



MOISES DA COSTA FERRAZ NOGUEIRA

**Avaliação por elementos finitos de tensões ocorridas em
diferentes seções transversais do sistema de retenção de
overdenture tipo barra-clipe com desajuste vertical**

PIRACICABA

2014



**Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba**

MOISES DA COSTA FERRAZ NOGUEIRA

**Avaliação por elementos finitos de tensões ocorridas em
diferentes seções transversais do sistema de retenção de
overdenture 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 MOISES DA
COSTA FERRAZ NOGUEIRA 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

N689a Nogueira, Moises da Costa Ferraz, 1989-
Avaliação por elementos finitos de tensões ocorridas em diferentes seções transversais do sistema de retenção de overdenture tipo barra-clipe com desajuste vertical / Moises da Costa Ferraz Nogueira. – 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. Próteses e implantes. 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: Evaluation by finite element analysis of stress at different cross-sections design of overdenture's bar framework with vertical misfit

Palavras-chave em inglês:

Prostheses and implants

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Rafael Leonardo Xediek Consani [Orientador]

Marcelo Ferraz Mesquita

José Maurício dos Santos Nunes Reis

Data de defesa: 06-06-2014

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 06 de Junho de 2014, considerou o candidato MOISES DA COSTA FERRAZ NOGUEIRA aprovado.

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

Prof. Dr. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

A large, complex handwritten signature in blue ink, consisting of several overlapping loops and lines.

Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "J. M. Nunes Reis".

Prof. Dr. JOSÉ MAURÍCIO DOS SANTOS NUNES REIS

RESUMO

O objetivo neste estudo foi avaliar por meio da análise por elemento finito 3-D, as tensões ocorridas em *overdentures* com sistemas de retenção barra-clipe, quando diferentes formas da seção transversal (circular, ovóide ou Hader) apresentam diferentes níveis de desajuste vertical (50, 100 e 200 μm) e são confeccionadas com diferentes ligas metálicas (Au tipo IV, Ag-Pd, Co-Cr e Ti cp). Modelos tridimensionais foram feitos utilizando *software* para modelagem 3-D (SolidWorks 2010) e importados para o *software* de simulação mecânica (ANSYS Workbench 11). Aperto simulado do parafuso foi realizado até obter assentamento adequado entre infraestrutura e plataforma protética. As análises foram realizadas com o objetivo de obter as tensões Máxima Principal e de von Mises (MPa). Os valores da tensão aumentaram com o aumento do desajuste vertical, assim como a barra Hader proporcionou os maiores valores. Barras circulares feitas com Au tipo IV causaram os menores valores na barra e no parafuso protético. Ligas resilientes mostraram melhores resultados que as rígidas, enquanto a maior complexidade da seção transversal da barra e o maior nível de desajuste vertical aumentaram a concentração das tensões na barra, parafuso protético e tecido ósseo cortical. Conclui-se que as tensões induzidas na barra, parafuso protético e tecido ósseo peri-implantar foram influenciadas pelo aumento do desajuste vertical, complexidade da seção transversal e liga da barra.

Palavras-chave: prótese sobre implante, *overdentures*, assentamento, desajuste vertical, seção transversal, infraestrutura da barra.

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate by 3-D finite element analysis tensions occurred in overdentures with bar-clip retention systems, when different cross-sectional geometries (circular, oval or Hader) have different levels of vertical misfit (50, 100 and 200 μm) and were made from different metallic alloys (type IV Au , Ag-Pd , Co-Cr and Ti cp). Three-dimensional models were made using 3-D modeling software (SolidWorks 2010) and imported into the software of mechanical simulation (ANSYS Workbench 11). A displacement simulating screw tightening was done until proper fitting of the prosthetic platform infrastructure. The analyzes were performed in order to obtain the Maximum Principal Stress and von Mises (MPa). The stress values increased proportionally with the level of vertical misfit and Hader bar showed the highest values. Circular bars made with Au type IV showed the lowest values on the bar and prosthetic screw. Resilient alloys performed better than hard, while the greater complexity of the cross section of the bar and the highest levels of vertical misfit increased stress concentration on the infrastructure of the bar, prosthetic screw and cortical bone tissue. The stress induced on the bar, prosthetic screw and peri-implant bone tissue were influenced by increased vertical misfit, complexity of cross section and different alloys of the bar.

Keywords: implant prosthesis, overdentures, fit, vertical misfit, cross-section, bar framework.

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA	xiii
AGRADECIMENTOS	xv
EPÍGRAFE	xix
1. INTRODUÇÃO	01
2. REVISÃO DA LITERATURA	05
3. PROPOSIÇÃO	28
4. MATERIAIS E MÉTODO	29
5. RESULTADOS	36
6. DISCUSSÃO	45
7. CONCLUSÃO	49
REFERÊNCIAS	50

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, **Marco Antônio Ferraz Nogueira** e **Neusa Cristina da Costa Nogueira**, devido aos ensinamentos, carinho, amor, exemplo de vida, sempre com humildade e honestidade. Pelo auxílio, a qualquer hora e sem medir esforços, para que eu pudesse realizar mais este sonho.

Ao meu irmão e melhor amigo **Marco Antônio Ferraz Nogueira Filho**, por sempre me proporcionar palavras de alegria, orientação, conforto e incentivo.

À minha melhor amiga e namorada **Cintia Maruki Pereira**, por sempre proporcionar amor e carinho todo o tempo, além de palavras de conforto e incentivo nos momentos difíceis.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A **DEUS** por tudo de bom que aconteceu e vem acontecendo em minha vida, principalmente pela força e conforto nos momentos difíceis desta caminhada.

Ao orientador deste estudo, **Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani**, que me acolheu nesta etapa de minha jornada em Piracicaba. Também contribuiu para o meu crescimento científico e humano com sua sabedoria, amizade, dedicação, respeito e humildade.

Ao amigo e co-orientador deste trabalho, **Prof. Dr. Mateus Bertolini Fernandes dos Santos**, Professor pesquisador do Departamento de Prótese e Periodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, pelo suporte na realização deste trabalho, assim como pela grande amizade construída nos momentos de convivência, seja no trabalho ou nos momentos de descontração.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, em nome do seu Diretor **Prof. Dr. Jacks Jorge Junior** e do Diretor Associado **Prof. Dr. Alexandre Augusto Zaia**.

À **Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues**, Coordenadora Geral dos Programas de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas.

Ao Prof. Dr. **Márcio de Moraes**, Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)**, pela atribuição da bolsa de mestrado.

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 membros da **banca de qualificação, Prof. Dr. Mario Alexandre Coelho Sinhoretí, Prof. Dr. Américo Bortolazzo Correr, Prof. Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão**, por terem aceitado o convite para a participação da banca.

Aos membros titulares da comissão julgadora da defesa da dissertação de mestrado **Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani, Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis, Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**; e aos membros suplentes **Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho e Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, por terem aceitado prontamente o convite para participação da banca examinadora.

