



Tales Candido Garcia da Silva

“Análise tridimensional por Elementos Finitos do comportamento biomecânico de *overdenture* com sistema barra-clipe reembasada com material permanente macio ou rígido”

Piracicaba
– 2013 –



Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

Tales Candido Garcia da Silva

“Análise tridimensional por Elementos Finitos do comportamento biomecânico de *overdenture* com sistema barra-clipe reembasada com material permanente macio ou rígido”

Orientador: Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do Título de Mestre em Materiais Dentários.

Este exemplar corresponde à versão final de dissertação defendida pelo aluno Tales Candido Garcia da Silva, e orientada pelo Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani

Assinatura do Orientador

Piracicaba
– 2013 –

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR
JOSIDELMA F COSTA DE SOUZA – CRB8/5894 - BIBLIOTECA DA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

Si38a Silva, Tales Candido Garcia da, 1987-
 Análise tridimensional por Elementos Finitos do
 comportamento biomecânico de overdenture com sistema barra-
 clipe reembasada com material permanente macio ou rígido /
 Tales Candido Garcia da Silva. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

 Orientador: Rafael Leonardo Xediek Consani.
 Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas,
 Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

 1. Reabsorção óssea. 2. Implantes dentários. 3. Prótese
 dentária. I. Consani, Rafael Leonardo Xediek, 1974- II.
 Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia
 de Piracicaba. III. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

Título em Inglês: A three-dimensional Finite Element Analysis of the biomechanical behavior of overdenture bar-clip system relined with soft or hard permanent material

Palavras-chave em Inglês:

Bone resorption
Dental implants
Dental prostesis

Área de concentração: Materiais Dentários

Titulação: Mestre em Materiais Dentários

Banca examinadora:

Rafael Leonardo Xediek Consani [Orientador]
Carlos José Soares
Marcelo Coelho Goiato

Data da defesa: 27-02-2013

Programa de Pós-Graduação: Materiais Dentários



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 27 de Fevereiro de 2013, considerou o candidato TALES CANDIDO GARCIA DA SILVA aprovado.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Rafael L. X. Consani", written over a horizontal line.

Prof. Dr. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Marcelo Coelho Goiato", written over a horizontal line.

Prof. Dr. MARCELO COELHO GOIATO

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Carlos José Soares", written over a horizontal line.

Prof. Dr. CARLOS JOSÉ SOARES

Aos meus pais **José Candido da Silva** e **Valdete Garcia de Souza e Silva** por toda atenção e ensinamentos ao longo dos anos, pelas inúmeras vezes que renunciaram à seus sonhos para que eu pudesse realizar os meus. Agradeço ao amor incondicional, principalmente nos momentos difíceis, transformando as dificuldades em pequenos obstáculos a serem superados.

Às minhas irmãs **Táisa Garcia da Silva Del Pino** e **Tárcia Garcia da Silva Soto**, por estarem sempre presentes e me apoiarem em todos os momentos da minha vida, pelos abraços e sorrisos, pelo amor incondicional.

Amo vocês! Obrigado por tudo...

Agradecimento Especial

Ao meu orientador, Prof. Dr. **Rafael Leonardo Xediek Consani**, inicialmente por acreditar em meu potencial e pela oportunidade de poder realizar minha Pós-Graduação nesta instituição. Por toda atenção, confiança, liberdade e todo conhecimento adquirido com a convivência que me permitiram chegar até aqui.

Obrigado!

Agradecimentos

À **Deus** por todo amparo e proteção em todos os momentos de minha vida.

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP**, na pessoa do seu Diretor **Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior** e do Diretor Associado **Prof. Dr. Alexandre Augusto Zaia** pela oportunidade da realização do Curso de Mestrado.

À Coordenadora Geral da Pós-Graduação **Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia** e ao Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários **Prof. Dr. Marcelo Giannini**.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES** pela concessão da bolsa de estudos.

Ao **Prof. Dr. Mateus Bertolini Fernandes dos Santos** por todo apoio e disponibilidade para que a realização deste trabalho fosse possível.

Aos **docentes do Curso de Pós-Graduação em Materiais Dentários**, pelos ensinamentos e experiências cotidianas fundamentais para minha formação.

Aos docentes da Prótese Total, **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita** e **Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani** pela oportunidade de participar das atividades clínicas e teóricas da graduação. A experiência adquirida com as atividades foram de grande valia na minha formação.

Aos professores da banca do exame de qualificação **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, **Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti** e **Prof. Dr. Wander José da Silva**, e aos professores da banca de defesa **Prof. Dr. Carlos José Soares** e **Prof. Dr. Marcelo Coelho Goiato** por todas as considerações e sugestões deste trabalho.

Aos técnicos do departamento de Materiais Dentários, **Marcos Blanco Cangiani** e **Selma Aparecida Barbosa Segalla** pela disponibilidade e auxílio.

Aos amigos de mestrado em Materiais Dentários **Renata Fernandes, Eveline Soares, Camila Sobral, Raquel Viana, Rafael Pacheco, Caio Vinícius, Tiago Dias, Eduardo Ozerá, Daniel Sundfeld, Valéria Bisinoto, Aurealice Martins, Marcela Freitas, Pedro Freitas, Tóride Cellegati**, também **amigos da Prótese e demais áreas**: nos momentos de dificuldades e também nas conquistas, mas a nossa amizade e troca de experiências foram essenciais para o nosso crescimento pessoal e profissional.

Aos meus cunhados **Thiago Fernandes Del Pino** e **Cristiano Soto Armindo** por todo apoio durante esta caminhada. À minha sobrinha **Ana Clara Garcia Del Pino**, seu carinho e alegria foram estímulos fundamentais.

Aos companheiros de Pós-Graduação e residência **Marco Aurélio de Carvalho** e **Antônio Pedro Ricomini**, que com a convivência diária nos últimos tempos nos tornamos irmãos. Obrigado pela amizade sincera e fraterna.

À todos **meus amigos**, estejam eles perto ou longe, presentes ou em pensamento estiveram ao meu lado me dando forças para que fosse possível a conclusão de mais esta etapa.

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

Obrigado!

Epígrafe

*"O maior inimigo do
conhecimento não é a
ignorância, e sim a ilusão do
conhecimento."*

Stephen Hawking

RESUMO

O processo de reabsorção do osso mandibular e do peri-implantar promove desadaptação das bases protéticas, causando aumento das tensões geradas pelas próteses e componentes, exacerbando a reabsorção óssea. Com o intuito de readaptar bases protéticas ao rebordo subjacente, o uso de reembasadores tem sido indicado. O objetivo neste trabalho foi analisar pelo método de Elementos Finitos as tensões no osso peri-implantar, rebordo posterior e componente protéticos em *overdenture* com reabsorção óssea simulada (na instalação da prótese, 3, 5 e 10 anos de uso) e reembasamento com materiais permanentes macio ou rígido. Foi utilizado *software* específico para modelagem (SolidWorks 2010) para a geração tridimensional dos componentes protéticos e base da mandíbula. Foram gerados quatro modelos mandibulares, que simulavam as perdas ósseas do rebordo posterior e peri-implantar, de acordo com os tempos avaliados neste estudo e com ou sem o uso de reembasadores macios ou rígidos. Os modelos por Elementos Finitos foram obtidos com a exportação dos modelos sólidos para *software* específico de simulação mecânica (ANSYS Workbench 11), com carga de 100 N na região do primeiro molar direito. O modelo que simula o momento da instalação da prótese gerou os menores resultados de tensão para todos os componentes e situações analisadas. A distribuição de tensões nos modelos com 3, 5 e 10 anos de reabsorção foi semelhante quando se avaliou a localização das tensões; entretanto, maior acúmulo foi verificado nos componentes protéticos e tecido ósseo, sempre ao lado de aplicação da carga. Quanto mais tempo de reabsorção, maiores eram os valores de tensão gerados, com influência dos materiais reembasadores que diminuíram os valores tensionais. Materiais reembasadores rígidos promoveram melhor distribuição e menores valores de tensão que reembasadores macios, sendo mais eficientes que os modelos sem material reembasador. Conclui-se que: a) o aumento da reabsorção dos rebordos posterior ou peri-implantar promoveu aumento de tensões tanto nos componentes protéticos como no tecido ósseo; b) o uso de reembasadores macio ou rígido, atenuou as tensões geradas,

qualquer que fosse a resiliência do material; c) o reembasador rígido foi mais eficiente na diminuição das tensões quando comparado ao reembasador macio.

Palavras-chave: Reabsorção óssea, implantes dentários, prótese dentária.

ABSTRACT

The process of ridge posterior and peri-implant bone resorption promotes misfit between *overdenture* base and mandibular ridge, which culminates in increased stresses generated by prostheses and their components, exacerbating bone resorption. Relines have been used in order to readapt the prosthetic bases. This three-dimensional finite elements method study aimed to evaluate the effect stress of a *overdenture* in models that simulated bone resorption (in installing prosthesis, 3, 5 and 10 years of use) and reline materials (soft or hard) on stress distribution in posterior ridge, surrounding bone and implant prosthetic components. Through the computer aided design software (SolidWorks 2010), three-dimensional prosthetic components were built and jaw models from images of the mandible computerized tomography. Four models were generated simulating mandibular bone loss according to times and use of hard or soft relines. These geometric models were obtained through export to the specific mechanical simulation software (ANSYS Workbench 11), and subjected to a load of 100 N in the first right molar region. The lowest observed values were in the period of installation prosthesis for all components and situations. The stress distributions in models with 3, 5 and 10 years of resorption were similar considering the location of tensions; however, the stress concentration increased values in the prosthetic components and bone, always on the side of load application. The longer resorption, the higher stress values were generated, with the influence of reline materials. Hard reline materials promoted better distribution and lower stress values than soft reline, demonstrating models with more effectiveness than in with no reline. It can be concluded that: a) the power increase of posterior ridge or peri-implant bone resorption promotes increased tensions in the prosthetic components in the bone tissue, b) the use of soft or hard relines, minimized the generated tensions, regardless the stuff resilience, c) the hard reline was more efficient in reducing tensions when compared to soft reline.

Keywords: Bone resorption, dental implants, dental prostheses.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DA LITERATURA	6
3. PROPOSIÇÃO	22
4. MATERIAL E MÉTODO	23
4.1 Conceitos	23
4.2 Modelagem da Estruturas	24
4.3 Propriedade dos Materiais	31
4.4 Simplificação das Estruturas	32
4.5 Geração da Malha	33
4.6 Condições de Contorno e Carregamento	35
4.7 Processamento	37
4.8 Pós-Processamento	37
5. RESULTADOS	38
5.1 Resultados do Rebordo Posterior	39
5.2 Resultados do Tecido Peri-implantar	46
5.3 Resultados dos Componentes Protéticos	50
6. DISCUSSÃO	55
7. CONCLUSÃO	66
REFERÊNCIAS	67
ANEXO	74

1. INTRODUÇÃO

O aumento da expectativa de vida da população brasileira, proporcionado por fatores como os avanços obtidos nas pesquisas em saúde e descobertas de novos tratamentos, progressos tecnológicos, decréscimo da taxa de mortalidade associado à melhoria nas condições de saneamento básico, tem aumentado a sobrevida de pessoas com idade acima dos 65 anos. Como resultado existe um processo de envelhecimento populacional rápido e intenso acompanhado de alterações da senescência (Colussi & Freitas, 2002).

De acordo com o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística - IBGE (IBGE, 2012), se as tendências atuais forem mantidas, a projeção para esta faixa etária no Brasil representará 15% da população, podendo atingir 18% até 2050. Ainda que a expectativa de vida do brasileiro tenha alcançado 81,3 anos, os indicadores de saúde bucal nesta população ainda são críticos. De acordo com o programa nacional que avalia a saúde bucal da população brasileira, o SB Brasil 2010, mais de 3 milhões de idosos encontram-se totalmente edêntulos e necessitam de reabilitação protética em ambos os arcos e outros 4 milhões requerem algum tipo de reabilitação parcial (Ministério da Saúde - Brasil, 2011).

A ausência dos dentes está relacionada a vários fatores, como doença periodontal, cáries e traumas. O osso alveolar tem a função de dar suporte ósseo e manter o dente fixo no alvéolo. Com a ausência dos dentes, o osso alveolar sofre alterações e com o passar do tempo começa o processo de reabsorção óssea. O desuso e a ausência de estimulação mecânica pelas forças mastigatórias são responsáveis pela redução da massa óssea nessa região (Frost, 2003). Sendo assim, a reabsorção do rebordo alveolar se apresenta como um processo irreversível, crônico, progressivo e cumulativo (Atwood, 1971).

O edentulismo representa um comprometimento à integridade do sistema estomatognático e, por muito tempo, a única alternativa de reabilitação para estes pacientes foi o uso de próteses totais convencionais. Porém, a adaptação de alguns pacientes com as próteses totais tem sido considerada como experiência traumática, especialmente se a capacidade de adaptação e habilidade motora do paciente estiver prejudicada. A falta de estabilidade e retenção, juntamente com a diminuição da eficácia mastigatória, apresentam-se como as principais queixas destes pacientes (Van Waas, 1990).

A contínua redução dos rebordos alveolares parece ser um processo presente em todos os usuários de próteses totais (Atwood, 1971). Kelsey em 1971 relata que a reabsorção óssea é causada por forças fisiológicas intoleráveis produzidas pelas próteses totais mal adaptadas. Além disso, verificou-se que a pressão intermitente promove maior reabsorção que a pressão contínua, embora a intensidade desta reabsorção pareça estar mais relacionada ao uso de próteses do que à atrofia por desuso (Carlsson, 2004). Com a confecção de próteses melhor adaptadas é possível recuperar parte da função mastigatória e minimizar o processo de atrofia; porém, este processo não é interrompido (Prisco & Marchini, 2007). Contudo, mesmo nos dias atuais pouco se sabe com certeza quais são os fatores que mais influenciam a reabsorção nos rebordos (Wyatt, 1998; Duyck, 1999; Kordatzis, 2003; Kocabalkan & Turgut, 2005; Almeida, 2010).

Assim, desde a introdução do conceito de osseointegração por Branemark® na Odontologia, os tratamentos reabilitadores tiveram conceito inovado com a possibilidade dos implantes de titânio suportarem próteses dentárias (Torres, 2005). Com o advento dos implantes dentais osseointegrados, a melhora na qualidade de vida de pacientes desdentados totais ou portadores de próteses convencionais foi inegável. Esta modalidade de tratamento tem melhorado a função bucal proporcionando melhor retenção, estabilidade e eficiência mastigatória dessas próteses. A popularização dos implantes têm

levado muitos pesquisadores a contribuírem com a evolução dos sistemas de implantes, conceitos de tratamento e técnicas laboratoriais (Sahin & Cereli, 2001).

A indicação das próteses implantossuportadas, sejam fixas ou do tipo *overdentures*, tem sido alternativa de tratamento aceitável, com estudos na literatura que comprovam seu sucesso (Adell, 1990; Naert, 1991; Quirynen, 1991; Battenburg, 1998;). Os implantes dentários tiveram seu uso inicial na reabilitação como suporte para próteses fixas (Adell, 1981); entretanto, as próteses tipo *overdentures* se tornaram opção bem aceita pelos pacientes devido à boa estabilidade, utilização de apenas dois implantes, fácil remoção e higienização e custo relativamente baixo (Hutton, 1995). Outro benefício dos implantes osseointegrados é a melhor preservação do rebordo residual.

Overdentures retidas por dois implantes podem ser unidas usando diferentes sistemas de encaixe. A escolha está relacionada com o tipo de paciente que iremos reabilitar, pois as forças de retenção são diferentes em cada tipo de acessório e cada um apresenta suas vantagens. A conexão barra-clipe pode atingir até 31,3 N de retenção, sendo o retentor mais eficiente, que necessita de menor número de reparos e melhora a capacidade mastigatória dos pacientes, comparado aos outros tipos de retentores (Lang *et al.*, 2006). Porém, quando há uma má adequação entre a barra e o clipe, as forças de tração, compressão e de flexão, podem ser induzidos aos implantes e resultar em falha dos componentes e transferir tensão indesejável para a interface osso/implante (Spazzin *et al.*, 2011).

Sendo assim, pacientes com próteses fixas suportadas por quatro ou seis implantes, tiveram a menor taxa de reabsorção óssea, resultado das cargas transmitidas ao rebordo apenas pelos implantes. Nas *overdentures*, a transferência de cargas é dividida entre rebordo residual posterior e os implantes (Jacobs, 1992). No entanto, quando se analisa próteses totais convencionais e *overdentures* implantomucossuportada, o aumento da força de mordida obtido com *overdentures* mostra melhor distribuição da

tensão no rebordo mandibular das *overdentures* (Murphy, 1995; Frederick & Caputo, 1996; Haraldson, 1998;).

Considerando que a reabsorção alveolar é um processo crônico e irreversível que causa desajuste das bases acrílicas das próteses com o passar do tempo, gerando desconforto ao paciente e favorecendo a concentração de tensões em determinadas regiões acelerando a atrofia do rebordo (Carlsonn, 2004; Mendes, 2010). Tendo como foco esses fatores deletérios, quando se verifica desajuste da base, as próteses devem ser readaptadas aos tecidos de suporte. Nesse caso, os materiais reembasadores são indicados para compensar a espessura perdida do rebordo. (Suenaga, 1997; Meijer, 1992)

Os materiais reembasadores foram desenvolvidos com o intuito de suprir deficiências das bases acrílicas, melhorando a adaptação e retenção das bases protéticas em pacientes com rebordos residuais atróficos, reduzindo e melhor distribuindo os esforços oclusais sobre os tecidos de suporte. De acordo com sua composição (resinas acrílicas ou silicones) e método de ativação (termo ou quimicamente ativados), podem ser utilizados temporariamente ou com caráter mais permanente (Murata, 2002), podendo atuar também como condicionadores de tecido (Taguchi, 2001).

A efetividade dos reembasadores macios depende fundamentalmente da elasticidade e durabilidade do material (Murata, 2002). Sendo a longevidade a principal desvantagem, considera-se que materiais com maior resiliência podem falhar por inúmeras razões como contaminação por bactérias, alterações de cor, liberação de odores, descolamento das bases de acrílico, além de endurecimento devido à perda dos plastificantes (Miessi, 2005; Mendes, 2010), responsáveis pela maciez dos materiais à base de polímeros; enquanto os silicones, devido à sua composição, não necessitam de plastificante para produzir efeito macio (Taguchi, 2001). E de acordo com as classificações dos fabricantes, esses materiais são divididos em consistência macia, média ou rígida.

Apesar da eficácia dos reembasadores macios, ainda são insuficientes as informações sobre distribuição e absorção de tensão nos tecidos de suporte devido às limitações das metodologias estudadas (Karsperski, 2010). Assim, o método por Elementos Finitos tem sido utilizado para avaliar a distribuição das tensões na mucosa e osso subjacente. A análise por Elementos Finitos tem mostrado o acúmulo de tensão no rebordo e bases de próteses quando reembasadas (Shin, 2000); indicando que o módulo de elasticidade do reembasador deve ser o mesmo que o da mucosa, devido ao fato que o material compensaria a espessura da camada dos tecidos perdidos (Sato, 2000).

Embora exista documentado na literatura o impacto causado pelos implantes nos tecidos peri-implantares, ainda são poucas as informações sobre a distribuição da tensão no rebordo residual e osso peri-implantar por *overdentures* reembasadas. Frente ao exposto, seria interessante e oportuno avaliar o efeito dos reembasadores na distribuição das tensões ocorridas nas estruturas de suporte e protéticas de *overdentures* com reabsorção do rebordo residual.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Vários são os fatores que envolvem a reabsorção óssea em rebordos edêntulos, qualquer que seja o tipo de reabilitação fornecida ao paciente. Buscando melhor entendimento como as tensões geradas pela prótese *overdenture* implantomucossuportada e seus componentes de retenção são transmitidas aos tecidos de suporte, reembasadas ou não, esta revisão foi realizada buscando verificar a existência de trabalhos na literatura que avaliassem a interação e comportamento desses corpos frente às tensões geradas.

Jacobs *et al.*, 1992, interessados em conhecer melhor o comportamento de *overdentures* suportadas por implantes na reabsorção do rebordo posterior, avaliaram três grupos de pacientes com diferentes formas de reabilitação: (1) *overdentures* suportadas por 2 implantes conectados por barra, (2) prótese fixa suportada por 4 ou 6 implantes e (3) prótese total convencional como controle. Após avaliação pelo período de 3 anos, foi observada reabsorção posterior mínima no grupo 1, reabsorção posterior do rebordo no grupo 3 e especialmente no grupo 2. A explicação para o grupo 2 apresentar maiores valores de reabsorção óssea foi pela rotação da prótese na barra resultando em cargas axiais diretamente transmitidas para o rebordo, fato também agravado pelo aumento da força de mordida obtida neste tratamento reabilitador. Os autores relatam também que houve pouca necessidade de reembasamento dessas próteses no período avaliado, e que o grupo 3 quando tinha como antagonista uma prótese total as forças eram igualmente distribuídas por todo o rebordo causando redução do rebordo como um todo; entretanto, forças desiguais podiam causar redução mais localizada, mas a técnica de avaliação utilizada no estudo não foi capaz de detectar.

