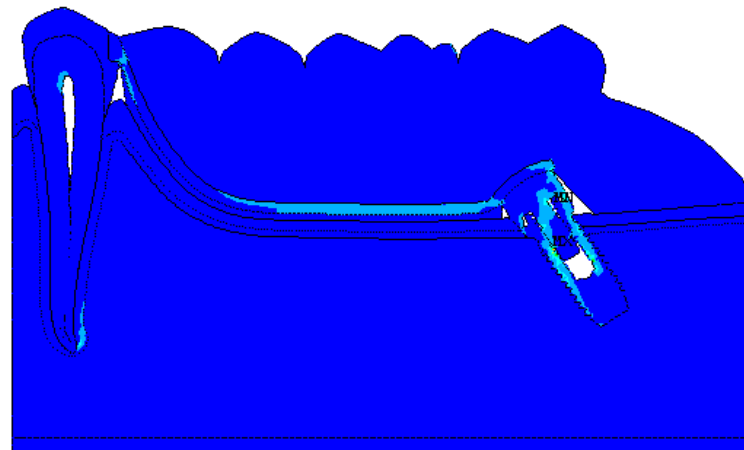
Mod F - PPR associada a implante com 30 graus de inclinacao

FIGURA 69 - Mapa Geral de Deslocamentos do MF.

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:52:11



Mod F - PPR associada a implante com 30 graus de inclinacao

FIGURA 70 - Mapa Geral de Tensões do MF.