Ao Técnico de Laboratório da Área Prótese Dental **Eduardo Pinez Campos**, pela disponibilidade, auxílio e acima de tudo pela paciência.

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.

São inúmeras as amizades que conquistei durante seis anos e, com certeza, a relação de agradecimentos seria muito maior do que o conteúdo desta dissertação. Por isso, quero agradecer de forma geral a todos os amigos que fiz em Piracicaba durante esse período, esperando que elas perdurarem para sempre.

A todos aqueles que indiretamente contribuíram para a realização deste mestrado.

“ Não existe nada completamente errado no mundo; mesmo um relógio parado consegue estar certo duas vezes por dia.”

Paulo Coelho

1. INTRODUÇÃO

As pesquisas em saúde, a descoberta de novas opções de tratamentos e o decréscimo da taxa de mortalidade associados à melhor condição de saneamento básico tem aumentado a sobrevida de pessoas com idade acima dos 65 anos, causando melhor expectativa de vida da população brasileira e, conseqüentemente, maior envelhecimento populacional (Colussi & Freitas, 2002). Apesar de a expectativa de vida da população brasileira ter aumentado, os indicadores de saúde bucal da população permanecem aquém do esperado porque grande parte da população idosa é totalmente edêntula (Ministério da Saúde – Brasil 2011).

A condição de ser completamente desdentado é considerada desvantagem em relação à função bucal e tem impacto psicossocial na qualidade de vida (Mericske-Stern *et al.*, 2000). De acordo com o censo desenvolvido nos EUA em 2005, existe perspectiva de aumento de pacientes desdentados para os próximos 10 anos (He *et al.*, 2005).

Dentre os desdentados, pacientes com rebordo reabsorvido alegam problemas funcionais com próteses convencionais, principalmente na mandíbula, onde a estabilidade e retenção são insuficientes, diminuindo a capacidade de mastigação (van Waas, 1990).

Para superar esse problema, a reabilitação funcional por meio de implantes dentários tem sido indicada nas últimas décadas (Mericske-Stern *et al.*, 2000). Vários estudos clássicos mostraram altas taxas de sucesso na reabilitação com implantes (Smith & Zarb 1989; Buser *et al.*, 1991; Albrektsson & Zarb, 1993; Roos *et al.*, 1997). Essas taxas variam entre 95% (maxila) e 90% (mandíbula) após cinco anos e entre 90% (maxila) e 85% (mandíbula) após dez anos. Reabilitações com implante osseointegrado foram inicialmente indicadas para prótese total fixa (implantossuportada). Entretanto, as próteses implantorretidas e mucossuportadas, como as *overdentures*, também promovem sucesso e conforto para os pacientes (Mericske-Stern *et al.*, 2000).

Os benefícios em pacientes reabilitados com *overdentures* estão relacionados à função, estabilidade emocional, saúde física e estética (Vogel, 2008). Avaliação clínica e

plano de tratamento corretos para reabilitar desdentados totais têm proporcionado maior qualidade de vida aos pacientes (Awad *et al.*, 2000; Awad *et al.*, 2003) e resultados previsíveis para o sucesso clínico. Embora a indicação de próteses totais fixas implantossuportadas para o tratamento de desdentados seja predominante desde 1985 (Branemark *et al.*, 1985), tem sido alegado que a reabsorção óssea seria um dos fatores limitantes para esse tipo de reabilitação protética, considerando que limitações anatômicas e morfológicas ósseas podem influenciar a quantidade de implantes (Sadowsky, 2001). Além disso, melhor estética e morfologia facial seriam obtidas mais facilmente com *overdentures* do que com próteses fixas implantossuportadas, com custos provavelmente menores e menos intervenções cirúrgicas (Vogel, 2008).

Overdentures podem ser conectadas ao implante de diferentes maneiras: base da prótese conectada aos pilares dos implantes de forma independente (encaixes tipo bola ou *O'rings* e magnetos) ou clipe unindo a base da prótese à barra rígida que conecta os implantes osseointegrados (Romero *et al.*, 2000). Dentre esses tipos, a barra-clipe é o sistema que promove maior retenção (Trakas *et al.*, 2006). Entretanto, a barra deve se assentar de forma passiva nos componentes protéticos e implante (Sones, 1989; Skalak, 1983; Al-Turki *et al.*, 2002).

Muitos autores têm procurado estabelecer o nível aceitável de desajuste em prótese implantorretida. Branemark (1983) sugeriu que 10 μm seria um desajuste que não causa alterações ósseas em função das cargas oclusais. Jemt (1991) definiu assentamento passivo como sendo o desajuste que não causa nenhuma complicação clínica nas restaurações em longo prazo, sugerindo que desajustes menores que 150 μm eram aceitáveis. Porém, o desajuste é uma realidade clínica e não existem procedimentos que possibilitem eliminar esse fator (Sahin & Cehreli, 2001).

Além disso, os desajustes podem ocorrer em qualquer etapa da fabricação e os erros são devidos à contração e alterações dimensionais das ligas usadas na confecção das barras (Assif *et al.*, 1996; Rubenstein & Ma, 1999). Com assentamento inadequado, forças complexas (tração, compressão e flexão) podem ser introduzidas nos componentes protéticos causando falhas do sistema (Goodacre *et al.*, 1999; Al-Turki *et al.*, 2002). O assentamento inadequado do sistema pode também causar reabsorção óssea peri-implantar

devido às tensões que se concentram na interface implante-osso (Gratton *et al.*, 2001; Kunavisarut *et al.*, 2002). Entretanto, existem dificuldades em estabelecer com precisão a influência do desajuste da barra na reabsorção óssea, devido às limitações dos métodos que avaliam essa variável em pesquisas *in vivo*.

Assunção *et al.* (2009) realizaram uma revisão da literatura sobre análises por elementos finitos (com tensão exercida sobre modelos computacionais criado para calcular a força, tensão e deslocamento). Esse método tem a vantagem de permitir que diversas condições possam ser modificadas com maior facilidade, permitindo calcular a distribuição de tensões em pontos que seriam difíceis de serem analisados clinicamente.

Outro fator que deve ser considerado no sistema tipo barra-clipe é o efeito causado pela rigidez da barra. Muitas ligas metálicas têm sido indicadas para infraestruturas protéticas depois que a liga de ouro deixou de ser amplamente usada em prótese implantossuportada (Parel, 1989). Sem considerar o desajuste da barra, Sergotz (1997) avaliou por análise de elementos finitos o efeito de materiais para cobertura oclusal e da infraestrutura sobre a tensão ocorrida em prótese mandibular com seis implantes, mostrando que a liga com menor módulo de elasticidade não promovia diferença significativa no padrão de tensões no osso peri-implantar e que a tensão no parafuso aumentava o potencial de falha da prótese. A associação liga cobalto-cromo e porcelana foi a melhor opção. Entretanto, estudo com elementos finitos avaliando a influência de níveis de desajuste horizontal e tipos de ligas da barra na distribuição de tensões em *overdenture* com sistema barra-clipe mostrou que o aumento do desajuste horizontal aumentava o nível de tensão na estrutura (Spazzin *et al.*, 2011a).