Kawano *et al.*, em 1993, examinaram o efeito de reembasadores macios na distribuição de tensões nas estruturas de suporte de próteses convencionais. O método

dos Elementos Finitos bidimensional foi utilizado para a análise dos modelos configurados com próteses totais sem reembasamento e três configurações diferentes de reembasamento com material macio. Em um dos modelos o reembasador recobria toda a área de suporte da prótese e era estendido por toda periferia da prótese; no outro modelo, o material reembasador cobria toda a área de suporte, mas sem sobreextensão na região periférica da prótese e o terceiro, o reembasador era colocado entre a base da prótese e o dente artificial. Os autores verificaram que a intensidade das tensões diminuiu quando o reembasamento foi realizado; no entanto houve aumento de tensão significativa quando a carga era mantida por mais de 3 segundos. Por causa do efeito tempo-dependente das tensões aplicadas nos materiais reembasadores, os pacientes com oclusão fechada ou bruxismo não foram beneficiados com o uso de reembasadores.

Suenaga *et al.* (1997), diante da teoria que o aumento da base das próteses poderia diminuir a reabsorção do rebordo alveolar, reduzindo a carga oclusal por unidade de área transmitida ao tecido de suporte, realizaram estudo com 55 pacientes edêntulos. Cada lado da mandíbula foi avaliado separadamente, obtendo um total de 110 modelos de estudo. As bases das próteses foram estendidas ao máximo, até o limite que não causassem prejuízos na função dos tecidos. A altura vertical do rebordo alveolar na região de incisivo lateral e molar foi avaliada. O tamanho da base superficial da prótese nas regiões ântero-lingual e pósterio-lingual mostraram não ter correlação significativa no grau de reabsorção alveolar. A extensão da área da base protética no plano de oclusão experimental na seção anterior mostrou correlação significativa negativa. A extensão da área da base protética no plano de oclusão experimental na seção posterior mostrou correlação significativa negativa.

Em 1998, Fenton realizou revisão de literatura relatando que 1970 - 1980 foi a década das *overdentures*. O autor relatou que as *overdentures* surgiram devido à acentuada reabsorção óssea após a extração dental, principalmente na região anterior dos rebordos e em maior grau na maxila, sendo que com a permanência de raízes, a perda ao

redor desses remanescentes era minimizada. Com isso, as primeiras publicações introduzindo o tratamento reabilitador com *overdentures* sobre dentes aconteceram por volta de 1969. O autor ainda demonstra confecção de *overdenture* sobre dentes e especula qual seria o futuro deste tratamento reabilitador, concluindo que as *overdentures* ainda eram excelentes opções de tratamento. Entretanto, com a introdução dos implantes na Odontologia, seu uso tornar-se-ia menos frequente, com a possibilidade crescente dos tratamentos implantossuportados.

Como o efeito dos tratamentos protéticos na preservação do rebordo residual ainda não era totalmente conhecido, Wyatt, em 1998, realizou revisão de literatura comparando próteses totais convencionais, parciais fixas e removíveis e implantossuportadas na restauração de rebordos total ou parcialmente edêntulos e a habilidade em preservar a reabsorção óssea alveolar. Reabsorção do osso alveolar parece inevitável quando os dentes estão ausentes, influenciados também pela variabilidade existente entre pessoas, entre arcos e ao longo do tempo. Parece que o osso que foi submetido a maiores taxas de reabsorção inicialmente continuará a se reabsorver excessivamente em comparação com o osso que foi submetido a taxas mais baixas de reabsorção. O uso de implantes protéticos para suportar próteses fixas ou removíveis tem mostrado preservar o osso alveolar adjacente restante. No entanto, tal como com os dentes naturais, os implantes não são imunes à reabsorção de osso, devido principalmente à força oclusal excessiva. *Overdentures* podem também preservar o osso adjacente, mas a reabsorção de osso em áreas de extensão distal é semelhante ao observado com as próteses removíveis e podem resultar em alterações na oclusão e forças excessivas sendo geradas sobre os implantes. Retorno proprioceptivo, a partir do ligamento periodontal para os músculos da mastigação, pode agir de forma a evitar a sobrecarga oclusal e, assim, prevenir a reabsorção óssea devido a forças excessivas. A preservação à curto prazo e longo prazo de osso alveolar tem sido documentada não só nos *abutments* de sobredentadura, mas também adjacente aos rebordos desdentados. Uma comparação de próteses convencionais imediatas e *overdentures* imediatas mostrou

metade de reabsorção óssea (0,9 mm contra 1,8 mm) na região anterior da mandíbula durante o primeiro ano no grupo *overdenture*; surpreendentemente, a perda de massa óssea também foi retardada em região posterior da mandíbula. O autor encontrou como resultado dessa revisão que a presença de próteses dentais afetam o tamanho e forma do rebordo alveolar residual, apesar do processo de reabsorção do rebordo residual ainda não estar totalmente claro. Concluiu que após as extrações dentais, o rebordo residual está submetido a um período de acelerada reabsorção, seguido por mínima e progressiva reabsorção óssea. O uso de próteses fixas implantossuportadas para restaurar a perda dos dentes em rebordos parcial ou totalmente edêntulos foi recomendada como tratamento de escolha para preservar o osso alveolar residual.

Avaliando dois sistemas de retenção de uma *overdenture* pelo Método dos Elementos Finitos, Menicucci *et al.* (1998), determinaram as tensões na mucosa do rebordo distal e no osso peri-implantar com um modelo onde a sobredentadura era retida pelo sistema barra/clipe e outro com sistema de retenção bola, ambos conectados por dois implantes. Com aplicação de 35 N no primeiro molar, os autores concluíram que o sistema bola gerou maior acúmulo de tensão na mucosa do rebordo posterior no lado de balanceio, e que maior tensão peri-implantar foi gerada pelo sistema barra/clipe. Os autores associaram os resultados ao movimento de torção mandibular quando da aplicação da carga oclusal, e pela diferença da presença de conexão ou não dos sistemas de retenção.

Duyck *et al.* (1999), avaliaram a influência do sistema de fixação em condições de carregamento dos implantes bucais de apoio a uma *overdenture* mandibular. Cinco pacientes foram selecionados e colocados dois implantes na região de canino da mandíbula. Todos os pacientes receberam uma *overdenture* nova que foram instaladas sobre uma barra ovóide com (a) e sem (b) extensões bilaterais e (c) em *attachments* em forma de bola. Usando três extensômetros de tensão ligadas à superfície exterior dos pilares, as forças axiais e momentos de flexão em ambos os implantes de apoio foram

quantificadas. Registos foram feitos durante a aplicação de 50 N em sete posições pré-determinadas ao longo da superfície oclusal da prótese e durante oclusão máxima (apertamento). Os resultados não revelaram qualquer diferença na força axial induzida para os diversos dispositivos de ancoragem, ao contrário das diferenças no momento de flexão, em que o grupo com extensões bilaterais da barra geraram os maiores resultados; embora, haja tendência para melhor distribuição de carga axial com barras e melhor distribuição de tensão dos momentos flectores com conectores bola, essas diferenças não foram significativas.

Em 2000, Sadowsky & Caputo, utilizando a metodologia da fotoelasticidade simularam o comportamento biológico de uma prótese tipo *overdenture* retida por 4 implantes, com diferentes sistemas de retenção: barra com ou sem *cantilever*, infraestrutura fundida e retentivos isolados. Outro fator de estudo foi o uso de reembasadores à base de silicone, para simular modelos com íntimo contato da base com o rebordo, e também modelos sem o uso do espaçador, gerando assim o total de 8 condições a serem estudadas. Os modelos apresentaram como resultado maiores tensões no implante distal quando estavam sem o material reembasador no rebordo posterior e a infraestrutura com *cantilever* foi responsável pelos maiores acúmulos, seguido da infraestrutura fundida, barra sem *cantilever* e retentivos isolados. O trabalho ainda revelou que o material reembasador, gerando íntimo contato com a base da prótese, as tensões transferidas ao implante distal foram uniformemente reduzidas. Osso cortical adjacente aos implantes distais podem estar sujeito às excessivas tensões que resultam em reabsorção. Quando as extensões das bases estão adequadamente ajustadas podem contribuir significativamente na distribuição das forças nos múltiplos implantes e rebordo residual. Os retentores isolados podem ser ótima opção em rebordos atrofiados, pois reduzem as forças flexoras mandibulares. Com isso, rigorosos retornos para avaliar oclusão e necessidade de reembasamento são indicados, principalmente para próteses retidas por barra com *cantilever*.

Taguchi *et al.* (2001), avaliaram o efeito das propriedades viscoelásticas de reembasadores resilientes quando submetidos à pressão gerada por prótese total convencional. Uma série de testes de deformação e relaxamento de tensões foi realizada utilizando uma prótese total e um modelo de mandíbula edêntula. Para isso dois sensores foram acoplados ao modelo e mantinham em contato o rebordo residual e a base da prótese. A ordem dos valores de pressão para os materiais testados foram Soft reverse (condicionador de tecido) > reembasador macio Tokuyama (à base de silicone) > Viso-gel (à base de acrílico). Após os testes de carregamento, os resultados foram: a- os reembasadores macios foram efetivos no alívio das tensões sob dentaduras; b- o aumento da espessura de cada material gerou diminuição das tensões e c- o comportamento viscoelástico dos materiais exibidos foram capaz de distribuir ou diminuir as tensões geradas pelo carregamento oclusal. Os materiais à base de resina acrílica mostraram comportamento viscoelástico após aplicação das tensões e foram capaz de distribuir e diminuir as tensões geradas. Por outro lado, os materiais à base de silicone apresentaram menor grau de relaxamento das tensões, comportando-se elasticamente.

Wowern & Gotfredsen, em 2001, propuseram avaliar a perda do conteúdo mineral ósseo (CMO) em mandíbulas com implantes suportando *overdentures* quando comparadas com a perda de conteúdo mineral ósseo fisiológico relacionado com o tempo por absorciometria; verificando se as perdas ósseas foram diferentes em grupos com ou sem barra unindo os implantes e se a presença de osteoporose afetava a altura da perda óssea ao redor dos implantes. Para isso 22 pacientes foram reabilitados com implantes na região de caninos e metade delas com barra unindo os implantes. As medidas de CMO foram realizadas imediatamente após a instalação dos implantes e em visitas após 2 e 5 anos. As absorções ósseas peri-implantares foram verificadas com radiografias periapicais e os autores concluíram que: 1) o aumento da função após o tratamento parece causar formação de osso relacionada com a carga que minimizou diminuição de CMO fisiológica relacionada com o tempo; 2) este efeito parece ser independente do sistema de fixação; e

3) a osteoporose mandibular anterior à colocação dos implantes pode ser um fator de risco para a absorção óssea ao redor dos implantes.

Wright *et al.*, em 2002, avaliaram a resposta biológica do rebordo mandibular posterior com dois tipos de reabilitações, *overdenture* estabilizada por dois implantes conectados por uma barra e prótese fixa com *cantilever* sobre 5 ou 6 implantes. Os casos foram acompanhados por sete anos e as mensurações feitas a partir de traçados digitais em radiografias panorâmicas que resultaram em 1,1 % de reabsorção média anual para usuários de próteses removíveis. Para os portadores de prótese fixas, aposição óssea de 1,6% por ano foi observada no rebordo posterior dos pacientes.

Kordatzis *et al.* (2003), estudaram os efeitos de fatores sistêmicos e locais na reabsorção do rebordo residual posterior reabilitado com próteses convencionais e *overdentures* suportada por dois implantes. Foram realizadas medições da região em análise por tomografias imediatamente e após cinco anos de tratamento. O uso de proporções das áreas, ao invés de medidas, foi utilizada pelos autores na tentativa de minimizar erros relacionados à ampliação e distorção das imagens. Foi verificado que a redução média de altura estimada foi de 1,25 mm em 5 anos (1,63 mm para os grupos com dentaduras convencionais e 0,69 mm para os grupos com *overdentures* implantossuportadas, ou seja, quase 1 mm menor no grupo *overdenture*). Os autores relacionaram este achado com o fato do eixo de rotação das *overdentures* serem mais posteriores e à menor resiliência, que pode ser a causa de menores forças no rebordo posterior que, portanto, resultam em menor reabsorção. Os autores sugerem que o gênero feminino é fator de risco para maior reabsorção. Outros fatores, tais como o número de anos que o paciente esteve desdentado, a altura inicial da mandíbula, e o número de próteses utilizadas anteriormente, não mostraram associação com a reabsorção do rebordo mandibular residual posterior, ao passo que o efeito estatisticamente significativo da idade era improvável de ser clinicamente significante.

Blum & McCord, em 2004, diante do uso generalizado e ampla aceitação de implantes dentários osseointegrados como meio de retenção e suporte para *overdentures* mandibulares, proporcionando estabilidade tridimensional, utilizaram as estruturas de referência para examinar as alterações morfológicas dos contornos da superfície dos rebordos mandibulares distais aos implantes. Ao contrário dos métodos tradicionais que tendiam medir radiograficamente as mudanças na morfologia do rebordo e a quantidade, este estudo prospectivo investigou as mudanças nos contornos de superfície sagital das cristas posteriores residuais ao longo de 1 ano por um método alternativo, não radiográfico, com modelos dos rebordos residuais de pacientes. Os rebordos residuais dos modelos produzidos foram examinados com perfilometria e por programas de computador que permitiram a orientação, registros digitais e medidas dos contornos de superfície sagital dos rebordos residuais posteriores dos modelos mandibulares medidos em área (cm²). A análise estatística revelou que as alterações do contorno de superfície dos rebordos posteriores residuais após o uso de *overdenture* mandibular no período de 1 ano foram altamente significativos. Conclui-se que a metodologia apresentada neste estudo pode ser utilizada de forma confiável como alternativa ao exame radiográfico para a detecção de alterações que ocorrem nas distais residuais dos implantes em mandíbula edêntula quando sobredentaduras são usadas suportadas por implantes.

Kocabalkan & Turgut, em 2005, apresentaram um estudo preliminar que buscou investigar a influência de bases protéticas rígidas ou reembasadas com material macio no fluxo sanguíneo da mucosa de usuários de próteses totais convencionais durante 1 semana, 1, 3 e 6 meses. As mensurações do fluxo sanguíneo foram realizadas na região de canino e molar, por um fluxômetro Dolder à laser, antes e depois dos tempos de uso da prótese. Os resultados mostraram que o fluxo de sangue da mucosa após uma semana foi significativamente menor que o obtido antes das próteses serem instaladas. O fluxo de sangue na região de canino voltou aos níveis quase normais seis meses depois do uso das próteses totais. No entanto, o fluxo de sangue na região molar dos usuários de prótese total do grupo de base dura aumentou após 6 meses, ao passo que os valores de fluxo de

sangue não voltaram aos níveis observados antes da inserção da prótese no grupo com reembasamento macio. A recuperação do fluxo sanguíneo ocorreu em 6 meses no grupo rígido e pode ser explicado pelo ajuste oclusal durante o período de utilização e pelo não uso das próteses totais durante a noite. Os achados também mostraram que a pressão das forças oclusais repetidas promoveram alterações vasculares e inflamação, por conseguinte, o fluxo sanguíneo aumentou na mucosa subjacente à prótese. A intensidade das tensões funcionais da área de suporte diminuiu quando um reembasador macio foi utilizado; no entanto, as tensões no osso aumentaram notavelmente até 3 segundos após o carregamento. Por causa do efeito tempo-dependente de tensões aplicadas aos reembasadores macios e do aumento significativo da força de mordida com melhora do desempenho mastigatório, o aumento das tensões geradas fez com que o fluxo de sangue para a mucosa não voltasse aos valores registrados antes da instalação da prótese. Também foi relatado que a duração da carga no tecido foi significativa, porque as cargas leves de longa duração deformam os tecidos mais que as cargas pesadas de curta duração. Os autores concluíram que o uso de próteses dificulta o fluxo sanguíneo nos tecidos de suporte, mesmo quando são utilizados reembasadores macios.

Revisão realizada em 2005 por Miessi *et al.*, mostrou que as principais falhas podem estar relacionadas com os materiais macios. Constatou-se que o tipo de falha mais comum destes materiais é a falta de adesão à base da resina rígida, sendo que a diminuição das propriedades elásticas, sorção e solubilidade de substâncias promovem alterações dimensionais, mudança de cor e colonização por microrganismos. Os autores concluíram que os reembasadores macios são importantes no tratamento de pacientes edêntulos, pois o equilíbrio entre as vantagens e desvantagens pode ser aceito quando o material é unido à base rígida, necessitando de constante avaliação clínica.

Lang *et al.*, em 2006, fizeram revisão de literatura avaliando os sistemas de retenção para *overdentures* mandibulares implantossuportadas. Os autores relataram que o sucesso de uma *overdenture* está intimamente ligado ao cumprimento dos princípios

básicos da prótese total, sendo fundamental que a mesma possua íntimo contato entre base e rebordo residual. Quanto aos sistemas de encaixe, os novos componentes protéticos idealizados para melhor retenção da prótese inferior, unindo os dois caninos remanescentes com o sistema de encaixe resultaram na barra Dolder. Entretanto, o sistema mais confiável para distribuição de força entre a área de rebordo e os remanescentes seria a barra-clipe. A diminuição da retentividade dos acessórios bola ou barra-clipe ocorreu em cinco anos, mas nenhum acessório perdeu totalmente a retentividade. Concluindo, o sistema barra-clipe foi superior aos outros sistemas na maioria dos trabalhos revisados.

Em 2007, Tanino *et al.*, examinaram o efeito de reembasadores ao redor de *attachments* conectados às *overdentures* maxilares sem palato, por meio de Elementos Finitos. Os autores geraram modelos com dois implantes na região de canino, e outro modelo com 4 implantes, 2 na região de caninos e 2 na região de pré-molares. Em cada modelo a influência de *attachments* reembasados foi comparado alterando o modo de elasticidade do material, que variou de 1 a 3000 MPa e a espessura do material que variou de 1 a 3 mm. Tensão Máxima Principal na interface implante-osso, e no osso cortical abaixo do local de aplicação de carga foi avaliada. Após a simulação computacional, observou-se que em todos os modelos a Tensão Máxima foi gerada na interface implante-osso do lado de aplicação da carga (100 N, lado esquerdo) em implantes na região de canino. Com o aumento do módulo de elasticidade dos materiais reembasadores, a tensão na região peri-implantar aumentava e no osso cortical diminuía. Os melhores resultados na região implante-osso foram obtidos com espessura de 3 mm de material. Concluindo, a tensão gerada na interface implante-osso pode ser controlada por alteração do módulo de elasticidade e espessura do material reembasador. Com *overdenture* sem palato implantossuportada por dois implantes, um módulo de elasticidade de 15 a 400 MPa e de 15 a 700 MPa foi recomendada com espessura de 1 mm e 3 mm de material reembasador, respectivamente.

Por meio da fotoelasticidade, Celik & Uludag (2007), avaliaram o efeito dos diferentes tipos de encaixe de *overdenture* na distribuição de tensão peri-implantar, variando a posição de inserção dos implantes em verticais ou inclinados. Os quatro modelos de encaixe foram: tipo bola, *abutments* direto com retentores, infraestrutura em barra e infraestrutura em barra com encaixe bola distalmente à barra. Após a simulação da carga oclusal, verificaram que com implantes inclinados os melhores resultados foram obtidos com a esplintagem dos implantes através da barra, e diante de implantes não inclinados, o sistema bola foi o único que não demonstrou distribuição de tensão no lado de balanceio. Os autores concluíram que para implantes inclinados ou não, o sistema que gerou menor tensão nos implantes foi esplintagem com barra e encaixe bola na distal.

Murata *et al.*, em 2007, estudaram as propriedades dinâmico-mecânicas de oito diferentes tipos de materiais reembasadores rígidos (2 ativados por luz visível (pó-líquido); 4 ativados por luz visível (pasta); 2 ativados quimicamente (pó-líquido) e 2 materiais para bases protéticas ativados por calor. Foi analisado o módulo de elasticidade e inelasticidade e perda tangencial de 5 corpos-de-prova de cada tipo de material, e após análise estatística dos resultados, os autores concluíram que 3 resinas ativadas por luz visível (pasta), apresentaram maior rigidez que as resinas tipo pó-líquido, tanto para ativação química quanto por luz. Entretanto, todos os materiais rígidos para reembasamento direto, incluindo os três materiais tipo pasta, apresentaram maior flexibilidade quando comparados com os materiais para base ativados pelo calor. Resinas reembasadoras do tipo pasta, ativadas por luz visível pode ser mais adequada para reembasamento direto de próteses que os tipos pó-líquido ativados por luz visível, ou resinas quimicamente ativadas, considerando a rigidez do material.

