



UNICAMP

CONRADO REINOLDES CAETANO

**Influência da inclinação do implante na
distribuição de tensões em sistema de
retenção de *overdentures* tipo barra-clipe com
desajuste vertical**

Piracicaba

2014



Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

CONRADO REINOLDES CAETANO

**Influência da inclinação do implante na
distribuição de tensões em sistema de
retenção de *overdentures* tipo barra-clipe com
desajuste vertical**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica, na Área Prótese Dental.

Orientador: PROF. DR. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

Co-orientador: PROF. DR. MATEUS BERTOLINI FERNANDES DOS SANTOS

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO DEFENDIDA PELO ALUNO CONRADO REINOLDES CAETANO E ORIENTADA PELO PROF. DR. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

Assinatura do Orientador

Piracicaba

2014

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

C116i Caetano, Conrado Reinoldes, 1988-
Influência da inclinação do implante na distribuição de tensões em sistema de retenção de overdentures tipo barra-clipe com desajuste vertical / Conrado Reinoldes Caetano. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2014.

Orientador: Rafael Leonardo Xediek Consani.
Coorientador: Mateus Bertolini Fernandes dos Santos.
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Análise de elementos finitos. 2. Prótese total. 3. Implantes dentários. I. Consani, Rafael Leonardo Xediek, 1974-. II. Santos, Mateus Bertolini Fernandes dos, 1985-. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Influence of the implant inclination on the stress distribution in overdenture-retaining bar with vertical misfit

Palavras-chave em inglês:

Finite element analysis

Complete denture

Dental implants

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Rafael Leonardo Xediek Consani [Orientador]

João Neudenir Arioli Filho

Marcelo Ferraz Mesquita

Data de defesa: 20-02-2014

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



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 20 de Fevereiro de 2014, considerou o candidato CONRADO REINOLDES CAETANO aprovado.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Rafael L.X. Consani".

Prof. Dr. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "João Neudenir Arioli Filho".

Prof. Dr. JOÃO NEUDENIR ARIOLI FILHO

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Marcelo Ferraz Mesquita".

Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA

RESUMO

O objetivo neste estudo foi avaliar a distribuição de tensões em *overdentures* com sistema de retenção tipo barra-clipe apresentando diferentes inclinações dos implantes, desajuste vertical e material da barra. Para isso foram confeccionados modelos tridimensionais de mandíbula e *overdenture* fixada por dois implantes com sistema de retenção barra-clipe que foram modelados com *software* específico (SolidWorks 2010). As variáveis independentes estudadas foram: inclinação látero-lateral do implante direito (-10, -5, 0, +5, +10 graus); desajuste vertical no implante esquerdo (50, 100, 200 μm) e material da estrutura (Au Tipo IV, Ag-Pd, Co-Cr e Ti cp). Os modelos sólidos foram importados para o *software* de simulação mecânica (ANSYS Workbench 11). Todos os nós na superfície externa do osso modelado foram fixados e o deslocamento foi aplicado para simular o assentamento da barra sobre o componente desadaptado. Foi avaliada a tensão von Mises para os componentes protéticos e a Tensão Máxima Principal para o tecido ósseo. Foi observado que na inclinação +10 graus ocorreu o pior comportamento biomecânico, promovendo os maiores valores de tensão sobre a barra e o tecido ósseo peri-implantar. O grupo -5 graus apresentou os menores valores de tensão sobre os componentes protéticos e na inclinação -10 graus foi observado o menor valor de tensão no tecido ósseo peri-implantar. O aumento do desajuste vertical causou aumento nos valores de tensão em todas as estruturas avaliadas. Materiais da barra mais rígidos causaram aumento considerável de tensão na própria estrutura, parafuso protético do componente do implante e tecido ósseo peri-implantar. Concluiu-se que a inclinação de um implante associado com desajuste vertical causou efeito significativo no aumento da concentração de tensões no sistema de retenção tipo barra-clipe para *overdentures*. No desajuste de 100 μm , os materiais da barra com maior módulo de elasticidade promoveram aumento dos níveis de tensão em todas as estruturas avaliadas.

Palavras-chave: Barra-clipe; análise por elementos finitos; inclinação do implante; desajuste; *overdenture*.

ABSTRACT

The aim of this study was evaluate the stress distribution in overdentures with a bar-clip retention system presenting different implant inclinations, vertical misfit, and framework materials. Three-dimensional models of a jaw, an overdenture retained by two implants and a bar-clip attachment were modeled using specific software (SolidWorks 2010). The independent variables were: latero-lateral inclination of one implant (-10°, -5°, 0°, +5°, +10°); vertical misfit on the other implant (50, 100, 200 μm); and framework material (Au type IV, Ag-Pd, Ti cp, Co-Cr). Solid models were imported into mechanical simulation software (ANSYS Workbench 11). All nodes on the bone external surface were constrained, and a displacement was applied to simulate the settling of the framework on the ill-adapted component. Von Mises stress for the prosthetic components and maximum principal stress for the bone tissue were evaluated. It was observed that the +10° inclination presented the worst biomechanical behavior, promoting the highest stress values on the bar framework and peri-implant bone tissue. The -5° group presented the lowest stress values on the prosthetic components and the lowest stress value on peri-implant bone tissue was observed in -10°. Increased vertical misfit caused an increase on the stress values in all evaluated structures. Stiffer framework materials caused a significant stress increase on the framework itself, prosthetic screw of the fitted component, and peri-implant bone tissue. It was concluded that the inclination of one implant associated with vertical misfit caused a relevant effect with regard to the increase on the stress concentration on bar-clip retained overdentures. With 100 μm -misfit, the materials with a higher modulus of elasticity promoted increased levels of stress in all the evaluated structures.

Keywords: Bar-clip; finite element analysis; implant inclination; misfit; overdenture.

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA.....	xiii
AGRADECIMENTOS.....	xv
EPÍGRAFE.....	xix
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	5
3. PROPOSIÇÃO.....	36
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	37
5. RESULTADOS.....	45
6. DISCUSSÃO.....	56
7. CONCLUSÃO.....	60
REFERÊNCIAS.....	61
ANEXO.....	69

DEDICATÓRIA

A DEUS, acima de tudo por capacitar-me e aos meus Pais. Toda Honra e Toda Glória por mais essa Conquista ao Único que É Digno, DEUS, JESUS CRISTO e ESPÍRITO SANTO.

Aos meus Pais **José Caetano Filho** e **Sizalta Aparecida Biajoli Reinoldes Caetano**, por todo apoio e carinho não só nesses anos, mas em todos os anos da minha Vida. Agradeço a DEUS por meus Pais serem Bênçãos em todos os sentidos da minha Vida, ensinando-me por quais caminhos devo andar e o que devo fazer nas situações que enfrentamos durante a Vida. Obrigado pelo Amor Incondicional que os meus Pais têm por mim.

À minha Irmã **Larissa Reinoldes Caetano**, por estar sempre presente, sendo minha Amiga de todas as horas, me apoiando em todas as aventuras que planejamos, sendo Bênção de DEUS em todos os momentos da minha Vida, muito obrigado pelo seu Amor por mim.

À minha Namorada **Bárbara da Silva Miguel**, Presente de DEUS na minha Vida, pela força, apoio e incentivo em todos os momentos, com Amor Verdadeiro, enfrentando diversas situações ao meu lado, mostrando quão grande é o seu Amor.

À minha Tia e Madrinha de Formatura, também Cirurgiã Dentista, Viviane Reinoldes Zamberlan por todo carinho, apoio e incentivo em todos esses anos.

À minha Família, tanto da parte do meu Pai, quanto da parte da minha Mãe, que mostram o real sentido do que é viver em Família em todos os sentidos.

À Família da Igreja do Evangelho Quadrangular do Serpa, à Pastora Nadir Ribeiro Paiva e ao Pastor Deosdete Paiva por todo o Aprendizado e todos os Ensinamentos e Oração, desde 2006.

A mais nova Família da Igreja Bíblica Evangélica de Piracicaba e ao Pastor Valdir Ávila pelos Conselhos, Cuidados, Ensinamentos e Oração, desde 2013.

À Família da Igreja do Evangelho Quadrangular do Areão e ao Pastor Paulinho, que desde 2008 me ajudaram e me ampararam no que precisei com Ensinamentos e Oração.

AGRADECIMENTOS

A **DEUS** acima de tudo, por todo o verdadeiro Amor Incondicional que tem por mim, por me sustentar em momentos difíceis, me levando e me mostrando que sou Filho do REI e Herdeiro da Vida Eterna ao Seu lado, com **Cristo Jesus** e o **Espírito Santo**.

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 em realizar o Programa de Mestrado.

À **Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**, Coordenadora Geral da Pós-Graduação e ao **Prof. Dr. Marcio Moraes**, Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica – Área Prótese.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP**, pela concessão da bolsa de estudos.

Aos **docentes do Departamento de Prótese e Periodontia atuantes no Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica**, pelos ensinamentos e experiências cotidianas fundamentais para minha formação.

Aos docentes **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, **Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani** e **Prof. Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão** da Área Prótese Total, pela oportunidade de participar das atividades clínicas e teóricas da Graduação. A experiência adquirida com essas atividades foi de grande valia na minha formação.

Aos docentes **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques** e **Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo**, pelo apoio, dedicação, incentivo e companheirismo nesses anos de Pós-Graduação.

Aos professores da **banca do exame de qualificação**, **Prof^a. Dr^a. Regina Maria Puppini Rontani**, **Prof. Dr. Americo Bortolazzo Correr**, **Prof. Dr. Rafael Pino Vitti**

e o **Prof. Dr. Wander José Da Silva** por terem aceitado o convite para a banca e por terem contribuído e auxiliado com observações e sugestões.

Ao Técnico de Laboratório da Área Prótese Dental **Eduardo Pinez Campos**, pela disponibilidade, auxílio, paciência e por ter se tornado muito mais do que um técnico, mas um Pai de Coração.

Ao Técnico de Laboratório da Pré-Clínica **Paulo Alcarde**, por toda paciência e amizade em todos os anos de Graduação e agora na Pós-Graduação.

Aos amigos da Pós-Graduação em Prótese Dental e das demais áreas, pelas Vitórias alcançadas no aprendizado em conjunto.

Ao meu grande amigo e irmão **Gustavo Forjaz Corradini** por todo amizade, paciência e caminhada e rumo ao Alvo Jesus Cristo, nesses anos de FOP.

Aos amigos de República e Agregados, **Paulo Victor de Assis Antonio, Estêvão Azevedo Melo, Bruno Massucato Zen, Tiago Filipe Correa Tavares, Ricardo Armini Caldas, Mateus Bertolini Fernandez dos Santos, Ataís Bacchi, Flávio Humberto Souza Azevedo, Rodrigo Arruda Vasconcelos, Marco Aurélio de Carvalho, Moises da Costa Ferraz Nogueira, Regiane Amaral, Roberto Galvão Dinelli, Felipe Nogueira Anacleto, Daniel Pereira, Maysa Bataglia, Caio Ferreira, Valdir Andrade, Monokuame Castelo e Tales Candido Garcia da Silva** entre outros, onde nos tornamos mais do que amigos, nos tornamos irmãos.

A todos os colegas da **Aliança Bíblica Universitária (ABU)** pelo apoio e Oração.

Às minha amigas e irmãs **Cláudia Lopes Brilhante Bhering, Isabella da Silva Vieira Marques, Sabrina Rodrigues, Juliana Nuñez Pantoja, Lis Meirelles e Paula Furlan Bavia**, por toda ajuda e companheirismo nesses anos de Pós-Graduação.

A todos que indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao meu Orientador Prof. Dr. **Rafael Leonardo Xediek Consani**, por valorizar meu trabalho e esforço, dando o suporte necessário e ensinamentos sobre a Pós Graduação nesta Instituição de Ensino e Pesquisa. Agradeço por toda atenção e compreensão em todos esses anos trabalhando juntos, concluindo todos os trabalhos idealizados.

Ao meu Co-orientador **Prof. Dr. Mateus Bertolini Fernandes dos Santos**, pela amizade em todos esses anos e por toda colaboração e disponibilidade na realização deste trabalho.

*“Mas, buscai primeiro o Reino de
Deus, e a Sua Justiça, e todas estas
coisas vos serão acrescentadas.”*

Mateus 6:33

1. INTRODUÇÃO

O IBGE estima que haverá aumento na expectativa de vida média do brasileiro até 2060 a qual chegará próximo de 81 anos (IBGE, 2013). Porém, apesar do crescimento da população idosa, muitos desses pacientes apresentam más condições de saúde geral e bucal (de Deco *et al.*, 2007). De acordo com o programa nacional que avalia a saúde bucal, realizado em 2010, mais de 3 milhões de idosos encontram-se edêntulos e aproximadamente 4 milhões necessitam de algum tipo de reabilitação protética parcial em um dos arcos (Ministério da Saúde - Brasil, 2011). Portanto, esse fato pode ser um indicativo de que ainda há alta demanda por tratamento protético que deverá aumentar nas próximas décadas, mesmo em países com melhores padrões de atendimento odontológico (Bilhan *et al.*, 2012).

A terapia bucal para reabilitação de pessoas edêntulas mais comumente utilizada é a prótese total convencional (Douglass *et al.*, 2002; Petersen *et al.*, 2005), a qual proporciona ao usuário condições estética e funcional, superando a expectativa do paciente (Bellini *et al.*, 2009). Apesar disso, a falta de estabilidade da prótese é algo desfavorável e que merece a devida atenção (Zarb *et al.*, 2006). As reabilitações por implantes osseointegrados têm desempenhado ação interessante no tratamento de pessoas edêntulas, quando próteses consideradas de excelência, ou seja, *overdentures* e próteses totais fixas ou protocolo, atendem de forma satisfatória as necessidades dos indivíduos que recorrem a este tratamento protético reabilitador (Thomason *et al.*, 2009; Thomason, 2010).

Tanto as *overdentures* quanto as próteses totais fixas são reabilitações que apresentam melhores resultados para a satisfação do paciente em relação à estética e função (Baracat *et al.*, 2011). O uso de implantes dentários é uma técnica importante para superar algumas limitações observadas com próteses totais convencionais, tais

como a falta de retenção e estabilidade. Entre as reabilitações com implantes, alguns autores consideram as *overdentures* a primeira opção de tratamento para mandíbula edêntula (Thomason *et al.*, 2010). Diferentes sistemas de retenção podem ser usados em *overdentures*, como os sistemas tipo *o'ring* ou encaixe tipo bola, magneto e barra-clipe.

Nesses tipos de sistema de retenção um fator que deve ser considerado é a inclinação dos implantes. A literatura sugere que a inclinação maior que 10 graus entre os implantes contraindica o uso do sistema de retenção tipo *o'ring* (Walton *et al.*, 2001). Já no sistema de retenção tipo magneto, a inclinação dos implantes não é um fator limitante, contudo, este sistema apresenta menor força de retenção dos magnetos o que pode diminuir a satisfação dos pacientes (Naert *et al.*, 1991; Petropoulos *et al.*, 1997). O sistema de retenção tipo barra-clipe permite a correção da inclinação dos implantes devido ao enceramento e fundição da barra. Além disso, a esplintagem e a rotação do clipe sobre a barra proporcionam maior retenção da prótese distribuindo melhor as tensões. Entretanto, as barras apresentam desajustes associados com a inclinação excessiva dos implantes, podendo desenvolver tensões que sobrecarregam os componentes protéticos e tecido ósseo peri-implantar, podendo causar complicações técnicas e biológicas (al-Turki *et al.*, 2002; Abduo *et al.*, 2010).

Em próteses com adequado assentamento passivo, o local mais comum de concentração de tensão é na porção média e na primeira rosca do parafuso, devido à maior concentração de tensões de tração e compressão entre os componentes, ocasionando fadiga nessas regiões (Patterson *et al.*, 1992). Alguns estudos estabelecem relação de causa e efeito entre desajuste e concentração de tensões, isto é, quanto maior desajuste maior concentração de tensões no tecido ósseo peri-implantar e nos componentes protéticos (Kunavisarut *et al.*, 2002; Natali *et al.*, 2006. Spazin *et al.*, 2011). Devido a esse fato, o assentamento passivo da barra sobre os implantes é

extremamente importante e deve ser considerado durante o tratamento, porque a falta dele pode causar aumento da reabsorção óssea ou falha mecânica da prótese e do implante, tais como afrouxamento ou fratura dos parafusos, ou ainda fratura do implante e barra (Patterson *et al.*, 1992; Farina *et al.*, 2012).

Outro fator a ser considerado é o tipo de liga com a qual será confeccionada a barra, pois o sucesso clínico está diretamente relacionado aos fatores biomecânicos, concentração e distribuição de tensões e propagação ao tecido ósseo peri-implantar, (Meriç *et al.*, 2011). Diferentes materiais podem ser utilizados para a confecção da infraestrutura e se alega que conforme se aumenta a rigidez ou o módulo de elasticidade das ligas empregadas, maior é a concentração da tensão tanto no tecido ósseo peri-implantar quanto nos componentes protéticos (Bacchi *et al.*, 2013). Esses valores de tensão são ainda mais exacerbados quando estão associados a desajustes verticais, quando maiores desajustes causam maiores concentrações de tensões por todo sistema (Bacchi *et al.*, 2013).

Embora muitas variáveis tenham sido estudadas no que diz respeito ao sistema de retenção tipo barra-clipe para *overdentures*, a influência da inclinação dos implantes sobre a biomecânica da prótese com desajuste vertical, variando-se diferentes ligas para confecção da barra ainda não foi totalmente esclarecida. O método mais confiável e seguro para avaliar a biomecânica da prótese é de fato a avaliação clínica. Todavia, devido aos aspectos ético e/ou metodológicos essa avaliação *in vivo* fica comprometida (Abreu *et al.*, 2010). Entretanto, por meio da metodologia por elementos finitos a análise do comportamento biomecânico da prótese torna-se viável, podendo avaliar com precisão e confiabilidade as tensões geradas no tecido ósseo peri-implantar durante a função mastigatória de forma similar ao que ocorre *in vivo* (Bergendal & Palmqvist, 1995; Taddei *et al.*, 2006) e no sistema de uma maneira geral

(prótese/mucosa/implante/osso). Assim, pode-se prever a capacidade de cada estrutura em suportar determinadas cargas em cada situação clínica. Dessa forma, o clínico estará mais bem preparado para interpretar determinadas situações (Geng *et al.*, 2001), podendo indicar o melhor tratamento para cada tipo de caso clínico.