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:52:47

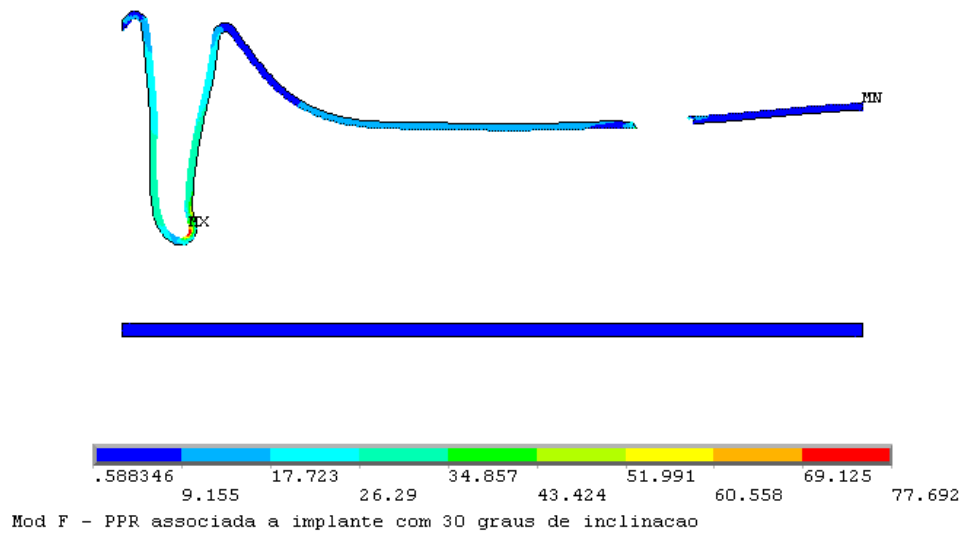


FIGURA 71 - Mapa de Tensão do Osso Cortical do MF

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:52:32

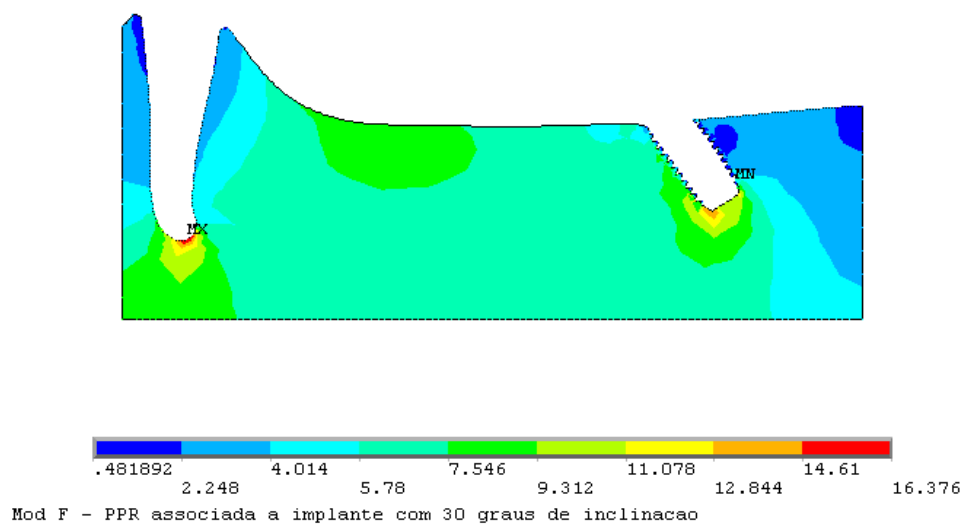


FIGURA 72 - Mapa de Tensão do Osso Esponjoso do MF

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:53:01

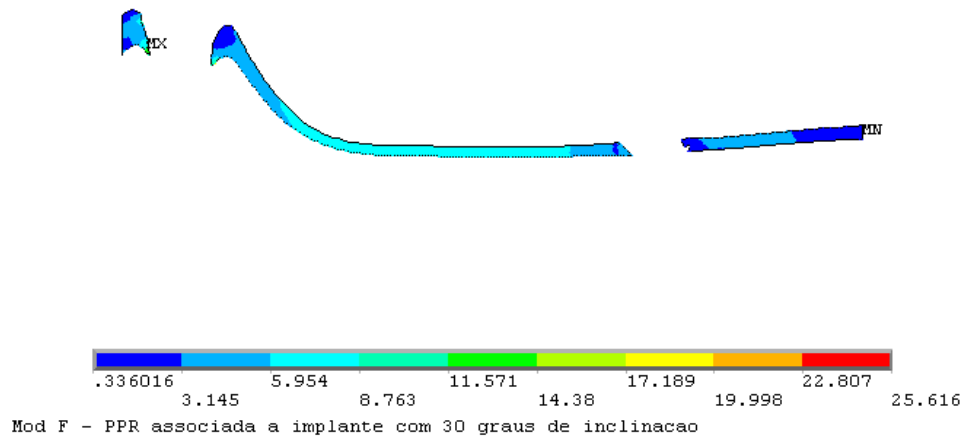


FIGURA 73 - Mapa de Tensão da Fibromucosa do MF

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:53:45