Avaliando a reabsorção óssea peri-implantar e posterior de rebordos edêntulos, Meijer *et al.*, em 2009, realizaram estudo prospectivo randomizado comparativo para verificar a taxa de sobrevivência, condição dos tecidos peri-implantares, satisfação do paciente e cuidados cirúrgico e protético pós-tratamento de diferentes

sistemas de implantes (IMZ, Branemark® e ITI) que sustentavam *overdentures* mandibulares durante 10 anos. Três grupos de 30 pacientes desdentados totais foram tratados com dois implantes na região interforaminal da mandíbula. Parâmetros clínicos e radiográficos foram avaliados imediatamente após a conclusão do tratamento protético e após 1, 5 e 10 anos de carga funcional. Cuidados protético e cirúrgico pós-tratamento foram realizados durante o período de avaliação, bem como a avaliação da satisfação do paciente. A taxa de sobrevivência de 10 anos foi de 93% para o grupo IMZ, 98% para o grupo Branemark e 100% para o grupo ITI (IMZ < ITI, $p < 0.05$). A média de absorção de osso marginal foi limitada ao longo do período de 10 anos. Não houve diferença na satisfação e cuidados posteriores entre os grupos. Conclui-se que dois implantes colocados na região interforaminal conectados com barra, fornecem base adequada para o apoio de *overdenture* mandibular em paciente desdentado. Depois de 10 anos, não houve alterações relevantes entre os três sistemas de implantes.

Barão *et al.*, em 2009, utilizou da metodologia de Elementos Finitos para comparar a distribuição de tensão gerada por uma prótese total convencional e uma *overdenture* implantossuportada com diferentes tipos de retentores, sistema barra-clipe, sistema *o'ring*, e barra-clipe com 2 *o'rings* distais. Com as análises realizadas, os autores concluíram que próteses suportadas por implantes apresentaram maior concentração de tensão quando comparadas às próteses convencionais. Nos grupos das próteses implantossuportadas, a principal concentração de tensão ocorreu no osso cortical ao redor dos implantes, e que o sistema *o'ring* apresentou os menores valores de tensão, seguido da barra com *o'rings* distais e do sistema barra-clipe.

Assunção *et al.* (2009), descreveram os métodos de engenharia utilizados em Odontologia para avaliar o comportamento biomecânico de implantes osseointegrados. A aplicação de conhecimentos de Engenharia em Odontologia tem ajudado a compreensão de aspectos relacionados com a biomecânica de implantes osseointegrados. Várias técnicas têm sido utilizadas para avaliar a carga biomecânica de implantes

compreendendo o uso de análise fotoelástica, análise de tensões por Elementos Finitos e a análise por *Strain Gauge*. Fotoelasticidade fornece informações qualitativas sobre a localização geral e concentração de tensões, mas produz informações quantitativas limitadas. O método serve como ferramenta importante para a determinação dos pontos de tensão crítica do material e é frequentemente utilizado para a determinação dos fatores concentradores de tensão em geometrias irregulares. A aplicação da metodologia dos *Strain Gauges* em implantes dentais é baseada no uso de resistência elétrica de tensão e fornece tensões tanto *in vitro* como *in vivo* sob cargas estáticas e dinâmicas. No entanto, o método fornece apenas os dados de tensão no extensômetro. Análise de Elementos Finitos pode simular a tensão usando um modelo computacional criado para calcular força, tensão, e deslocamento. Tal análise tem a vantagem de permitir que diversas condições possam ser mudadas de forma fácil e permite a medição da distribuição de tensões em torno dos implantes em pontos opcionais que são difíceis de analisar clinicamente. Por ser uma metodologia considerada recente na Odontologia, necessita ainda de muitos estudos, mas sua primeira aplicação na área foi realizada para avaliar as tensões nos canais porosos dos implantes. Todas as três metodologias podem ser úteis para avaliar o comportamento biomecânico dos implantes em situação muito próxima da condição clínica, mas o pesquisador deve ter conhecimento suficiente na geração dos modelos (delineamento experimental) e análise de resultados.

Também em 2009, Prakash *et al.*, avaliaram quais seriam as melhores configurações do sistema barra-clipe na distribuição de tensão, com modelos tridimensionais feita por Elementos Finitos. Os autores analisaram 3 modelos: 1 - uma barra conectando dois implantes; 2 - três barras conectas por quatro implantes e 3 - 4 implantes com disposição diferente do modelo anterior e composto por 2 barras, que ligavam os implantes mesial e distal do mesmo lado. A simulação foi realizada com aplicação de carga oclusal de 100 N. Os resultados foram analisados estatisticamente pelo *software* ANSYS. As análises qualitativas se mostraram decrescentes conforme modelo 1 > modelo 3 > modelo2 nas tensões geradas na barra e interface peri-implantar. Foi também

analisada a flexão da mandíbula e barra e os resultados foram: modelo 2 > modelo 1 > modelo 3. A melhor escolha para a reabilitação seria com quatro implantes e barras ligando apenas os implantes do mesmo lado (modelo 3).

Almeida *et al.* (2010), avaliaram a influência de diferentes tipos de ossos na distribuição de tensão em mandíbulas suportando infraestruturas de próteses totais fixas simuladas para a metodologia dos Elementos Finitos. Foi gerado um modelo com cada tipo de osso (tipo 1 – 4), carregados com 150 N com cargas perpendiculares, oblíquas vestibulo-lingual, e oblíquas linguo-vestibular. Com o estudo foi demonstrado que frente às cargas axial e vestibulo-lingual, o osso cortical em M3 e M4 apresentou maior concentração de tensão. Tipos de ossos 1 e 2 apresentaram as menores concentrações de tensões. Para a condição de carga linguo-vestibular, o osso cortical em M4 mostrou a maior concentração de tensões, seguido pelos tipos 2 e 1. Osso cortical em M4 apresentou a maior tensão para todas as condições de carga. Os autores associaram estes achados à densidade óssea, e a quantidade de osso em contato com o implante. Porém, o tipo de osso pode não ser o único fator decisivo para influenciar a distribuição de tensões no osso de suporte de uma prótese implantossuportada por uma barra pré-fabricada.

Çehreli *et al.*, em 2010, em revisão de literatura buscaram saber da necessidade de manutenção de componentes protéticos e encontraram como dados mais relevantes a necessidade de troca dos encaixes em manutenções depois de 5 anos, quando ambos os arcos eram considerados. Entre os sistemas de fixação avaliados, a única diferença detectada foi desalojamento, desgaste ou perda do encaixe. A necessidade de reembasamento para prótese muco ou implantossuportadas variou de 8 a 30%, dependendo do tipo de prótese ou retentor. O impacto do sistema de fixação sobre o resultado protético foi insignificante e as maiores manutenções ocorreram depois de 5 anos.

Em 2010, Tabata *et al.*, avaliaram a influência da esplintagem ou não de implantes com barras na distribuição de tensão no osso mandibular, gerados por

overdenture com análise bidimensional de Elementos Finitos. Também foi simulada carga oclusal de 100 N nas regiões central e lateral dos modelos. A distribuição das tensões foi concentrada principalmente no osso cortical em torno dos implantes. Ao comparar os grupos barra-clipe, os menores valores de tensão principal ocorreram quando apoiados sobre mucosa e *o'ring*. Implantes conectados com barra-clipe foram mais favoráveis na distribuição de tensões sobre o tecido de suporte peri-implantar para ambas as condições de carregamento. A maior amplitude de movimento, principalmente intrusiva, foi a maior responsável pela compressão da mucosa. Além disso, embora as *overdentures* fossem implantossuportadas, elas eram apoiadas sobre a mucosa, de modo que a resiliência da mucosa teve influência sobre a amplitude do movimento da prótese. A mucosa macia permitiu maior deslocamento da prótese sob cargas funcionais, aumentando a concentração de tensão no tecido de suporte em torno dos implantes, o que pode provocar reabsorção óssea ou falha no tratamento.

Avaliando o efeito de deajuste horizontal e o material de infraestrutura na distribuição de tensão de uma *overdenture* retida por barra, Spazzin *et al.* (2011), avaliaram por Elementos Finitos modelos com desajuste de 10, 50, 100 e 200 μm e modelos com desajuste de 50 μm com diferentes barras, confeccionadas com ligas de ouro, prata-paládio, cobalto-cromo e titânio comercialmente puro. Os autores sugeriram que o aumento do desajuste das barras provocou aumento das tensões na região inferior da barra, pescoço do parafuso de retenção, terço cervical e médio dos implantes e no osso cortical ao redor dos implantes. Quanto maior a rigidez do material da barra, maiores eram os valores de tensão encontrados na infraestrutura. Concluíram que o aumento do desajuste e o aumento da rigidez da infraestrutura aumentaram as concentrações de tensão nos componentes protéticos e implantes.

Sadr *et al.*, em 2012, avaliaram o efeito de reembasador macio em próteses totais convencionais e estruturas de suporte através da Metodologia dos Elementos Finitos. Para isso, o modelo foi submetido às cargas oclusais axiais e laterais em próteses

com ou sem reembasador macio. O reembasador macio aumentou os níveis de tensão em até 18,5% no osso cortical e 30% na mucosa após a carga vertical ser aplicada na região dos incisivos. Aplicação de carga vertical bilateral na área de molar aumentou a tensão no osso cortical em 44%, e na mucosa em até 29%. Carga unilateral na área canina aumentou o nível de tensão na mucosa até 63,5%. A maior tensão foi vista na base da prótese seguida pelo osso cortical. Os reembasadores macios aumentaram a tensão nas estruturas de suporte da prótese total convencional.

Mariano *et al.*, em 2012, avaliaram tridimensionalmente por Elementos Finitos modelos com simulação de perda óssea ao redor dos implantes e reabsorção do rebordo posterior. O modelo 1 tinha ausência de perda ou reabsorção óssea, o modelo 2 simulava perda óssea peri-implantar de 2 mm ao redor do implante e o modelo 3 reabsorção de 2 mm ao redor do implante e reabsorção do rebordo posterior. Carga de 100 N foi aplicada indiretamente, sobre a simulação de bolo alimentar, na região de primeiro molar inferior direito em cada um dos três modelos. Nos resultados, a reabsorção óssea do rebordo posterior associada ao do osso peri-implantar promoveu maior concentração de tensões nos implantes, nos componentes protéticos e no tecido ósseo marginal; porém, não alterou o padrão e magnitude da distribuição de tensões quando comparado com o modelo com reabsorção do osso peri-implantar marginal. Houve maior concentração de tensões no osso peri-implantar e nos implantes no mesmo lado de aplicação da carga, provavelmente devido ao deslocamento para o vértice do fulcro de rotação na região cervical do implante ocasionada pela menor inserção no tecido ósseo. A perda óssea peri-implantar aumentou a concentração de tensões nos implantes, pilares e osso marginal independentemente da reabsorção óssea na crista distal.

3. PROPOSIÇÃO

Analisar tridimensionalmente pelo método dos Elementos Finitos as tensões no osso peri-implantar, rebordo posterior e componentes protéticos de *overdentures* tipo barra-clipe reembasadas com material permanente macio ou rígido, com reabsorção óssea simulada na instalação da prótese, 3, 5 e 10 anos de uso.

4. MATERIAL E MÉTODO

4.1 Conceitos

A metodologia empregada neste estudo para avaliar a distribuição de tensões foi por meio de ferramentas computacionais de análise numérica, conhecida como Método dos Elementos Finitos (MEF) em três dimensões.

O Método dos Elementos Finitos é recomendado para avaliação de tensões envolvendo geometrias complexas das amostras em estudo, o que seria de difícil avaliação por outras metodologias. A técnica procura solução para um problema mecânico, que preconiza a divisão dessa geometria com alta complexidade em um número finito de pequenos elementos estruturais conectados entre si por um número também finito de pontos, chamado de nós. Assim, a solução para cada um dos elementos (reações e forças) se torna mais fácil de ser calculada por meio da combinação das reações de cada elemento, encontrando a solução para a amostra inteira. (Akagawa et al, 1992, Assunção, 2009).

Para que seja possível a realização das simulações pelo MEF são necessários alguns passos: construção do modelo, solução do problema e análise dos resultados. Essas três etapas são também comumente identificadas respectivamente por: pré-processamento, processamento e pós-processamento.

Pré-processamento: Consiste na modelagem das geometrias de interesse, assim como na verificação de possíveis inconsistências dimensionais ou geométricas em função das possíveis degenerações causadas pelos processos de importação de imagem. Estágio também de definição das propriedades dos materiais (Módulo de Young e

coeficiente de Poisson), os tipos de elementos a serem utilizados na geração de malhas também são definidos nesta etapa. Em seguida, realiza-se a geração da malha de Elementos Finitos. Por fim, delimitam-se as condições de contorno (restrição de movimento e carregamento) para que se possa traduzir o fenômeno a ser apresentado da melhor e mais fiel maneira possível.

Processamento: Após a criação do modelo nas condições experimentais já estabelecidas no pré-processamento, com o processamento numérico, o problema estrutural é solucionado computacionalmente. Os resultados dos campos de tensões e deslocamentos são obtidos.

Pós-processamento: É a etapa de análise do modelo que, utilizando-se os resultados obtidos, como os campos de tensões e deslocamentos, fornecerá dados qualitativos e quantitativos respectivamente, por meio da visualização gráfica dos campos de tensões (von Mises e Máxima principal) e resultados numéricos de deslocamentos obtidos na etapa de processamento, permitindo assim, comparação entre os dados.

4.2 Modelagem das Estruturas

Os modelos tridimensionais propostos neste estudo foram definidos com dados obtidos a partir de situações clínicas comuns. Porém, foi necessária a modelagem individual de cada estrutura nas proporções originais, para posterior formação do modelo completo a ser analisado.

À partir de uma tomografia de mandíbula edêntula, um *software* específico para modelagem tridimensional de estruturas (SolidWorks 2010, SolidWorks Corp., Concord, Massachusetts, U.S.A.) foi responsável pela modelagem da mandíbula, obtendo

assim uma base de mandíbula representativa da média dos rebordos, dos implantes, parafusos, barra cilíndrica, clip, prótese de resina acrílica, dente artificial e reembasador. Cada estrutura gerada foi considerada um sólido.

Os modelos confeccionados simulam a base de uma mandíbula edêntula com 1 mm de camada de osso cortical (tipo III – Leklöm, 1985) recobrimdo totalmente o osso medular e a instalação de dois implantes de titânio osseointegrados tipo hexágono externo (4.0 mm de diâmetro x 10 mm comprimento) na região anterior da mandíbula. Uma barra circular de Co-Cr com 2 mm de diâmetro e 18,5mm de comprimento foi modelada à partir do centro das UCLAs, que estavam unidas ao implantes por parafusos protéticos também de titânio (Figuras 1, 2, 3 e 4). Da mesma forma foi obtida a representação tridimensional de um clipe plástico, acoplado à barra, formando o conjunto barra/clipe do sistema de retenção de uma *overdenture* (Figuras 1 e 2).

A modelagem da prótese implantomucossuportada do tipo *overdenture* com base de resina acrílica foi realizada simulando total adaptação sobre o rebordo remanescente e mucosa (delineada com 1 mm de espessura). Considerando a reabsorção do rebordo residual (Figura 5), 3 tempos diferentes de reabsorção foram estipulados para o estudo: 3, 5 e 10 anos depois da instalação da prótese (Figura 6, 7 e 8, respectivamente e Tabela 1). Na expectativa de diminuir a quantidade das tensões transmitidas ao tecido ósseo pelo desajuste das bases protéticas após as reabsorções, dois materiais reembasadores permanentes à base de silicone (um macio e outro rígido) foram escolhidos como as variáveis para o estudo (Figura 9). Assim, foram geradas 10 simulações a partir das situações clínicas baseadas para este estudo.

Após a modelagem de cada estrutura, as peças foram associadas, gerando o modelo tridimensional proposto que simulava a situação clínica desejada (Figura 3).

- M1** - modelo com base acrílica perfeitamente adaptada, simulando instalação imediata da prótese (Controle);
- M3** - modelo com 3 anos de reabsorção sem material reembasador;
- M3m** - modelo com 3 anos de reabsorção com reembasador macio;
- M3r** - modelo com 3 anos de reabsorção com reembasador rígido;
- M5** - modelo com 5 anos de reabsorção sem material reembasador;
- M5m** - modelo com 5 anos de reabsorção com reembasador macio;
- M5r** - modelo com 5 anos de reabsorção com reembasador rígido;
- M10** - modelo com 10 anos de reabsorção sem material reembasador;
- M10m** - modelo com 10 anos de reabsorção com reembasador macio; e
- M10r** - modelo com 10 anos de reabsorção com reembasador rígido.

Tabela 1 – Valores de reabsorção óssea

Tempos	Reabsorção peri-implantar	Reabsorção posterior
3 anos	1,12 mm ⁽¹⁾	0,41mm ⁽³⁾
5 anos	1,6 mm ⁽¹⁾	0,69 mm ⁽²⁾
10 anos	2,4 mm ⁽¹⁾	1,44 mm ⁽¹⁾

Legenda: ⁽¹⁾Meijer 2009, ⁽²⁾Kordatziz 2003, ⁽³⁾Jacobs 2003

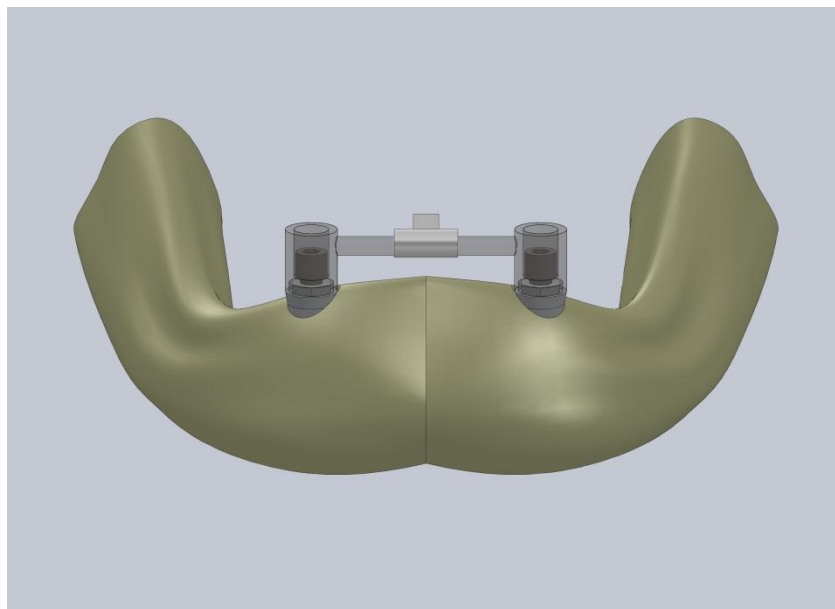


Figura 1 - Modelo simulando osso cortical mandibular e componente protéticos.

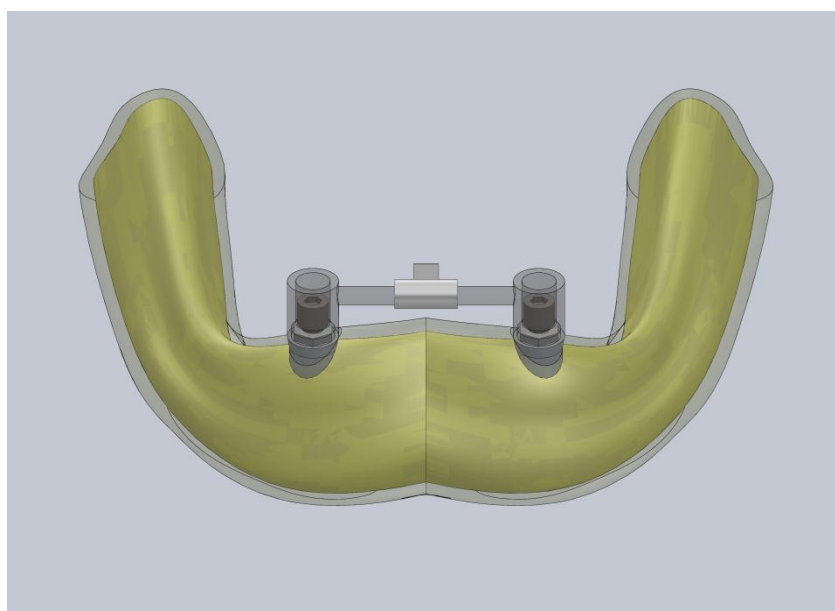


Figura 2 - Modelo simulando osso medular mandibular e componentes protéticos.