Diante dessas considerações, torna-se importante avaliar por meio do método tridimensional por elementos finitos a concentração de tensões ocorrida no tecido ósseo peri-implantar, nos componentes protéticos em *overdentures* com sistema de retenção tipo barra-clipe, com desajuste vertical e diferentes tipos de materiais para barra.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Vários são os fatores que influenciam a distribuição de tensões em prótese *overdenture* com retenção tipo barra-clipe. Esta revisão da literatura relaciona os trabalhos que colaboram com o entendimento de como as tensões são geradas durante a função mastigatória e distribuídas no sistema que a prótese se relaciona.

Naert *et al.* (1991) examinaram 86 pacientes, dos quais 84 com *overdentures* resilientes e duas não-resilientes (seis na maxila e 80 na mandíbula). As *overdentures* foram apoiadas totalizando 173 pilares padrões Branemark de titânio osseointegrado, com tempo de carregamento médio de 19,1 meses, num intervalo de 4-48 meses. A mandíbula apresentava apenas dois pilares. Não foi observado falhas durante o período de observação, porém, dois pilares falharam antes do carregamento. Por meio da avaliação radiográfica verificou-se reabsorção óssea anual de 0,8 mm na mandíbula no primeiro ano e menos de 0,1 mm nos anos subsequentes. Não foi correlacionado o teste padrão de oclusão e da articulação com a distância entre pilares e com a presença ou ausência de reembasador macio em torno dos pilares, nas mudanças na altura do osso. Em termos de satisfação do paciente com uso de *overdentures* foi positivo, quando avaliados conforto, mastigação e fonética.

Jacobs *et al.* (1992) avaliaram a reabsorção do rebordo posterior em *overdentures* suportadas por implantes, em 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- grupo controle (prótese total convencional). No período de 3 anos, os autores observaram que no grupo 1 houve pequena reabsorção posterior, e reabsorção posterior nos grupos 2 e 3. O resultado para os maiores valores de reabsorção óssea no grupo 2 foi devido à rotação da prótese na

barra gerando cargas axiais transmitidas para o rebordo. Além disso, o aumento da força mastigatória nesse tipo de tratamento reabilitador é mais exacerbado. A necessidade de reembasamento das próteses foi mínima nesse período, e no grupo 3 com prótese total antagonista, as forças foram distribuídas de forma equilibrada, ocasionando reabsorção óssea mais homogênea pelo rebordo; porém, as forças desequilibradas podiam causar reabsorção localizada. O método utilizado no estudo não foi suficiente para realizar a avaliação necessária.

Patterson *et al.* (1992) analisaram teoricamente em próteses totais fixas sobre implantes osseointegrados a falha por fadiga do parafuso de ouro usado na retenção. Avaliaram a importância da aplicação de adequada pré-carga no parafuso e cilindro de ouro e no pilar, através de princípios de engenharia mecânica. Foi relatada a importância da forma do parafuso e a necessidade da aplicação do torque correto para se conseguir maior tempo de resistência à fadiga. Analisou-se também o que ocorre quando o cilindro de ouro não está alinhado ao pilar.

Bergendal *et al.* (1995) fizeram um estudo prospectivo de próteses fixas suportadas por implantes osseointegrados (PFIOs) de titânio soldadas a laser. Amostra foi de 93 pacientes com 100 PFIOs e o estudo multicêntrico teve o acompanhamento por dois anos, com grupo controle de 91 pacientes com PFIOs de infraestruturas fundidas. Os resultados dos dois grupos foram relativamente satisfatórios, com apenas 1,2% de falhas nos implantes, sendo que 1,6% no grupo da infraestrutura de titânio e 7% no grupo controle. Entretanto, a falha de implantes foi significativamente superior nos indivíduos do grupo da infraestrutura de titânio, quando comparadas com o grupo controle. Houve também tendência de fratura de dentes artificiais no grupo da infraestrutura de titânio quando comparado com o controle. Uma explicação para tais resultados foi que os técnicos de laboratório eram de diferentes localidades e não

utilizaram o mesmo desenho das infraestruturas de titânio quando o estudo começou. Assim, os resultados obtidos nos dois primeiros anos foram melhores; todavia, ainda é necessário mais estudos em longo prazo para avaliar a manutenção das infraestruturas de titânio soldadas a laser.

Petropoulos *et al.* (1997) compararam a retenção e os períodos de desengate em modelos de *overdentures* implanto-suportadas na barra e no clipe da *Nobel Biocare* (NBC), no encaixe tipo bola da *Nobel Biocare* (NB), *Zest anchor* (ZA), no magneto *Zest* (ZM) e *Sterngold ERA* (SE). Dois implantes Brånemark foram testados na máquina *Instron* (velocidade de 50,8 milímetros/minuto). Uma parte ligada à prótese e a outra aparafusada aos implantes. Forças de tração foram aplicadas no sentido vertical e oblíquo, sendo realizados oito testes em três amostras. Foram realizadas aferições do pico de carga, carga de ruptura e no deslocamento do pico de carga e da carga de ruptura. Períodos de desengate foram calculados utilizando os deslocamentos entre o pico de carga, a carga de ruptura e a velocidade da máquina. A NBC mostrou maior retentividade com resultados significantes no que diz respeito à carga de ruptura quando sujeita às forças verticais e oblíquas com valores médios e desvios-padrão de 2104,5 +/- 506,7 g e 1958,1 +/- 165,4 g, respectivamente. Seguida do SE, depois pela ZA e NB. Já o ZM apresentou dados relevantes com relação à menor retenção (127,8 +/- 7,0 g e 143,5 +/- 19,7 g). A NBC mostrou dados importantes para o período mais rápido de desengate, quando sob forças verticais e oblíquas ($1,86 \times 10^{-3}$ e $7,35 \times 10^{-4}$ minutos). Todavia, apresentou um período de desengate mais lento para as mesmas forças ($3,02 \times 10^{-2}$ e $2,35 \times 10^{-2}$ minutos). Logo, a partir dos resultados obtidos, sugeriu-se que a NBC pode ser escolhida, pois esta apresentou retentividade e período de desengate desejado. O segundo mais retentivo foi o SE; o ZM mostrou o mínimo de retenção e com período de desengate mais lento.

Fenton *et al.* (1998) descreveram numa revisão da literatura que a década 1970 – 1980 foi considerada a década das *overdentures*. Nesse trabalho concluiu-se que as *overdenture* surgiram depois da observação de que a extração dental causava elevada reabsorção óssea na região anterior dos rebordos, principalmente na mandíbula. Neste contexto, constataram também que na presença de raízes residuais essa reabsorção era menor. As primeiras publicações com *overdentures* sobre dentes foram em 1969. Os autores consideraram que a *overdenture* sobre raízes seria o futuro do tratamento reabilitador para desdentados e excelente opção de tratamento.

Cochran (2000) analisou a experiência clínica em próteses implantossuportadas com implantes Straumann incluindo o *ITI Dental Implant System*, relatando a interação da superfície do implante com tecidos bucais. As microscopias eletrônica e óptica revelaram zona de tecido conjuntivo avascular denso e rodeados por tecido conjuntivo avascular e tecido conjuntivo, com extensão apical do epitélio juncional e o osso alveolar na superfície do implante. O espaço celular do epitélio e do tecido conjuntivo que circunda o implante compreende o espaço biológico dos tecidos em torno dos dentes. Os implantes Straumann na região endóssea são revestidos por plasma de titânio pulverizada na superfície da peça ou jateada e condicionado com ácido. As superfícies têm a vantagem de proporcionar maior interação óssea, quando comparada com outras superfícies que são somente usinadas. Tais superfícies pulverizadas permitem maior valor de torque. A falta de componente proporciona alguns benefícios adicionais, porque pode ser usado de maneira previsível em pacientes desdentado total ou mesmo parcial, na maxila ou na mandíbula.

Menicucci *et al.* (1998) avaliaram pelo método dos elementos finitos dois sistemas de retenção para *overdenture*. A partir de modelos representando *overdentures* com retenção tipo *o'ring* e retenção tipo barra-clipe retidos por dois implantes foram

avaliadas as tensões na mucosa distal do rebordo e no osso peri-implantar. Concluiu-se que com carga de 35 N no primeiro molar, a presença da maior tensão no tecido ósseo peri-implantar foi encontrada no sistema barra-clipe e o sistema de retenção tipo *o'ring* concentrou maior tensão na mucosa do rebordo residual posterior no lado de balanceio. Tais resultados foram explicados devido ao movimento de torção que a mandíbula realiza quando associado à força oclusal e pela diferença de conexão dos dois sistemas.

Wyatt (1998) elaborou uma revisão da literatura comparando próteses totais convencionais, parciais fixas ou removíveis e implantossuportadas, avaliando a capacidade de cada rebordo em evitar a reabsorção óssea alveolar. A reabsorção óssea é tida como inevitável após a avulsão do dente, variando de indivíduo para indivíduo. O osso que foi submetido a maiores níveis de reabsorção no período inicial, posteriormente continuará reabsorvendo de forma excessiva, diferentemente daquele osso submetido a menores níveis de reabsorção. O uso de implantes para próteses tem desempenhado papel importante na reabsorção do osso alveolar, ajudando a evitá-la. Porém, os implantes não evitam totalmente a reabsorção óssea, principalmente quando a força oclusal é excessiva. As *overdentures* apesar de ajudarem na manutenção do rebordo alveolar, a reabsorção na porção distal do arco é similar às reabsorções dos rebordos dos portadores de próteses removíveis, podendo ocasionar forças excessivas e também alteração da oclusão. A propriocepção pode também ajudar na reabsorção óssea ocasionada por forças excessivas, devido ao estímulo gerado nos músculos da mastigação, através do impulso realizado no ligamento periodontal que ameniza a sobrecarga oclusal. Na comparação entre *overdentures* imediatas e próteses convencionais imediatas, observou-se que a reabsorção óssea foi de 0,9 mm na região anterior da mandíbula, no primeiro ano para *overdentures*. Na região posterior de mandíbula, a perda óssea também foi pequena. A partir disso, o autor constatou que as próteses favorecem a manutenção do rebordo residual, apesar deste fenômeno ainda não ter conclusões claras e precisas. Também concluiu que após a avulsão das raízes, o rebordo residual está sujeito a rápida reabsorção óssea, seguida, nos anos subsequentes de mínima e progressiva reabsorção. O tratamento de eleição para a preservação

do rebordo residual remanescente seria as próteses fixas implantossuportadas, tanto em arco desdentado total como parcialmente edêntulos.

Duyck *et al.* (1999) avaliaram em próteses tipo *overdenture* a influência do sistema de fixação quando os implantes foram submetidos à cargas oclusais. Em cinco pacientes foram colocados dois implantes na região de canino. Sobre esses implantes foi confeccionada uma prótese do tipo *overdenture* colocada sobre uma barra ovóide com (a) e sem (b) extensões bilaterais, e com *attachments* (c) em forma de bola. Foram avaliadas as forças nas regiões axiais dos implantes, tensões na região externa destes e momentos de flexão em ambos os implantes, através de extensômetros. No torqueamento foi aplicada força de 50 N na oclusal da prótese em sete posições pré-determinadas. Os resultados não se mostraram relevantes no que diz respeito às forças axiais; no entanto, houve diferenças no momento de flexão, no qual o grupo com extensões bilaterais apresentou maiores níveis de tensões. Porém, essas diferenças não foram significativas; embora, as cargas axiais no sistema de retenção tipo barra-clipe apresentassem melhor distribuição e no sistema de retenção tipo *o'ring* melhor distribuição de tensão dos momentos de flexão.

Sadowsky & Caputo (2000) analisaram o comportamento biológico de *overdenture* retida por quatro implantes, com barra fundida com e sem *cantilever* e retentivos isolados, pelo método da fotoelasticidade. A maior concentração de tensão foi encontrada no modelo com infraestrutura com *cantilever*, seguida do modelo com implante distal, quando estava sem material reembasador, e as menores concentrações foram observadas na infraestrutura fundida, na barra sem *cantilever* e nos retentivos isolados. O osso cortical na região dos implantes distais está sujeito a altos níveis de tensões, podendo ocasionar reabsorção óssea. Além disso, quando o material reembasador está em íntimo contato com a base da prótese, a indução de tensões para o

implante distal é menor. Nas bases das próteses bem ajustadas ocorre distribuição de tensões mais uniforme tanto nos implantes como no rebordo. Os retentores isolados são bem indicados para rebordos atrofiados, porque diminuem as forças de flexão na mandíbula. Por isso é importante o retorno do paciente para que a oclusão e os reembasamentos sejam observados nas próteses retidas por barra com *cantilever*.

Geng *et al.* (2001) realizaram análise por Elementos Finitos (AEF) na implantodontia com o objetivo de prever o desempenho mecânico de vários implantes dentários, e também os fatores clínicos para o sucesso implante. Ao entender a teoria básica, limitações e método de aplicação da AEF em implantodontia, o cirurgião melhor se qualifica para interpretar os resultados e explorar as diversas situações clínicas de tratamento.

Walton *et al.* (2001) desenvolveram uma técnica para mensurar a inclinação entre implantes e também planos de referência, estabelecendo relação entre a inclinação do implante e a manutenção, ajustes e reparos em *overdentures* mandibulares com sistema de retenção de encaixe tipo bola e, posteriormente, analisando se existe correlação entre a colocação do implante com a experiência do cirurgião dentista. Para realização do estudo foram feitas fotografias digitais em usuários de *overdentures* inferiores com sistema de retenção tipo *o'ring* para aferir a inclinação do implante. Após a comparação dos dados com relação à inclinação do implante e a manutenção das próteses considerando a experiência do cirurgião foi observado que não houve nenhum dado relevante entre inclinação dos implantes e manutenção. Todavia, quando a inclinação para lingual do implante era maior ou igual 6,0 graus ou, se a inclinação para a vestibular fosse menor que 6,5 graus, o resultado foi relevante. Observou-se também que cirurgiões com menor experiência colocavam implantes que divergiam entre si no plano frontal, apresentando inclinação para a vestibular ou lingual no plano sagital.

Entretanto, implantes individuais apresentaram as maiores necessidades de manutenção quando apresentavam inclinação para a lingual maior ou igual a 6,0 graus e inclinação para vestibular menor que 6,5 graus.

Wowern & Gotfredsen (2001) verificaram a perda fisiológica do conteúdo mineral ósseo (CMO) ocasionado por *overdentures* retidas por implantes, por meio da absorciometria, em grupos com e sem barra unindo os implantes. Também verificaram se a osteoporose está ligada à reabsorção óssea em altura ao redor dos implantes. Participaram da pesquisa 22 pacientes reabilitados com implantes na região de caninos, sendo que metade deles com barra unindo os implantes. A análise do CMO foi feita imediatamente após a colocação dos implantes e em consultas de retorno depois de 2 e 5 anos. Os autores realizaram radiografias periapicais e concluíram que o aumento da função após o tratamento pode gerar a formação óssea relacionada com a carga que minimiza a diminuição do CMO fisiológica, com o passar do tempo. Este dado pode ser independente do sistema de fixação e um fator de risco importante para a reabsorção óssea ao redor dos implantes é o fato da pessoa já ter apresentado osteoporose mandibular antes da colocação dos implantes.

Al-Turki *et al.* (2002) estudaram as mudanças de estabilidade do implante em prótese implanto-suportadas, observando dois níveis de desajustes (100 e 175 μm) na estabilidade do parafuso protético, em prótese total implanto-suportada com pilar terminal e uma prótese sem desajuste vertical foi considerada controle. Assim, uma carga cíclica foi aplicada no sentido vertical sobre o *cantilever* ao lado do pilar terminal da prótese, por um período de 48 horas em cada ensaio. Testaram um grupo de sete parafusos para cada nível. Os resultados revelaram que em ambos os desajustes verticais houve instabilidade significativa quanto ao parafuso protético. Sendo assim, os desajustes verticais introduzidos

na prótese total implanto-suportada com pilar terminal mostrou significativa instabilidade do parafuso protético.

Douglas *et al.* (2002) apresentaram alguns dados sobre pesquisas epidemiológicas nos EUA com tendência de diminuição de pacientes desdentados em 10% em cada década futura. Entretanto, a população adulta em 1991 representava 33,6 milhões de pacientes com a necessidade do uso de prótese total em uma ou ambas as arcadas. Em 2020 serão 37,9 milhões de adultos necessitando de próteses totais. Mesmo que exista queda de 10% do número de pacientes desdentado total em cada década, o fato será compensado pelo aumento de pessoas adultas acima dos 55 anos, considerando que a expectativa de vida tem aumentado nos últimos anos. Logo maior será o número de idosos, deste modo ainda haverá necessidade do conhecimento sobre prótese total no futuro.

Kunavisarut *et al.* (2002) estudaram distribuição de tensões em próteses implanto-suportadas com desajuste, presença de *cantilever* e com forças oclusais agindo no osso adjacente e nos componentes do implante. Para o estudo foram construídos dois modelos: 1- uma prótese suportada por dois implantes, prótese parcial fixa *2-unit*; 2- uma prótese suportada por dois implantes, prótese parcial fixa *2-unit* com a presença de *cantilever* para a distal. Foi realizado um desajuste de 111 μm entre o cilindro de ouro em ambos os implantes, mesial ou distal. Foram simuladas aplicações de cargas de 100 N testados em todos os modelos, seguidas de cargas de 50, 200 e 300 N que foram analisadas no modelo com *cantilever*. Quando da aplicação de carga, ambos os modelos mostraram aumento significativo de tensão nos componentes do implante e no osso adjacente. A tensão em cada componente aumentou de 8% a 64% nos modelos sem *cantilever* e de 24% a 85% nos com *cantilever*, sendo que a maior concentração de tensão ocorreu na distal do parafuso de ouro. Assim, não apenas a presença de

cantilever, mas a força oclusal excessiva promoveu maiores efeitos na prótese com desajuste, influenciando o padrão e a amplitude da distribuição de tensão na prótese, nos componentes do implante e no tecido ósseo peri-implantar.