A liga da barra tem influência nos níveis de tensão, quando as mais rígidas aumentam o valor de tensão no sistema, principalmente, quando associada ao desajuste vertical (Abreu *et al.*, 2010). Além disso, a seção transversal da barra com diferentes formas também pode influenciar a distribuição de tensões (Spazzin *et al.*, 2013).

Diante dessas considerações, seria oportuno verificar por meio da análise de elemento finito 3-D as tensões ocorridas em *overdentures* com sistemas de retenção barra-clipe, com diferentes formas de seção transversal, desajuste vertical e ligas metálicas, já que é mostrado pela literatura que seções transversais podem influenciar as tensões ocorridas no

sistema de *overdentures*, assim como a presença do desajuste vertical. E também por não existir na literatura estudos que associem o desajuste vertical com diferentes formas de seção transversal e diferentes ligas metálicas para confecção da barra.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Vários fatores envolvem a reabsorção óssea em rebordos edêntulos, independente do tipo de reabilitação proposta ao paciente. Buscando entender como as tensões geradas pelas próteses e seus componentes são transmitidas aos tecidos de suporte, esta revisão da literatura foi realizada em trabalhos que avaliaram a interação e comportamento de próteses com ou sem desajustes.

Branemark (1983) afirmou que a osseointegração na Odontologia clínica depende da compreensão da cura e capacidade de reparação dos tecidos moles e duros. Seu objetivo foi uma resposta previsível do tecido frente à colocação de análogos da raiz do dente. Tal resposta deve ser altamente diferenciada e organizada de acordo com as exigências funcionais. Afirmou que desde 1952 estuda o conceito de próteses integradas em tecido ósseo e os colaboradores foram representantes de Faculdades médicas e odontológicas, vários Institutos de pesquisa e Departamentos de tecnologia. O objetivo básico foi o de definir limites para os procedimentos clínicos que permitem que tecidos ósseos curem-se totalmente e mantenham-se saudáveis. Os estudos envolveram análises da lesão e reparação tecidual em diversos sítios em diferentes animais, com especial referência à estrutura e função microvascular. Foi dada especial ênfase na análise dos distúrbios causados no tecido sanguíneo intravascular por meio de uma série de diferentes abordagens metodológicas que levaram à aplicação clínica da osseointegração.

Skalak (1983) afirmou que várias conclusões podem ser formuladas: 1- A proximidade do osso com o implante de titânio é a característica essencial que permite a transmissão da tensão do implante para o osso, sem qualquer movimento apreciável ou abrasão. A ausência da camada fibrótica intermediária permite que a tensão possa ser transmitida sem qualquer mudança progressiva no vínculo entre osso e implante. 2- O parafuso com rosca proporciona travamento no osso numa escala macroscópica que permite a completa resistência do osso em compressão. O implante cilíndrico pode requerer ligação

adesiva para desempenho satisfatório, enquanto a forma do parafuso é capaz de funcionar aderindo osso ao implante com ligação não adesiva. 3- A distribuição da carga vertical ou lateral aplicada na prótese parcial fixa depende do número, disposição e rigidez dos *abutments* utilizados, bem como a forma e a rigidez da própria prótese fixa. Em geral, a prótese parcial fixa rígida distribuirá cargas para vários dispositivos com maior eficiência. A prótese flexível pode ser eficaz se a força desenvolvida por cada estrutura é capaz de suportar a carga total aplicada. Extremidades em balanço da prótese parcial fixa aumentam a carga no primeiro parafuso próximo da área de balanço; embora, o *cantilever* moderado pode ser tolerado se a prótese for suficientemente forte. 4- A ligação da prótese parcial fixa fornece estrutura combinada que pode atuar em conjunto com o osso para proporcionar maior força do que o dispositivo de fixação ou o osso sozinho. 5- O implante osseointegrado proporciona contato direto com o osso e, portanto, qualquer tensão aplicada aos acessórios será transmitida. Por esta razão, é aconselhável a utilização de um material que absorva choques, tais como dentes artificiais de resina acrílica. Este arranjo permite o desenvolvimento de uma subestrutura dura e forte com proteção adequada contra choques na superfície exterior.

Parel (1989) afirmou que criar ajuste previsivelmente passivo de peças fundidas de longa extensão apoiadas por implantes osseointegrados pode ser uma técnica difícil. Relatório preliminar da experiência em curto prazo usando técnica de fundição modificada que incorpora várias modificações para assegurar o ajuste e precisão foi apresentado. Esta técnica garante resistência em áreas em que as concentrações de tensões são maiores, ao mesmo tempo em que mantém a fisiologia da distribuição de tensão através de talas em toda a extensão do comprimento da peça protética.

Smith & Zarb (1989) afirmaram que por causa da proliferação de sistemas de implantes, um conjunto de critérios para o sucesso do implante deve ser adotado com base em investigações científicas. Uma revisão da literatura com análise dos resultados indica que alguns critérios que foram considerados como válidos para determinar o sucesso clínico dos implantes protéticos.

Sones (1989) relatou que complicações com um sistema de implante previsível seria possível, apesar de 20 anos de estudo clínico longitudinal com taxa de 90% a 95% de sucesso. Uma descrição de complicações cirúrgicas e protéticas utilizando implante para protocolo Branemark foi apresentada e avaliada. Métodos para evitar complicações protéticas devido à colocação do implante foram discutidos. Fraturas de componentes foram revistas, com especial ênfase sobre os motivos do fracasso. Complicações estéticas e fonéticas que envolviam a restauração do arco superior foram discutidas com as possíveis soluções.

Van Waas (1990) investigou a relação entre a satisfação dos pacientes com próteses totais e vários fatores causais. Cento e trinta pacientes que receberam novas próteses foram investigados durante o tratamento. Os resultados mostraram que 33% da variação na satisfação com a prótese pode ser esclarecida por: 1) a atitude para com a prótese, 2) a qualidade das próteses, 3) as condições orais (oposto do que era esperado) e 4) o número de próteses desgastadas utilizadas anteriormente. Assim, a atitude do paciente ao receber as próteses, medido por questionário aplicado antes de recebê-las e o número de próteses anteriores são indicadores potenciais para a satisfação com as novas próteses. A condição bucal e da personalidade do paciente parecem ser fatores sem importância. Apenas 33% da satisfação poderiam ser clarificadas por intermédio das variáveis do estudo. Assim, a satisfação com o uso de próteses para a maioria dos pacientes e expectativas dos dentistas foi, muitas vezes, imprevisível.