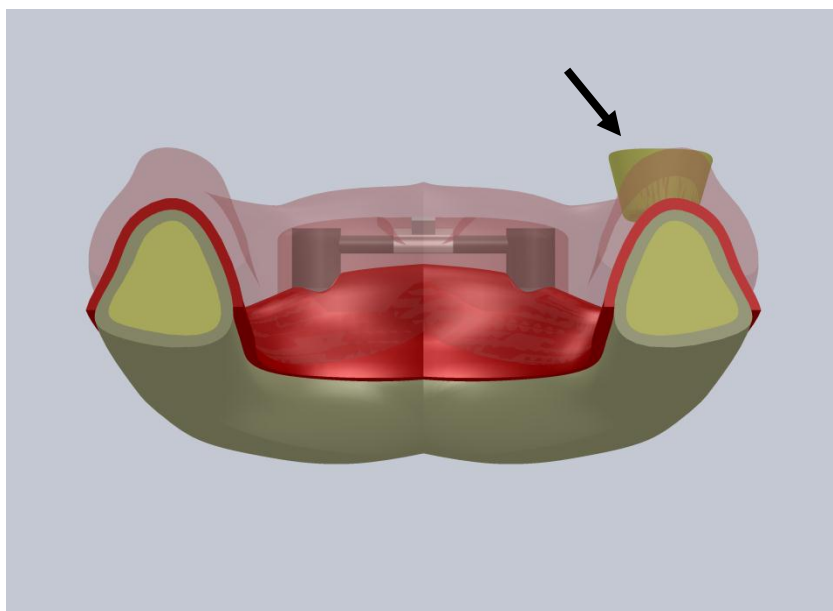


Figura 3 - Em transparência, representação gráfica da prótese e elemento dental (seta).

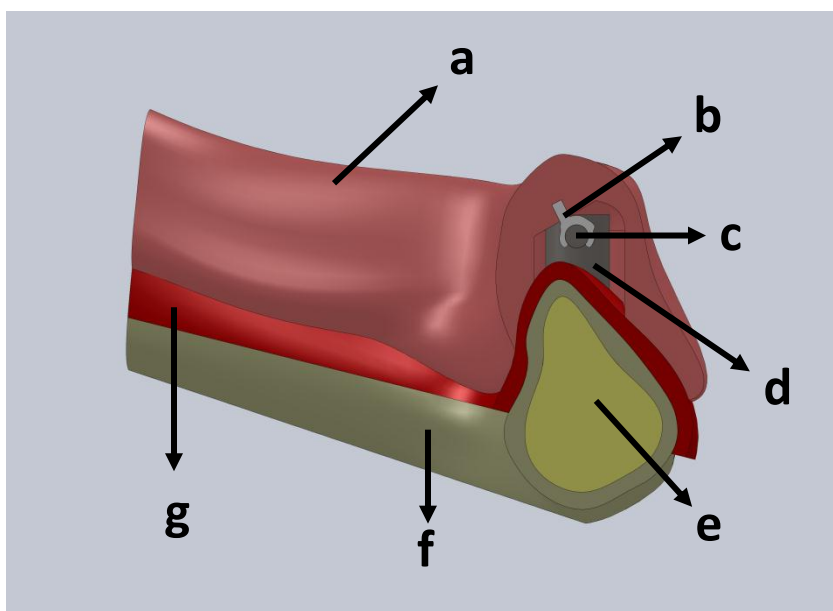


Figura 4 - Corte seccional mostrando tecido de suporte, prótese e componentes. Atenção ao encaixe do clip à barra. a- base da prótese; b- clipe; c- barra; d- UCLA; e- osso medular; f- osso cortical; g- mucosa.

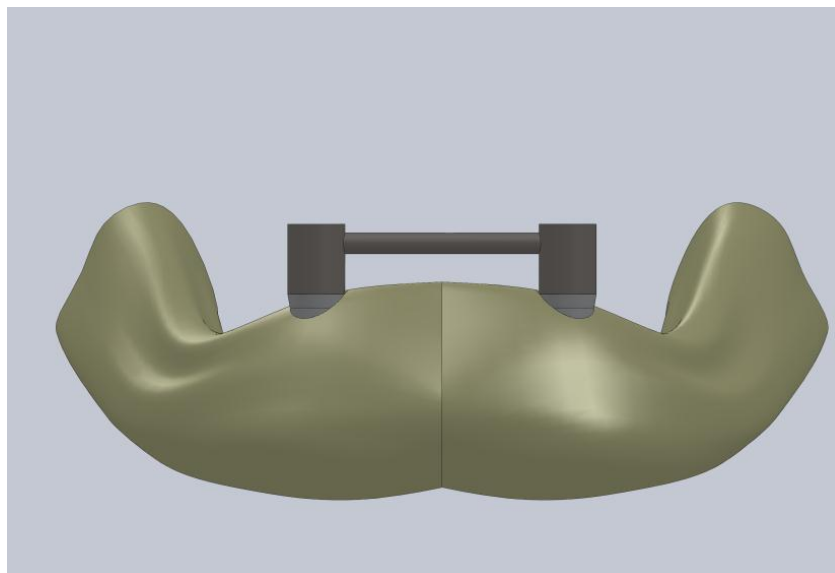


Figura 5 - Modelo controle sem a prótese instalada.

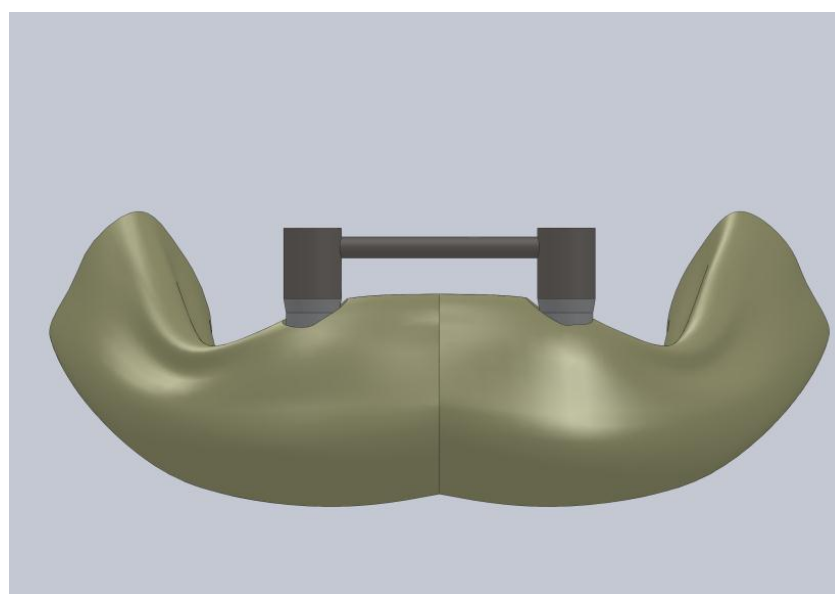


Figura 6 - Modelo com 3 anos de reabsorção após instalação da prótese.

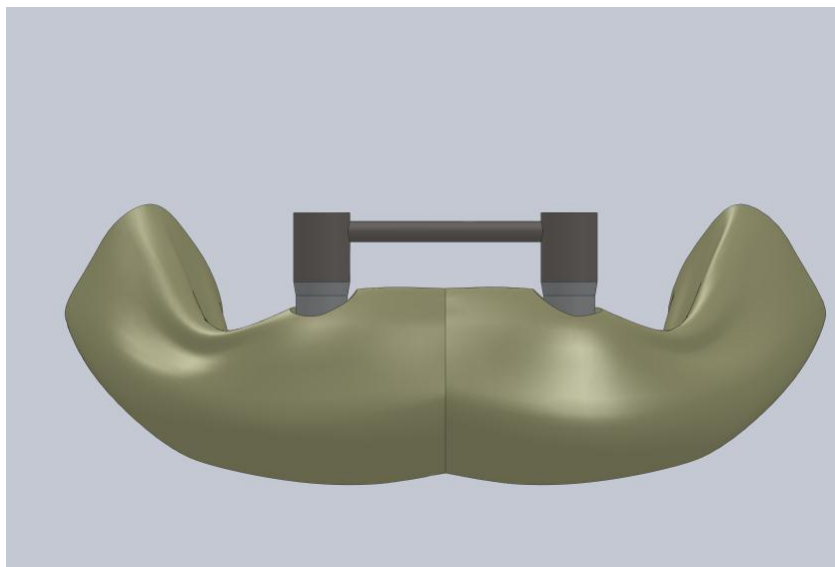


Figura 7 - Modelo com 5 anos de reabsorção após instalação da prótese.

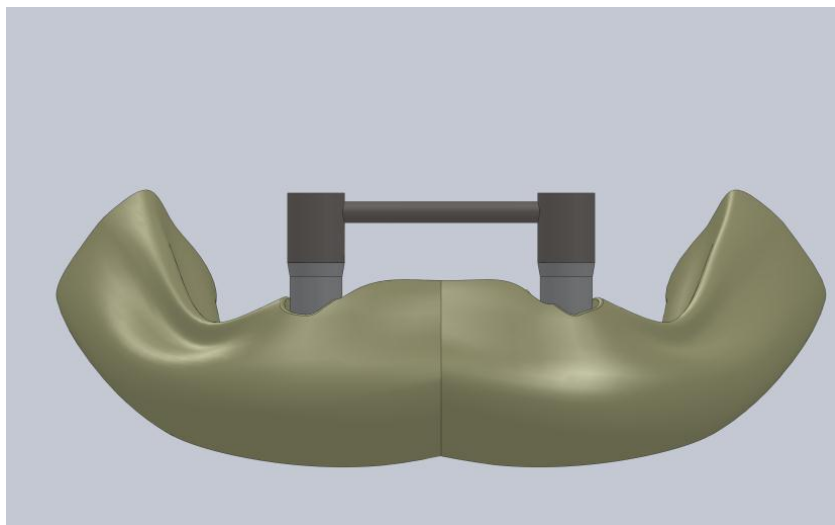


Figura 8 - Modelo com 10 anos de reabsorção após instalação da prótese.

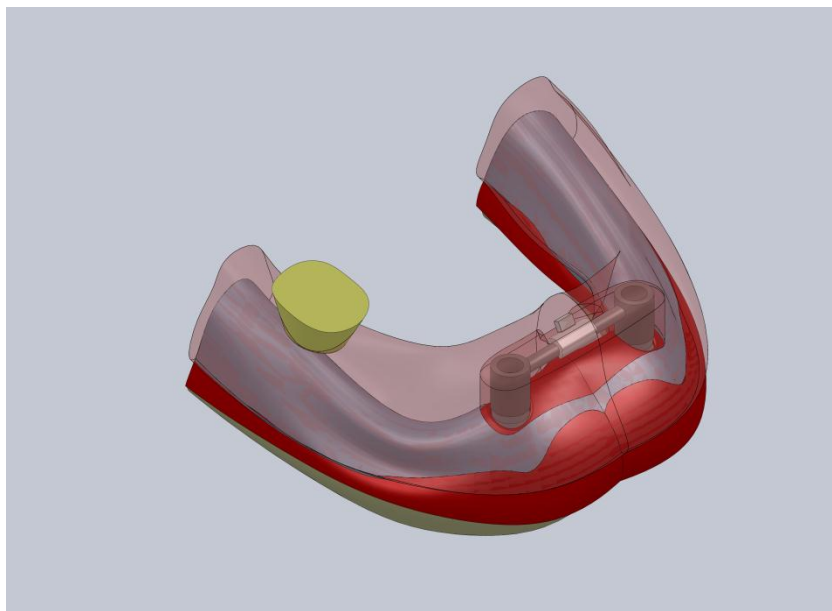


Figura 9 - Representação da prótese com material reembasador (cor cinza).

4.3 Propriedade dos Materiais

Os materiais utilizados nos modelos foram: resina acrílica, dente artificial para prótese, clip plástico, material reembasador à base de silicone permanente macio e rígido, liga de Co-Cr, implante e parafuso protético de titânio e osso cortical e medular simulados (considerados como sólidos pela impossibilidade de determinar um padrão trabeculado ou poroso, principalmente para o osso medular). Sendo assim, todos os materiais foram considerados como sendo homogêneos, isotrópicos, linearmente elásticos e contínuos.

Os dados foram retirados da literatura a fim de obter uma padronização desses dados e facilitar comparação de resultados com outros estudos. Os dados estão apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 - Propriedade dos materiais adotados no estudo

Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson	Referências
Osso Cortical	13700	0,30	Rubo, 2010
Osso Medular	1370	0,30	Rubo, 2010
Resina Acrílica	1960	0,30	Kawashi, 2001
Dente artificial	2940	0,30	Kawashi, 2001
Implante	110000	0,35	Rubo, 2010
Parafuso	110000	0,28	Abreu, 2010
Barra Co-Cr	218000	0,33	Abreu, 2010
Clipe	3000	0,28	Fabricante
Mucosa	340	0,45	Kawashi, 2001
Reembasador macio	5	0,49	Sadr, 2012
Reembasador rígido	27,94	0,30	Sato, 2000

4.4 Simplificação das Estruturas

Os modelos produzidos procuram reproduzir da maneira mais fiel possível à realidade clínica, porém por se tratar de um modelo matemático, as limitações inerentes devem ser consideradas. Principalmente quando se trata de problemas de bioengenharia, na qual se reproduz geometrias de alta complexidade (Dumont, 2009), há a necessidade de se utilizar grande quantidade de elementos na discretização¹ do problema.

Após testes de convergência antes da geração da malha dos modelos em estudo, as roscas dos implantes e dos parafusos e a anatomia oclusal do elemento representando um primeiro molar inferior direito foram removidas, por serem irrelevantes na análise e gerarem uma redução relevante no número final de elementos.

¹ Transformação das geometrias em nós e elementos; geração da malha.

As simplificações adotadas não significam que as roscas ou a anatomia oclusal não tenham alguma influência, mas que para o tipo de comportamento e escala utilizada na análise, suas contribuições do ponto de vista mecânico na distribuição de tensões no modelo como um todo, seriam pequenas.

4.5 Geração da Malha

Os modelos de Elementos Finitos foram obtidos com a importação dos modelos geométricos para um *software* de simulação mecânica, o ANSYS (ANSYS Workbench 11, Ansys Inc., Canonsburg, Pensylvania, USA). Primeiramente foram incorporadas as propriedades mecânicas correspondentes a cada material, já citado anteriormente. Para eliminar alguns erros inerentes ao processo de importação da imagem que dificultam a geração de uma malha de qualidade, como problemas de sobreposição de pontos, superfícies abertas por falhas de precisão, remoção de superfícies extremamente pequenas ou deformadas, utilizam-se de ferramentas de correção automática para pequenas alterações necessárias na geometria original. Em seguida, corrigido o modelo geométrico, iniciou-se a geração do modelo de Elementos Finitos para a análise.

No processo de geração da malha, a estrutura do modelo foi dividida em um número finito de elementos (discretização) que são interconectados por pontos nodais os quais se encontram no sistema de coordenadas X, Y, Z , onde o conjunto resultante é denominado “malha”. Atenção foi atribuída a este processo na tentativa de evitar elementos de elevada distorção, muitas vezes, relacionados às instabilidades numéricas durante o processamento da análise do modelo.

Para isso, utilizou-se o elemento sólido tetraédrico parabólico, que se caracteriza geometricamente como uma pirâmide de base triangular, com um nó em cada vértice e um nó no centro de cada aresta, totalizando 10 nós por elemento. Uma das principais características deste modelo é a baixa distorção dos elementos de uma malha tetraédrica. O controle da malha foi realizado de modo que a malha fosse possível de ser gerada e seja adequada para representar os fenômenos físicos envolvidos.

A estabilidade do modelo foi conferida, dando atenção especial ao refinamento da malha resultante dos testes de convergência. A malha gerada nos modelos e os respectivos números de elementos e nós formado em cada modelo são apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 - Número de nós e elementos formados em cada modelo

Modelos	Nós	Elementos
M1	590.922	336.264
M3	586.875	333.471
M3m	659.003	367.938
M3r	659.003	367.938
M5	555.418	314.481
M5m	648.005	360.004
M5r	648.005	360.004
M10	546.866	310.610
M10m	654.860	372.194
M10r	654.860	372.194

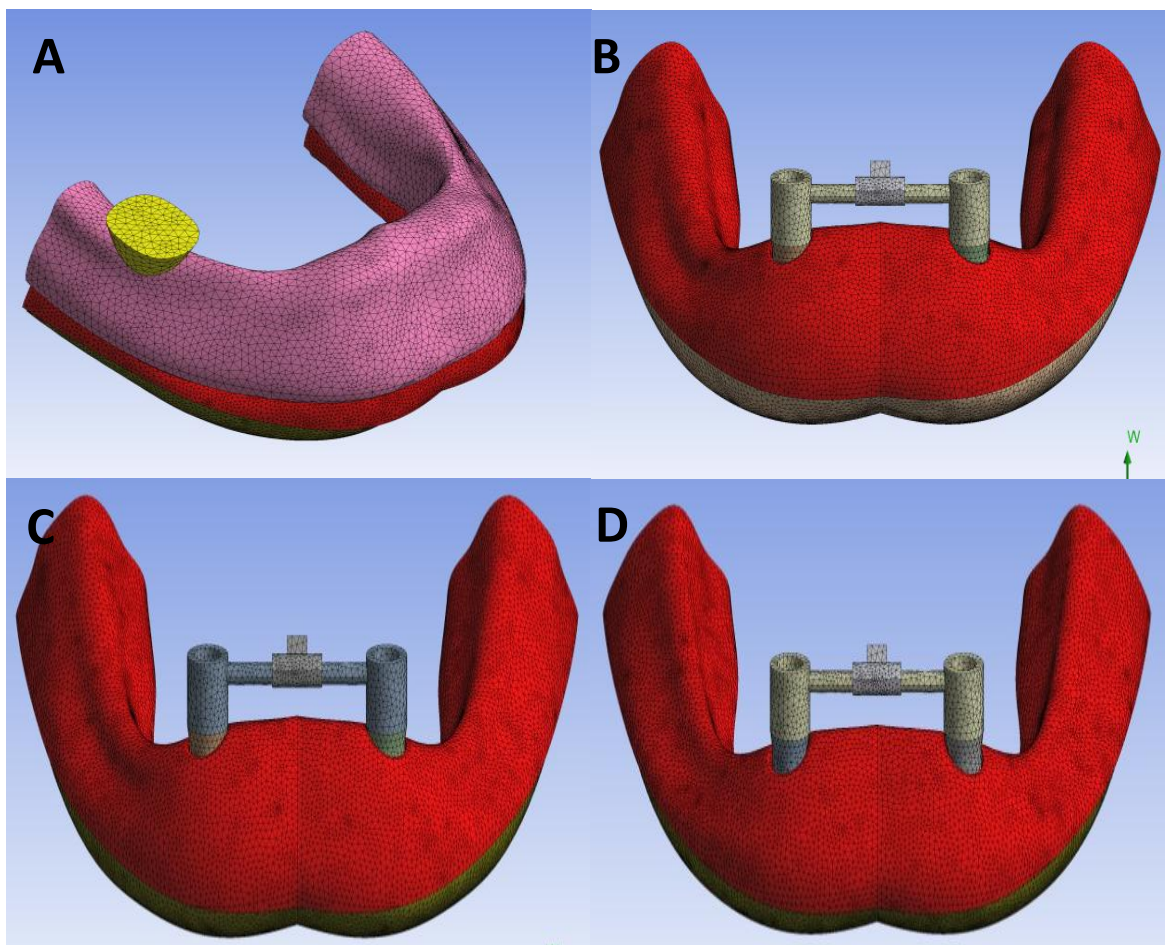


Figura 10 - Representação dos modelos em Elementos Finitos. A – modelo com *overdenture*, B – Modelo com 3 anos de reabsorção, C – Modelo com 5 anos de reabsorção e D – modelo com 10 anos de reabsorção.

4.6 Condições de Contorno e Carregamento

Para definir as condições de contorno e carregamento considerou-se uma situação clínica simulada. A abordagem multicorpos foi realizada por se tratar de um problema composto por diversas partes mecânicas interagindo entre si. Essa interação ocorre por contato entre as peças com fixação relativa, devendo ser modelada matematicamente no problema em análise. As interações entre as estruturas deste

estudo foram atribuídas como contatos colados ou justapostos, pois impede a penetração, deslizamento ou afastamento entre as superfícies.

Nos modelos em estudo, o contato colado foi aplicado em interface osso-implante, simulando completa osseointegração; interface osso cortical-osso medular; também nas interfaces entre implante-intermediário e entre intermediário-parafuso protético, justificado pela aplicação do torque ao parafuso, objetivando fixação entre os componentes. A face posterior da base da mandíbula foi configurada para ser o suporte fixo.

Frente às condições de carregamento, foi aplicada carga oclusal axial estática de 100 N, na superfície do corpo simulando um primeiro molar inferior direito (Figura 9). A carga aplicada simula o paciente com os dentes em oclusão com bolo alimentar, tendo como antagonista uma prótese total convencional, condição existente na maioria dos portadores de *overdentures* mandibulares implantomucossuportadas (Kitamura, 2005; Abreu, 2010; Mariano, 2012) .