Wright *et al.* (2002) utilizando-se de *overdenture* retida por dois implantes unidos por uma barra e de prótese fixa com *cantilever* retida por 5 ou 6 implantes avaliaram a resposta do rebordo mandibular na região posterior. Os resultados obtidos por traçados em radiografias panorâmicas mostraram 1,1% de reabsorção média anual para os portadores de *overdentures*, sendo estes casos acompanhados por sete anos. Já, para os usuários de próteses fixas houve aposição óssea de 1,6% ao ano.

Kordatzis *et al.* (2003) realizaram um estudo avaliando em próteses convencionais e *overdentures* retidas por dois implantes como ocorria o processo de reabsorção óssea relacionado a fatores sistêmicos e locais. As medições das regiões foram feitas por meio de tomografias imediatamente e após cinco anos de tratamento. Para tentar diminuir os erros gerados pelo aumento e distorção das imagens, foram utilizadas as proporções das áreas. Em cinco anos foi verificada redução média de rebordo de 1,25 mm, isto é, 0,69 mm para usuários de *overdentures* e 1,63 mm para portadores de próteses totais convencionais. A explicação para este resultado foi que as *overdentures* apresentam eixo de rotação mais posterior e menor resiliência, gerando forças de menores intensidades no rebordo ocasionando menor reabsorção. Os autores constataram também maior prevalência em mulheres, e outros fatores como número de próteses utilizadas anteriormente, tempo decorrido desde a perda dos dentes e altura inicial da mandíbula não mostraram relação com a reabsorção óssea posterior.

Trisi *et al.* (2003) avaliaram o efeito de diferentes superfícies de implantes com relação à porcentagem da aposição óssea obtida com implantes colocados em locais que

foram enxertados com osso de seio maxilar. Implantes de liga de titânio foram feitos por encomenda além dos convencionais. Os microimplantes receberam tratamentos longitudinalmente de superfície, ou seja, fresados de um lado e com micro rugosidades (MTX) do outro lado. Os pacientes foram divididos nos grupos: A (seis pacientes) - colocação de microimplantes experimentais após 11 meses do enxerto sinusal; e B (três pacientes) - microimplantes na crista óssea alveolar após 6 meses da colocação do enxerto. Após 6 meses de colocação, os implantes foram clinicamente aceitáveis. Histologicamente, a aposição média de osso foi significativamente maior nos implantes MTX (72,31% +/- 17,76%), quando comparados com os de superfícies usinadas (38,01% +/- 19,32%), isso independente da qualidade do osso. No que diz respeito ao tempo de cicatrização entre a colocação do enxerto, implante e a localização, não houve resultado relevante de aposição óssea.

Blum & McCord (2004) estudaram estruturas importantes para avaliar as alterações na forma do rebordo posterior da mandíbula localizado à distal dos implantes, quando do uso de *overdentures*. Foi realizado um estudo prospectivo que verificou as alterações na forma do rebordo residual na região posterior durante um ano, através de modelos dos rebordos dos pacientes, pelo método não radiográfico. Os modelos produzidos foram avaliados por programas de computador e perfilômetros, por meio dos quais se obteve os registros digitais, orientação e as mensurações da superfície sagital dos rebordos mandibulares em área (cm²). Por meio da análise estatística verificou-se que após um ano houve alterações significativas na morfologia do rebordo com o uso de *overdentures*. Conclui-se que a metodologia utilizada neste trabalho foi válida e pode ser empregada como método alternativo ao exame radiográfico.

Petersen *et al.* (2005) relataram a má saúde bucal entre os idosos, mostrando a alta taxa da perda de dentes, cárie dentária, prevalência de doença periodontal,

xerostomia e pré-câncer/câncer bucal. As deficientes condições bucais dos idosos é um importante problema de saúde pública, pois interfere diretamente na qualidade de vida. Os mecanismos para a implantação de programas de saúde bucal estão disponíveis; entretanto, a dificuldade é torná-los conhecidos para os idosos. A promoção de saúde bucal e a prevenção de doenças precisa fazer parte dos programas nacionais. Sendo que o controle das doenças bucais para a população idosa deve ser reforçado por meio de serviços de saúde acessíveis. Tanto nos países desenvolvidos quanto nos países subdesenvolvidos, as más condições de saúde bucal são predominantemente observadas na população mais desfavorecidos e vulneráveis. No entanto, nos países em desenvolvimento as dificuldades são maiores devido à escassez de mão-de-obra profissional. É importante que os prestadores de serviços tenham habilidades e adequado entendimento dos aspectos biomédicos e psicossociais dos cuidados para idosos. A pesquisa em saúde pública deve ser reforçada principalmente nos países em desenvolvimento. A troca de experiências em relação à capacitação nacional na saúde bucal de pessoas idosas, em nível inter-regional e internacional, é apoiada pela OMS.

Lang *et al.* (2006) realizaram uma revisão da literatura avaliando sistemas de retenção para *overdentures* mandibulares implantossuportadas. Para o sucesso da *overdenture* é importante seguir os princípios básicos para a confecção de uma prótese total. No que diz respeito aos sistemas de encaixe, o mais indicado para a união de dois caninos seria a barra Dolder. No entanto, o sistema mais confiável para distribuição de força foi o sistema de retenção tipo barra-clipe. Em um período de cinco anos houve diminuição da retentividade, tanto do encaixe tipo *o'ring* quanto do sistema barra-clipe; porém, nenhum deixou de exercer retentividade. Contudo, o sistema barra-clipe foi o que mostrou os melhores resultados.

Natali *et al.* (2006) utilizaram a análise numérica para mensurar tensões no tecido ósseo peri-implantar em próteses fixas com desajuste. Foi considerado um modelo por elementos finitos de uma mandíbula com dois implantes esplintados por uma barra de liga de ouro com dados morfométricos de um paciente desdentado parcial, sendo os desajustes realizados no sentido vestibulo-lingual e méso-distal. Foi realizado um procedimento específico simulando a adaptação da barra ao implante e as forças oclusais. Os desajustes proporcionaram níveis de tensões significativos no tecido ósseo peri-implantar. Os níveis de tensão foram relevantemente afetados pelas propriedades da liga da barra. Esse método possibilitou estimar com precisão a concentração de tensão em termos de intensidade e localização. Constatou-se que a tensão induzida pelo desajuste pôde ser comparada com as forças oclusais. Portanto, a presença do desajuste deve ser atenciosamente avaliada para garantir a confiabilidade da reabilitação protética.

Taddei *et al.* (2006) avaliaram a concentração de tensões em ossos longos criando modelos por elementos finitos, com o intuito de gerar automaticamente esses modelos a partir de dados da TC, aplicando essa metodologia ao fêmur real. O estudo foi realizado *in vitro* em cinco diferentes simulações de carga, obtendo um modelo homogêneo de dois materiais comparando com um modelo não homogêneo baseado na densidade, avaliando a região epifisária e regiões de metáfises do osso. De acordo com os resultados, o modelo não homogêneo apresentou precisão muito boa em relação à concentração das tensões ($R(2) = 0,91$, $RMSE = 8,6 \%$, erro máximo = 27%), já o modelo de dois materiais foi menos preciso ($R(2) = 0,89$, $RMSE = 9,6 \%$, erro de pico = 35%). Foi concluído que é possível obter modelos por elementos finitos automaticamente de ossos a partir da TC e que as propriedades do material exerce grande influência quando se diz respeito à precisão.

De Deco *et al.* (2007) verificaram em 150 indivíduos institucionalizados e 150 residentes na comunidade com 60 anos ou mais num estudo transversal os fatores: frequência cardíaca, pressão arterial e o nível de glicose no sangue. Além disso, os idosos avaliados responderam um questionário sobre osteoporose, Alzheimer, Parkinson, uso de remédios, quedas, prática de exercícios físicos, participação em eventos sociais e tipo de alimentação. Os idosos institucionalizados apresentaram frequência cardíaca média de 75,1, enquanto que no outro grupo foi de 76,7. O percentual de hipertensão sistólica no grupo institucionalizados foi de 36% e no grupo residente na comunidade foi de 30%, já com relação à hipertensão diastólica o percentual foi de 40% e 57%, e de diabetes foi de 32% e 30%, respectivamente. No que diz respeito à osteoporose, o grupo institucionalizado apresentou valor de 13,3% e o grupo residente na comunidade foi de 21,3%; no grupo institucionalizado 31,3% relataram queda, contra 42,7% do grupo residente na comunidade; do grupo institucionalizado 7,3% relataram prática de exercícios, contra 24% do grupo residente na comunidade; no grupo institucionalizado 4% participaram de eventos sociais, contra 69,3% do grupo residente na comunidade; do grupo institucionalizado 58,7% relataram comer alimentos sólidos contra 51,3% do grupo residente na comunidade; e de 13,3% e 2%, respectivamente, sofria de doença de Alzheimer. Doença de Parkinson foi relatada por 2% em ambos os grupos. Os idosos institucionalizados relataram tomar uma média de 3,2 medicamentos, contra 1,8 medicamentos dos idosos residentes na comunidade. Observaram que toda a amostra apresentou alto índice na prevalência de hipertensão arterial, diabetes e osteoporose, além de não encontrar diferenças significativas na saúde sistêmica entre os grupos. Apenas no fator ligado às quedas, obteve-se maior número de quedas em idosos que participam de algum evento esportivo e/ou social na comunidade.

Tanino *et al.* (2007) utilizaram a metodologia por elementos finitos para avaliar o efeito de reembasadores ao redor dos *attachments* em *overdentures* superiores sem palato. Cinco modelos com dois implantes na região de canino e um modelo com quatro implantes, sendo dois implantes na região de canino e dois na de pré-molares foram confeccionados. Na avaliação foi verificada a influência dos *attachments* reembasados, variando o módulo de elasticidade do material, de 1 a 3000 MPa e a espessura entre 1 a 3 mm. Foi analisada a tensão máxima principal no osso cortical e na interface osso-implante. A tensão máxima principal localizou-se na interface osso-implante na região de canino, ao lado da aplicação da carga de 100 N no lado esquerdo. Maior módulo de elasticidade dos materiais diminuiu a tensão no osso cortical e aumentou na região peri-implantar. Com a variação de 3 mm na espessura do material, foram encontrados os melhores resultados. Concluiu-se que a alteração da espessura do material reembasador e do módulo de elasticidade pode-se controlar a tensão gerada na interface osso-implante. Para *overdentures* sem recobrimento palatal, recomenda-se material reembasador com espessura de 1 a 3 mm e módulo de elasticidade de 15 a 400 Mpa e de 15 a 700 Mpa, respectivamente.

Celik & Uludag (2007) verificaram com análise fotoelástica a influência de diferentes tipos de encaixe para *overdentures* com implantes inclinados e paralelos, na distribuição de tensões na região peri-implantar. Os sistemas de retenção analisados foram encaixe tipo bola com *abutments* em contato direto com os retentores, infraestrutura em barra e infraestrutura em barra com encaixe tipo bola para a distal da barra. Aplicaram carga na oclusal e observaram que no sistema de encaixe tipo bola nos implantes paralelos, foi o único que não apresentou concentração de tensão no lado de balanceio, e os resultados melhores foram obtidos na infraestrutura em barra, devido à união dos implantes. Os autores concluíram que os sistemas mais indicados devido a

melhor distribuição de tensão, seja para implantes inclinados ou paralelos, foi o encaixe tipo bola na distal e a esplintagem com barra.

Bevilacqua *et al.* (2008) relataram por meio de análise tridimensional por elementos finitos como ocorre a transmissão de tensão em implantes paralelos e implantes com diferentes inclinações e comprimentos de *cantilever*. Implantes inclinados quando submetidos à carga geram maior tensão no tecido ósseo, quando comparado com os implantes colocados na vertical. Os resultados mostraram que os implantes inclinados para a distal em prótese fixa ferulizada sem a presença de *cantilever* reduz a quantidade de tensão gerada ao redor da superfície óssea peri-implantar quando comparados com os níveis de tensão em implantes paralelos em prótese fixa similares.

Begg *et al.* (2009) avaliaram padrões de tensão em implantes angulados para distal pelo conceito *All-on-Four* que defende a carga imediata com a colocação de implantes inclinado para distal. Assim, foram utilizados quatro modelos de resina acrílica fotoelástica, cada um com quatro implantes simulando a configuração *All-on-Four*, sendo que os dois implantes colocado no centro eram paralelos e verticais, e os implantes inclinados para a distal de cada lado foram colocados em ângulos crescentes de 0, 15, 30 e 45 graus em cada um dos modelos de resina. Os implantes foram unidos por uma barra de metal fundido. Os implantes foram submetidos a uma carga por suspensão de cinco e 10 graus e 15 kgf em um dos dispositivos metálicos. A análise fotoelástica foi feita utilizando polariscópio circular. Nos implantes inclinados em 15 e 30 graus observou-se pouca diferença no padrão de tensão entre o implante inclinado para distal e o implante paralelo vertical. Com as cargas aplicadas em todas as angulações, a menor ordem de franja foi registrada no implante paralelo vertical, sendo que a maior ordem de franja foi na região apical quando comparada a porção coronal.

Notou-se maior concentração de franjas isocromáticas nos modelos com implantes inclinados para a distal em 45 graus. Nele foi observado maior propensão à sobrecarga oclusal no osso peri-implantar em torno do implante em relação às outras inclinações de menores graus.

Bellini *et al.* (2009) analisaram 64 pacientes portadores de prótese total quanto à satisfação, expectativa e influência dos aspectos psicossociais em relação à prótese total. Os pacientes participantes da pesquisa foram submetidos a um questionário de satisfação quanto aos aspectos funcionais e estéticos da prótese em uma escala de 0 a 10, sendo 0 o pior resultado e 10 o melhor. Foi aplicado também um questionário após ajustes finais da prótese e aplicado análise estatística para verificar a correlação entre gênero e perfil de controle. Os resultados obtidos quanto à expectativa antes de fazer o tratamento foram significativamente menores do que após o tratamento. Os autores concluíram que não houve correlação entre o controle e o perfil dos pacientes na expectativa antes e após a entrega das próteses totais.

Assunção *et al.* (2009) avaliaram o comportamento biomecânico de implantes osseointegrados, através da análise fotoelástica, *Strain Gauge* e elementos finitos. A análise fotoelástica forneceu dados qualitativos e quantitativos; porém, com informações mais limitadas que as informações mais gerais sobre a concentração de tensões. Essa metodologia é mais utilizada para avaliar a concentração de tensões em geometrias mais irregulares, determinando assim os pontos críticos de tensão do material. A análise por *Strain Gauges* em implantes fornece dados sobre cargas estáticas e dinâmicas, por meio de resistência elétrica de tensão, permitindo avaliar as tensões tanto *in vitro* como *in vivo*. Porém, os dados de tensão só podem ser utilizados com extensômetro. A metodologia por elementos finitos em modelo criado por programa de computador permite simular a aplicação de tensão, possibilitando calcular o

deslocamento, força e tensão. A vantagem da técnica diz respeito à permissão de realizar mudanças nas condições estudadas, permitindo a aferição de como se dá a distribuição de tensões ao redor dos implantes em pontos que clinicamente seriam difíceis de avaliar. As três técnicas descritas são bem aplicadas e aceitas para a avaliação do comportamento biomecânico dos implantes em situação muito próxima da condição clínica; porém o pesquisador precisa ter conhecimento suficiente para realizar cada uma das técnicas, desde o delineamento experimental (geração de modelos) até a análise de resultados.

Barão *et al.* (2009) avaliaram a distribuição de tensões em prótese total convencional e em *overdenture* com diferentes tipos de retenção, dentre eles barra-clipe, encaixe tipo bola (*o'ring*) e barra-clipe com dois encaixes tipo bola na região distal, usando elementos finitos. Concluiu-se que a *overdenture* apresentou maior concentração de tensões do que a prótese total convencional. A concentração de tensões em *overdenture* foi maior na região do osso cortical ao redor dos implantes. Com relação aos tipos de retenção foi observado que a menor concentração de tensões ocorreu no encaixe tipo bola, seguido pela barra-clipe com dois encaixes tipo bola na região distal e do sistema barra-clipe.

Meijer *et al.* (2009) em estudo prospectivo randomizado avaliaram a reabsorção óssea peri-implantar e da região posterior de rebordos edêntulos, condição dos tecidos peri-implantares, satisfação do paciente, taxa de sobrevivência e cuidado cirúrgico e protético pós-tratamento de diferentes tipos sistemas de implantes (IMZ, Branemark e ITI) em *overdentures* inferiores, por um período de dez anos. Para a realização da pesquisa, trinta pacientes edêntulos foram reabilitados com dois implantes na região interforaminal. Na avaliação foram considerados parâmetros clínicos radiográficos logo após a conclusão do tratamento, após um ano e cinco meses e após dez anos. Após dez

anos, a taxa de sobrevivência foi de 93% para o grupo IMZ, 98% para o grupo Branemark e 100% para o grupo ITI (IMZ < ITI, $p < 0.05$). Ao final do estudo não houve diferença entre os grupos na satisfação e cuidados. Concluiu-se que a colocação de dois implantes na região interforaminal espiantados pela barra em *overdenture* promoveu melhor distribuição das forças e melhor apoio. Após dez anos, as alterações entre os três sistemas de implantes não foram significativos.

Prakash *et al.* (2009) avaliaram através da metodologia por elementos finitos os diferentes formatos de barras-clipe e consequente distribuição de tensões. Três modelos foram confeccionados com uma barra unindo dois implantes; três barras espiantadas por quatro implantes; implantes dispostos de forma diferente do modelo anterior, com duas barras, as quais uniam os implantes mesial e distal do mesmo lado. A carga na oclusal foi de 100 N e os resultados analisados por *software* específico ANSYS foram os seguintes: análises qualitativas mostraram tensões decrescentes geradas na barra e interface peri-implantar, na seguinte ordem: modelo 1 > modelo 3 > modelo 2. Na análise da flexão da mandíbula e da barra, os resultados foram: modelo 2 > modelo 1 > modelo 3. Concluiu-se que a opção mais viável para esse tipo de reabilitação seria quatro implantes e barras conectando apenas os implantes do mesmo lado (modelo 3).