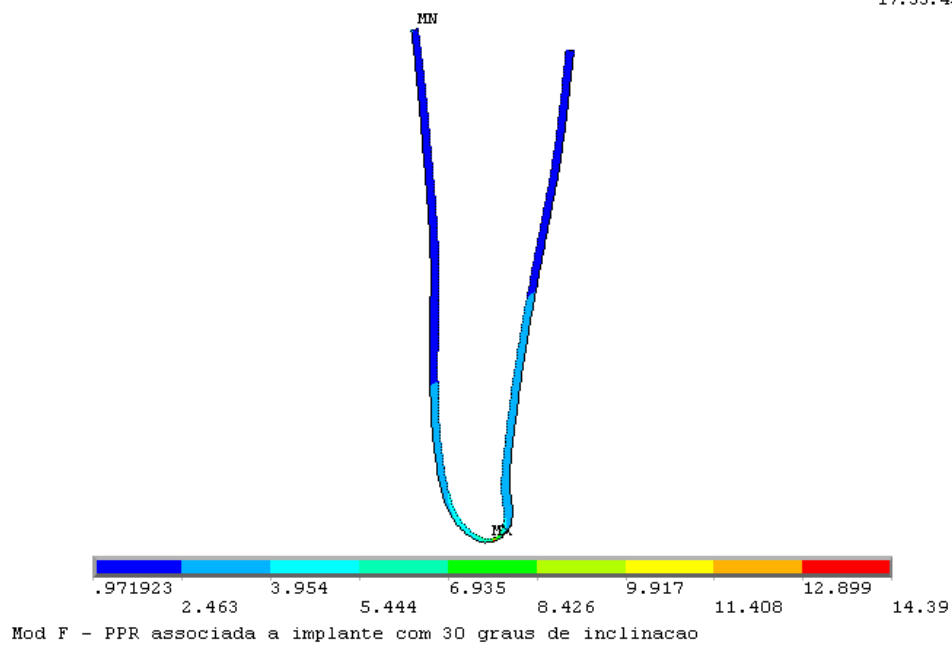


FIGURA 74 - Mapa de Tensão do Ligamento Periodontal do MF

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:53:14

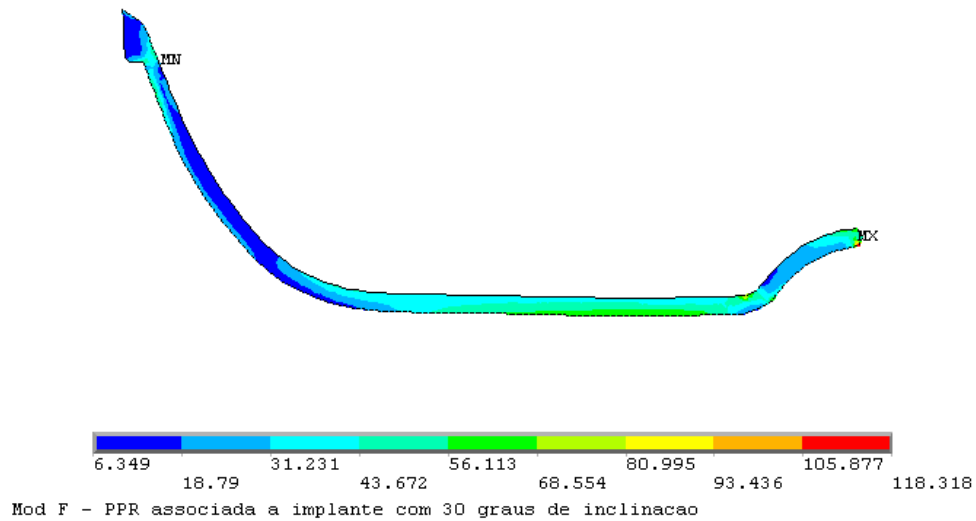


FIGURA 75 - Mapa de Tensão da Estrutura Metálica do MF

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:53:28

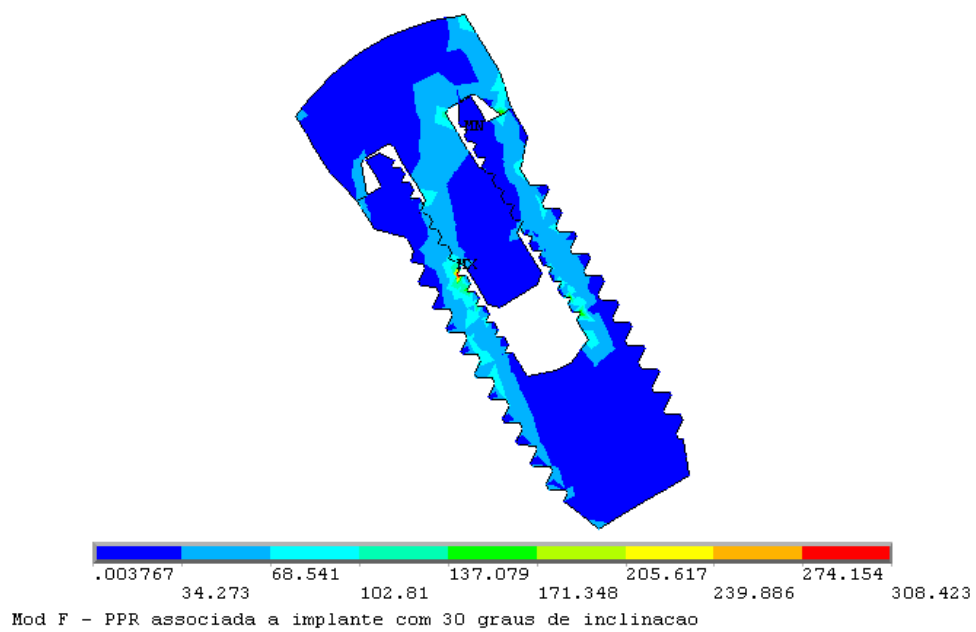


FIGURA 76 - Mapa de Tensão do Implante do MF

Autorizo a reprodução deste trabalho

Araçatuba, Maio de 2005.