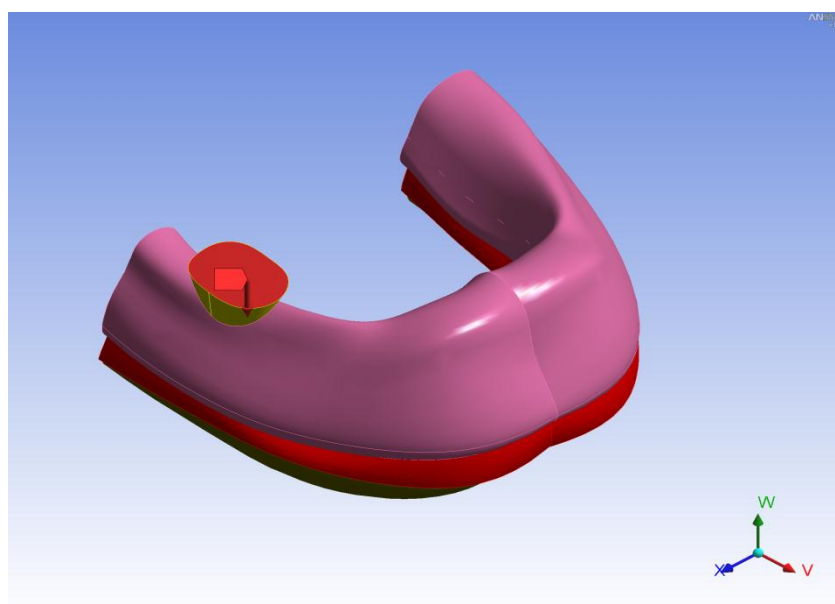


Figura 11 - Carregamento axial de 100 N no primeiro molar inferior direito.

4.7 Processamento

Com as condições experimentais já estabelecidas no pré-processamento, após análises preliminares que concluíram a possibilidade de se realizar análise linear neste estudo, os modelos foram submetidos ao processamento das equações numéricas do programa ANSYS Workbench 11 (Ansys Inc., Canonsburg, Pennsylvania, USA), a análise propriamente dita. Os resultados das 10 condições experimentais propostas do campo de tensões foram obtidos e avaliados os seguintes critérios: Tensão Máxima Principal no tecido ósseo e Von Mises na barra e clipe.

4.8 Pós-Processamento

O resultado do processamento foi avaliado de duas maneiras: análise qualitativa, obtida pela comparação visual das imagens e seus gradientes de cores geradas pelo *software* de simulação e análise quantitativa ou numérica, onde foi avaliada distribuição e valor das tensões máximas geradas como resposta biomecânica do sistema.

5. RESULTADOS

Os resultados das simulações numérico-computacionais foram apresentados por diagramas, com a distribuição de tensões e os valores numéricos analisados qualitativa e quantitativamente, respectivamente. Com a análise qualitativa verificou-se a distribuição de tensões por meio de grades de cores comparando as imagens. Nelas, as áreas que apresentavam cores mais próximas do vermelho, correspondiam à maior concentração de tensões de tração. Já, a análise quantitativa representou a avaliação dos valores numéricos de tensões (MPa), obtidos na simulação computacional. Os resultados quantitativos relacionaram a localização da tensão por meio do padrão de cores e respectivos valores numéricos.

As tensões máximas principais foram calculadas para as estruturas friáveis (osso medular e cortical). Foi convencionado na Engenharia que na escala das tensões máximas principais são adotados valores positivos para as tensões de tração e valores negativos para tensões de compressão. Ou seja, uma tensão de -50 MPa corresponde dizer tensão de compressão de 50 MPa. O maior resultado entre as tensões máximas principais refere-se ao pico de tração e o menor ao pico das tensões de compressão. Essa divisão é importante na análise de materiais que reagem diferentemente às tensões de tração e compressão, mesmo que os módulos sejam iguais, como nos materiais friáveis/frágeis.

Como estruturas dúcteis apresentam comportamento similar quando sujeitas às tensões de tração ou compressão até atingirem o limite de escoamento, a avaliação do material utilizado foi o critério de Von Misses, diferentemente das tensões máximas principais utilizada em materiais friáveis (tecido ósseo). O critério de von Misses (tensões equivalentes) é o critério de falhas que apresenta a maneira como a energia é transmitida,

representando as tensões de distorção, ou seja, que maximizam o efeito cisalhante. O resultado será sempre positivo, por não distinguir entre tensões de tração ou compressão.

5.1 Resultados do Rebordo Posterior

A análise da tensão máxima principal do osso cortical do rebordo posterior dos modelos sob carga axial de 100N mostrou menor concentração de tensão (3.630 MPa) no modelo controle M1, seguido dos modelos M3 (4.156 MPa), M5 (5.269 MPa) e M10 (64.144 MPa). Nos modelos com 3 e 5 anos de reabsorção, os valores são diferentes entre si, mas com pouca influência na distribuição de tensão sobre o rebordo posterior, mesmo com o M5 apresentando maiores valores de tensão trativa, principalmente no lado lingual, quando comparado com o modelo de 10 anos de reabsorção, que apresentou acúmulo de tensão no tecido ósseo mais significativo que os demais e grade de cores dispersa por todo o rebordo posterior. Este foi o único grupo que apresentou acúmulo de tensão na região de sínfise.

Os reembasadores macios diminuíram os valores de Tensão Máxima Principal para todos os modelos reembasados quando comparado aos modelos com desajuste da base protética ao rebordo, como verificado nos dados obtidos quantitativamente: M3m (3.746 MPa), M5m (4.292 MPa) e M10m (4.884 MPa). Na análise qualitativa deste grupo, os resultados foram semelhantes aos resultados quantitativos. M3m mostrou maior acúmulo de tensões na região mais anterior e vestibular do rebordo posterior do lado direito e menor acúmulo de tensão no lado esquerdo. Diferente de M5m, o modelo M3m apresentou tensões no lado lingual e M10m mostrou maior acúmulo por todo o rebordo, atingindo maior área do lado lingual, diferentemente dos outros modelos.

Após simulação do reembasamento com material rígido, o comportamento das tensões no tecido ósseo cortical posterior foi similar aos modelos reembasados com material resiliente macio; porém, com tensões de menor magnitude e sempre seguindo a tendência de quanto maior o valor da reabsorção no modelo, maior o acúmulo de tensões, como verificado em: M3r (3.668 MPa), M5r(4.239 MPa) e M10r (4.231 MPa), que não apresentaram tensão em região de sínfise.

Analizando os resultados obtidos com os tempos de reabsorção, pode-se verificar que todos os grupos foram semelhantes, com maior acúmulo de tensão em ordem decrescente nos modelos sem reembasamento, reembasados com material macio ou reembasados com material rígido, todos com melhor distribuição de tensão. O grupo de 10 anos de reabsorção foi o que apresentou as diferenças mais contrastantes entre o modelo sem reembasador e os modelos reembasados, sejam com material macio ou rígido.

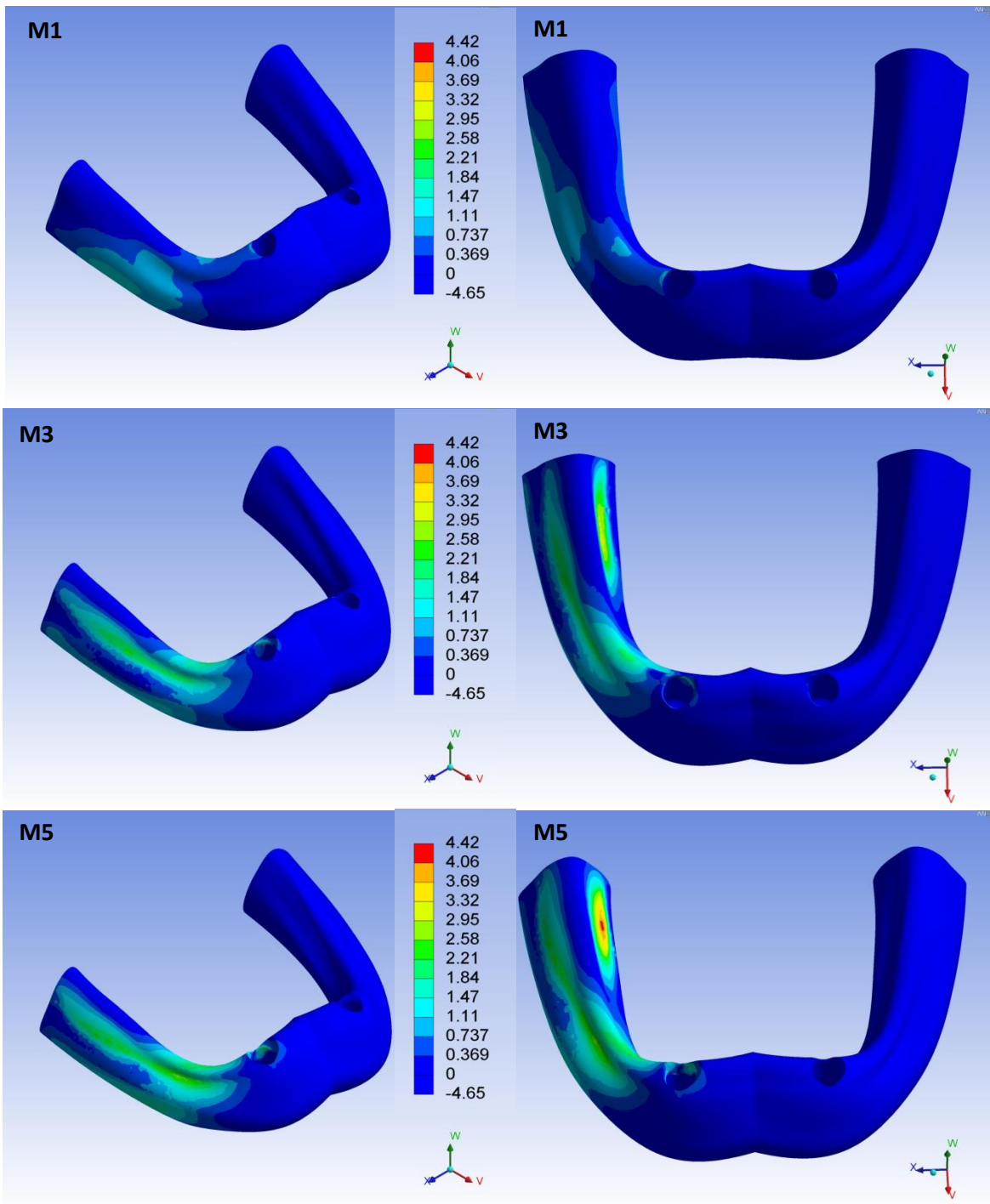
Tabela 4 – Valores de Tensão Máxima Principal do osso cortical do rebordo posterior

Modelos	Tensão Máxima Principal
M1	3.630 MPa
M3	4.156 MPa
M3m	3.746 MPa
M3r	3.668 MPa
M5	5.269 MPa
M5m	4.292 MPa
M5r	4.239 MPa
M10	64.144 MPa
M10m	4.884 MPa
M10r	4.231 MPa

O tecido ósseo medular demonstrou menores resultados de tensão máxima principal que os valores do tecido ósseo cortical, mas a distribuição de tensão e os valores também apresentaram comportamento semelhante à cortical óssea. O modelo controle apresentou menor concentração de tensão que os demais modelos. Modelos reembasados com material rígido obtiveram melhor comportamento frente às tensões que os resilientes. O grupo com desadaptação da base protética sempre apresentou maiores tensões que os reembasados, qualquer que fosse a consistência do material. O aumento da reabsorção óssea gerou aumento na concentração de tensões.

Tabela 5 – Valores de Tensão Máxima Principal do osso medular do rebordo posterior.

Modelos	Tensão Máxima Principal
M1	0.207 MPa
M3	0.550 MPa
M3m	0.285 MPa
M3r	0.250 MPa
M5	0.607 MPa
M5m	0.318 MPa
M5r	0.279 MPa
M10	1.597 MPa
M10m	0.336 MPa
M10r	0.275 MPa



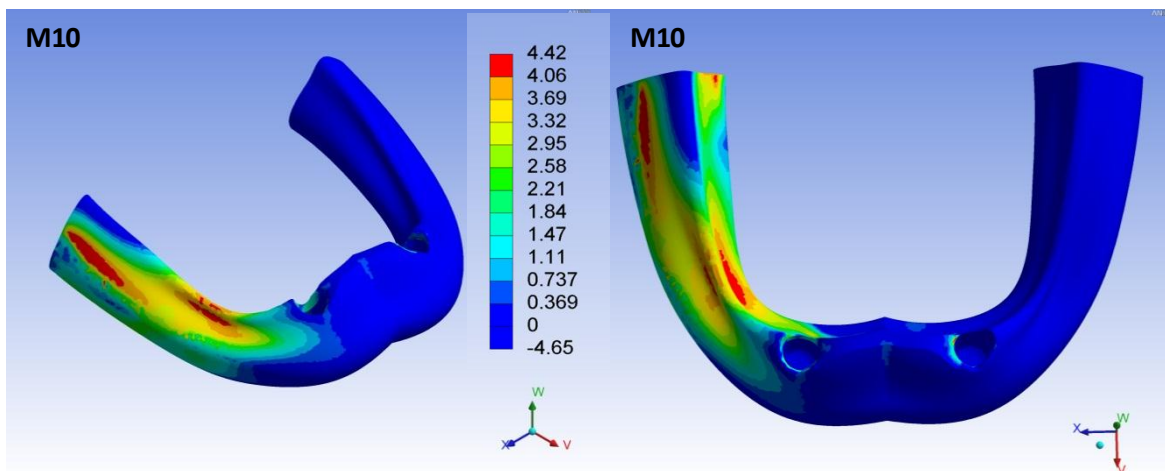


Figura 12 - Grade de cores da distribuição das tensões Máxima Principal no rebordo posterior na instalação imediata (M1), 3 anos (M3), 5 anos (M5) e 10 anos de reabsorção (M10), com vista lateral ou oclusal dos modelos. Todos os resultados foram ajustados na mesma escala.

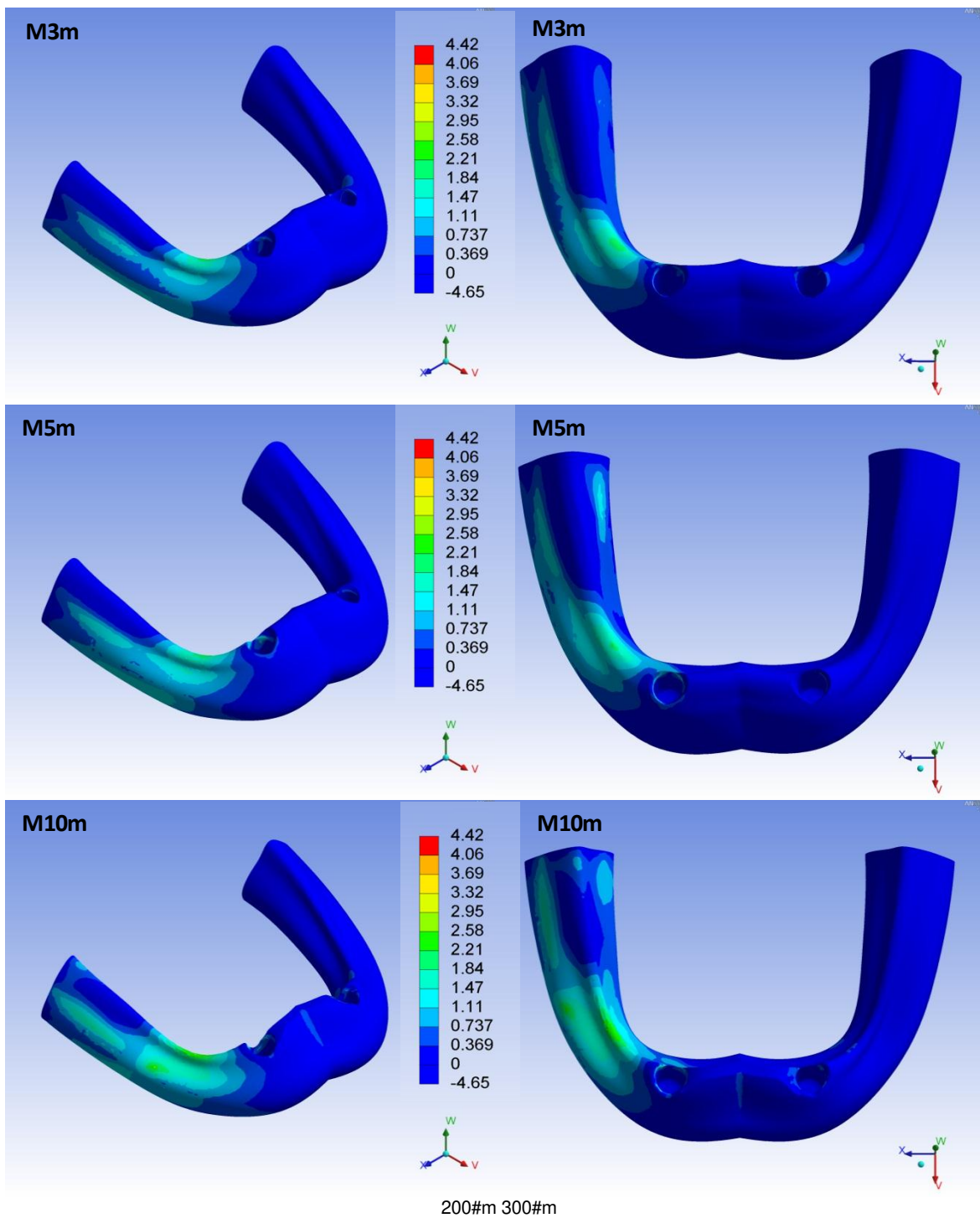


Figura 13 - Grade de cores da distribuição das tensões Máxima Principal no rebordo posterior com o uso de material reembasador permanente macio com 3 anos (M3m), 5 anos (M5m) e 10 anos de reabsorção (M10m), com vista lateral e oclusal dos modelos. Todos os resultados estão ajustados na mesma escala.

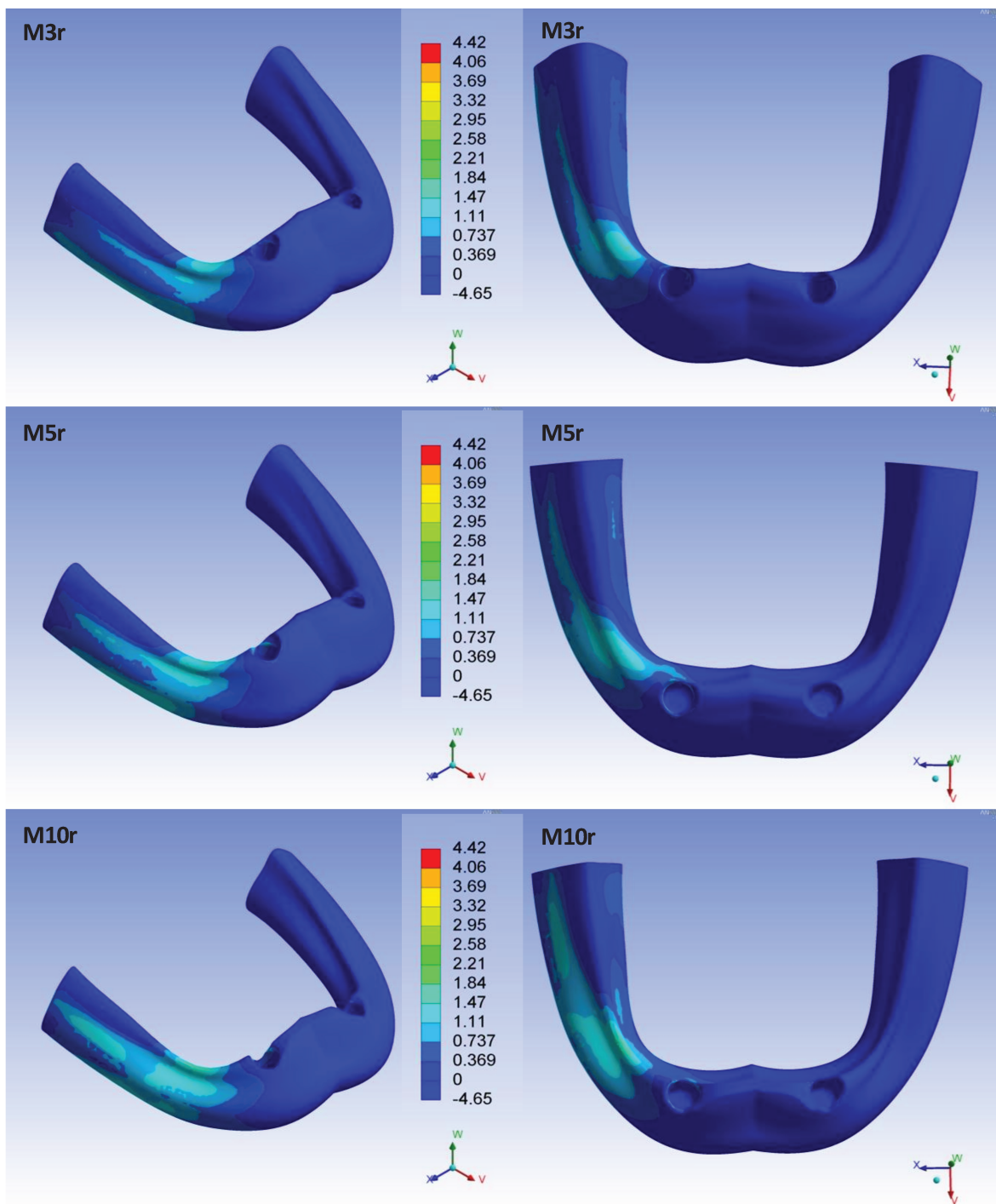


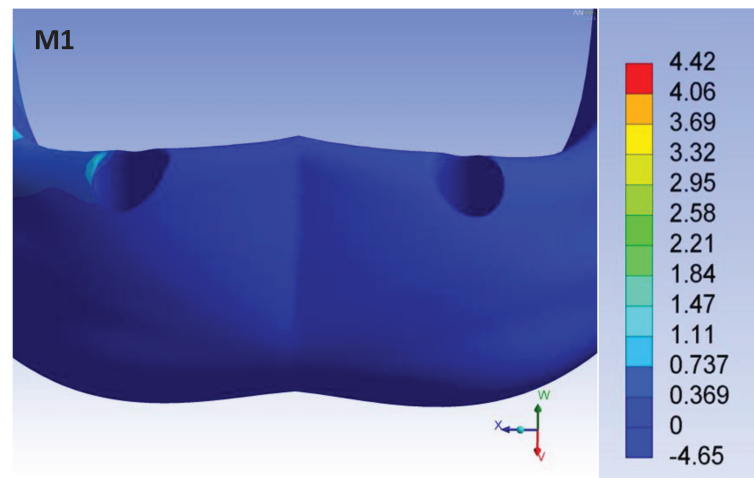
Figura 14 - Grade de cores da distribuição das tensões Máxima Principal no rebordo posterior com o uso de material reembasador permanente rígido com 3 anos (M3r), 5 anos (M5r) e 10 anos de reabsorção (M10r), com vista lateral e oclusal dos modelos. Todos os resultados foram ajustados na mesma escala.