Buser *et al.* (1991) examinaram a integração do tecido e implantes ITI não-submersos ao longo de 3 anos. Cinquenta e quatro implantes foram colocados em trinta e oito pacientes parcialmente desdentados. Após a cicatrização (pelo menos três meses), todos os 54 implantes estavam sem infecções peri-implantares e nenhuma mobilidade detectável. A radiografia não mostrou sinais de radiolucência peri-implantar e os implantes estavam em posições favoráveis para a restauração protética. Após a incorporação de próteses parciais fixas, os pacientes foram incluídos em um programa de *recall* para higiene com intervalos de três meses e re-examinados uma vez por ano. Com base em critérios pré-

definidos, cada implante foi classificado como bem-sucedido ou não. Em três anos, 51 dos 53 implantes (96,2%) foram considerados integrados com sucesso. Um paciente deixou o estudo, e dois implantes causaram infecções peri-implantar recorrentes e foram classificados como falhas tardias. Estes resultados indicam que implantes ITI podem promover a osseointegração do tecido de modo previsível, sendo bem sucedidos e que podem ser mantidos pelo menos por três anos.

Jemt (1991) utilizou 391 mandíbulas e maxilas desdentadas e tratou-as com próteses fixas apoiadas por 2.199 implantes. Os pacientes foram acompanhados por um ano, e a taxa de sucesso global foi de 99,5% e 98,1% para as próteses e implantes, respectivamente. O número de complicações graves foi pequeno, mas foi possível identificar proporção significativamente mais elevada de problemas na maxila do que na mandíbula. Dição e fraturas de dentes de resina foram os problemas mais comuns na maxila; morder lábios e bochechas foi complicação pós-inserção mais frequente no tratamento na mandíbula. A maioria dos problemas foi resolvida facilmente, e a recuperação das próteses foi proveitosa.

Patterson & Johns (1992) constataram que a infraestrutura metálica falhava por causa da fadiga do parafuso de ouro usado para reter a prótese do tipo Branemark, e pilares osseointegrados foram analisados teoricamente. Princípios de Engenharia mecânica mostraram a importância da pré-carga adequada a ser aplicada por meio do parafuso de ouro ao pilar. A importância do desenho do parafuso e da necessidade de aplicar o binário correto para promover longa vida de fadiga para o parafuso também foram descritos.

Albrektsson & Zarb, (1993) afirmaram que o conceito de osseointegração exige ambas as descrições e definições tanto histomorfométricos como clínicas. O entendimento desses dois aspectos tem impacto significativo sobre os determinantes clínicos em curso de sucesso. Este artigo revisou algumas das preocupações atuais em relação à avaliação clínica dos implantes osseointegrados.

Assif *et al.* (1996) avaliaram em laboratório três técnicas de moldagem quanto à precisão clínica. A primeira técnica utilizou acrílico autopolimerizável como tala para os transferentes. A segunda envolveu imobilização dos transferentes com resina diretamente na bandeja de acrílico. Na terceira, somente material para moldagem foi usado para orientar os transferentes. A precisão dos modelos de gesso com os análogos dos implantes foi medida tendo-se com referência um padrão mestre. O ajuste do padrão nos moldes foi com medidores de tensão. A técnica da resina acrílica como tala para os transferentes no material para moldagem foi significativamente mais precisa do que as outras técnicas.

Carr *et al.* (1996) tiveram como objetivo preliminar medir a resposta do tecido ósseo ao redor de implantes instalados na mandíbula de babuínos que apoiavam próteses exibindo dois níveis de ajustes e sem carga oclusal. Próteses que apresentaram distorção linear média de 38 e 345 μm compunham os grupos de ajuste e desajuste. Os resultados não conseguiram distinguir diferença na resposta óssea entre os dois níveis de ajuste da prótese. Embora o resultado possa alegar como limitação do tamanho da amostra, os dados sugerem resposta oposta do que é clinicamente esperado e, portanto, não garante a utilização de animais adicionais neste estudo inicial, podendo inferir que, na aplicação clínica, o desajuste não alteraria a interface osseointegrada.

Jemt & Book (1996) correlacionaram estatisticamente medidas *in vivo* de desajuste da prótese e alteração do nível de osso marginal em implantes colocados na maxila desdentada. Dois grupos, cada um composto por sete pacientes, foram acompanhados ou prospectivamente por um ano ou retrospectivamente nos últimos quatro anos do período cinco anos após a cirurgia. Medições de desajuste da prótese foram realizadas por meio de fotogrametria tridimensional, e níveis do osso marginal foram medidos a partir de radiografias intrabucais padrão. Os resultados mostraram que nenhuma das próteses apresentava ajuste completamente passivo para os implantes *in vivo*. Além disso, distorções similares das próteses foram encontradas nos dois grupos, indicando que os implantes parecem ser estáveis e não se moveram, mesmo depois de vários anos em função. A amplitude máxima de distorção tridimensional dos pontos do centro do cilindro foi cerca

de 280 μm para os dois grupos. O ponto central do desajuste foi de 111 (SD 59) e 91 (DP 51) μm para os grupos de um ano e cinco anos, respectivamente. A reabsorção do osso marginal foi de 0,5 e 0,2 mm para os dois grupos. Nenhuma correlação estatística entre as alterações dos níveis de osso marginal e diferentes parâmetros do desajuste da prótese foi observada nos dois grupos. O estudo indicou que certa tolerância biológica para desajuste pode ocorrer. O grau de desajuste relatado no estudo pode ser clinicamente aceitável no que diz respeito à perda óssea marginal.

Michaels *et al.* (1997) estudaram o resultado biológico de forças induzidas por infraestrutura com má adaptação em prótese sobre implantes colocados em tíbias de nove coelhos, com dois implantes dentários colocados nas tíbias proximais direita e esquerda. Após seis semanas, um animal foi sacrificado para obter dados da linha base, e nos animais restantes foram colocados má adaptação protética da infraestrutura ligada aos implantes em 12 semanas. Os implantes foram avaliados não existindo evidência clínica, radiográfica ou histomorfométrica do fracasso da integração com implantes submetidos à tensão, apesar da remodelação óssea observada. Dentro das limitações do tamanho da amostra, o modelo animal e a duração da fixação protética da infraestrutura, pode-se concluir que o estudo do desajuste da estrutura protética deve ser avaliado com outro modelo animal, tal como primata, para determinar a relação entre desempenho clínico e achado histológico.

Roos *et al.* (1997) apresentaram proposta de protocolo e os critérios diferenciados para a avaliação do sucesso em longo prazo de implantes bucais. O protocolo e os critérios foram aplicados em paciente tratado durante o período de um ano, seguido por cinco anos. Com base nas informações obtidas durante o *follow-up*, cada implante foi classificado em três grupos: desaparecido, falha ou sobrevivência. A análise qualitativa do grupo de sobrevivência foi realizada por meio de testes contra critérios definidos. Dependendo dos modos de exames clínicos e radiográficos e os seus resultados, os implantes sobreviventes foram classificados em um dos três graus de sucesso. Critérios de sucesso, juntamente com os testes de estabilidade individual e exame radiográfico de cada implante devem ser usado quando um novo sistema de implante for avaliado ou quando uma nova aplicação for

explorada. Apenas exame radiográfico e moderados critérios de sucesso podem ser usados para documentar tratamentos de rotina, desde que o sistema de implante utilizado já tenha sido bem estudado/documentado.