Ciandrus Moraes de Freitas Santos

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:53:01

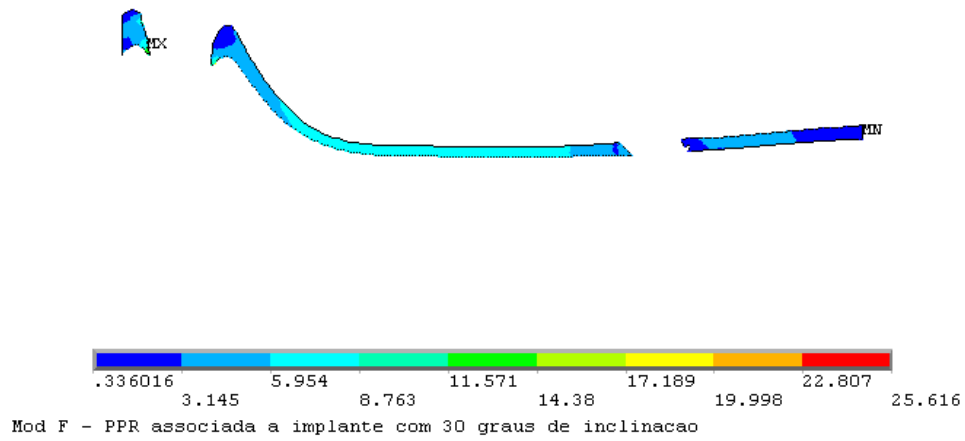


FIGURA 73 - Mapa de Tensão da Fibromucosa do MF

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:53:45

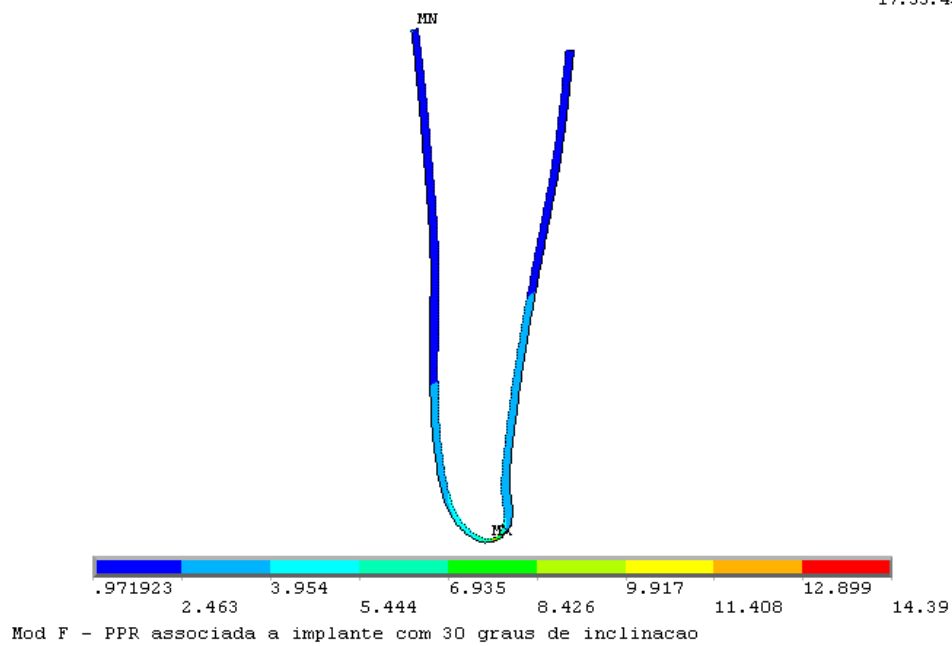


FIGURA 74 - Mapa de Tensão do Ligamento Periodontal do MF