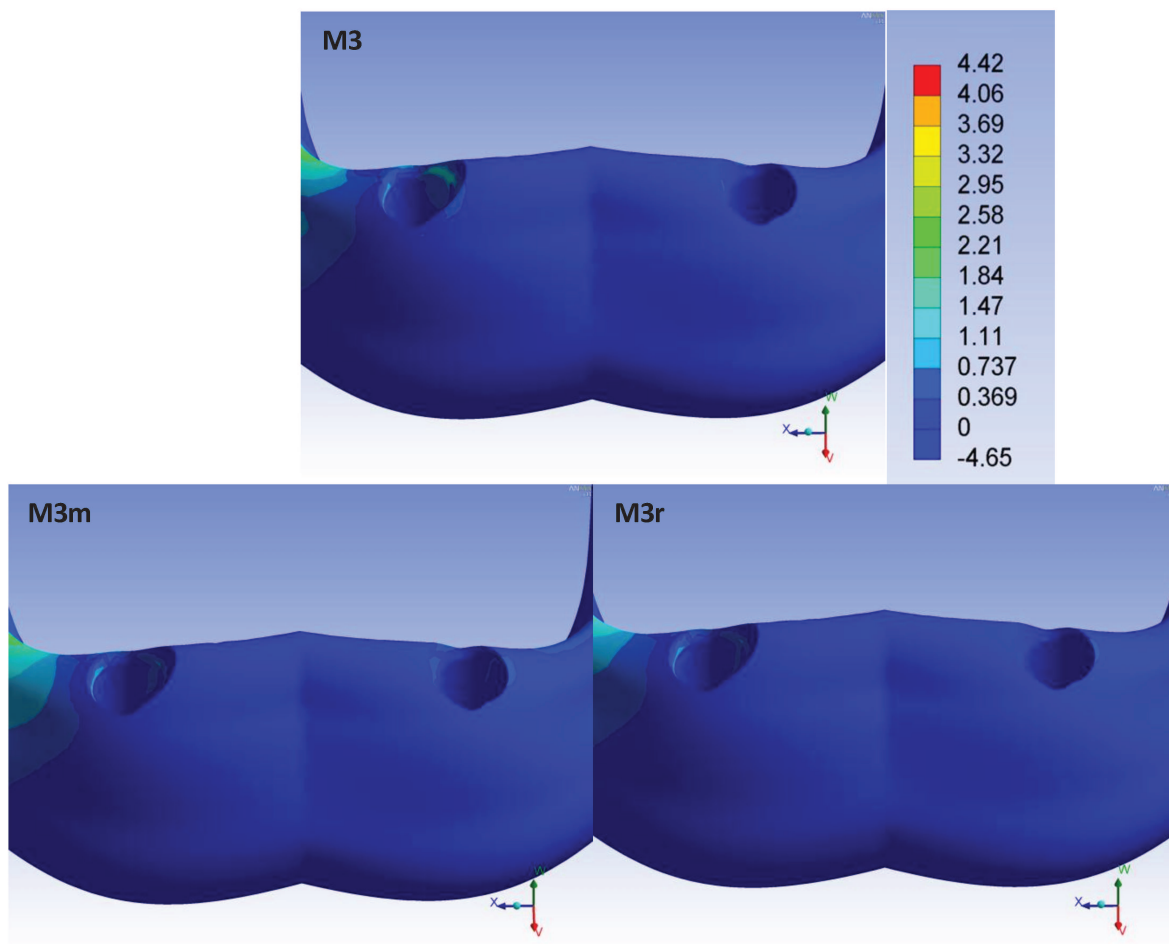
5.2 Resultados do Tecido Peri-implantar

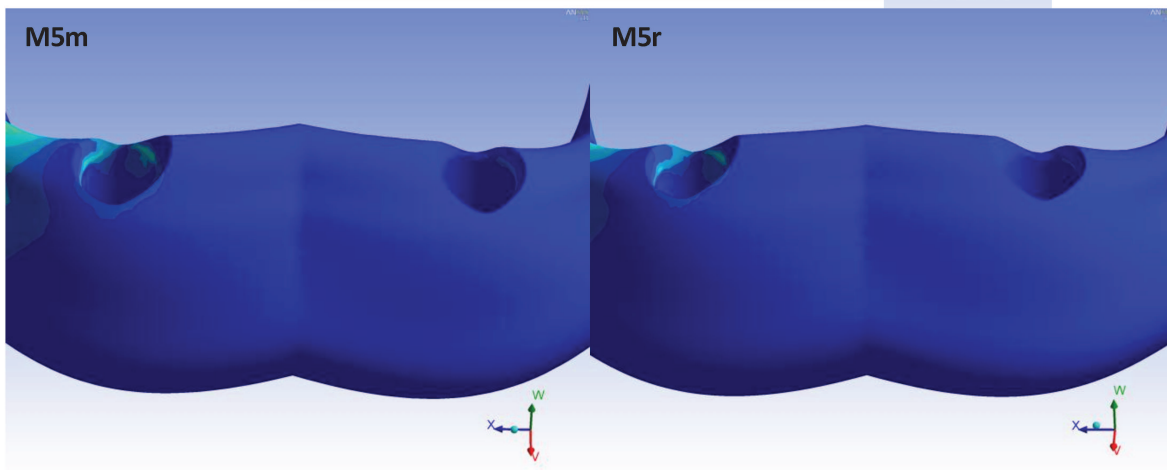
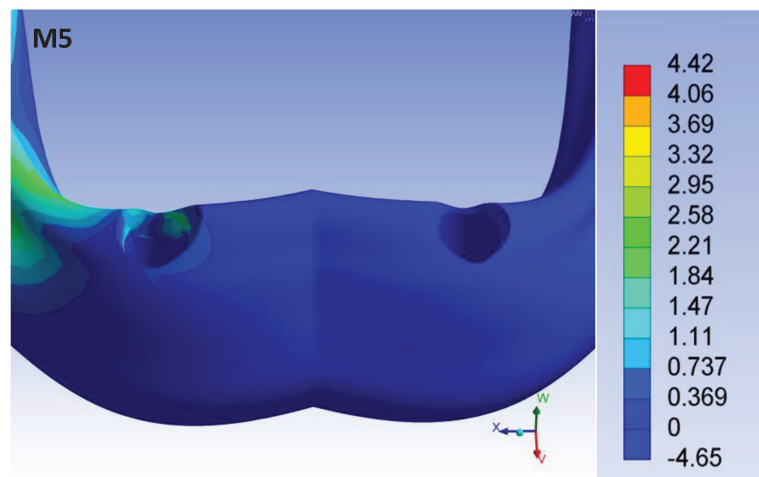
Para as tensões geradas no tecido peri-implantar na interface osso-implante, o modelo controle M1 apresentou menor concentração de tensão (1.402 MPa) na região distal do implante direito, cervicalmente. Do grupo de modelos com 3 anos de reabsorção, o maior valor foi do modelo M3 (1.547 MPa) com distribuição de tensão por toda região circundante ao implante e maior acúmulo na região cérvico-lingual. Quando esses modelos foram reembasados com material macio (M3m), no lado direito ocorreu diminuição da concentração de tensão (1.425 MPa) e maior distribuição no lado esquerdo (0.560 MPa). Quando reembasado com material rígido (M3r), o padrão de distribuição foi com concentrações menores que o grupo com reembasador macio e os maiores valores se concentraram na distal direita (1.205 MPa), lado de aplicação da carga. O modelo M5 concentrou tensão no lado de oclusão na região cérvico-lingual (2.505 MPa). O reembasamento diminuiu as tensões geradas nos modelos, qualquer que fosse o material. Ocorreu melhor distribuição entre os lados direito (M5m - 1.897 MPa/M5r - 1.575 MPa) e esquerdo (M5m - 0.594 MPa/M5r - 0.448 MPa). Os resultados de 10 anos de reabsorção geraram grandes tensões no tecido peri-implantar na prótese sem reembasamento (M10). O lado direito concentrou tensões na região cervical, com distribuição pela região reabsorvida, e uma considerável tensão de tração na região distal do lado esquerdo, não observada nos demais modelos. O reembasamento com material macio diminuiu e melhorou a distribuição das tensões no lado direito (1.715 MPa) e, principalmente, no esquerdo (0.893 MPa). O padrão de distribuição de tensão no reembasamento com material rígido não diferiu do padrão do modelo M10, mas apresentou resultados ainda menores de tensão em ambos os lados (M10r lado direito - 1.411 MPa e M10r lado esquerdo - 0.748 MPa).

Tabela 6 – Valores de Tensão Máxima Principal da face peri-implantar.

Modelos	Tensão Máxima Principal - direito	Tensão Máxima Principal - esquerdo
M1	1.402 MPa	0.492 MPa
M3	1.574 MPa	0.575 MPa
M3m	1.425 MPa	0.560 MPa
M3r	1.205 MPa	0.486 MPa
M5	2.505 MPa	0.308 MPa
M5m	1.897 MPa	0.594 MPa
M5r	1.575 MPa	0.448 MPa
M10	3.328 MPa	5.329 MPa
M10m	1.715 MPa	0.893 MPa
M10r	1.411 MPa	0.748 MPa







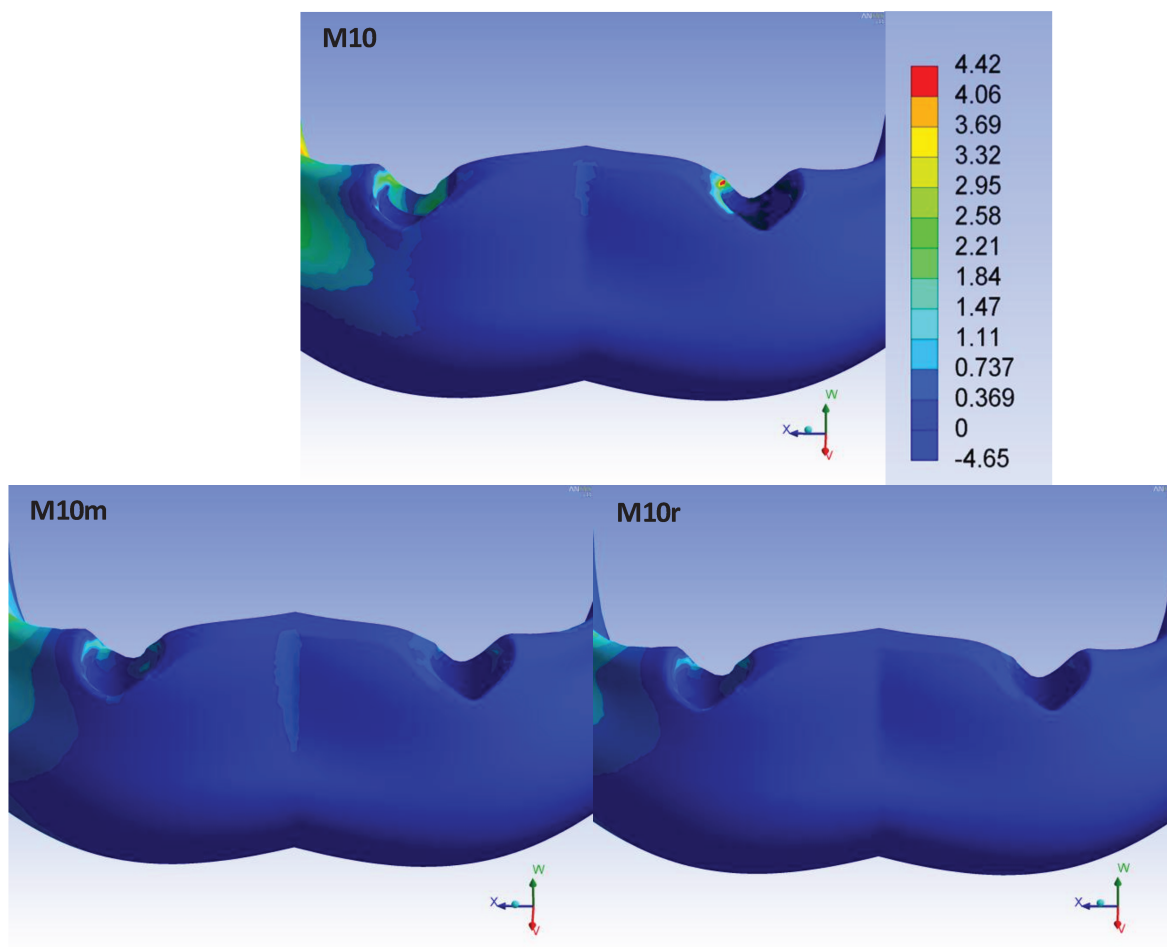


Figura 15 - Grade de cores da distribuição de tensão Máxima Principal na região peri-implantar sem e com o uso de material reembasador nos períodos imediato (M1), 3 anos (M3, M3m e M3r), 5 anos (M5, M5m e M5r) e 10 anos de reabsorção (M10, M10m e M10r). Todos os resultados foram ajustados na mesma escala.

5.3 - Resultado dos Componentes Protéticos

Os componentes protéticos foram analisados pela tensão de von Misses. A análise da barra de sustentação nos modelos sem reembasador (controle M1) mostrou menor acúmulo de tensão (1.641 MPa) na região de união do lado direito da barra com a UCLA, seguido dos modelos M3 (6.803 MPa), M5 (8.368 MPa) e M10 (37.746 MPa). O

modelo M3 demonstrou maior acúmulo de tensão no lado direito e centro da barra. O mesmo comportamento ocorreu na barra do modelo M5, que acumulou tensão também na união do lado esquerdo. O modelo M10 mostrou a diferença mais discrepante, gerando maior tensão em todo o comprimento da barra e transmitiu tensões significativas nas UCLAs direita e esquerda, sempre no lado de oclusão mais exigido.

Avaliando o efeito do reembasador macio na distribuição de tensão sobre a barra, verificou-se que foi eficaz na diminuição e melhor distribuição das tensões (M3m – 5.038 MPa, M5m – 5.035 MPa e M10m – 6.560 MPa), quando comparado aos modelos sem reembasamento. Os modelos reembasados com material rígido resultaram no mesmo padrão de distribuição de tensões que os modelos com reembasadores resilientes, mas com os modelos M3r e M5r gerando menores valores de tensão: 4.406 MPa e 4.488 MPa, respectivamente. O grupo com 10 anos de reabsorção foi o único que diferiu dos demais por apresentar maior tensão (6.816 MPa) com reembasador rígido do que com resiliente (M10m) no centro da barra.

Tabela 7 – Valores de Tensão de von Misses na barra

Modelos	Tensão de von Misses
M1	1.640 MPa
M3	6.803 MPa
M3m	5.038 MPa
M3r	4.406 MPa
M5	8.368 MPa
M5m	5.035 MPa
M5r	4.488 MPa
M10	37.746 MPa
M10m	6.560 MPa
M10r	6.8165 MPa

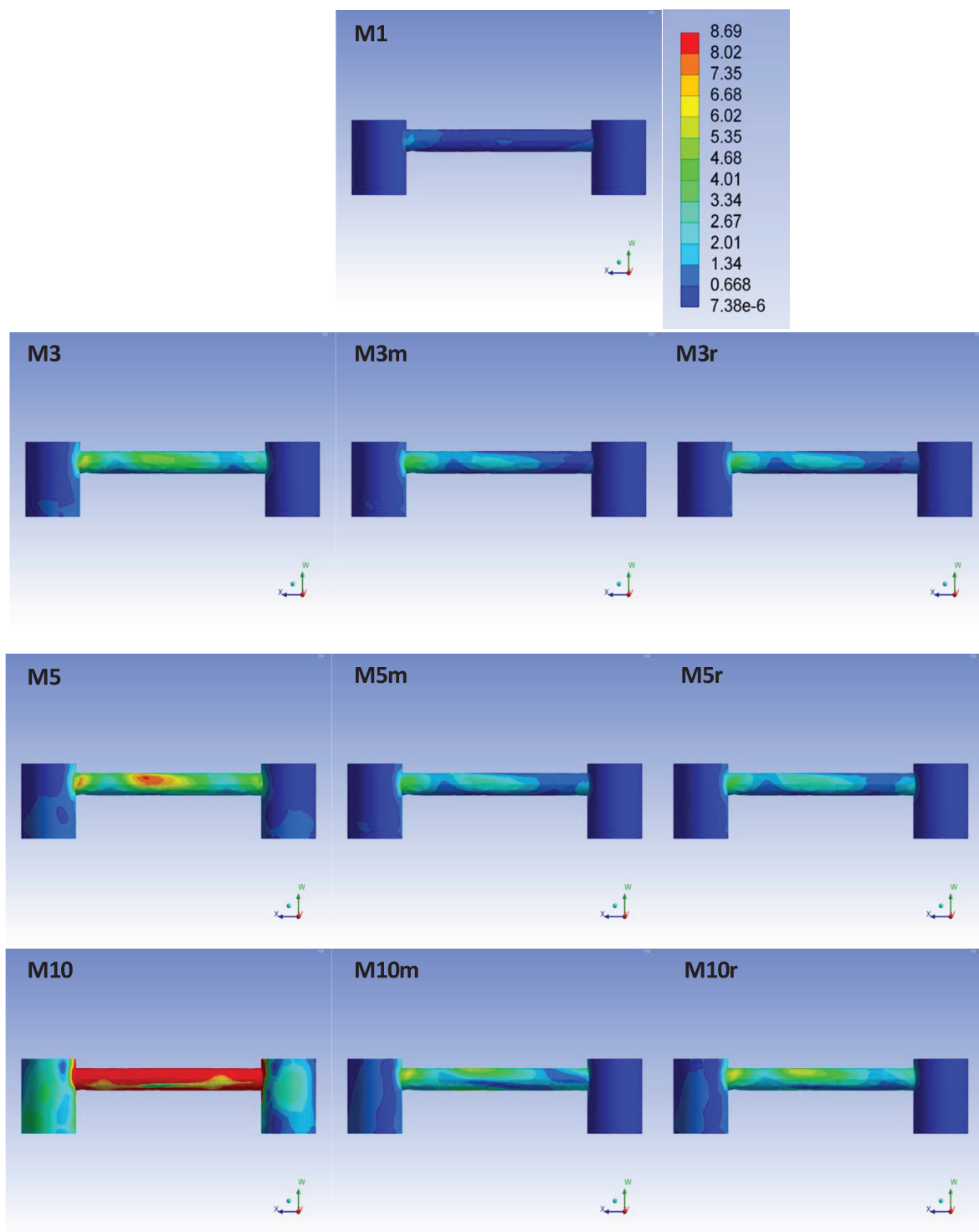


Figura 16 – Grade de cores da distribuição de tensão pelo critério de von Misses na barra sem e com o uso de material reembasador nos períodos imediato (M1), 3 anos (M3, M3m e M3r), 5 anos (M5, M5m e M5r) e 10 anos de reabsorção (M10, M10m e M10r). Todos os resultados foram ajustados na mesma escala.