Thomason *et al.* (2009) fizeram uma sinopse sobre a eficiência de *overdentures* mandibulares retidas por implantes, na Conferência Anual da Sociedade Britânica para o Estudo de Prótese Dentária (SBEPD) realizada em Nova Iorque. Os resultados dos tratamentos foram avaliados de forma qualitativa e quantitativa. No site da Sociedade foi distribuído um rascunho a todos os apresentadores e membros da SBEPD. O objetivo esperado foi que a declaração servisse de guia para pacientes, dentistas, organizações de pacientes, profissionais, prestadores de cuidados de saúde nacional e com os financiadores independentes.

Abduo *et al.* (2010) avaliaram por meio de métodos clínicos e laboratoriais o ajuste das próteses sobre implantes numa revisão nas bases de dados Medline e PubMed, pesquisando os ajustes e/ou o efeito de desajustes em diversos estudos. Na primeira etapa da revisão foram selecionados os artigos mais relevantes e na segunda etapa foram aplicados critérios de exclusão e inclusão. Foram selecionados 54 artigos, com técnicas diferentes *in vitro* e *in vivo*, e todas as vantagens e desvantagens foram discutidas referentes a cada técnica. No *in vitro* houve limitações nas técnicas, entretanto, forneceu uma medida mais confiável quando se estudou os desajustes. Logo, devido à grande variedade de diferenças em cada estudo, concluiu-se que o ideal era combinar várias técnicas para avaliar os desajustes, efeito de desadaptação e precisão dos ajustes.

Abreu *et al.* (2010) avaliaram a distribuição de tensões em *overdentures* com sistema de retenção tipo barra-clipe apresentando desajuste vertical entre o implante e a barra e diferentes tipos de materiais para barra. Num modelo de mandíbula severamente reabsorvida foram confeccionados dois implantes na parte anterior conectados à barra. O modelo foi transportado para um *software*, sendo simulado um deslocamento do torque do parafuso para o correto assentamento da barra sobre os implantes, com desajuste de 100 µm. Diferentes materiais da infraestrutura foram analisados (liga de ouro, prata-paládio, titânio comercialmente puro, cobalto-cromo) e simulados na análise. No modelo foi observado maior concentração de tensão no osso cortical circundante ao implante e no osso esponjoso no ápice do implante. Porém, foram observadas alterações nos níveis de tensão em algumas dessas regiões, para os diferentes tipos de materiais das barras. Conforme aumentava a rigidez do material da barra, ocorria maior concentração de tensão na barra, no parafuso e no implante. Concluiu-se que os diferentes materiais da barra não tiveram influência significativa na

concentração de tensão no osso peri-implantar; no entanto, a rigidez dos diferentes materiais exerceram influência nos componentes mecânicos.

Almeida *et al.* (2010) analisaram por meio de elementos finitos a distribuição de tensões em próteses totais fixas inferiores, com diferentes tipos de osso. Cargas de 150 N perpendiculares, oblíquas vestibulo-lingual e oblíquas línguo-vestibular foram aplicadas no modelo feito com cada tipo de osso (tipos 1 a 4). Os ossos corticais tipo 3 e 4 apresentaram maiores concentrações de tensões sob cargas axiais e no sentido vestibulo-lingual, enquanto nos tipos de ossos 1 e 2 foram encontradas as menores concentrações de tensões. Com relação à carga línguo-vestibular, o tipo de osso que apresentou a maior concentração de tensão foi o tipo 4, seguido pelo tipo 2 e tipo 1. O osso tipo 4 apresentou a maior concentração de tensão em relação ao tipo de carga. Esses resultados podem estar relacionados com a densidade óssea e quantidade de osso ao redor do implante; no entanto, o tipo de osso não seria o único fator que influencia na distribuição de tensão no osso em prótese implantossuportada por barra pré-fabricada.

Spazzin *et al.* (2010) avaliaram em próteses implanto-suportadas a influência do retorque no torque de afrouxamento (Lt) de parafusos protéticos. Dez modelos foram confeccionados para posterior fabricação de vinte modelos de gesso, usando estruturas protéticas para simular dois níveis de ajuste, ajuste passivo (Pf) e desajuste (Mf). Foi avaliado o torque inicial (T1) e o torque inicial e retorque após 10 minutos (T2). Foram utilizados também parafusos de ouro e de titânio e os grupos foram: Pf/T1, AP/T2, D/T1, D/T2. O Lt foi mensurado após um período de 24 horas após o torque de aperto. De acordo com os resultados, não houve diferença significativa ($p > 0.05$) entre Pf/T1 e AP/T2, ou entre AP/T2 e D/T2. Entre Pf/T1 e D/T1, e entre D/T1 e D/T2 houve significância estatística ($p < 0,05$). Usando T1, Mf reduziu o Lt e o T2 aumentou o Lt para Mf. O retorque e ajuste tiveram influência sobre Lt nos parafusos de ouro. Com o

uso do torque, o efeito do Lt tornou-se insignificante, o que indica que esse procedimento pode ser feito durante o aperto do parafuso.

Tabata *et al.* (2010) realizaram um estudo por meio de análise bidimensional por elementos finitos, avaliando a concentração de tensões em *overdentures* inferiores. Foi aplicada força de 100 N na região central e lateral dos modelos e verificadas as tensões concentradas no osso cortical ao redor dos implantes. Os resultados foram os seguintes: os implantes ligados à barra-clipe mostraram melhor distribuição de tensões para o tecido ósseo peri-implantar; entretanto, o sistema de encaixe tipo bola ligados à barra-clipe mostrou os menores valores de tensão quando apoiados sobre a mucosa e sobre o encaixe tipo bola. O que mais comprimiu a mucosa foi o movimento intrusivo. Pelo apoio mucoso das *overdentures*, o modo de resiliência da gengiva teve influência sobre o movimento da prótese. Pelo fato da mucosa ser macia, o deslocamento da prótese foi maior, resultando em maior concentração de tensão nos tecidos de suporte ao redor dos implantes, podendo provocar reabsorção óssea ou falha do tratamento.

Thomason *et al.* (2010) realizaram meta-análises de estudos sobre edentulismo com *overdentures* mandibulares retidas por implantes. A partir de 2.262 artigos, 37 foram escolhidos para pesquisa de texto completa, em sete ensaios clínicos randomizados 10 manuscritos foram incluídos na meta-análise, sendo que alguns dos artigos possuíam as mesmas populações de estudo, porém, com diferentes medidas de resultados. A faixa etária ficou entre 35 e 80 anos, sendo que todos os pacientes eram portadores de próteses totais superiores convencionais, ou retidas por implantes, ou próteses totais convencionais mandibulares. Um período de dois meses foi utilizado para validação dos resultados. Foram analisadas próteses mandibulares implanto-suportadas, em pacientes que anteriormente fizeram uso de próteses totais convencionais. Os resultados analisaram a satisfação geral, qualidade de vida e saúde

bucal (QVB) e medidas de saúde geral. Os resultados da meta-análise foram descritos em termos de tamanho do efeito (TE). Das 10 publicações dos sete ensaios realizados, oito foram utilizadas na meta-análise. Sobre a satisfação geral do paciente, das 10 publicações dos seis estudos realizados, obteve-se uma população de 588 participantes (n=322 *overdentures*, n=266 próteses totais convencionais). Através de uma escala visual analógica de 100-mm ou escala de resposta Likert, foi avaliada a satisfação geral. O TE foi agrupado de 0,80 (z=3,56, intervalo de confiança [IC] de 95% 0,36-1,24, P = 0,0004) a favor da *overdenture*. O valor de P para heterogeneidade (chi2 = 31,63, df = 5) foi menor do que P e 0,00001 I(2) = 84%. Um total de 280 participantes foi incluído na análise (n=146 *overdentures*, n=134 próteses totais convencionais). Para os três ensaios o TE foi de -0,41 (z=131, IC de 95% -1,02 a 0,20, P=0,19). Significativa heterogeneidade foi observada. O valor P para heterogeneidade (chi2 = 11,53, df = 2) foi igual a 0,003 e I(2) foi igual a 83%. Em dois dos três ensaios o IC de 95% não incluiu o TE de zero. Nos grupos da retirados da população geral, os valores de TE diminuiu de -0,41 a -0,71 (z=4,37, IC de 95% -1.03 a -0.39, P< 0,0001), o valor para o TE foi significativamente positivo para o tratamento com *overdenture*. Só um artigo foi utilizado sobre saúde geral e os autores usaram o SF-36 não encontrando nenhuma diferença entre os grupos. O estudo concluiu que a satisfação geral do paciente e a QVB são maiores para as *overdentures* mandibulares retidas por implantes do que as próteses totais convencionais, todavia, foi relatada heterogeneidade dos resultados.

Baracat *et al.* (2011) analisaram a expectativa dos pacientes relacionado à terapia com implantes com relação à função e estética. Cinquenta pacientes (49 anos ± 11,45) responderam um questionário e passaram por um exame inicial com posterior reabilitação com implantes. Para avaliar a expectativa dos pacientes em relação à estética e função foi utilizada uma escala visual analógica antes e após a conclusão do

tratamento. As expectativas estéticas e funcionais foram 5.0 ± 2.6 e 5.0 ± 3.0 e após o tratamento foram $9,1 \pm 1,1$ e $9,0 \pm 1,7$. As avaliações pós a conclusão ultrapassaram as expectativas. Além disso, foram observadas correlações positivas tanto nas expectativas e avaliações pós-tratamento quanto à estética (teste de Spearman $\rho = 0,496$, $p < 0,001$) e função (teste de Spearman $\rho = 0,706$, $p < 0,001$). Porém, foi encontrada correlação inversa em referência à idade e expectativas funcionais (teste de Spearman $\rho = -0,313$, $p = 0,027$). As expectativas pós-tratamento ultrapassaram as expectativas iniciais e foram independentes do hábito de fumar, localização na mandíbula, sexo ou nível educacional.

Dos Santos *et al.* (2011) avaliaram por meio de elementos finitos a concentração de tensões no osso peri-implantar em próteses totais convencionais durante o período de cicatrização e a influência da altura do cicatrizador, assim como o uso de materiais reembasadores macios. Foram confeccionados modelos simulando mandíbula severamente reabsorvida, com dois implantes localizados na região anterior com três situações: implantes subgingivais; cicatrizador ao nível gengival; e 1,5 mm supragengival. Estas situações foram consideradas para uma prótese total convencional e uma prótese total reembasada com 3 mm de material reembasador macio. Foram aplicadas cargas no canino inferior direito (35 N) e no primeiro molar inferior direito (50 N). As concentrações estavam mais presentes no osso cortical ao redor do implante. Nos implantes supragengivais foram observadas maiores concentrações de tensões do que nas subgingivais. A base reembasada com material macio apresentou melhores resultados. A altura dos cicatrizadores exerceram influência na distribuição de tensões no osso peri-implantar. Conclui-se que o uso de reembasadores macios com implantes subgingivais seria a opção mais indicada durante o período de osseointegração.

Meriç *et al.* (2011) analisaram por meio de elementos finitos a influência da tipo dos materiais das próteses na distribuição de tensões no osso e em torno dos implantes. Foram confeccionados três modelos: prótese parcial fixa (PPF) *3-unit* implanto-suportada, unidos por barra metálica e com cerâmica de cobertura com (M2) e sem (M1) *cantilever*; e PPF com infraestrutura de compósito reforçada por fibra (CRF) sem *cantilever* (M3). Foram aplicadas nas próteses, separadamente, cargas no sentido vertical de 300 N, oblíquo de 150 N e horizontal de 60 N. Maiores valores de tensão no osso cortical foram observados no modelo M2 com carga no sentido vertical, tensões mais elevadas no modelo M1 com cargas nos sentidos horizontal e oblíquo. Já os valores menores de tensão foram constatados no modelo M3 para todas as condições de carga. Os valores de tensão no osso esponjoso diminuiram em todos os modelos com as cargas aplicadas. As PPFs CRF podem ser consideradas como opção válida de tratamento para próteses implanto-suportadas; todavia, é importante a realização de estudos para esse tipo de prótese. A PPF *3-unit* suportada por dois implantes com *cantilever* apresentou distribuição de tensões aceitável.

Spazzin *et al.* (2011) avaliaram a distribuição de tensões em *overdentures* com sistema de retenção tipo barra-clipe com diferentes desajustes verticais, através de elementos finitos. Foram confeccionados modelos de mandíbula severamente reabsorvida com dois implantes de titânio na região anterior. Após a transposição para *software* de simulação mecânica foram analisados os desajustes verticais de 5, 25, 50, 100, 200 e 300 μm , após aperto dos parafusos. De acordo com os resultados, houve maior concentração de tensões no ápice e ao redor do implante; porém, com pouca significância em relação ao desajuste. Houve maior concentração de tensão na plataforma do implante, no parafuso de retenção e na barra, mostrando maior proporcionalidade dos desajustes com as tensões geradas. Concluiu-se que em relação

aos componentes biológicos, os desajustes verticais mostraram ter pouca influência na formação e distribuição de tensões; entretanto, o contrário foi observado nos componentes mecânicos.

Spazzin *et al.* (2011) avaliaram através da análise por elementos finitos a distribuição de tensões em próteses *overdentures* com sistema de retenção tipo barra-clipe, com desajuste horizontal e diferentes materiais da infraestrutura. Foram confeccionados modelos com desajustes de 10, 50, 100 e 200 μm . Além disso, foram confeccionados modelos com desajuste padrão de 50 μm para avaliar os diferentes materiais das barras (ligas de ouro, prata-paládio, cobalto-cromo e titânio comercialmente puro). Conforme o desajuste aumentava, também aumentou a concentração de tensão na região inferior da barra, pescoço do parafuso de retenção, terço cervical e médio dos implantes e no osso cortical em torno dos implantes. Ao aumentar a rigidez dos materiais da barra, ocorria maior concentração de tensões. Concluiu-se que o aumento do desajuste e da rigidez da infraestrutura aumentou a concentração de tensão nos componentes protéticos e implantes.

Bacchi *et al.* (2012) analisaram por meio de elementos finitos a influência da função mastigatória, da mucosa e das propriedades dos materiais reembasadores na distribuição de tensões em prótese total convencional no tecido ósseo peri-implantar, durante o período de cicatrização. Modelos foram confeccionados simulando mandíbula severamente reabsorvida com indicação de dois implantes na região anterior e separados em duas situações: prótese total convencional e prótese total convencional reembasada com material macio. As propriedades da mucosa foram consideradas macia, elástica ou dura. Duas cargas foram simuladas na região do canino inferior direito (35 N) e outra carga na região do primeiro molar inferior direito (50 N). Todos os modelos apresentaram concentração de tensões na região cervical do implante, sendo que a

propriedades da mucosa mostrou influência significativa com relação à concentração de tensão no tecido ósseo peri-implantar, variando com os diferentes tipos de materiais da base da prótese. Houve menor concentração de tensões nas próteses reembasadas. Concluiu-se que as propriedades da mucosa e dos materiais reembasadores foram significantes na distribuição de tensões no tecido ósseo peri-implantar, durante o processo de cicatrização.

Bilhan *et al.* (2012) realizaram um estudo clínico para avaliar a frequência e o tipo de complicação nas próteses em relação à propriedade do material utilizado em próteses removíveis, observando a influência destas complicações quanto a satisfação do paciente. O autor utilizou 99 pacientes, sendo que 44 eram do sexo masculino e 55 do sexo feminino usuários de próteses removíveis. Foi registrada a complicação, a satisfação do paciente usando uma escala analógica Visual (EAV) e a relação de complicações e satisfação em vários dados referentes às próteses, como idade do paciente, tipo de prótese, relação cêntrica e dimensão vertical. Kruskal Wallis, Mann Whitney e os testes de qui-quadrado foram utilizados para as análises estatísticas. Para as próteses em relação cêntrica, a necessidade da colocação de dentes artificiais foi significativamente menor do que nas próteses fora da relação cêntrica. A diminuição da retenção, as ulcerações e a alta dimensão vertical afetaram negativamente os valores da EAV para habilidade de mastigação e as ulcerações afetaram negativamente os valores da EAV para fonação. Os autores concluíram que a diminuição da retenção, ulcerações e dimensão vertical elevada promoveram insatisfação do paciente, além de próteses realizadas sem relação cêntrica necessitarem da adição de dentes artificiais.

Farina *et al.* (2012) procuraram num estudo *in vitro* verificar o retorque ideal pós-inserção de um protocolo para manter a estabilidade da articulação relacionada a próteses fixas implanto-suportadas após terem sido submetidas a um ano de simulação

mastigatória. Foram utilizados dez protocolos mandibulares fabricados e vinte modelos de resina epóxi adquiridos para os dois níveis de ajustes: passivo e desajuste. Assim oito grupos (n=20) foram criados com base no ajuste vertical (passivo ou desajuste), material do parafuso e prótese (titânio ou ouro). O teste no parafuso foi realizado no desajuste vertical aferido através do microscópico óptico, já o torque de afrouxamento foi medido após simulações de uso clínico, no qual um grupo teve como características seis meses de uso, torque de afrouxamento, reaperto, mais seis meses de uso e afrouxamento de torque. No segundo grupo o destorque foi efetuado depois de um ano de uso. Os dados do torque de afrouxamento foram verificados pela análise de variância e teste de Tukey na condição de uso, nível de ajuste e tipo de parafuso. Após um período de simulação clínica de seis meses e posteriormente mais seis meses, os parafusos de titânio apresentaram maiores valores de torque de afrouxamento quando comparados com os parafusos de ouro para o mesmo nível de ajuste. No entanto, os valores encontrados na simulação de um ano, os parafusos de titânio e ouro em próteses com assentamento passivo apresentaram maior valor de torque de afrouxamento do que o grupo com próteses com desajustes; porém, um dos parafusos de titânio após um ano de desajuste apresentou diminuição em relação ao torque de afrouxamento. Os parafusos de titânio apresentaram maior estabilidade do que os de ouro em seis meses de simulação clínica, devido a menor deformação elástica. Já o tempo de ciclagem para os parafusos de titânio foram menos estáveis na simulação clínica de um ano, isso ocorreu devido à perda de torque devido ao desajuste.