Sertgöz (1997) utilizou análise por elementos finitos para investigar o efeito dos materiais de cobertura oclusal (resina acrílica, resina composta e porcelana), e os materiais para infraestrutura (ouro, prata-paládio, cobalto-cromo e liga de titânio) sobre a distribuição de tensão em prótese mandibular apoiada por seis implantes osseointegrados. Uma carga de 172 N no sentido vertical foi aplicada sobre a superfície oclusal do modelo. Os valores de tensão gerados foram calculados no material de cobertura oclusal, infraestrutura, parafusos de fixação, implantes, e no osso cortical e esponjoso peri-implantar. Os resultados demonstraram que o material da infraestrutura da prótese com menor módulo de elasticidade não promoveu diferenças significativas nos padrões de esforço e nos valores dos ossos cortical e esponjoso peri-implantar. As tensões foram concentradas nos parafusos de fixação, aumentando o potencial risco de falha da prótese. A associação liga de cobalto-cromo com porcelana foi a melhor opção.

Wyatt *et al.* (1998) também realizou revisão da literatura comparando próteses totais convencionais, parciais fixas e removíveis e implantossuportadas na restauração de rebordos total ou parcialmente edêntulos, e a preservação da reabsorção óssea alveolar. A reabsorção do osso alveolar parece inevitável quando os dentes estão ausentes, influenciados também pela variabilidade existente entre pessoas, entre arcos e ao longo do tempo. O osso que foi submetido a maior taxa de reabsorção inicial continuará a se reabsorver excessivamente em comparação com o osso que foi submetido a menor taxa de reabsorção. O uso de implantes protéticos para suportar próteses fixas ou removíveis tem mostrado ser eficaz em preservar o osso alveolar adjacente remanescente. No entanto, tal como com os dentes naturais, os implantes não impedem a reabsorção do osso devido, principalmente, à força oclusal excessiva. As *overdentures* podem também preservar o osso adjacente, mas a reabsorção em áreas de extensão distal é semelhante ao observado com as próteses removíveis e podem resultar em alterações na oclusão e nas forças geradas sobre

os implantes. Retorno proprioceptivo pode evitar a sobrecarga oclusal e, assim, prevenir a reabsorção óssea devido às forças excessivas. A preservação em curto ou longo prazo do osso alveolar tem sido documentada nos *abutments* de sobredentaduras e nos rebordos desdentados adjacentes. Uma comparação entre próteses convencionais e *overdentures* mostrou reabsorção óssea de 0,9 mm e 1,8 mm, respectivamente, na região anterior da mandíbula no primeiro ano. A reabsorção óssea também foi retardada em região posterior da mandíbula. A presença de prótese dental afeta o tamanho e forma do rebordo alveolar residual, apesar do processo de reabsorção ainda não estar totalmente esclarecido. Após as extrações dentais, o rebordo residual será submetido a um período de acelerada reabsorção, seguido por mínima e progressiva reabsorção óssea. O uso de próteses fixas implantossuportadas seria recomendado como tratamento de escolha para preservar o osso alveolar residual.

Goodacre *et al.* (1999) afirmaram que não havia revisão abrangente da literatura que identificasse as complicações relatadas em estudos clínicos de implantes dentários, portanto, objetivaram determinar os tipos de complicações que têm sido relatados e fornecer dados sobre a frequência. Para isso, pesquisaram os estudos clínicos disponíveis entre 1981 e 1997, publicados em inglês que apresentassem sucesso ou fracasso de dados em relação ao tratamento com implante para determinar os tipos de complicações relatadas e quantificar a falha do implante no que se refere ao tipo de prótese, arco, tempo, comprimento do implante e qualidade do osso. A maior falha do implante ocorreu com *overdentures* do que outros tipos de próteses. Houve maior falha na maxila do que em mandíbula com prótese total fixa e *overdenture*, ao passo que pouca diferença entre arcos foi observada com próteses parciais fixas. Falha do implante aumentou com implantes curtos e má qualidade óssea. O tempo de falha do implante (Pré-protética x Pós-protética) variou com o tipo de prótese. As complicações cirúrgicas incluíram distúrbio neurosensorial, hematoma, fratura mandibular, hemorragia e desvitalização do dente. Alterações ósseas marginais iniciais e em longo prazo foram identificadas. Complicações peri-implantares nos tecidos moles incluíram deiscência, fístulas e inflamação/proliferação gengival. Complicações mecânicas foram afrouxamento/fratura de parafuso, fratura do

implante, fratura do material de revestimento, opondo-se às fraturas das próteses e *overdentures* com problemas de retenção mecânica. Alguns estudos também apresentaram complicações fonéticas e estéticas. Como conclusão, as variações no desenho do estudo e procedimentos de comunicação limitaram os dados disponíveis e, portanto, impediram análise adequada de certas complicações.

Rubenstein & Ma (1999) verificaram a necessidade de compreender como os componentes utilizados se comparam com aqueles usados nos quadros convencionais. A relação das tolerâncias de fabricação verificada entre os componentes do implante convencional e os componentes utilizados para estruturas de implantes soldados a laser foi determinada utilizando protocolo normalizado. Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas na relação de interface horizontal entre os componentes de implantes emparelhados, que tiveram média de 23,1-51,7 μm . A partir do laboratório e do ponto de vista clínico, as tolerâncias de usinagem de componentes de implantes representam variáveis associadas à produção, o que pode afetar o ajuste da prótese concluída.

Awad *et al.* (2000) alegaram que a importância de avaliar o impacto de tratamentos para condições crônicas na qualidade de vida do indivíduo tem sido bem estabelecida. Neste ensaio clínico randomizado, a qualidade de vida relacionada à saúde bucal, medida com o Perfil de Impacto de Saúde Oral (OHIP) foi comparada entre dois grupos de pacientes desdentados. Um grupo (n=54) recebeu *overdentures* mandibulares implantossuportadas e outro (n=48) recebeu próteses convencionais. As avaliações foram realizadas pré-tratamento e dois meses após as próteses serem entregues. O modelo multivariado mostrou que o tratamento por implante foi significativamente associada com menores escores do OHIP pós-tratamento, indicando melhor qualidade de vida. Além disso, idade, sexo e estado civil explicam 31% da variação nos escores do OHIP pós-tratamento. Estes resultados sugerem que o tratamento com implantes proporciona melhora significativa em curto prazo em relação ao tratamento convencional na qualidade relacionada à saúde bucal.