Diante dos resultados gerados no clipe dos modelos, o único modelo que mostrou diferença no padrão de distribuição de tensão foi o controle, que além de apresentar o menor valor de tensão (0.254 MPa) mostrou acúmulo de tensão na região de união corpo-haste do clipe. Em todos os demais modelos, a maior tensão foi localizada no lado direito do clipe (lado de oclusão). Conforme ocorria aumento da tensão gerada no componente, a tensão se distribuía em direção do lado esquerdo. Os modelos sem reembasamento foram os que geraram os maiores valores de tensão, maximizadas com o tempo de reabsorção: M3 – 1.317 MPa, M5- 1.885 MPa e M10 – 9.348 MPa.

Qualquer que fosse a consistência do material, os modelos reembasados apresentaram melhor comportamento frente às tensões geradas no clipe, que os não reembasados. O melhor desempenho foi verificado nos modelos com reembasadores rígidos (M3r – 0.623 MPa, M5r – 0.814 MPa e M10r – 1.686 MPa), mesmo que a diferença fosse pouco significativa quando comparada aos modelos com material macio. O material macio, além de resultar em maiores valores (M3m – 0.654 MPa, M5m – 0.825 MPa e M10m – 1.842 MPa), concentraram mais tensões no lado direito do componente, enquanto o grupo com reembasador rígido distribuiu melhor a tensão pelo componente.

Tabela 8 – Valores de Tensão de von Misses no clipe.

Modelos	Tensão de von Misses
M1	0.254 MPa
M3	1.317 MPa
M3m	0.654 MPa
M3r	0.623 MPa
M5	1.885 MPa
M5m	0.825 MPa
M5r	0.814 MPa
M10	9.348 MPa
M10m	1.842 MPa
M10r	1.687 MPa

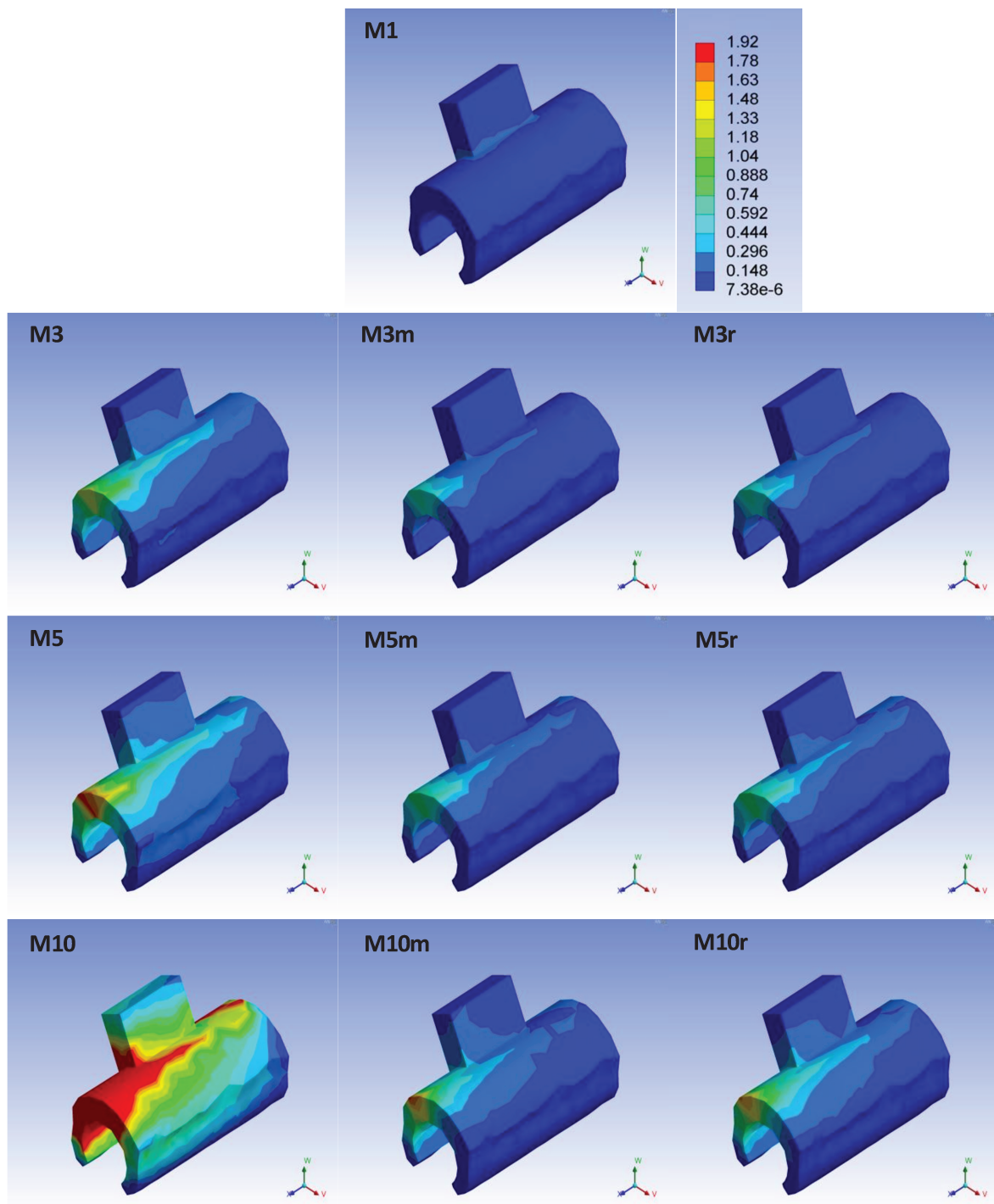


Figura 17 - Grade de cores da distribuição de tensão pelo critério de von Mises no clipe sem e com o uso de material reembasador nos períodos imediato (M1), 3 anos (M3, M3m e M3r), 5 anos (M5, M5m e M5r) e 10 anos de reabsorção (M10, M10m e M10r). Todos os resultados foram ajustados na mesma escala.

6. DISCUSSÃO

A perda óssea mandibular é um processo inevitável após a extração dos dentes e o processo alveolar residual passa por acelerada reabsorção, principalmente nos primeiros 10 meses após a perda dos dentes. Posteriormente, a reabsorção é menos intensa, porém, progressiva. A reabsorção do rebordo posterior não é prevenida com a instalação de implantes na região anterior. Entretanto, as próteses implanto-suportadas usadas na reabilitação de rebordos parcialmente ou totalmente edêntulos (Mariano *et al.*, 2012), é um tratamento de escolha na tentativa de preservar o osso alveolar com a estabilidade proporcionada pela *overdenture* (Wyatt *et al.*, 1998).

Porém, estudo clínico com pacientes por um período de cinco anos, mostrou que o aumento da função pela *overdenture* promove formação óssea minimizando a perda óssea mandibular (von Wowern, 2001). Este efeito foi observado qualquer que fosse o tipo de sistema de retenção das próteses. Respostas proprioceptivas do ligamento periodontal para os músculos da mastigação podem atuar prevenindo sobrecarga oclusal e consequente reabsorção óssea por forças excessivas, o que não acontece na reabilitação implantossuportada pela falta de proprioceptores ao redor dos implantes (Wyatt *et al.*, 1998). Muitas controvérsias ainda são encontradas na literatura, pois o real impacto das tensões frente ao comportamento fisiológico e biomecânico do tecido ósseo, tanto no processo de reabsorção alveolar como peri-implantar ainda não são totalmente conhecidas (Wyatt, 1998; Duyck, 1999; Kordatzis, 2003; Kocabalkan & Turgut, 2005; Almeida, 2010).

Os valores de reabsorção óssea para este estudo foram coletados com referência na literatura. Sendo assim, nos tempos de 3, 5 e 10 anos de reabsorção, os valores encontrados para o rebordo posterior adotados foram 0,41 mm (Jacobs, 2003), 0,69 mm (Kordatziz 2003) e 1,44 mm (Meijer, 2009). Já para os valores de reabsorção peri-

implantar, os dados foram baseados no estudo de Meijer (2009), adotado para 3 (1,12 mm); 5 (1,6 mm) e 10 anos (2,4 mm). O tempo recomendado para a substituição de uma prótese é de 5 anos; no entanto, este tempo varia de acordo com o paciente. Paciente com bruxismo ou disfunção pode diminuir o tempo de troca. O paciente com higiene correta, sem hábitos parafuncionais, com adequada oclusão e cuidados na preservação pode prolongar o tempo de substituição da prótese (Cehreli, 2009; Lang, 2006). O tempo de 10 anos avaliado neste estudo buscou representar o efeito de uma desadaptação gerada pelo dobro do tempo recomendado para substituição de uma prótese.

O método por Elementos Finitos, adotado neste estudo, pode prever o comportamento das tensões nas estruturas analisadas. Dentre as limitações da análise realizada neste estudo, análise linear dos modelos, as propriedades dos corpos estudados são consideradas uma delas, porque foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elástico; enquanto o osso tem características heterogênea e anisotrópica. Resultados diferentes poderiam ser encontrados neste mesmo estudo se uma análise não-linear fosse realizada ou caso as propriedades adotadas fossem diferentes destas.

Analisando a problemática das roscas do implante, por exemplo, verifica-se a necessidade de uma quantidade mínima de elementos para que exista resolução aceitável do programa. Assim, é necessária a geração de uma malha com elementos de dimensões inferiores ao restante do modelo. Por outro lado, para a representação de detalhes destas roscas nos ossos cortical e medular há necessidade de se utilizar elementos com dimensões condizentes com as dimensões das estruturas representadas. Assim, geram-se elementos com diferentes ordens de grandeza e necessidade de uma quantidade muito elevada de elementos para transição entre eles, os quais somente aumentam o tamanho dos sistemas de equações envolvidas, muitas vezes sobrecarregando ou inviabilizando a realização da análise devido às limitações de recursos computacionais.

Análise bidimensional por Elementos Finitos mostrou que a falta de representação de roscas nos implantes não comprometia o padrão de distribuição de

tensões no osso (Assunção *et al.*, 2009), assim como o comportamento biomecânico (valores e padrões de distribuição de tensão) de modelos sem rosca foi semelhante aos com rosca (Meijer *et al.*, 1993; Kitamura *et al.*, 2005; Takahashi *et al.*, 2011).

Este estudo simulou a aplicação de carga axial de 100 N na região de primeiro molar direito, considerado um valor fisiológico de mastigação em pacientes edêntulos reabilitados com próteses mandibulares implanto-suportadas com uma prótese total convencional como antagonista. A carga foi aplicada apenas de um lado, considerando que uma aplicação em ambos os lados simularia uma situação de desequilíbrio oclusal não comum, durante a mastigação. Esse valor também foi adotado em outros estudos (Daas *et al.*, 2008; Prakash *et al.*, 2009; Mariano *et al.*, 2012).

Após a simulação computacional dos modelos, os resultados mostraram tendência de concentração de tensão em todos os modelos e em todas as situações simuladas no lado direito da aplicação da carga oclusal. Este achado também foi relatado por outros autores (Menicucci, 1998; Celik & Uludag, 2007; Tanino, 2007; Mariano, 2012).

Entre o modelos M1, M3, M5 e M10, as menores concentrações de tensão no tecido ósseo cortical encontra-se no modelo controle M1 (3.630 MPa), na região de base da mandíbula, situação na qual a base protética está totalmente adaptada, simulando uma prótese nova. Com o passar do tempo e aumento da reabsorção alveolar, verificou-se tendência de maiores concentrações no rebordo. Para os tempos de 3 e 5 anos de reabsorção, a grade da distribuição de tensões visualizados nos modelos são semelhantes, com menor aumento nos modelos com 5 anos, 4.156 e 5.269 MPa (tabela 4), respectivamente. A maior desadaptação da base ocorreu no modelo com 10 anos de reabsorção, gerando considerável tensão por todo o corpo mandibular e ambos os lados (lingual e vestibular). Na região correspondente ao primeiro molar do lado direito, isto é, onde foi aplicada a carga oclusal, ocorreu o pico máximo dos valores de tensão.

O trabalho de Sadowsky & Caputo (2000), avaliou a tensão no rebordo ósseo posterior e peri-implantar por meio da fotoelasticidade. Apesar do número de implantes serem diferentes deste trabalho, foi observado dados com comportamento semelhante. Contato íntimo da base com o rebordo pode contribuir significativamente no regime de distribuição de tensão nos implantes e rebordo residual. Esse fato foi comprovado com o modelo M1 que tinha a base protética adaptada, gerando menor tensão quando comparado com os outros modelos com base desadaptada, ou seja, quanto maior o desajuste, maiores os valores encontrados. Outro dado observado foi o acúmulo de tensão localizado na região final da extremidade da base. Esse fato pode ser claramente evidenciado analisando o modelo M3 e, principalmente, o M5 onde foi verificado acúmulo de tensão pontual na região mais posterior do lado lingual. É possível que essa tensão tenha sido influenciada pela análise linear adotada no trabalho. Sendo uma análise linear com corpos considerados aderidos, mesmo com a prótese desajustada, o primeiro local de contato da região posterior na base protética era exatamente o local onde ocorria o maior acúmulo de tensão. Como a prótese não se movimenta, o maior acúmulo de tensão ocorreu na região de contato.

O modelo M10 foi o único que apresentou pequena concentração de tensão na região da sínfise. Este dado pode ser explicado com base nos trabalhos de Menicucci *et al.* (1998) e Barão *et al.* (2009) que consideraram a deformação mandibular resultante da deformação horizontal do corpo no lado de trabalho maior que no lado de balanceio, gerando torção na região central da mandíbula, situação também citada por Prakash *et al.* (2009).

O comportamento do osso medular também foi analisado e o mapa de distribuição de tensões foi similar ao comportamento do tecido cortical; porém, com menores valores e intensidade para os resultados qualitativos (Tabelas 3 e 4), não foram feitas distinções no modelo, considerado como corpos colados. O osso trabeculado foi considerado como um corpo sólido, isotrópico e sem porosidade, diferindo do encontrado

in vivo (poroso e anisotrópico). Para diferir do osso cortical, os valores adotados como módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson foram os compatíveis com o osso natural. Este fato está de acordo com Akagawa *et al.* (1992) e embora não haja diferença entre osso cortical e medular as altas tensões podem ser modificadas, mas a localização e concentração delas não seriam diferentes.

Os reembasadores foram introduzidos na Odontologia com o intuito de readaptar as bases protéticas ao rebordo reabsorvido e eliminar ou amenizar os efeitos deletérios da desadaptação, tanto na prótese e componentes como no tecido ósseo (Mendes *et al.*, 2010). Com o reembasamento ocorre melhor adaptação da base, conforto do paciente, melhor eficiência mastigatória e melhor distribuição dos esforços mastigatórios, sejam eles rígidos ou macios (Loesche *et al.*, 1994). Considerando que M1 tinha base totalmente adaptada, esse modelo foi analisado sem material reembasador e considerado grupo controle. Os resultados obtidos neste estudo com reembasamento das bases, qualquer que fosse a resiliência do material empregado, foram sempre menores que os modelos sem material reembasador.

Para as bases reembasadas com material macio (M3m, M5m e M10m), a concentração de tensão na crista óssea se manteve na região da aplicação da carga, sendo melhor distribuída no lado vestibular, com região pontual de concentração de tensão na região posterior do lado lingual. Alguma concentração começa a ser também visível no lado oposto, provavelmente devido à melhor adaptação e estabilidade da base, gerando melhor distribuição de tensão entre os lados, e não mais acumulando apenas no lado de trabalho. Os resultados quantitativos foram M3m (3.746 MPa), M5m (4.292 MPa) e M10m (4.884 MPa), demonstrados na tabela 4. Melhora na distribuição de tensão de *overdentures* reembasadas também foi verificada em estudo com fotoelasticidade comparando o efeito dos reembasadores macios em relação ao controle, comprovando diminuição dos níveis de tensão tanto no rebordo posterior como peri-implantar

(Sadowsky & Caputo, 2000; do Prado Ribeiro *et al.*, 2011; Goiato *et al.*, 2012;), o que corrobora com os resultados deste estudo.

Quando próteses totais foram reembasadas com material rígido, os valores de tensão na região peri-implantar foram menores que os promovidos pelos macios, quando a carga foi aplicada na região de molar (Santos *et al.*, 2011). Esses resultados corroboram com os dados deste estudo, onde os materiais rígidos também apresentaram os menores valores de tensão para todos os modelos, na comparação com o reembasador macio e controle. Por outro lado, o padrão de distribuição de tensão foi similar ao padrão dos reembasadores macios; porém, com menor magnitude e valores de tensão. Resultados semelhantes foram encontrados em estudo anterior, exceto quando a força foi aplicada na região de canino, os reembasadores macios apresentaram resultado contrário (Santos *et al.*, 2011). Este fato também pode estar relacionado às características do material adotadas neste estudo, pois variações no Módulo de Young e Módulo de Elasticidade, mudam o comportamento dos materiais frente à distribuição das tensões.

Considerando as propriedades do material, podemos sugerir que o resultado promovido pelos reembasadores macios pode estar relacionado com o comportamento elástico e tipo da força aplicada. Quando uma força pontual é aplicada na região do primeiro molar, o material macio tem inicialmente maior tendência em se deformar na região da carga até normalizar a distribuição por todo o resto do material e rebordo subjacente, quando maiores valores de tensão podem ser obtidos com o material (Hatamleh, 2011). O reembasador rígido tende a exercer igual pressão em toda base protética, gerando melhor padrão de distribuição de tensões. Se a força fosse aplicada numa região maior (mais de um dente, por exemplo), talvez o comportamento desses materiais pudesse ser diferente, visto que as tensões tendem a se concentrar no material de com maior Módulo de Elasticidade.

Os diferentes valores de tensão encontrados em osso cortical e osso medular, também foram encontrados por Mariano *et al.*, 2011, onde o autor relaciona os baixos

valores de tensão gerados no osso medular e altas concentrações no osso cortical aos diferentes módulos de elasticidade dos dois corpos, indicando que altas tensões no osso cortical podem resultar em maior participação das cargas funcionais transmitidas pela prótese na absorção das tensões pelo rebordo. Assim, *overdentures* suportadas por dois implantes podem não apresentar prognóstico biomecânico negativo para pacientes com reabsorção do rebordo posterior se um suporte adequado for dado às bases das próteses, fator muito visível em nosso estudo quando se compara o modelo controle (M1) e modelos com reembasamento (M3m, M3r, M5m, M5r, M10m e M10r) com os modelos na qual a prótese se encontrava desadaptada (M3, M5 e M10) devido à reabsorção óssea.

Frente aos resultados obtidos na interface implante/osso, verifica-se maior concentração de tensão na região cervical dos implantes, com maiores valores localizados na região distal; e quanto maior o tempo de reabsorção, maiores os valores de tensão (M10, M10m e M10r). Foi possível verificar também que o reembasamento das *overdentures* proporcionou melhor distribuição de tensão entre os 2 implantes, diminuindo assim tensão na região distal do lado direito, qualquer que fosse o tipo do reembasador e tempo de reabsorção. A grade de distribuição de tensões e os valores de Máxima Tensão Principal indicam que o reembasamento com materiais rígidos proporcionou melhores resultados que o reembasador macio, mesmo ambos diminuindo significativamente as tensões nos modelos com a base protética desadaptada. Porém, como neste caso há duas regiões com reabsorção óssea (rebordo posterior e região cervical dos implantes), fica difícil avaliar a atuação de cada um desses fatores na geração dos resultados obtidos, devido à interação de outros fatores analisados. Contudo, Mariano *et al.*, 2011, relata que a associação entre reabsorção do rebordo posterior e peri-implantar não apresentou grande influência na tensão gerada ao redor dos implantes, porém quando os modelos com e sem reabsorção peri-implantar foram comparados houve grande influência da perda óssea nas tensões geradas nessa região.

Neste estudo foi verificada concentração de tensão no lado esquerdo, principalmente quando as reabsorções ao redor da plataforma do implante aumentaram e a área cervical que acumula essa tensão ficou localizada em região mais baixa em relação ao encontrado no modelo controle. Uma explicação possível encontrada na literatura que corrobora com nossos achados, é relatado por Mariano *et al.*, 2011, onde maiores tensões na região da reabsorção de osso peri-implantar possivelmente seria pelo deslocamento dos implantes devido ao fulcro de rotação originado na região cervical do implante, em função da baixa inserção deste último no tecido ósseo.

O maior acúmulo de tensão na região distal dos implantes em *overdentures* reembasadas ou não também foi encontrando na região em próteses sem reembasamento (Sadowsky & Caputo, 2000). Tensões na região cortical distal dos implantes também foram relatadas, quando implantes foram conectados por barra; porém, quando estes implantes não são esplintados, a distribuição de tensão foi uniforme na região mesial e distal, por apresentarem movimentação independente, diferente de quando são unidos por uma barra (Barão *et al.*, 2009).