Mariano *et al.* (2012) estudaram por meio de elementos finitos a reabsorção do rebordo na região posterior e reabsorção óssea em torno dos implantes. Foram confeccionados modelos tridimensionais, onde o modelo 1 não apresentava reabsorção óssea, o modelo 2 com reabsorção óssea peri-implantar de 2 mm em torno do implante e

o modelo 3 com reabsorção óssea na região posterior do rebordo e com 2 mm de reabsorção ao redor do implante. Foi aplicada carga de 100 N nos três modelos, na região de primeiro molar inferior direito, simulando o bolo alimentar. Apesar de não haver alterações na distribuição de tensões, quando comparado os modelo 2 e 3 houve maior concentração de tensão nos implantes, nos componentes protéticos e no tecido ósseo marginal no modelo 3 (reabsorção óssea na região posterior associada ao do osso peri-implantar). Resultado interessante e significativo foi mostrado pelo deslocamento para o vértice do fulcro de rotação na região cervical do implante, provocada pela menor inserção do implante no tecido ósseo, causando maior concentração de tensão no mesmo lado da aplicação da carga nos implantes e no tecido ósseo peri-implantar. Concluiu-se que a reabsorção óssea peri-implantar ocasionou aumento nos níveis de concentração de tensão nos implantes, componentes protéticos e no osso marginal, existindo ou não reabsorção da crista óssea na região distal.

Sadr *et al.* (2012) analisaram por meio de elementos finitos o efeito do reembasador macio nas estruturas de suporte que estão em contato com a prótese total convencional. O modelo confeccionado foi submetido às cargas oclusais no sentido lateral e axial em próteses com e sem reembasador macio. Os resultados demonstraram que o reembasador macio promoveu aumento de tensão, devido à carga vertical aplicada nos incisivos, de até 18,5% no osso cortical e de 30% na mucosa; com aplicação de carga no sentido vertical bilateral na região de molar, gerou aumento de tensão de 44% no osso cortical e de 29% na mucosa; entretanto, a carga aplicada no sentido unilateral na região de canino causou aumento de 63,5% na mucosa. A maior tensão ocorreu na base da prótese, seguida do osso cortical. Concluiu-se que os reembasadores macios induziram maiores concentrações de tensões nas estruturas de suporte da prótese.

Zarb *et al.* (2012) argumentaram a respeito das necessidades funcionais e estéticas do tratamento protético de desdentados totais, como: próteses totais e implanto-suportadas. Explicaram como confeccionar próteses totais com e sem apoio de implantes. Abordaram aspectos comportamentais, clínicos, diagnóstico de tratamento sobre osseointegração, *overdentures*, próteses fixas implanto-suportadas, quanto ao futuro das próteses sobre implantes.

Bacchi *et al.* (2013) avaliaram com elementos finitos a ocorrência de distribuição de tensões em prótese parcial fixa com desajuste vertical, variando os diferentes materiais da infraestrutura. Foram confeccionados modelos simulando mandíbula com severa reabsorção óssea na região posterior, com prótese parcial fixa sobre dois implantes de titânio nas regiões de segundo pré-molar e segundo molar. Os materiais analisados foram ouro tipo IV, liga de prata-paládio, titânio comercialmente puro e liga de cobalto-cromo ou zircônia, com os desajustes verticais de 10, 50 e 100 μm . Foram aplicadas cargas de 110 N na vertical e 15 N na horizontal da face oclusal e lingual de cada dente, respectivamente, onde foi observado que quanto mais rígido o material, ocorria maior concentração de tensão; porém, nesses materiais houve menor concentração de tensão na prótese cerâmica, parafuso de retenção, com desajuste de 10 e 50 μm , e no tecido ósseo peri-implantar. Concluiu-se que o desajuste vertical promoveu aumento na concentração de tensões nos componentes biológicos e mecânicos que envolvem a prótese. Portanto, o material da barra e o desajuste vertical tiveram significativa influência na distribuição de tensões em todas as estruturas avaliadas.

Dos Santos *et al.* (2013) estudaram com análise por elementos finitos a distribuição de tensões no osso peri-implantar em próteses totais convencionais com diferentes reembasadores, durante o período de cicatrização. Modelos de mandíbula

severamente reabsorvida com dois e quatro implantes na região anterior foram confeccionados e separados para as situações: prótese total convencional e prótese total convencional com diferentes materiais reembasadores macios (Coe-Comfort, Softliner e Molteno Hard). Foram simuladas cargas na região de canino inferior direito (35 N) e no primeiro molar direito (50 N). Na região peri-implantar de canino os reembasadores macios apresentaram menor distribuição de tensões e microdeformação. Concluiu-se que durante o período de osseointegração deve ser indicado o uso de reembasadores macios na base da prótese.

Spazzin *et al.* (2013) usando a metodologia por elementos finitos analisaram a concentração de tensões em *overdentures* com sistema de retenção tipo barra-clipe com desajuste horizontal avaliando a influência da secção transversal da barra. Modelos de mandíbula severamente reabsorvida com dois implantes de titânio na região anterior e com a barra apresentando três tipos de secção transversal (circular, oval ou Harder) foram confeccionados. Foi realizado também um modelo com perda vertical de 1,4 mm no tecido ósseo peri-implantar. Os desajustes horizontais simulados foram de 10, 50, 100 μm . O desajuste de 50 μm foi utilizado para mensurar a reabsorção óssea. Houve concentração de tensão na barra e na junção entre a barra e o implante, sendo maior no terço cervical. Os maiores valores foram encontrados na barra Harder. A complexa geometria da barra associada ao aumento do desajuste horizontal aumentou os níveis de tensão no tecido ósseo peri-implantar e a reabsorção óssea.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo neste trabalho foi avaliar por meio do método tridimensional (3-D) por elementos finitos (MEF) a influência de diferentes inclinações no sentido látero-lateral (-10, -5, 0, +5, +10 graus) do implante adjacente associadas a diferentes níveis de desajuste vertical (50, 100 e 200 μm) no outro implante, com os dois implantes interligados por barras com diferentes ligas metálicas (Au tipo IV, Ag-Pd, Co-Cr e Ti), na concentração de tensões no tecido ósseo peri-implantar e nos componentes protéticos.

4. MATERIAL E MÉTODOS

Neste trabalho foi utilizada a Metodologia por Elementos Finitos (MEF) com análise tridimensional, composta de um método matemático com uso de ferramentas computacionais para avaliação numérica das tensões no sistema estudado.

A metodologia avalia a concentração e distribuição de tensões procurando solucionar o problema mecânico em questão, transformando a geometria em um número finito de pequenos elementos estruturais unidos por pequenos pontos nodais finitos, chamados nós concentrados num sistema de coordenadas X, Y e Z, onde a união dos elementos estruturais e dos pontos nodais finitos contribui para a discretização da malha. Cada nó consiste numa equação e a solução de todas as equações é obtida pelo *software* de análise de maneira mais fácil como um todo. (Assunção *et al.*, 2009).

Os elementos pertencentes à malha foram tetraédricos de 0,5 mm, definidos geometricamente por uma pirâmide de base triangular, com um nó em cada vértice e no centro de cada aresta, totalizando 10 nós por elemento. O número total de nós e elementos gerados nos modelos do MEF são mostrados na Tabela 1. Assim, a estabilidade do modelo foi analisada e a malha foi refinada do estudo. A opção por esse tipo de malha foi devido ao fato dela representar adequadamente o caso em análise. A malha foi refinada pelo teste de convergência de 6% nas regiões de interesse para correta avaliação dos fatores de estudo, isto é, para que os resultados obtidos não fossem afetados significativamente pela análise (Figura 1).

Tabela 1 – Especificações dos Modelos Tridimensionais.

Inclinação	Nós	Elementos
-10°	950,440	592.786
-5°	866.198	541.633
0°	857.744	536.289
+5°	856.237	534.924
+10°	853.133	532.830

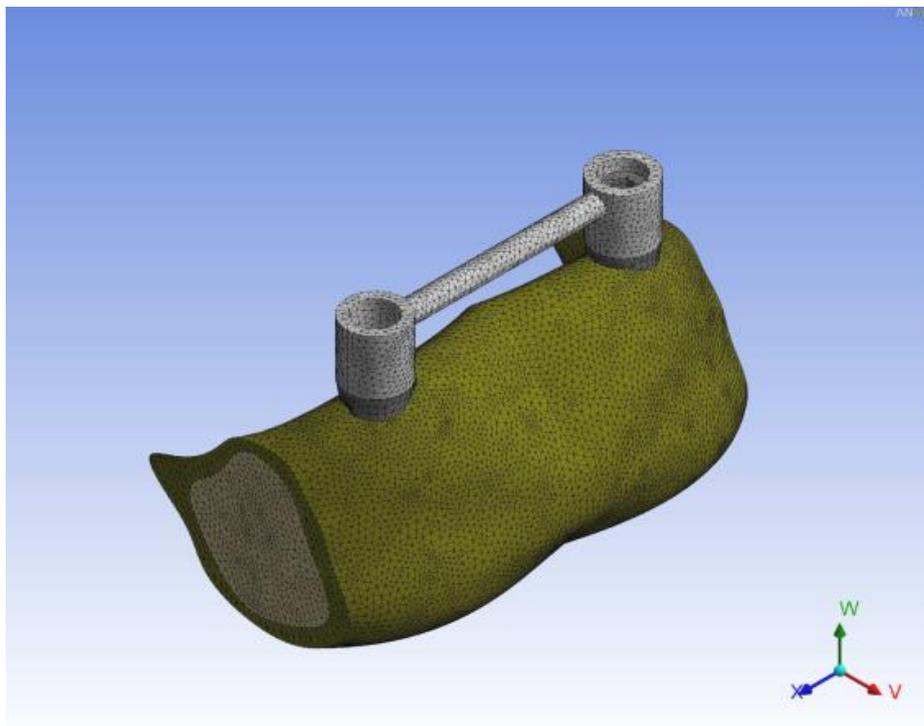


Figura 1 – Discretização da malha.

Para que seja possível a realização das simulações pretendidas são necessárias três etapas: 1- pré-processamento: etapa na qual foram definidas as propriedades dos materiais, Módulo de Young e coeficiente de Poisson, modelagem das estruturas

desejadas, os elementos que farão parte da malha, discretização da malha, definição dos contornos e a verificação de alterações ou degenerações dimensionais, durante o processo de importação das imagens; 2- processamento: depois da confecção do modelo descrita na etapa 1, a questão estrutural foi feita de forma computacional, por meio de processamento numérico, obtendo os resultados da concentração e distribuição das tensões; e 3- pós-processamento: por meio dos resultados obtidos, quando as análises foram feitas de forma qualitativa, por meio de figuras e gradientes de cores e quantitativa por meio da leitura numérica das tensões (Máxima Principal e von Mises), para as devidas comparações.

Modelos sólidos tridimensionais foram obtidos com tomografia computadorizada a partir de uma situação considerada prevalente na prática clínica, obtendo geometria que reproduz a parte anterior de uma mandíbula severamente reabsorvida, indicada para colocação de dois implantes (Nobel Biocare, Yorba Linda, CA) de titânio entre forames, com tipo de conexão hexágono externo, plataforma de 4,1 mm e dimensões de 4 mm de diâmetro por 11 mm de comprimento, distando 18 mm um do outro e esplintados por uma barra com sistema de fixação tipo barra-clipe (Abreu *et al.*, 2010), modelados com *software* para modelagem específica 3-D (SolidWorks 2010, SolidWorks Corp., Concord, MA, USA) (Figura 2).

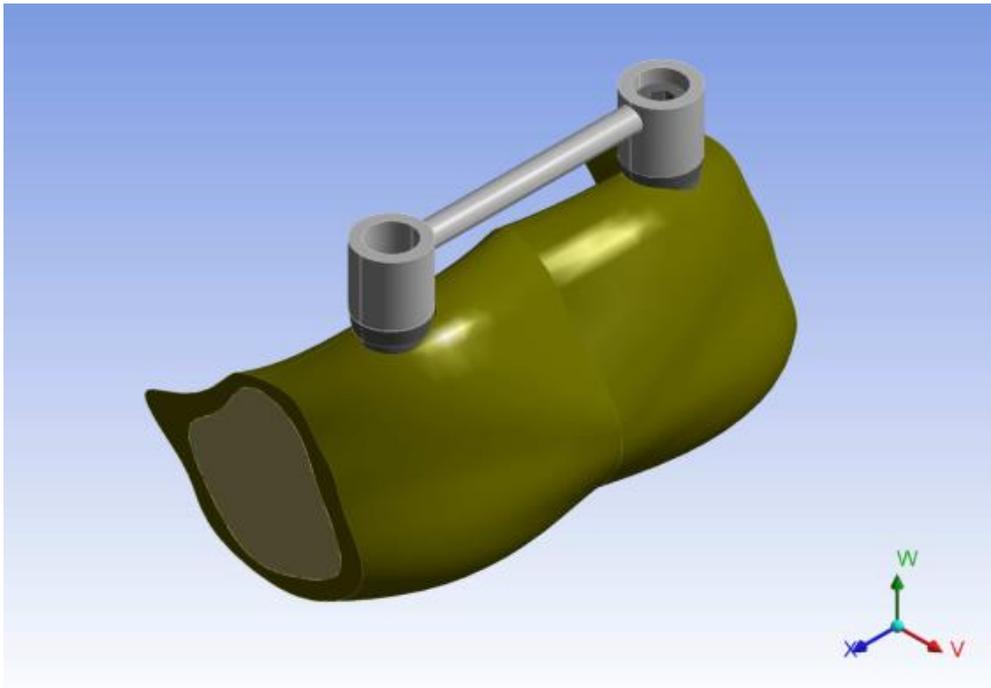


Figura 2 – Modelo Geométrico usado no estudo.

Diferentes inclinações látero-lateral de um implante geraram um total de cinco modelos 3-D (-10, -5, 0, +5, +10 graus). A localização do desajuste e as inclinações do implante estão apresentadas na Figura 3.

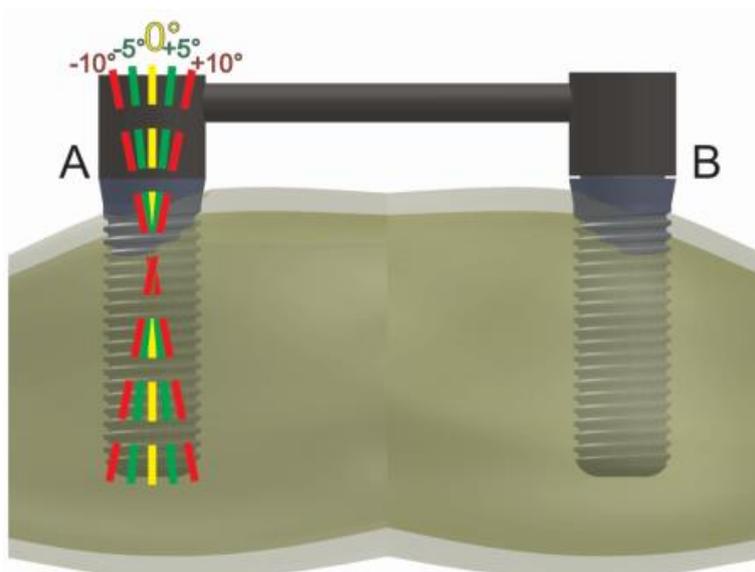


Figura 3 – Modelo Geométrico usado no estudo. (A) Avaliação de diferentes inclinações; (B) Localização do desajuste vertical.

Depois de confeccionados pelo *software* para modelagem 3-D, os modelos por elementos finitos foram obtidos por meio da exportação dos modelos sólidos mandibulares, prótese e implantes no formato IGES (*.igs) e, posteriormente, importados para o ambiente de CAE (*Computer Aided Engineering*), *software* de simulação mecânica, ferramenta que realiza análises estáticas, lineares e não lineares com aplicação em bioengenharia do programa ANSYS Workbench 11 (Ansys Inc., Canonsburg, Pennsylvania, USA).

Este formato de arquivo foi selecionado porque o *software* em questão consegue realizar a importação da geometria com arquivos IGES sem que ocorra nenhuma degeneração de superfície e/ou curva, as quais influenciam diretamente a qualidade do modelo por elementos finitos, podendo resultar em possível degradação da malha, prejudicando a validade dos resultados obtidos.

Depois de feita a importação das geometrias foi verificada a consistência das grandezas físicas utilizadas nos modelos de estudo e naquelas utilizadas no sistema métrico internacional. Todos os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e elasticamente lineares (sem força de atrito). As propriedades elásticas utilizadas estão apresentadas na Tabela 2, conforme estudos anteriores (Abreu *et al.*, 2010; Spazzin *et al.*, 2011; Spazzin *et al.*, 2013). Todos os contatos entre os diferentes materiais foram considerados colados. Nessas condições, o modelo foi considerado confiável, ou seja, relevante do ponto de vista da Engenharia em relação aos aspectos clínicos pretendidos.

Tabela 2 – Materiais considerados no estudo.

Material	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson
Osso cortical	13,7	0,30
Osso medular	1,37	0,30
Titânio comercialmente puro (Ti cp) (implante)	110	0,33
Ti cp (parafusos e barra)	110	0,33
Cobalto-cromo (Co-Cr)	218	0,33
Liga de ouro tipo IV (Au)	80	0,33
Liga prata-paládio (Ag-Pd)	95	0,33

Abreu *et al.*, 2010

A base da mandíbula foi configurada para ser o suporte fixo e um deslocamento foi aplicado para simular o assentamento da barra por meio do aperto dos parafusos protéticos sobre o componente desadaptado. A análise dos resultados foi feita de duas maneiras: 1- análise qualitativa, por meio de figuras e gradientes de cores de acordo com a concentração de tensões em cada região (Figura 4); e 2- análise quantitativa, por meio da leitura numérica das tensões em determinados nós da malha do modelo, por meio do *software*. Todas as análises foram realizadas considerando a tensão von Mises para os materiais com comportamento metálico, ou seja, dos componentes protéticos (Figura 5) e Tensão Máxima Principal, usada para materiais com comportamento cerâmico e o próprio tecido ósseo (Figura 6), ambas em MPa. Os dados foram produzidos numericamente, as cores codificadas e comparadas entre os modelos.