Jemt *et al.* (2000) estudaram a resposta do tecido ósseo ao redor de implantes colocados em tíbias de coelhos apoiando infraestruturas com má adaptação e diferentes graus de pré-carga. Doze coelhos foram equipados com dois terminais de 10 mm e um intermediário de 7 mm de comprimento em cada implante da tíbia. Depois de nove semanas de integração, nove animais receberam uma estrutura controle projetada com bom ajuste para todos os três implantes. Na outra tíbia e em ambas as tíbias dos restantes três coelhos, estruturas teste (n=15) foram ligadas com desajuste vertical de 1 mm ao implante intermediário. Os parafusos de ajuste intermediário foram apertados com 15 a 26 Ncm nas diferentes estruturas de teste. Após um período de carga de 2 a 3 semanas, os animais foram sacrificados, e as medições foram feitas histomorfométricas e correlacionados com os diferentes níveis de pré-carga do implante central. A média de contato entre osso e metal para os três melhores segmentos consecutivos do implante central foi de 40% para ambos os locais de teste e de controle. Em comparação com as outras regiões da rosca do implante, do osso com menor contato com o metal ocorreu na ponta das roscas de teste no grupo de menor pré-carga. No entanto, a mesma relação não foi observada no grupo de maior pré-carga. Observou-se correlação significativa entre o aumento da pré-carga na articulação parafuso central, e aumento do contato osso-metal (ponta da rosca do implante). Níveis de desajuste de magnitude clínica parecem não comprometer a osseointegração. Pelo contrário, os níveis clínicos de pré-carga parecem promover significativa remodelação óssea na ponta da rosca do implante.

Mericske-Stern *et al.* (2000) afirmaram que ser desdentado é uma desvantagem, e o principal objetivo da colocação de implantes é o apoio para próteses fixas ou estabilizar próteses totais em mandíbulas desdentadas. A experiência clínica e os estudos clínicos têm demonstrado a ampla aplicação de implantes ITI não submersos em terapia protética em locais normais, e em situações de atrofia avançada ou reabsorção substancial do osso. O implante ITI foi desenvolvido para uso universal em pacientes parcial e totalmente desdentados e para a substituição de dentes individuais. O sistema oferece opção de repouso para as próteses removíveis e fixas com partes secundárias idênticas, e então descreve o uso de implantes ITI para a reabilitação protética da mandíbula totalmente

desdentada. Indicações de vários tipos de próteses, alternativas e variações na concepção de próteses fixas ou removíveis foram discutidas. O tipo protético é dependente do número e localização dos implantes, e o número de implantes que pode ser colocado determina a escolha da prótese. O plano de tratamento em geral e as condições anátomo-morfológicas individuais foram descritas para as maxila e mandíbula. Foram apresentados detalhes de procedimentos clínicos com implantes ITI relacionados com o projeto específico de próteses e aspectos biomecânicos de fixação e estabilização de próteses, e aspectos da oclusão a serem construídos até completar a visão geral do trabalho.

Romero *et al.* (2000) afirmaram que inúmeros artigos enfatizam a importância da passividade de interfaces de componentes de implante protéticos, e que interfaces não passivas podem causar reabsorção do osso, fraturas e ruptura do parafuso de fixação. Neste estudo avaliaram três técnicas de pós-fabricação para a correção do ajuste não passivo entre infraestrutura da barra e a interface com o pilar do implante. Para tanto utilizaram 30 barras Hader num modelo de metal composto por dois pilares de implantes de titânio. Medições iniciais foram colhidas no eixo y da interface pilar-barra do implante esquerdo usando microscópio. Foram calculadas as médias das medições distal e lingual em cada amostra. Dez amostras foram seccionadas, indexadas e corrigidas (grupo 1) . Dez amostras foram seccionadas, indexadas e corrigidos por solda (grupo 2). As últimas 10 amostras foram submetidas a dois ciclos em máquina de descarga elétrica (grupo 3). Medições pós-correções foram coletadas nos três grupos. ANOVA e teste de Tukey-Kramer (5%) foram realizados nos três grupos após as técnicas corretivas. A média do desajuste inicial foi 192 μm para o grupo 1; 190 μm para o grupo 2 e 198 μm para o grupo 3. Houve diferença significativa entre os grupos 1 e 2, bem como entre o grupo 2 e 3 após cada correção técnica. Não houve diferença entre os grupos 1 e 3, concluindo que o grupo da máquina de descarga elétrica resultou na menor distância do espaçamento médio, satisfazendo assim o critério de encaixe passivo (dentro de 10 microns) descrito na literatura.

Geng *et al.* (2001) afirmaram que a análise por elementos finitos (FEA) tem sido amplamente utilizada para prever o desempenho biomecânico de vários modelos de implantes dentais, bem como o efeito de fatores clínicos sobre o sucesso do implante. Ao

compreender a teoria básica, método de aplicação e as limitações da FEA em implantodontia, o profissional estará melhor qualificado para interpretar resultados de estudos FEA e extrapolar esses resultados para situações clínicas. Neste estudo analisaram o estado atual das aplicações FEA em implantodontia e discutiram os resultados de estudos FEA em relação à interface osso-implante, a conexão implante e próteses, e implantes múltiplos.

Gratton *et al.* (2001) constataram que o carregamento clínico pode resultar em micromovimento e fadiga do parafuso em implante aparentemente estável. Isto pode contribuir para a inflamação dos tecidos e insuficiência da prótese. Neste estudo investigaram os micromovimentos do parafuso articular do implante dental e fadiga dinâmica, quando testado sob carga clínica simulada. Utilizaram quinze ligas nobres em restaurações unitárias de implantes, cada uma contendo um cilindro de ouro UCLA, e foram separadas aleatoriamente em três grupos de pré-carga (16, 32 e 48 N.cm). Cada grupo era formado por cinco implantes com 3,75 x 15 mm e cinco parafusos quadrados de pilares de liga de ouro. A máquina de ensaio mecânico aplicou carga cíclica senoidal com compressão entre 20 e 130 N e 6 Hz num ponto de contato em cada coroa do implante. Um medidor de pressão de metal líquido registrou a micromovimentação conjunta da interface do parafuso depois de 100, 500, 1.000, 5.000, 10.000, 50.000 e 100.000 ciclos. Foram coletados dados de referência em 0 N.cm antes da aplicação do torque de pré-carga especificada. O grupo de 16 N.cm exibiu maior micromovimento do que ambos os grupos de 32 e 48 N.cm em todos os intervalos do ciclo. Micromovimentos da interface implante-pilar permaneceram constantes para cada um dos grupos de pré-carga por meio de 105 ciclos. Concluiu-se que não ocorreu nenhuma fadiga mensurável da interface implante-pilar. No entanto, parafusos dos implantes dentários apertados para reduzir os valores de pré-carga exibiram significativamente maiores micromovimentos na interface implante-pilar.

Sadowsky (2001) analisou a literatura existente sobre *overdentures* implantorretidas em mandíbula em relação à preservação do osso, efeito na maxila, número de implantes necessários, sistemas de ancoragem, manutenção e satisfação do paciente. A pesquisa foi

concluída pelo MEDLINE (1987-2001), juntamente com busca para localizar artigos em língua inglesa relevantes sobre *overdentures* implantorretidas em mandíbula. Doze conceitos de tratamento foram elucidados a partir da revisão da literatura. As *overdentures* implantorretidas em mandíbula seria tratamento bem sucedido semelhante ao implante para prótese fixa. No entanto, a controvérsia persiste quanto ao modelo e indicações.