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:53:14

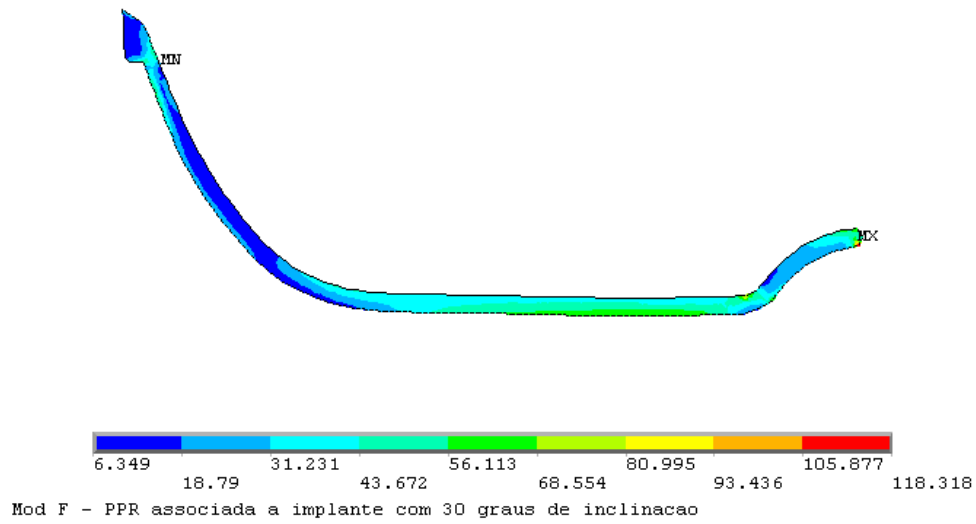


FIGURA 75 - Mapa de Tensão da Estrutura Metálica do MF

NODAL SOLUTION

ANSYS

DEC 5 2004
17:53:28

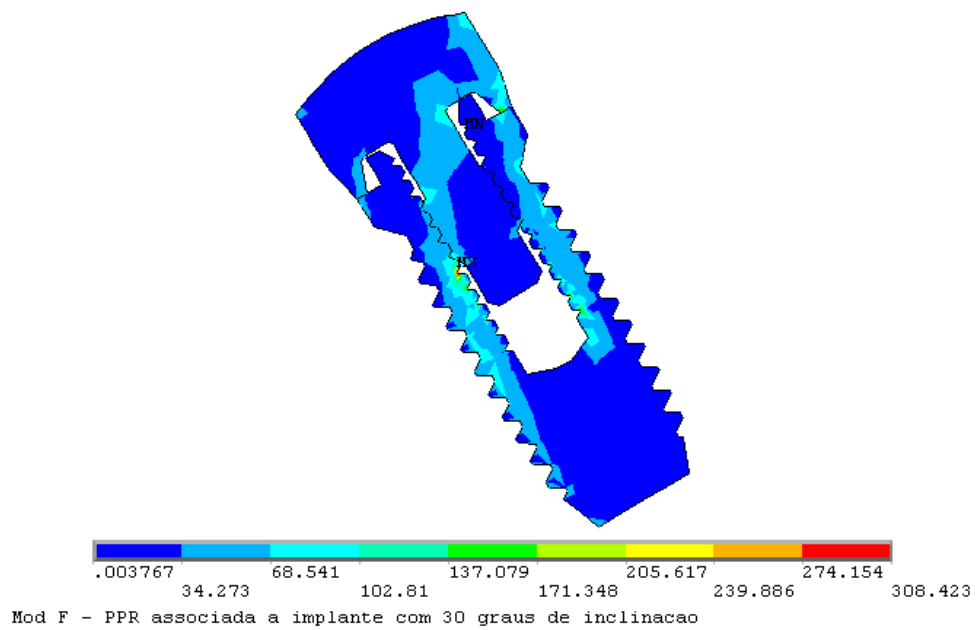


FIGURA 76 - Mapa de Tensão do Implante do MF

Autorizo a reprodução deste trabalho

Araçatuba, Maio de 2005.

Ciandrus Moraes de Freitas Santos