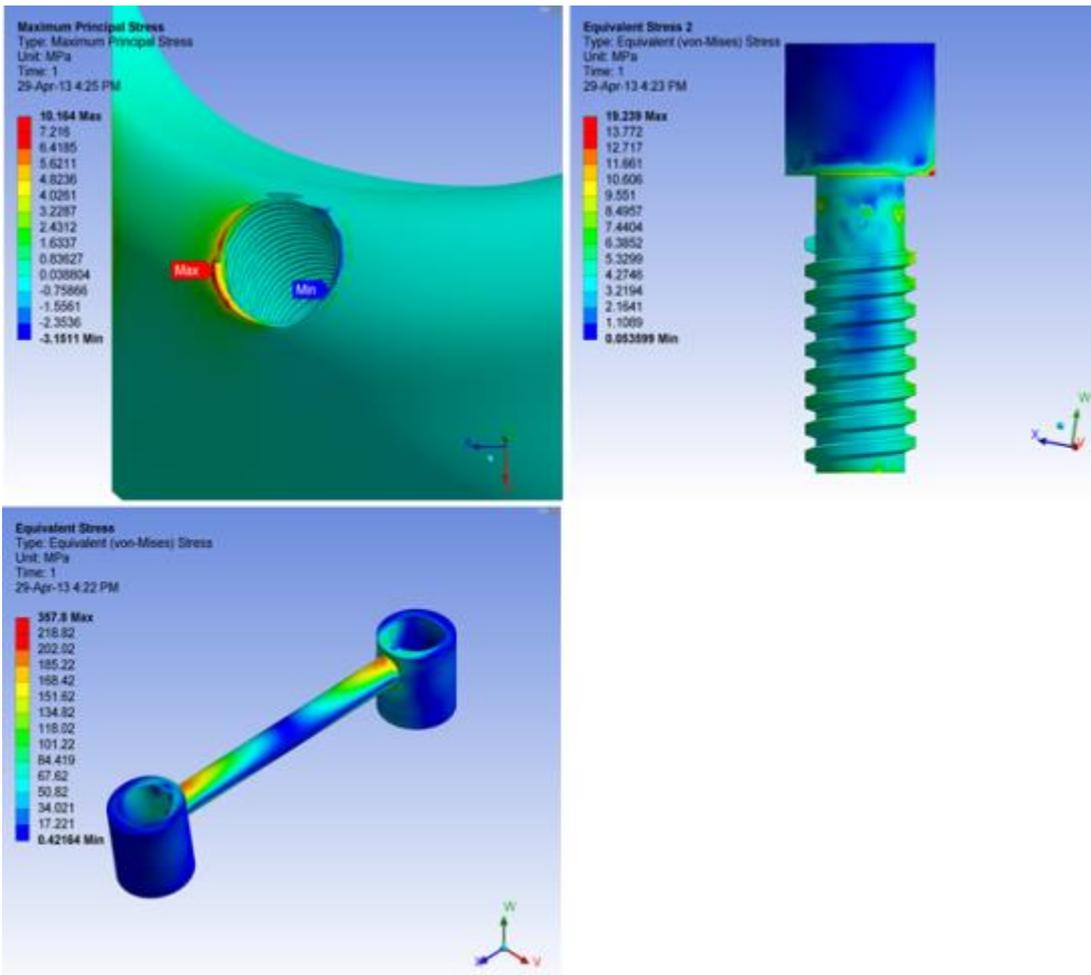


Figura 4 – Análise qualitativa.

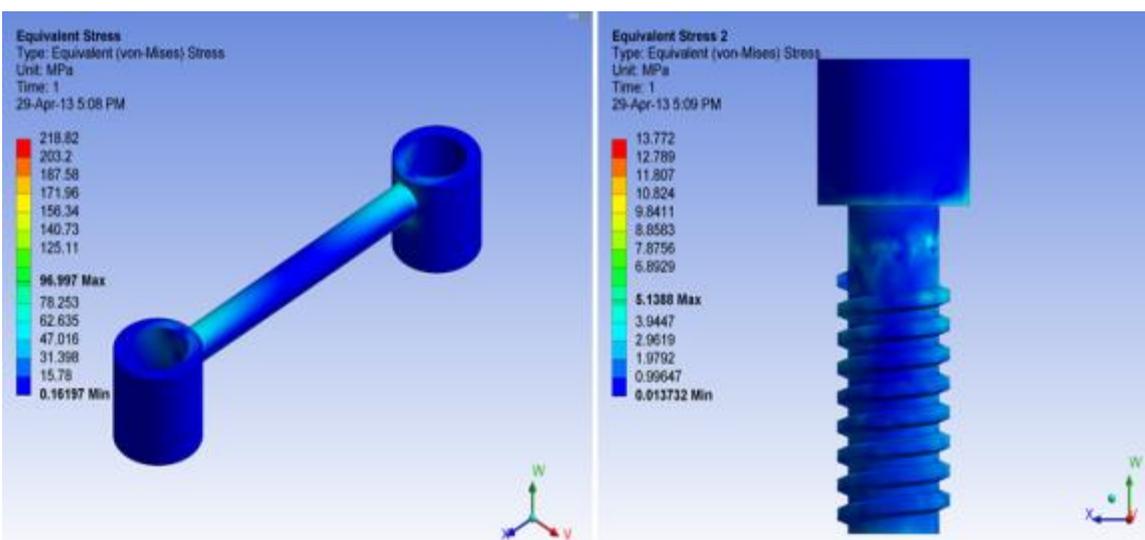


Figura 5 – Tensão von Mises.

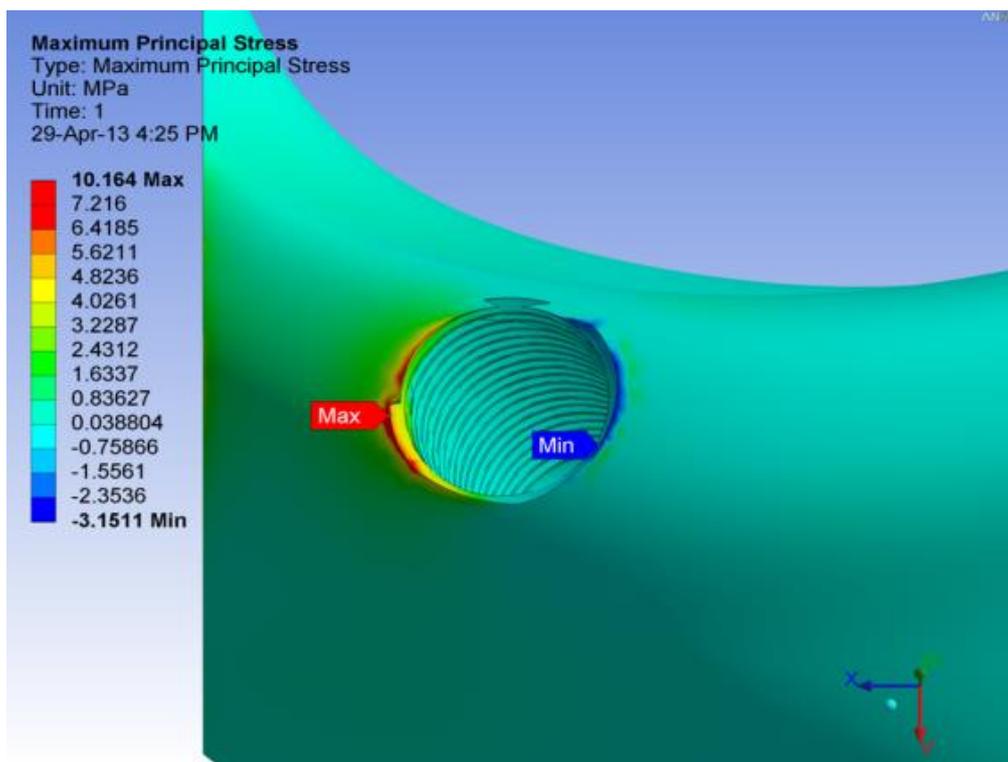


Figura 6 – Tensão Máxima Principal.

Dois MEF foram realizados separadamente:

- Efeito do desajuste vertical: Níveis de desajuste de 50, 100 e 200 μm entre a barra e o implante foram avaliados para os diferentes grupos de inclinação do implante (-10, -5, 0, +5, +10 graus), utilizando ouro tipo IV (Au) como material da barra;
- Efeito da liga da barra: ligas das barras (Au, Co-Cr, Ag-Pd, Ti) foram avaliadas para os diferentes grupos de inclinação do implante (-10, -5, 0, +5, +10 graus) em barras com desajuste vertical de 100 μm .

5. RESULTADOS

A inclinação de um implante causou diferentes efeitos nas estruturas analisadas. De maneira geral, a inclinação de +10 graus mostrou o pior comportamento biomecânico, apresentando os maiores valores de tração e de compressão sobre o tecido ósseo peri-implantar (Tabelas 3 e 4) e os maiores valores de tensão von Mises nos componentes protéticos (Figura 7), exceto no parafuso, o qual apresentou maior valor de tensão na inclinação de +5 graus (Figura 8). Nos implantes inclinados para distal com angulação de -5 graus foram observados os menores valores de tensão na barra e nos componentes protéticos (Figura 9). O menor valor de tensão no tecido ósseo peri-implantar foi observado na inclinação de -10 graus (Figura 10). Nos implantes posicionados paralelos entre si, ou seja, em 0 grau (Figura 11), os valores de tensão obtidos foram maiores do que aqueles dos grupos com inclinação para distal (Tabela 3).

Tabela 3 – Valores de tensão de von Mises para a barra e parafuso protético do componente adaptado e valores de tensão Máxima Principal^(*) para o tecido ósseo peri-implantar para diferentes inclinações látero-lateral e os níveis de desajuste nas barras dos grupos de ouro (Au tipo IV).

Inclinação (graus)	Desajuste (μm)	Barra	Parafuso protético	Osso peri-implantar	
				Tração	Compressão
-10	50	89,45	4,81	2,54	0,79
	100	178,90	9,62	5,08	1,58
	200	357,80	19,24	10,16	3,15
-5	50	75,50	4,69	2,67	0,93
	100	151,00	9,37	5,35	1,87
	200	302,00	18,75	10,69	3,74
0	50	97,00	5,14	3,26	1,91
	100	193,99	10,28	6,51	3,81
	200	387,99	20,56	13,02	7,63
+5	50	93,80	7,75	3,22	1,26
	100	187,60	15,51	6,43	2,53
	200	375,19	31,02	12,87	5,05
+10	50	113,15	7,12	3,78	2,06
	100	226,29	14,25	7,56	4,11
	200	452,59	28,49	15,12	8,23

*Carga de compressão foi caracterizada por valores negativos de tensão Máxima Principal.

Table 4 - Valores de tensão von Mises para a barra e parafuso protético do componente adaptado e valores de tensão Máxima Principal^(*) para o tecido ósseo peri-implantar para diferentes inclinações látero-lateral e com diferentes materiais da barra apresentando desajuste vertical de 100 µm.

Inclinação (graus)	Material	Barra	Parafuso protético	Osso peri-implantar	
				Tração	Compressão
-10	Au	178,90	9,62	5,08	1,58
	Ag-Pd	211,83	10,27	6,00	1,86
	Ti	248,63	10,58	6,87	2,13
	Co-Cr	475,40	13,05	13,21	4,10
-5	Au	151,00	9,37	5,35	1,87
	Ag-Pd	178,21	10,83	6,31	2,21
	Ti	208,63	12,28	7,22	2,52
	Co-Cr	389,77	21,29	13,83	4,86
0	Au	193,99	10,28	6,51	3,81
	Ag-Pd	228,77	11,82	7,68	4,51
	Ti	268,20	13,31	8,79	5,17
	Co-Cr	497,37	22,84	16,77	9,97
+5	Au	187,60	15,51	6,43	2,53
	Ag-Pd	221,12	17,78	7,59	2,98
	Ti	257,00	19,94	8,68	3,41
	Co-Cr	478,95	34,01	16,51	6,51
+10	Au	226,29	14,25	7,56	4,11
	Ag-Pd	266,63	16,28	8,91	4,86
	Ti	308,96	18,21	10,19	5,55
	Co-Cr	575,61	30,64	19,31	10,60

*Carga de compressão foi caracterizada por valores negativos de tensão Máxima Principal.

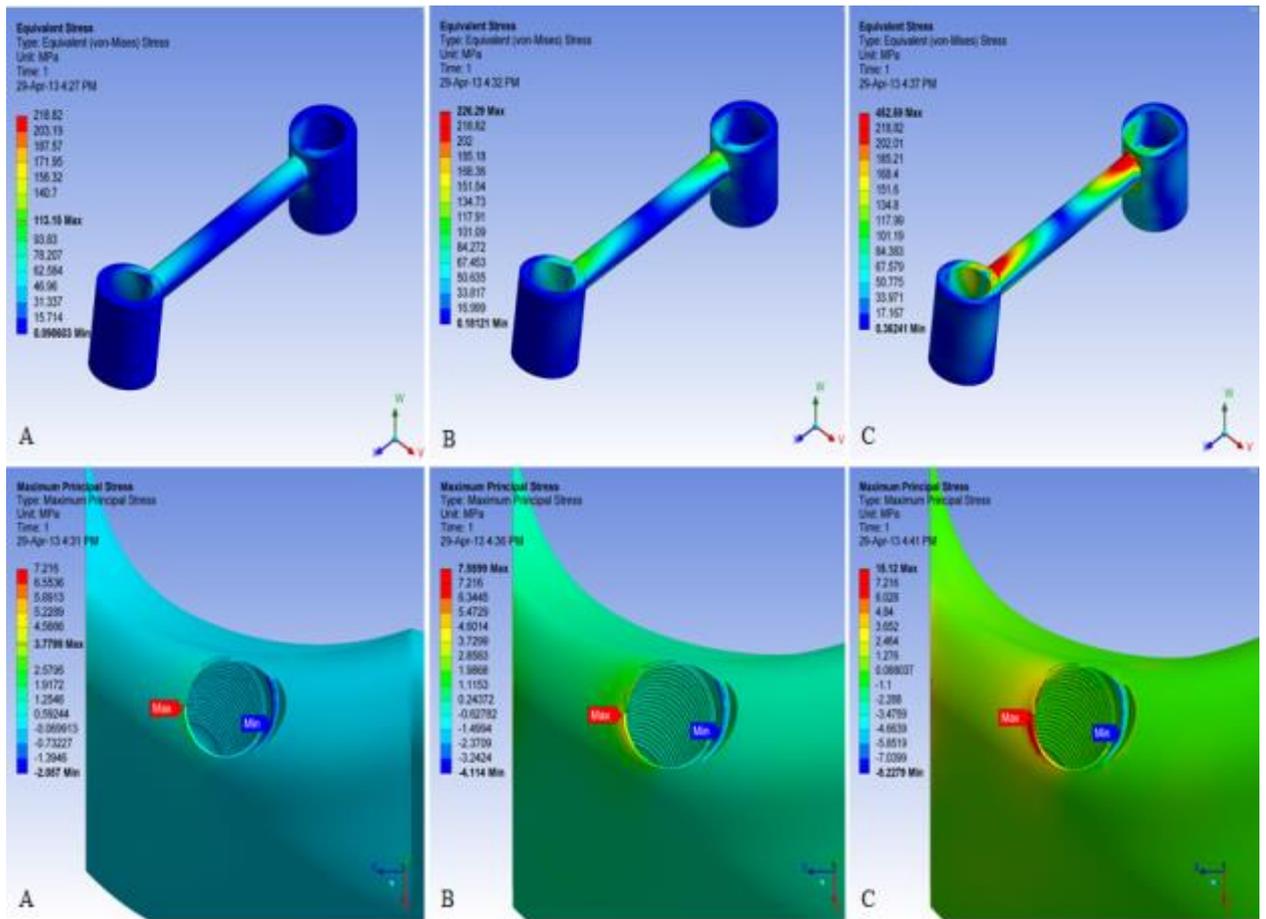


Figura 7 – Tensão von Mises e Tensão Máxima Principal para a inclinação de +10 graus com a liga de Au tipo IV nos desajustes: A - 50 μm ; B - 100 μm ; C - 200 μm .

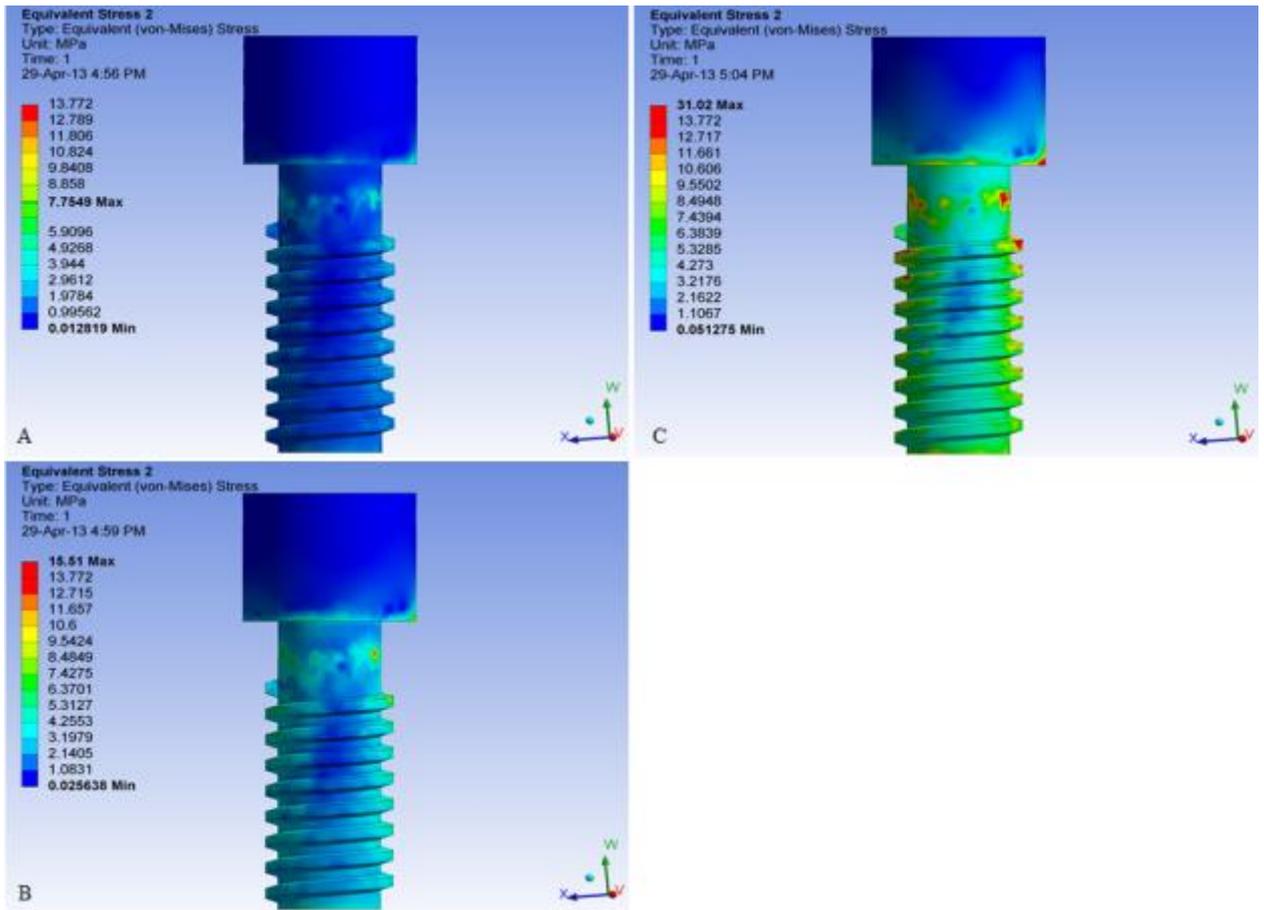


Figura 8 – Tensão von Mises para a inclinação de +5 graus com a liga de Au tipo IV nos desajustes: A - 50 μm ; B - 100 μm ; C - 200 μm .