Sahin & Cehreli (2001) analisaram o significado clínico de assentamento passivo e os fatores que afetavam o ajuste final das estruturas implantossuportadas, afirmando que os procedimentos clínicos e laboratoriais utilizados para a fabricação da estrutura são insuficientes para proporcionar ajuste passivo absoluto em infraestruturas de próteses fixas implantossuportadas. Embora algumas complicações protéticas sejam atribuídas à falta de ajuste passivo, o efeito sobre o sucesso do implante é questionável. No entanto, os resultados clínicos devido às aplicações de tecnologia avançada para melhorar o quadro assentamento e ajuste parecem ser promissores.

Al Turki *et al.* (2002) relataram o efeito de níveis de desajuste da prótese sobre a estabilidade do parafuso protético. Dois níveis de discrepâncias verticais (100 e 175 μm) foram introduzidos entre um implante suportando prótese total e o pilar terminal. Um implante para prótese com suporte completo sem discrepância vertical serviu como controle. A carga cíclica foi aplicada na vertical sobre a porção do braço do suporte da prótese ao lado do pilar terminal. Um total de sete conjuntos de parafusos foi ensaiado para cada nível de ajuste. Os resultados revelaram significativa instabilidade do parafuso protético, tanto com 100 ou 175 μm de discrepância. As discrepâncias verticais de 100 e 175 μm introduzidas entre a prótese total fixa implantossuportada e o pilar terminal resultou em significativa instabilidade do parafuso protético.

Colussi & Freitas (2002) analisaram os estudos epidemiológicos sobre a saúde bucal dos idosos no Brasil em artigos indexados nas bases de dados BBO, LILACS e MEDLINE, a partir de 1988, data da publicação do Levantamento Epidemiológico Nacional. Foram encontrados 29 artigos, dos quais sete estudos foram analisados quanto à metodologia

utilizada (faixa etária, tipo de amostra, forma de apresentação dos dados) e quanto aos resultados apresentados (índice CPOD, participação de dentes extraídos, percentual de edêntulos e uso e necessidade de prótese). O CPOD variou de 26,8 a 31,0, sendo que o componente extraído representou 84% desse índice. A prevalência do edentulismo ficou em 68%. Somente 3,9% dos idosos não necessitavam qualquer tipo de prótese, e o uso da prótese total foi mais frequente no arco superior do que no inferior. A falta de padronização na organização e apresentação dos dados, assim como a escassez prejudicou a análise, sugerindo que deve existir maior preocupação por parte dos pesquisadores quanto à realização de novas pesquisas e, principalmente, quanto à maneira como serão conduzidas. Apesar disso, confirmaram-se as condições muito precárias de saúde bucal em idosos no Brasil.

Kunavisarut *et al.* (2002) investigaram o efeito do desajuste de próteses, próteses com *cantilever* e várias forças oclusais na distribuição de tensões nas próteses, implantes e osso circundante por análise de elementos finitos. Construíram dois modelos por elementos finitos tridimensionais: (1) prótese fixa implantossuportada de dois elementos apoiada sobre dois implantes, e (2) prótese parcial fixa implantossuportada de dois elementos com *cantilever* distal. Variações dos modelos por elementos finitos padrões foram feitos pela colocação de desajuste de 111 μm entre o cilindro de ouro e o implante mesial ou distal. Os efeitos da carga de 100 N foram verificados em todos os modelos. Posteriormente, cargas de 50, 200 e 300 N foram avaliadas no modelo com *cantilever* distal. Quando o desajuste foi posicionado próximo da força aplicada, a tensão em ambos os modelos aumentou significativamente nos componentes do implante e no osso circundante. O aumento das tensões em cada componente variou entre 8% e 64% nos modelos sem *cantilever* e de 43% a 85% nos modelos em *cantilever* distal. A maior tensão foi verificada no parafuso distal de ouro. O efeito do desajuste foi claramente mostrado pelo padrão de distribuição da tensão em ambos os modelos. Além disso, a presença de *cantilever* e de força oclusal excessiva aumentou o efeito do desajuste da prótese. O desajuste influenciou o padrão e a magnitude da distribuição de tensões em todos os componentes do sistema, osso peri-implantar e força

oclusal, e a presença do *cantilever* e de forças oclusais excessivas ampliou o efeito do desajuste.

Awad *et al.* (2003) compararam a satisfação dos pacientes idosos sobre a saúde bucal, relacionando qualidade de vida com *overdentures* mandibulares e próteses convencionais com dois implantes. Utilizaram 60 pacientes desdentados totais com idades entre 65 e 75 anos, separados aleatoriamente em dois grupos tratados com próteses convencionais superiores e uma prótese convencional mandibular (n=30) ou sobredentadura suportada por dois implantes com retentores tipo bola (n=30). Foi avaliada a satisfação em geral, bem como outras características das dentaduras (conforto, estabilidade, capacidade de mastigar, discurso, estética e capacidade de limpeza), antes do tratamento e dois meses após. Mudanças na classificação sobre o perfil original de impacto na saúde bucal (OHIP) e sua forma reduzida (OHIP-Edent) também foram utilizados como indicadores da qualidade de vida relacionada à saúde. No desfecho inicial do estudo, as classificações de satisfação geral em dois meses após o tratamento foi significativamente melhor no grupo tratado com *overdentures* mandibulares com dois implantes. O grupo tratado com implante mostrou classificações significativamente maiores em conforto, estabilidade e capacidade de mastigar. No critério OHIP-Edent, indivíduos que receberam *overdentures* mandibulares com dois implantes mostraram significativamente menos problemas de vida em relação à saúde bucal do que o grupo convencional, sugerindo que o tratamento com *overdentures* mandibulares com dois implantes pode proporcionar melhor função bucal e saúde relacionados com a qualidade de vida do que com próteses totais convencionais.

Trakas *et al.* (2006) compararam diferentes sistemas de fixação usados para reter e suportar *overdentures* maxilar e mandibular em pacientes totalmente desdentados. Uma revisão da literatura com base na pesquisa MEDLINE com artigos de língua inglesa, publicados de 1988 a 2006 foi realizada com relação a diversos fatores, incluindo: 1) a taxa de sucesso dos implantes, 2) a reabsorção óssea marginal, 3) as complicações dos tecidos moles, 4) a retenção, 5) a distribuição de tensão, 6) os requisitos de espaço, 7)

complicações de manutenção, e 8) satisfação do paciente. Esses fatores foram considerados essenciais para o sucesso e bom prognóstico das próteses em longo prazo. Critérios de seleção previamente publicados na literatura foram também discutidos. Os nomes de produtos e fabricantes foram mencionados no artigo quando relacionados com os sistemas de fixação.