Analisando os resultados obtidos na barra de retenção da *overdenture*, o modelo inicial M1 apresentou o menor valor de tensão (1.640 MPa), com a concentração da tensão na área de união da barra com a UCLA. Os modelos com 3 anos de reabsorção (M3, M3m e M3r) também apresentam principal concentração de tensão na região direita da união da barra; porém, mostra tensões significantes na região média do corpo. Analisando o efeito do reembasamento nesses modelos, verifica-se que qualquer que seja o material, a grade de cores se apresenta mais tênue (M3 - 6.803 MPa; M3m - 5.038 MPa e M3r - 4.406 MPa; tabela 7), diminuindo as tensões principalmente na região de união barra/UCLA esquerda. O mesmo comportamento; porém, com intensidade ligeiramente diferente dos modelos com 3 anos de reabsorção, pode ser verificado nos modelos de 5 anos. Tensões significativamente maiores são encontradas por toda a barra dos modelos de 10 anos, tensões essas devido à maior desadaptação da base protética ao rebordo do

modelo. Maior desadaptação tende a gerar maiores momentos de flexão na estrutura, tanto que nos modelos reabsorvidos por 10 anos a tensão foi mais alta que a considerada e pode ter ocorrido transferência significativa da tensão da barra para as UCAs.

O comportamento da estrutura da barra também foi mostrado em estudo anterior (Prakash *et al.*, 2009), quando foi avaliada barra para retenção de *overdenture* sobre 2 ou 4 implantes. A maior concentração de tensão foi encontrada no centro da barra e na área de união da barra com a UCA para o modelo com 2 implantes, ou seja, tipo de modelo e resultados semelhantes aos apresentados neste trabalho. Uma das possíveis razões para este comportamento é que o comprimento da barra afeta o comportamento da mesma, assim como os diferentes módulos de elasticidade utilizados na análise por Elementos Finitos. Avaliando também o material da barra, a literatura traz que quanto maior a rigidez do material, maiores os valores de tensão. O maior valor de tensão encontrado foi com a liga Co-Cr (Spazzin *et al.*, 2011), mesma liga utilizada neste estudo.

Em *overdentures* retidas por sistema de bola os dois implantes são independentes e podem acompanhar o movimento de torção que ocorre na mandíbula sem afetá-los; porém, quando a *overdenture* for retida pelo sistema barra/clipe, a barra rígida que conecta os implantes mantém o movimento mandibular, gerando maior tensão no componente protético (Menicucci *et al.*, 1998).

Avaliando as tensões de von Mises geradas nos cliques dos modelos estudados, o controle foi o único que apresentou concentração de tensão localizada na região de união corpo-haste do clipe. Os demais modelos seguiram o mesmo padrão, com concentração acumulada no lado de aplicação da carga oclusal, que aumentou conforme aumenta o tempo de reabsorção, e minimizou com o reembasamento da base protética. Menores valores foram obtidos com reembasadores rígidos (M3r – 0.623 MPa, M5r – 0.814 MPa e M10r – 1.686 MPa), seguido pelos macios (M3r – 0.623 MPa, M5r – 0.814 MPa e M10r – 1.686 MPa).

Em trabalho analisado por Elementos Finitos foi verificado que se os cliques estiverem muito próximos, como no caso da ancoragem por barra/clique, o acúmulo de tensão será mais facilmente gerado sob carga oclusal unilateral. Isto é confirmado pelo fato que quando a distância entre os cliques é aumentada, a carga mastigatória é melhor distribuída. Considerando que a distância entre os implantes é a mesma em ambos os métodos de fixação, os grampos foram colocados sempre mais medialmente que as esferas, exceto quando a barra fosse estendida para além dos implantes. Por esta razão, quando se utiliza clique em situação clínica, os mesmos devem ser colocados tão longe quanto possível (Menicucci *et al.*, 1998).

Na simulação deste estudo, o clique avaliado foi considerado como um clique novo, igual ao utilizado no modelo controle. Porém, depois de algum tempo de uso o nível de retenção terá diminuído, como verificado por Freitas *et al.* (2003), na retenção de *attachments* usados em sistemas barra/clique, quando a retentividade diminuiu depois de cinco anos; entretanto, nenhum acessório perdeu totalmente a retentividade. Esse fato pode ter sido um dos fatores responsáveis pelo grande acúmulo de tensão no componente, pois se esse estivesse simulando a real retenção de acordo com os tempos analisados, o comportamento do conjunto poderia ser diferente.

Com os resultados obtidos é possível supor que o aumento da reabsorção peri-implantar e do rebordo posterior proporciona aumento de tensões no tecido ósseo e também nos componentes protéticos, quando a base da prótese não está suficientemente adaptada ao rebordo. Também é possível inferir que o reembasamento de *overdentures* promove efeitos benéficos nos componentes protéticos e no tecido ósseo, diminuindo as tensões em nível muito próximo do modelo controle.

Frente ao exposto, a metodologia utilizada neste estudo avaliou o comportamento de um sistema biológico complexo por meio de simulações computacionais sem risco ao paciente, considerando que investigações *in vivo* seriam impossíveis. Normalmente, os níveis de tensão que, na verdade, causam resposta

biológica, tais como a reabsorção e remodelação do osso, não são amplamente conhecidos. Assim como também os valores que levariam à fratura ou falhas dos componentes protéticos.

7. CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, avaliando a distribuição de tensão gerada por *overdenture* em diferentes tempos de reabsorção óssea, pode-se concluir que:

- Maior reabsorção dos rebordos posterior e peri-implantar promoveu aumento de tensões nos componentes protéticos e no tecido ósseo;
- O uso de reembasadores macio ou rígido, atenuou as tensões geradas, qualquer que fosse a resiliência do material;
- De modo geral, o reembasador rígido foi mais eficiente na diminuição das tensões quando comparado ao reembasador macio.

REFERÊNCIAS*

Abreu RT. Análise tridimensional da distribuição de tensões na estrutura do sistema barra/clips e interface osso/implante em função do tipo de material da barra e do desajuste vertical aos implantes [tese] Piracicaba: UNICAMP/FOP - 2007

Adell R, Lekholm U & Brånemark PI. A long term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5: 347–359.

Adell R, Lekholm U, Rockler B & Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981;10: 387–416.

Akagawa Y, Sato Y, Teixeira ER, Shindoi N, Wadamoto M. A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil*, v.30, p.41- 45, 2003

Almeida EO, Rocha EP, Freitas Jr AC, Martin Jr M. Finite Element Stress Analysis of Edentulous Mandibles with Different Bone Types Supporting, *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:1108–1114

Anil N. Microleakage study of various soft denture liners by autoradiography: effect of accelerated aging. *J Prosthet Dent* 2000: 84(4), 394-399

Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA & Dos Santos P H. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg* 2009;20(4), 1173–7. [apud Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, et al. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res* 1976;55:772-777]

Atwood DA. Reduction of residual rides: a major oral disease entity. *J Prosthet Dent*. 1971; 26:266-279

Barão VAR, Assunção WG, Tabata LF, Delben JA, Gomes EA, De Sousa EAC & Rocha E P. Finite element analysis to compare complete denture and implant-retained overdentures with different attachment systems. *J Craniofac Surg* 2009;20(4), 1066–71.

* De acordo com a norma da FOP/UNICAMP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o “Medline”.

Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM. & Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13, 539–545

Blum IR & McCord JF. A clinical investigation of the morphological changes in the posterior mandible when implant-retained overdentures are used. *Clin Oral Implants Res* 2004;15(6), 700–8.

Carlsson GE. Responses of jawbone to pressure. *Gerodontology*, 2004; 21(2), 65–70.

Cehreli MC, Karasoy D, Kokat AM, Akca K & Eckert SE. Systematic review of prosthetic maintenance requirements for implant-supported overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(1),163–80

Celik G & Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent* 2007; 97(4), 229–35

Colussi CF & Freitas SFT. Aspectos epidemiológicos da saúde bucal do idoso no Brasil - Epidemiological aspects of oral health among the elderly in Brazil. *Cad. Saúde Pública*, Rio de Janeiro, 2002 18(5):1313-1320, set-out, 2002

Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P & Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Medical engineering & physics*, 2008;30(2), 218–25

De Jong, M. H. M., Wright, P. S., Meijer, H. J. a, & Tymstra, N.. Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with overdentures supported by two or four endosseous implants in a 10-year prospective comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; 25(6), 1168–74.

do Prado Ribeiro P, Goiato MC, Pellizzer EP, Pesqueira AA, Haddad MF et al. Photoelastic analyses of implant-retained and conventional obturator prostheses with different attachment systems and soft relining. *J Craniofac Surg*. 2011 May; 22(3): 797-800

Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R & Naert I. In vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: the influence of attachment system. *Clin Oral Investig*. 1999 3(4), 201–7.

Fenton, A H. The decade of *overdentures*: 1970-1980. *J Prosthet Dent*, 1998; 79(1), 31–6. [apud Morrow RM, Feldmann EE, Rudd KD, Trovillion HM. Tooth-supported compete

dentures: an approach to preventive prosthodontics. J Prosthet Dent 1969;21:513-22; [apud Lord JL & Teel S. The *overdenture*. Dent Clin North Am 1969;13:871-81]

Frederick DR & Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. J Prosthet Dent 1996;76: 624–632

Frost HM. Bone's Mechanostat: A 2003 Update. Anatomic Record, Part A: Discoveries in Molecular, Cellular and Evolutionary Biology. 2003; 275:1081-1101

Goiato MC, Ribeiro Pdo P, Pellizzer EP, Pesqueira AA, Haddad MF et al. Photoelastic analyses to compare implant-retained and conventional obturator dentures. J Biomed Opt 2012 Jun; 17(6): 061203

Haraldson I, Jemt I, Ståhlblad PÅ. & Lekholm U. Oral function in subjects with overdentures supported by osseointegrated implants. Scand J Dent Res 1998;96: 235–242.

Hatamleh MM, Rodrigues FP, Silikas N & Watts DC. 3D-FE analysis of soft liner-acrylic interfaces under shear loading. Dent Mater: official publication of the Academy of Dental Materials, 2011;27(5), 445–54.

Hutton JE, Heath R, Chai JY, Harnett J, Jemt T, Johns RB et al. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995;10, 33–42

Jacobs R, Scotte A, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. Posterior jaw bone resorption in osseointegrated implant-supported overdentures. Clin Oral Impl Res 1992; 3:63-70 [apud Naert I, Quirynen M, Theuniers G. & van Steenberghe D. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting *overdentures*. A 4-year report. J Prosthet Dent 1991;65, 671–680.]

Kawano F, Koran A, Asaoka K. & Matsumoto N. Effect of soft denture liner on stress distribution in supporting structures under a denture. Int J Prosthodont, 1993; 6(1), 43–9

Kelsey CC. Alveolar bone resorption under complete dentures. J Prosthet Dent 1971; 25: 152–161

Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S & Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant: a three-dimensional finite element analysis. J Oral Rehabil 2005;32(4), 279–86.

Kocabalkan E & Turgut M. Variation in blood flow of supporting tissue during use of mandibular complete dentures with hard acrylic resin base and soft relining: a preliminary

study. *Int J Prosthodont*. 2005; 18(3), 210–3.[*apud* Kydd WL, Daly CH & Wheler JB. The thickness measurement of masticatory mucosa in vivo. *Int Dent J* 1971; 21,430.; *apud* Kawano F, Koran A, Asaoka K. & Matsumoto N. Effect of soft denture liner on stress distribution in supporting structures under a denture. *Int J Prosthodont*,1993; 6(1), 43–9.; *apud* Kawasaki T, Takayama T, Yamada N. Relationship between the stress distribution and the shape of the alveolar residual ridge— Three-dimensional behavior of a lower complete denture. *J Oral Rehabil* 2001;28:950–957]

Kordatzis K, Wright P S & Meijer H J A.. Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with conventional dentures and implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003 18(3), 447–52.

Lang JP, Lagustera C, Mendonça MJ, Takahachi C. Avaliação dos Sistemas de Retenção para Overdentures Implanto Suportadas Mandibulares : Revisão de Literatura Arresting systems evaluation for overdentures implant supported mandibular : literature revision, RGO, Porto Alegre 2006; 54(4):356-362 [*apud* Dolder EJ. The bar joint mandibular denture. *J Prosthet Dent*. 1961; 11:689; *apud* Renouard F, Rangert B. Fatores de risco em implantodontia: planejamento clínico simplificado para prognóstico e tratamento. São Paulo: Quintessence; 2001; *apud* Freitas R, Vaz LG, Pedreira APRV. Avaliação comparativa da perda de retenção de attachments do tipo barra/clipes usados em overdentures. *Rev Odontol UNESP* 2003; 32(2): 113-8.]

Mariano LOH, Sartori EA, Broilo JR, Shinkai RS, Corso L & Marczak RJ. Stresses in implant-supported overdentures with bone resorption : A 3-D finite element analysis, *Rev Odonto Cienc* 2012;27(1):41-46 [*apud* Suenaga K, Sato T, Nishigawa G, Minagi S. Relationship between size of denture foundation area and resorption of alveolar ridge in the edentulous mandible. *J Oral Rehabil* 1997;24:315-9.; *apud* Kordatzis K, Wright PS, Meijer HJ. Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with conventional dentures and implant overdentures. . *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:447-52.; *apud* Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant – a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2005; 32:279-86]

Meijer HJA, Raghoobar GM, Batenburg RHK & Vissink A. Mandibular overdentures supported by two Brånemark, IMZ or ITI implants: a ten-year prospective randomized study. *J Clin Periodontol* 2009;36(9), 799–806.

Meijer HJA, Raghoobar GM, Battenburg RHK, Visser A, Vissink A. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants: a 10-year clinical trial. *Clin Oral Impl*. 2009; 20: 722-728

Meijer HJA, Steen WHA & Bosman F. Standardized radiographs of the alveolar crest around implants in the mandible. *J Prosthet Dent* 1992; 68, 318– 321.

Mendes B, Migliorini V, Hellen N & Habib J. Efeito da termociclagem sobre a rugosidade de reembasadores resilientes. *Odontol UNESP* 2010;39(4), 213–218.

Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P & Preti G. Finite Element Analysis of Two Anchorage Systems. *Int J Oralmaxillofac Implants* 1998;13:369–376

Miessi AC, Rocha EP, Zuim PRJ, Assunção WG, Goiato MC. Materiais resilientes em prótese dentária: uma revisão de propriedades. *R Fac Odon* 2005; 46(1), 59-63

Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Departamento de Atenção Básica. Projeto SB Brasil 2010: condições de saúde bucal da população brasileira 2009-2010: resultados principais. Brasília: Ministério da Saúde; 2011. 68 p. Série C. Projetos, Programas e Relatórios. [acesso em 2012 June 15] Disponível em: http://dab.saude.gov.br/CNSB/sbbrasil/arquivos/projeto_sb2010_relatorio_final.pdf

Murata H, Seo RS, Hamada T, Polyzois GL & Frangou MJ. Dynamic mechanical properties of hard, direct denture reline resins. *J Prosthet Dent*,2007; 98(4), 319–26.

Murata H, Taguchi N, Hamada T, McCabe JF. Dynamic viscoelastic properties and the age changes of long-term soft denture liners. *Biomaterials*. 2000; 21: 1421-7

Murphy WM, Williams KR & Gregory MC Stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Rehabil* 1995;22: 897–903.

Naert I, Quirynen M, Theuniers G. & van Steenberghe D. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *J Prosthet Dent* 1991;65, 671–680.

Prakash V, D'Souza M & Adhikari R. A comparison of stress distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: A three dimensional finite element analysis. *Indian J Dent Res* 2009 20(1), 31.

Prisco VPC, Marchini L. In: *Prótese Total Contemporânea na Reabilitação Bucal*. São Paulo: Santos, 2007. p. xxiii

Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D, Teerlinck J, Dekeyser C & Theuniers G. Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting an overdenture. A 4-year retrospective study. *J Clin Periodontol* 1991;18, 719– 728.

Reich KM, Huber CD, Lippnig WR, Ulm C, Watzek G, Tangl S. Atrophy of the residual alveolar ridge following tooth loss in an historical population. *Oral Diseases*. 2011; 17:33-44

Sadowsky SJ & Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 2000;84(3), 327–34. [apud Meijer HJA, Steen WHA & Bosman F. Standardized radiographs of the alveolar crest around implants in the mandible. *J Prosthet Dent* 1992; 68, 318– 321.]

Sadr K, Alipour J & Heidary F. Finite Element Analysis of Soft-lined Mandibular Complete Denture and its Supporting Structures. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 2012;6(2), 37–41.

Santos MBF, Consani RLX, Mesquita MF. Influence of different soft liners on stress distribution in peri-implant bone tissue during healing period. A 3-D finite element analysis. *J Oral Implantol* 2011; 18

Sato Y, Abe Y, Okane H, Tsuga K. Finite element analysis of stress relaxation in soft denture liner. *J Oral Rehabil* 2000;27:660–63

Shim SJ, Watts DC. An examination of the stress distribution in a soft-lined acrylic resin mandibular complete denture by finite element analysis. *Int Prosthodont* 2000;13:19-24.

Spazzin AO, Dos Santos MBF, Sobrinho LC, Consani RLX & Mesquita MF. Effects of horizontal misfit and bar framework material on the stress distribution of an overdenture-retaining bar system: a 3D finite element analysis. *J Prosthodont* 2011;20(7), 517–22.

Suenaga K, Sato T, Nishigawa G & Minagi S. Relationship between size of denture foundation area and resorption of alveolar ridge in the edentulous mandible. *J Oral Rehabil* 1997;24(4), 315–9.

Tabata LF, Assunção WG, Barão VAR, Gomes EA, Delben JA, De Sousa EAC & Rocha EP. Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg*, 2010;21(3), 696–702.

Taguchi N, Murata H, Hamada T & Hong G. Effect of viscoelastic properties of resilient denture liners on pressures under dentures. *J Oral Rehabil* 2001;28(11), 1003–8

Takahashi, JMF. Análise tridimensional por Elementos Finitos da biomecânica de próteses implantossuportadas: influência da carga oclusal, tipo de conexão, angulação dos implantes e simplificações de modelagem [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2011

Tanino F, Hayakawa I, Hirano S, et al. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont* 2007;20:193Y198

Van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I, Maffei G & Jacobs R. (2001). Marginal bone loss around implants retaining hinging mandibular overdentures, at 4-, 8- and 12-years follow-up. *J Clin Periodontol*, 2001;28(7), 628–33.

Van Waas, MAJ. The influence of clinical variables on patients' satisfaction with complete denture. *J Prosthet Dent*. 1990; 63: 307-310

Vasco MAA. Análise tridimensional comparativa de reabilitações para a região posterior de mandíbula, por meio do Método dos Elemento Finitos [tese]. Ribeirão Preto: USP/FORP. 2010.

von Wowern N & Gotfredsen K. Implant-supported overdentures, a prevention of bone loss in edentulous mandibles? A 5-year follow-up study *Clin Oral Impl Res* 2001; 12:19–25

Wright PS, Glantz PO, Randow K, & Watson RM. The effects of fixed and removable implant-stabilized prostheses on posterior mandibular residual ridge resorption. *Clin Oral Implants Res* 2002; 13(2), 169–74

Wyatt, C. C. L. (1998). literature, 80(3), 362–366. The effect of prosthodontic treatment on alveolar bone loss: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 1998; 80:362-6.

ANEXO

Conceito de Elementos Finitos

A análise MEF foi desenvolvida inicialmente para solucionar problemas na Engenharia Civil e indústria aeroespacial nos anos 60 (Geng et al., 2001; Akca et al., 2002). Atualmente, a aplicação desse método tem sido ampliada para diversas áreas, incluindo a Odontologia (Tanino *et al.*, 2007).

Algumas informações em relação às propriedades mecânicas dos materiais, tais como Módulo de Young e Coeficiente de Poisson, são necessárias para que se possam realizar as análises. Neste contexto, quanto à declaração das propriedades dos materiais, faz-se importante informar:

Material homogêneo: as propriedades dos materiais são as mesmas em qualquer ponto do elemento estrutural;

Material isotrópico: as propriedades dos materiais são as mesmas em todas as direções em um mesmo ponto do elemento estrutural;

Material linearmente elástico: as deformações da estrutura são diretamente proporcionais às forças aplicadas, recuperando suas dimensões quando a carga é retirada;

Material contínuo: não apresentam espaços vazios.

Módulo de elasticidade, Módulo de Young ou Módulo elástico (E): Define a inclinação da curva tensão-deformação até o limite de proporcionalidade. É uma medida de rigidez do material em sua região elástica e tem as mesmas unidades da tensão. A

maioria dos materiais exibe esse comportamento linear. Também a maior parte dos materiais dúcteis, o módulo de elasticidade em compressão é o mesmo que em tensão.

Coeficiente de Poisson (ν): Quando um corpo deformável é submetido a uma força axial de tração ou compressiva, o material deforma-se longitudinalmente e transversalmente, para caracterizar estas deformações define-se o coeficiente de Poisson, como a relação da deformação transversal (alongamento ou contração), com a deformação longitudinal (alongamento ou contração) do material.