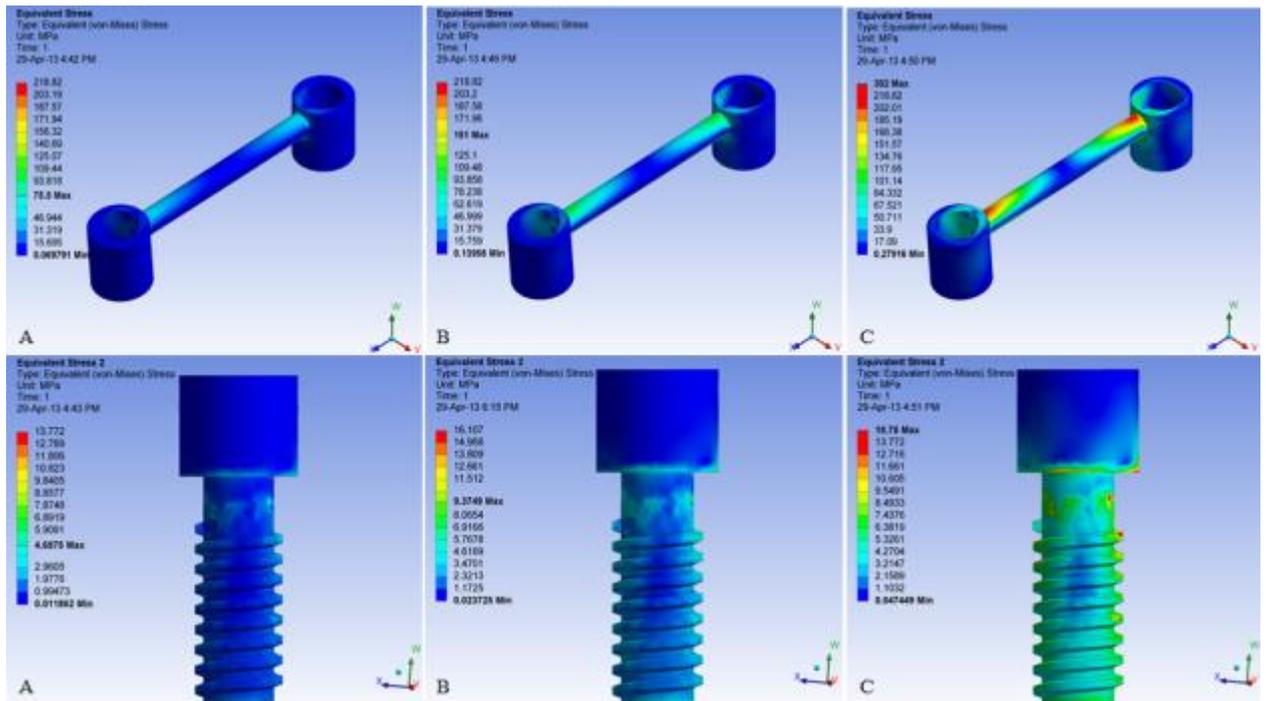


Figura 9 – Tensão von Mises para a inclinação de -5 graus com a liga de Au tipo IV nos desajustes: A - 50 μm ; B - 100 μm ; C - 200 μm .

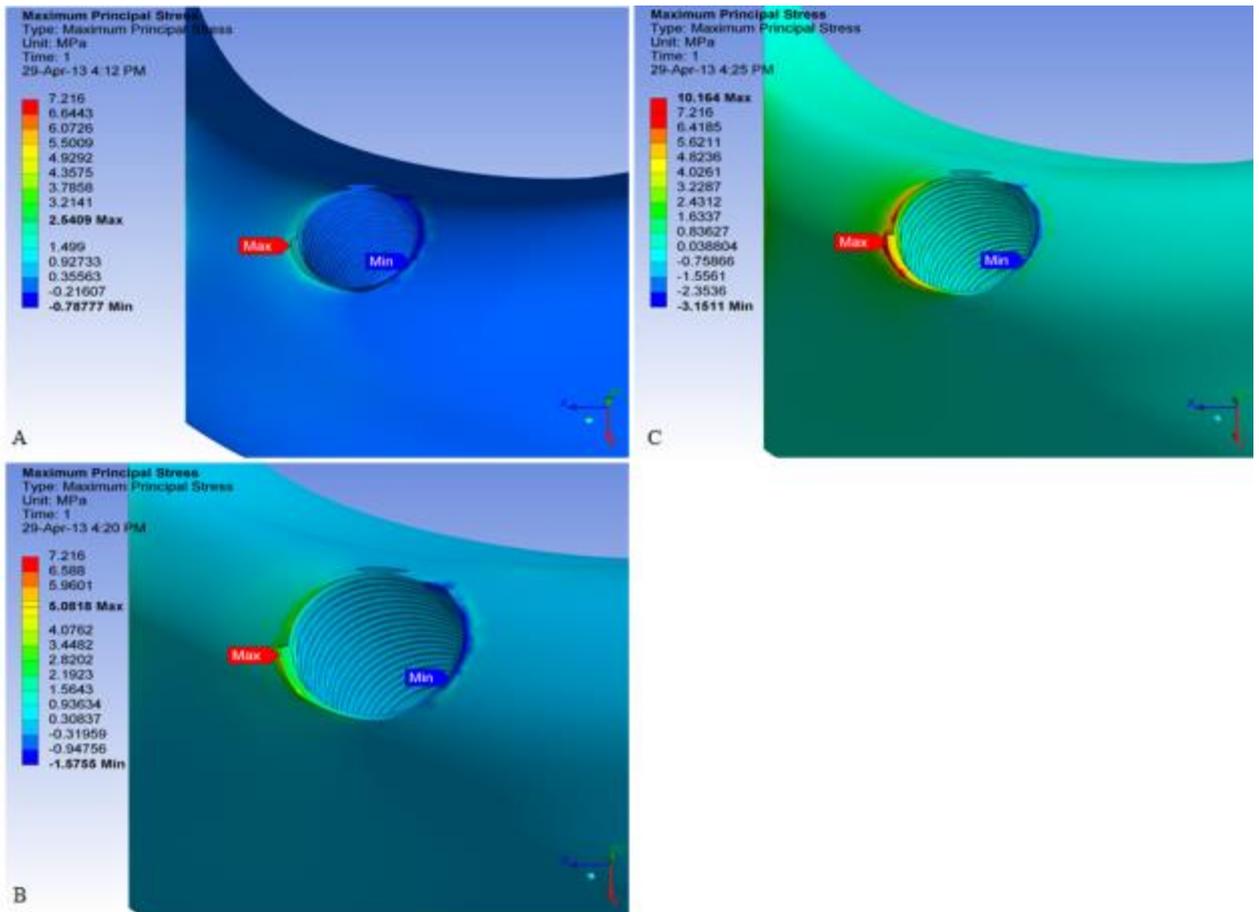


Figura 10 – Tensão Máxima Principal para a inclinação de -10 graus com a liga de Au tipo IV nos desajustes: A - 50 μm ; B - 100 μm ; C - 200 μm .

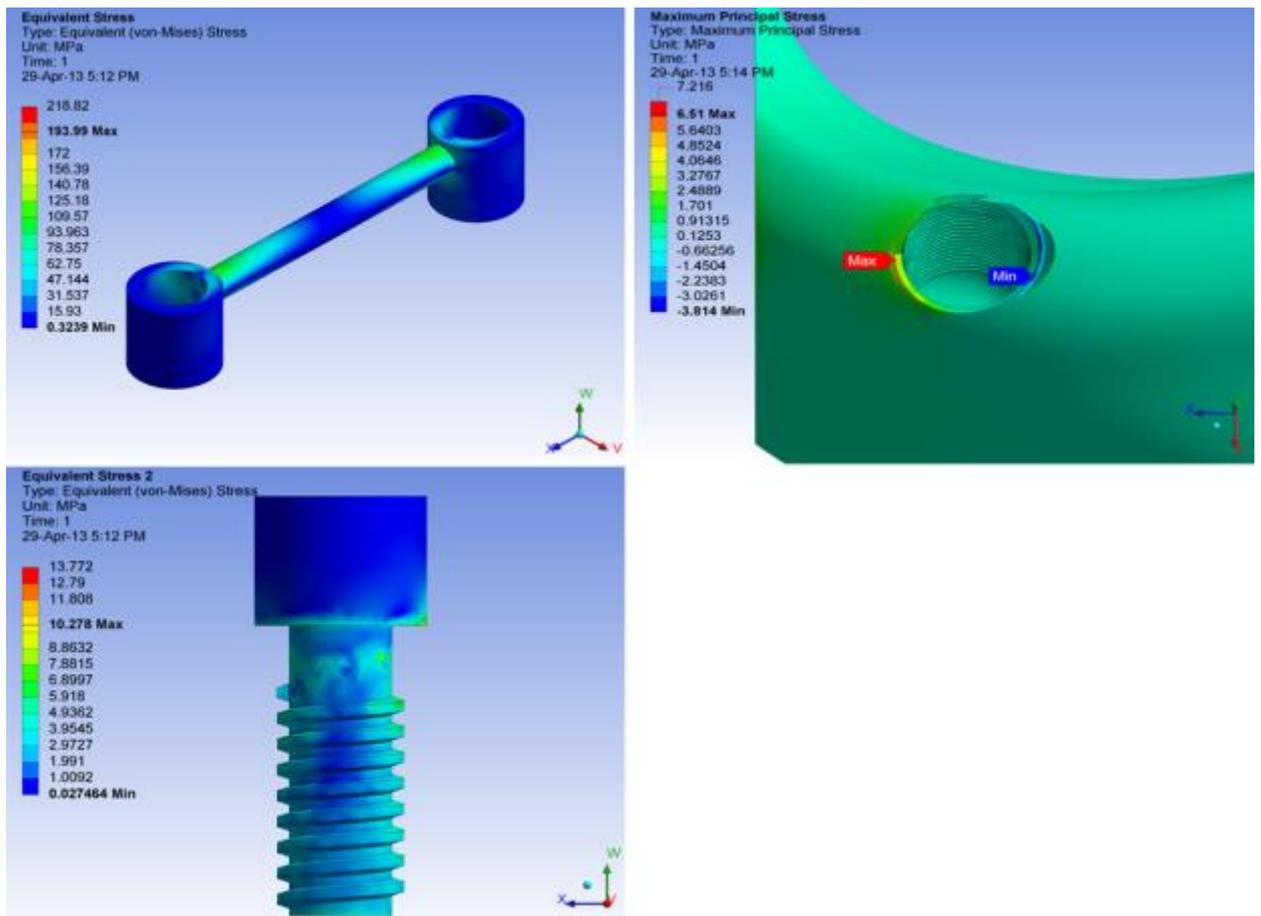


Figura 11 – Tensão von Mises e Tensão Máxima Principal para a inclinação de 0 grau com a liga de Au tipo IV no desajuste de 100 μ m.

O aumento do nível de desajuste vertical promoveu aumento dos valores de tensão em todas as estruturas analisadas (Tabela 3) e (Figura 12). A Figura 13 mostra a distribuição de tensões von Mises nos parafusos protéticos para o componente desadaptado e diferentes ligas metálicas da barra.

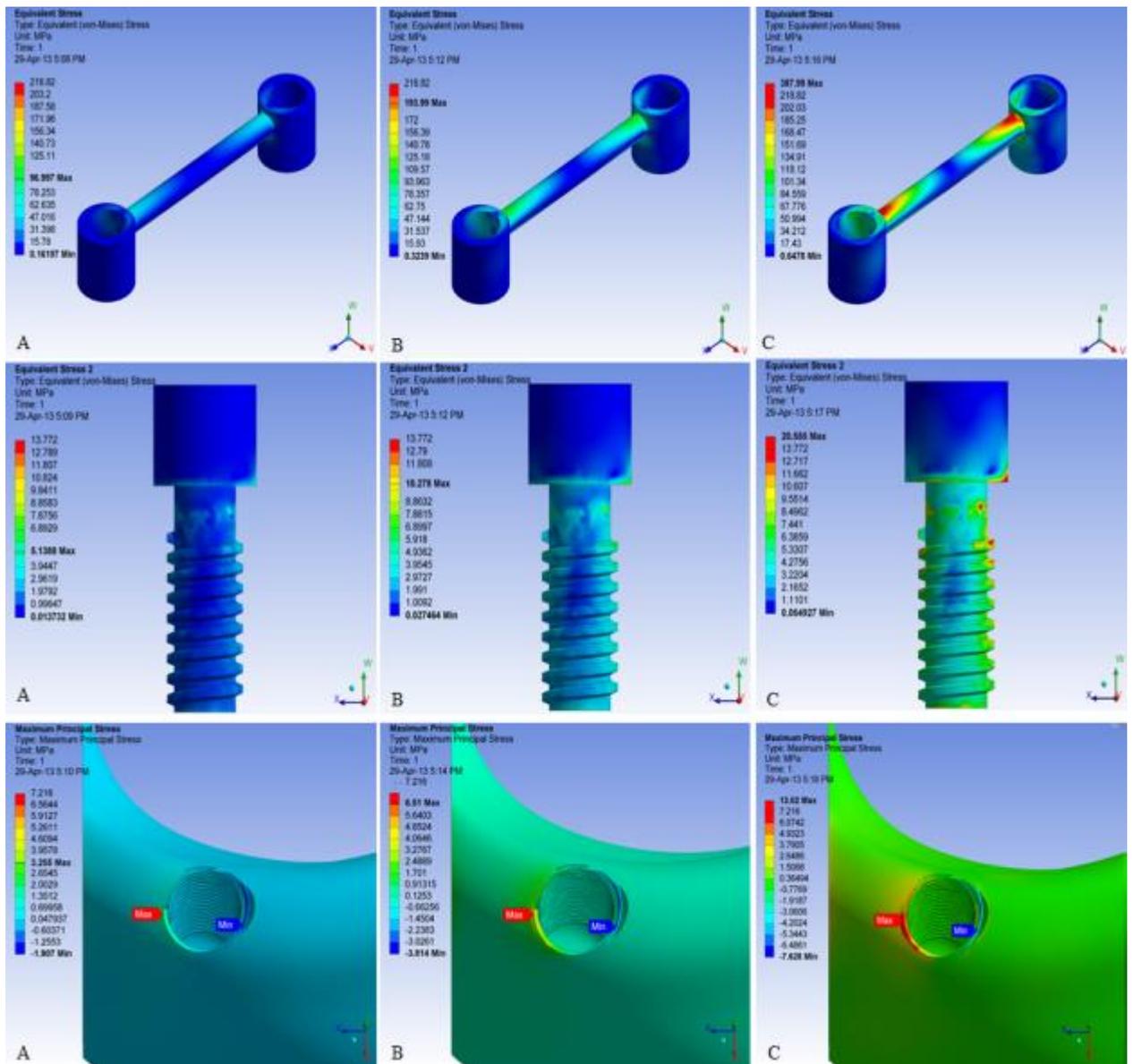


Figura 12 – Tensão von Mises e Tensão Máxima Principal para inclinação de 0 grau com a liga de Au tipo IV para os desajustes: A - 50 μm; B - 100 μm; C - 200 μm.

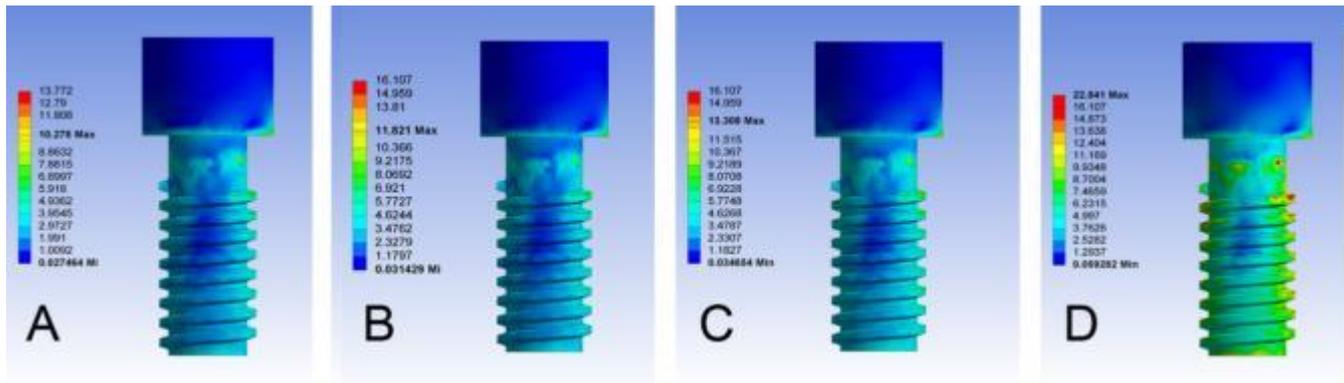


Figura 13 – Tensão von Mises sobre o parafuso protético do componente adaptado com diferentes ligas metálicas da barra. (A) ouro; (B) prata-paládio; (C) titânio comercialmente puro; (D) cobalto-cromo.

Diferentes ligas metálicas da barra demonstraram influência relevante na distribuição de tensões para os componentes protéticos e tecido ósseo peri-implantar, quando a liga mais rígida (Co-Cr) induziu os maiores valores de tensão em todas as estruturas analisadas. A liga de ouro tipo IV apresentou os menores valores de tensão em todos os componentes (Tabela 4) e (Figura 14).

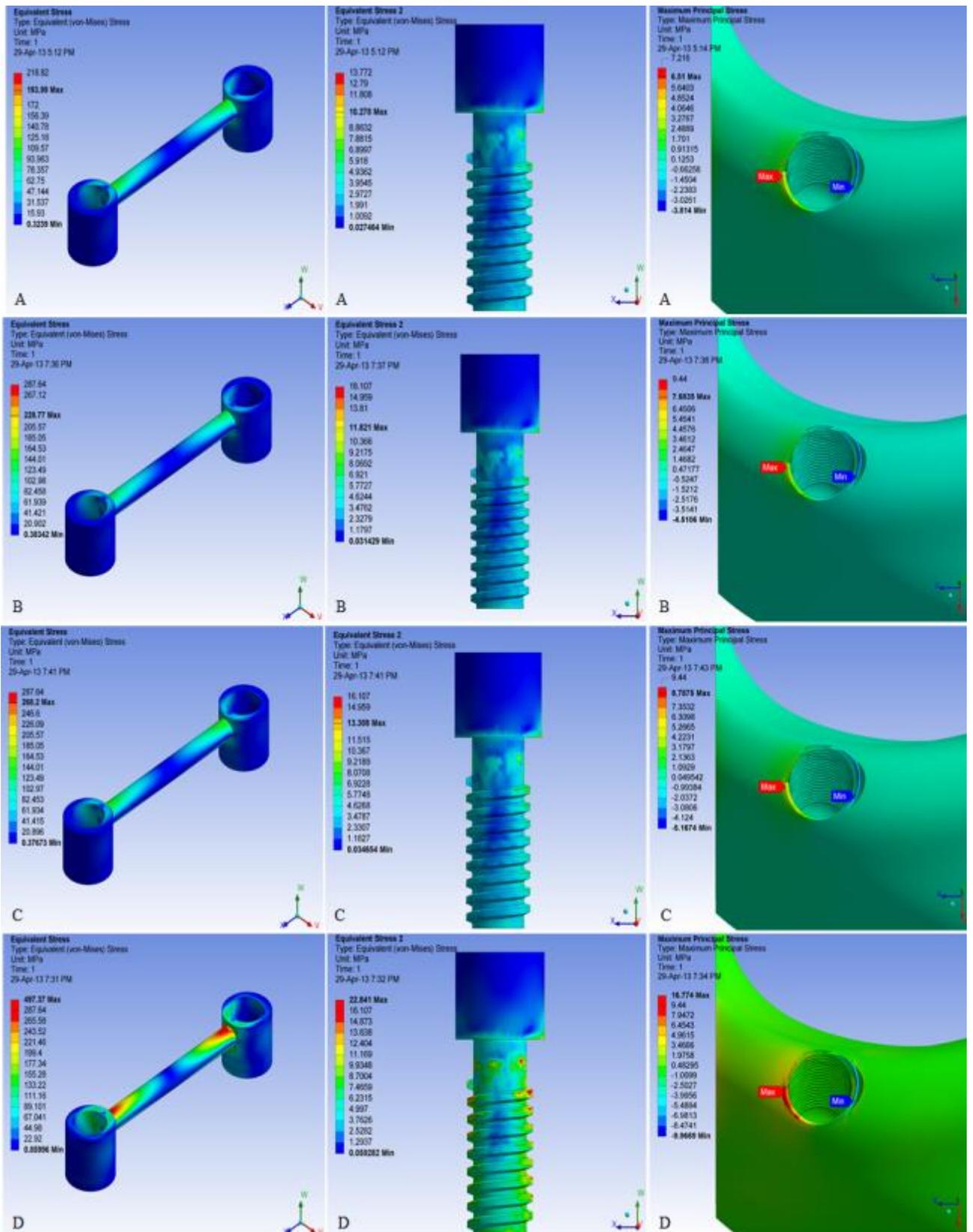


Figura 14 – Tensão von Mises e Tensão Máxima Principal para inclinação de 0 grau no desajuste de 100 μ m com as ligas: A- Au tipo IV; B- Ag-Pd; C- Ti cp; D- Co-Cr.

6. DISCUSSÃO

Este estudo avaliou a influência da inclinação do implante associado com desajuste vertical na distribuição de tensões no tecido ósseo peri-implantar e componentes protéticos de um sistema de fixação barra-clipe retida por dois implantes e diferentes ligas metálicas. Foi possível observar na liga de Au tipo IV que quando o implante era angulado para mesial, a inclinação de +10 graus apresentou os maiores valores de tensão na barra e no tecido ósseo peri-implantar. O valor mais elevado de tensão no parafuso protético foi encontrado no grupo de +5 graus. Com base nestes resultados, pode-se sugerir que a inclinação do implante para mesial resultou numa situação biomecânica desfavorável, aumentando os níveis de tensões em todos os componentes estudados e no tecido ósseo. De acordo com a literatura, esses resultados podem induzir reabsorção óssea peri-implantar ou mesmo a falha da prótese (Patterson & Johnes, 1992; Kunavisarut *et al.*, 2002; Natali *et al.*, 2006).

O contrário foi também observado, quando os implantes com inclinação para distal mostraram menores valores de tensão na barra, nos componentes protéticos (grupo com -5 graus) e no tecido ósseo peri-implantar (grupo com -10 graus), enquanto que o grupo com implantes paralelos entre si apresentaram valores intermediários de tensão. Esses resultados podem ser considerados similares aos do conceito *All-on-Four* (Bevilacqua *et al.*, 2008; Begg *et al.*, 2009), no qual se alega que a inclinação do implante para distal melhora o comportamento biomecânico na reabilitação do arco completo em relação aos implantes paralelos. Essa melhora seria devido ao aumento da área de superfície de contato da barra, reduzindo o comprimento do braço de *cantilever* da prótese. Entretanto, seria importante destacar que os sistemas de fixação barra-clipe para *overdentures* não apresentam *cantilever*. No entanto, a alegada melhora no

desempenho biomecânico poderia ser atribuída à inclinação do implante para distal; portanto, com maior comprimento da barra quando comparado com o grupo controle, isto é, implantes paralelos entre si (0 grau), ou mesmo quando eles se encontram inclinados para a mesial.

O nível de desajuste também influenciou os valores de tensão em todas as regiões estudadas, onde se observou relação direta entre o aumento do desajuste e o aumento dos valores de tensão para todas as situações analisadas. Tem sido alegado que os componentes protéticos e o osso peri-implantar quando submetidos a maiores níveis de tensão estariam mais propensos ao afrouxamento do parafuso, fraturas ou à reabsorção óssea (Patterson & Johnes, 1992; Kunavisarut *et al.*, 2002; Natali *et al.*, 2006). No estudo conduzido por Bacchi *et al.* (2013) associando diferentes ligas da barra com três níveis de desajuste vertical foi observado que conforme aumentava o desajuste vertical também aumentava a concentração de tensões por todo o sistema. Essa concentração de tensão foi ainda maior quando associada às ligas metálicas com maior módulo de elasticidade, ou seja, mais rígidas.

No que diz respeito às diferentes ligas da barra e desajuste padrão de 100 μm , a liga de cobalto-cromo induziu os maiores valores de tensão em todas as regiões e situações estudadas. Uma relação entre a rigidez dos materiais e os valores de tensão foi encontrada neste estudo, quando as ligas mais rígidas promoveram aumento nos valores de tensão. Comparando a liga com alto módulo de elasticidade (Co-Cr) com a de menor módulo (Au tipo IV), a liga de Co-Cr proporcionou maiores valores de tensões, porque ligas com maior módulo de elasticidade dissipam menos e concentram maior tensão que a liga de Au tipo IV que concentrou menos e distribuiu mais tensões em todas as situações estudadas. Estes resultados estão de acordo com estudos anteriores que avaliaram a influência de diferentes materiais da barra e a presença do desajuste na

distribuição de tensões tridimensional em *overdentures* com sistema de retenção tipo barra-clipe (Abreu *et al.*, 2010; Spazzin *et al.*, 2011; Bacchi *et al.*, 2013).

O MFE tem sido amplamente utilizado na Odontologia devido à capacidade de avaliar a distribuição de tensões em regiões internas dos componentes protéticos e ósseo (Kunavisarut *et al.*, 2002; Bevilacqua *et al.*, 2008; Spazzin *et al.*, 2011; Dos Santos *et al.*, 2011; Bacchi *et al.*, 2012; Bacchi *et al.*, 2013; Dos Santos *et al.*, 2013). No entanto, esse método apresenta algumas limitações que devem ser observadas. Assim, todos os materiais estudados foram considerados homogêneos, elasticamente lineares e de comportamento isotrópico; porém, sabe-se que o tecido ósseo não é homogêneo e apresenta comportamento anisotrópico (Cochran *et al.*, 2000). O contato das diferentes partes do modelo foi considerado unido entre todos os componentes. Apesar de o implante osseointegrado ter sido considerado como unido, 100% de contato entre as partes dessas estruturas não tem sido observado clinicamente (Trisi *et al.*, 2003). Além disso, a capacidade das estruturas de se adaptar ao osso quando submetidos à tensão não foi totalmente representada neste modelo matemático.

Portanto, o aumento da relação entre os valores de tensão e os diferentes níveis de desajuste deve ser interpretado com cautela, porque o método por EF foi realizado linearmente sem a presença da força de atrito; todavia, os resultados foram interpretados de acordo com o padrão linear, para estabelecer coerência com a maneira de analisar os resultados.

Apesar das alegadas limitações, o estudo mostrou que as diferentes inclinações de um implante com retenção tipo barra-clipe para *overdenture*, o nível de desajuste e o material da barra promoveram diferentes comportamentos biomecânicos em todas as regiões estudadas. Novos estudos devem ser feitos para avaliar a influência da

inclinação do implante em diferentes situações clínicas. Assim, estudos com MEF para avaliar a inclinação de ambos os implantes que superem as limitações apresentadas, como o efeito do coeficiente de atrito entre os componentes da prótese e as propriedades anisotrópicas do tecido ósseo são também sugeridos.

7. CONCLUSÃO

De acordo com os resultados do presente estudo foi possível concluir que:

- A inclinação do implante para mesial aumentou a tensão em todos os componentes e a maior inclinação (+10 graus) causou maiores valores, exceto no parafuso protético;
- A inclinação dos implantes para distal reduziu os valores de tensão quando comparada com o grupo controle (implantes paralelos);
- Maiores desajustes promoveram maiores valores de tensão em todas as situações estudadas, sendo o desajuste de 50 μm considerado o mais aceitável de acordo com os resultados.
- Conforme se aumenta a rigidez do material da barra, maior também serão os valores de tensão em todas as situações analisadas, sendo o ouro tipo IV considerado como o material com os melhores resultados.

REFERÊNCIAS*

1. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25:506-15.
2. Abreu RT, Spazzin AO, Noritomi PY, Consani RL, Mesquita MF. Influence of material of overdenture-retaining bar with vertical misfit on three-dimensional stress distribution. *J Prosthodont* 2010; 19:425-31.
3. 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.
4. al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 2002; 15:38-42.
5. 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; 20:1173-7.
6. Bacchi A, Consani RL, Mesquita MF, dos Santos MB. Influence of different mucosal resiliency and denture reline on stress distribution in peri-implant bone tissue during osseointegration. A three-dimensional finite element analysis. *Gerodontology* 2012; 29: e833-7.

*De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada no *International Committee of Medical Journal Editors* (Grupo Vancouver). Abreviatura dos periódicos em conformidade com o *Medline*.

7. Bacchi A, Consani RL, Mesquita MF, Dos Santos MB. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontol Scand* 2013; 71:1243-9.
8. Baracat LF, Teixeira AM, dos Santos MB, da Cunha VP, Marchini L. Patients' expectations before and evaluation after dental implant therapy. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011; 13:141-5.
9. 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; 20:1066-71.
10. Begg T, Geerts GA, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24:663-71.
11. Bellini D, Dos Santos MB, De Paula Prisco Da Cunha V, Marchini L. Patients' expectations and satisfaction of complete denture therapy and correlation with locus of control. *J Oral Rehabil* 2009; 36:682-6.
12. Bergendal B, Palmqvist S. Laser-welded titanium frameworks for fixed prostheses supported by osseointegrated implants: a 2-year multicenter study report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:199-206.
13. Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, Pera P. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont* 2008; 21:539-42.

14. Bilhan H, Erdogan O, Ergin S, Celik M, Ates G, Geckili O. Complication rates and patient satisfaction with removable dentures. *J Adv Prosthodont* 2012; 4:109-15.
15. 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; 15:700-8.
16. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent* 2007; 97:229-35.
17. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11 Suppl 1:33-58.
18. de Deco CP, do Santos JF, da Cunha VP, Marchini L. General health of elderly institutionalised and community-dwelling Brazilians. *Gerodontology* 2007; 24:136-42.
19. Dos Santos MB, Da Silva Neto JP, Consani RL, Mesquita MF. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in peri-implant bone with relined dentures and different heights of healing caps. *J Oral Rehabil* 2011; 38: 691-6.
20. Dos Santos MB, Consani RL, 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* 2013; 39:575-81.
21. Douglass CW, Shih A, Ostry L. Will there be a need for complete dentures in the United States in 2020? *J Prosthet Dent* 2002; 87:5-8.

22. 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; 3:201–7.
23. Farina AP, Spazzin AO, Pantoja JM, Consani RL, Mesquita MF. An in vitro comparison of joint stability of implant-supported fixed prosthetic suprastructures retained with different prosthetic screws and levels of fit under masticatory simulation conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27:833-8.
24. Fenton A H. The decade of *overdentures*: 1970-1980. *J Prosthet Dent*, 1998; 79: 31-6.
25. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85:585-98.
26. 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.
27. 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: 447-52.
28. Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont* 2002; 11:30-40.
29. Lang JP, Lagustera C, Mendonça MJ, Takahachi C. Arresting systems evaluation for overdentures implant supported mandibular: literature revision. *RGO* 2006; 54: 356-362.

30. 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; 27:41-46.
31. Meijer HJA, Steen WHA & Bosman F. Standardized radiographs of the alveolar crest around implants in the mandible. *J Prosthet Dent* 1992; 68:318-21.
32. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Finite Element Analysis of Two Anchorage Systems. *Int J Oralmaxillofac Implants* 1998; 13:369-76.
33. Meriç G, Erkmen E, Kurt A, Tunç Y, Eser A. Influence of prosthesis type and material on the stress distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *J Dent Sci* 2011; 6:25-32.
34. Naert I, Quirynen M, Theuniers G, van Steenberghe D. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *J Prosthet Dent*. 1991; 65:671-80.
35. Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. *Dent Mater*. 2006; 22:388-95.
36. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992; 7:26-33.
37. Petersen PE, Yamamoto T. Improving the oral health of older people: the approach of the WHO Global Oral Health Programme. *Community Dent Oral Epidemiol* 2005; 33:81-92.
38. Petropoulos VC, Smith W, Kousvelari E. Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12:176-85.

39. 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 20:31-6.
40. Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 2000; 84:327-34.
41. 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; 6:37-41.
42. Spazzin AO, Henrique GE, Nóbilo MA, Consani RL, Correr-Sobrinho L, Mesquita MF. Effect of retorque on loosening torque of prosthetic screws under two levels of fit of implant-supported dentures. *Braz Dent J* 2010; 21:12-7.
43. Spazzin AO, Abreu RT, Noritomi PY, Consani RL, Mesquita MF. Evaluation of stress distribution in overdenture-retaining bar with different levels of vertical misfit. *J Prosthodont* 2011; 20:280-5.
44. Spazzin AO, Dos Santos MB, Sobrinho LC, Consani RL, 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: 517-22.
45. Spazzin AO, Costa AR, Correr AB, Consani RL, Correr-Sobrinho L, Santos MB. Effect of bar cross-section geometry on stress distribution in overdenture-retaining system simulating horizontal misfit and bone loss. *J Biomech* 2013; 46:2039-44.
46. 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; 21:696-702.
47. Taddei F, Cristofolini L, Martelli S, Gill HS, Viceconti M. Subject-specific finite element models of long bones: An in vitro evaluation of the overall accuracy. *J Biomech* 2006; 39:2457-67.
48. Tanino F, Hayakawa I, Hirano S, Minakuchi S. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont* 2007; 20:193-8.
49. Thomason JM, Feine J, Exley C, Moynihan P, Muller F, Naert I et al. Mandibular two implant-supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients- the York Consensus Statement. *Br Dent J* 2009; 207: 185-6.
50. Thomason JM. The use of mandibular implant-retained overdentures improve patient satisfaction and quality of life. *J Evid Based Dent Pract* 2010; 10:61-3.
51. Trisi P, Marcato C, Todisco M. Bone-to-implant apposition with machined and MTX microtextured implant surfaces in human sinus grafts. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2003; 23:427-37.
52. 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.
53. Walton JN, Huizinga SC, Peck CC. Implant angulation: a measurement technique, implant overdenture maintenance, and the influence of surgical experience. *Int J Prosthodont* 2001; 14:523-30.

54. 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: 169-74.
55. Wyatt CCL. The effect of prosthodontic treatment on alveolar bone loss: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 362-6.
56. Zarb G, Bolender CL. Prosthodontic treatment for edentulous patients – complete dentures and implant-supported prostheses. 12th ed., Elsevier: Oxford, 2006.

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). 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 realizar as análises. Neste contexto, quanto à informação das propriedades dos materiais deve-se considerar:

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 no 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 apresenta 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 na região elástica e tem as mesmas unidades da tensão. A maioria dos materiais exibe esse comportamento linear.

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 essas 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.