Petrie & Williams (2007) examinaram a influência da variabilidade nas propriedades ósseas e carga sobre cristas e cepas do osso esponjoso peri-implantar, usando abordagem probabilística, em combinação com análise por elementos finitos. Para isso, utilizaram carregamento oclusal oblíquo aplicado a um implante incorporado em modelo bidimensional (2-D) por elementos finitos, correspondente à seção de pré-molar de mandíbula. Aderência perfeita foi assumida em todas as interfaces. Cinco parâmetros independentes (espessura cortical óssea (T), cortical (ECORT) e esponjoso (ECANC), módulos do osso jovem e vertical (fVert) e as forças oclusais horizontais (FHOR)) foram atribuídas com base em dados da literatura. Dois modelos de distribuição de osso esponjoso foram examinados; um com menor média e gama (LM) e o segundo com a maior média e gama (HM) de valores do módulo de Young do osso esponjoso. Conjuntos de valores escolhidos aleatoriamente para os cinco parâmetros foram selecionados a partir das distribuições e análises foram realizadas para todos os conjuntos selecionados aleatoriamente, tendo os seguintes resultados: no modelo LM, em 50% dos casos experimentados, estirpes das cristas perimplantares hiper-fisiológicas na região de saucerização foram vulgarmente relatadas, em comparação com cerca de 25% dos casos no modelo HM. Probabilísticas sensibilidades relativas (%) das estirpes de osso para os parâmetros de entrada independentes (T, ECORT, ECANC, fVert e FHOR) foram as seguintes: 29, 11, 30, 13 e 17 para o modelo LM, e 17, 11, 35, 21 e 15 para o modelo de MS, respectivamente. Como conclusão, os autores sugeriram que até o dobro dos casos na distribuição LM pode estar em risco de saucerização em comparação com o modelo de distribuição HM. Embora baseado em valores de distribuição hipotéticos e limitações inerentes à análise 2-D, o estudo demonstrou que os modelos FEA são sensíveis aos valores comumente designados arbitrariamente para o módulo esponjoso do osso, e também para os

valores utilizados para a espessura do osso cortical, quando o módulo de osso esponjoso for menor.

Vogel (2008) constatou que enquanto a maioria dos tratamentos com implante tem historicamente focado a substituição fixa de dentes protéticos, o grande número de benefícios para a população de desdentados reabilitados com implantes e posteriormente *overdentures* é esmagador para melhora da função, estabilidade emocional, saúde física e estética. Embora ainda exista falta de consistência nas técnicas, modelo protético, e sistemas de fixação, estes aspectos foram menos importante para resultados bem sucedidos do que se acreditava.

Assunção *et al.* (2009) descreveram os métodos de Engenharia utilizados em Odontologia para avaliar o comportamento biomecânico de implantes osseointegrados. Várias técnicas têm sido utilizadas para avaliar a carga biomecânica de implantes compreendendo o uso de análise fotoelástica, análise de tensões por elementos finitos e a análise por *strain gauge*. Fotoelasticidade fornece informações qualitativas sobre a localização geral e concentração de tensões, mas produz informações quantitativas limitadas. O método serve como ferramenta importante para a determinação dos pontos de tensão crítica do material e é frequentemente utilizado para determinar os fatores concentradores de tensão em geometrias irregulares. A aplicação da metodologia de *strain gauges* em implantes dentais é baseada na resistência elétrica de tensão tanto *in vitro* como *in vivo* sob cargas estáticas e dinâmicas. No entanto, o método fornece apenas os dados de tensão no extensômetro. Análise por elementos finitos pode simular a tensão usando um modelo computacional criado para calcular força, tensão e deslocamento. Tal análise tem a vantagem de permitir que diversas condições possam ser mudadas de forma fácil e permite a medição da distribuição de tensões em torno dos implantes em pontos opcionais que são difíceis de analisar clinicamente. Por ser uma metodologia considerada recente na Odontologia, necessita ainda de muitos estudos, mas a primeira aplicação na área foi para avaliar as tensões nos canais porosos dos implantes. Todas as três metodologias podem ser úteis para avaliar o comportamento biomecânico dos implantes em situação muito próxima

da condição clínica, mas o pesquisador deve ter conhecimento suficiente na geração dos modelos (delineamento experimental) e análise de resultados.

Ding *et al.* (2009) estabeleceram um modelo por elementos finitos 3D de mandíbula com implantes dentários de carga imediata e analisaram a distribuição de tensões no osso ao redor de implantes de diferentes diâmetros. Três modelos mandibulares, incorporados com implantes de rosca (ITI) com diâmetros de 3,3; 4,1 e 4,8 mm, respectivamente, foram desenvolvidos utilizando a tomografia computadorizada e *software* de integração. A tensão von Mises e a tensão da interface osso-implante foram calculados com *software* ANSYS quando os implantes foram carregados com 150 N nas forças verticais ou vestibulo-lingual. Quando os implantes foram carregados com força vertical, a tensão von Mises concentrou nas superfícies mesial e distal do osso cortical ao redor do pescoço dos implantes, com valores de pico de 25,0; 17,6 e 11,6 MPa para 3,3; 4,1 e 4,8 milímetros de diâmetro, respectivamente. As tensões máximas (5854, 4903, 4344 $\mu\text{m-epsilon}$) foram localizadas sobre o osso esponjoso em torno da ponta do implante. A tensão foi significativamente menor com o aumento do diâmetro do implante. Quando os implantes foram carregados com força vestibulo-lingual, os picos dos valores de tensão von Mises ocorreram na superfície vestibular do osso cortical ao redor do pescoço do implante, com valores de 131,1; 78,7 e 68,1 MPa para 3,3; 4,1 e 4,8 mm de diâmetro, respectivamente. As tensões máximas ocorreram na superfície do osso esponjoso adjacente ao colo do implante, com valores de pico de 14.218, 12.706 e 11.504 μm , respectivamente. O desgaste dos implantes de diâmetro de 4,1 mm foi significativamente menor do que aqueles dos implantes com diâmetro de 3,3 mm, mas não foi estatisticamente diferente do implante de 4,8 mm. Com aumento do diâmetro do implante, a tensão nas interfaces osso-implante diminuiu significativamente, especialmente quando o aumento do diâmetro foi de 3,3 para 4,1 mm. Os implantes de 10 mm de comprimento usados em carga imediata devem ter pelo menos 4,1 mm de diâmetro, e o carregamento uniaxial para implantes dentários deve ser evitado ou minimizado.

Prakash *et al.* (2009) avaliaram quais seriam as melhores configurações do sistema barra-clipe na distribuição de tensão em modelos tridimensionais por elementos finitos. Os autores analisaram três modelos: 1) uma barra conectando dois implantes; 2) três barras conectadas por quatro implantes e 3) quatro implantes com disposição diferente do modelo anterior e composto por duas barras que ligavam os implantes mesial e distal do mesmo lado. A simulação foi realizada com aplicação de carga oclusal de 100 N. Os resultados foram analisados estatisticamente pelo *software* ANSYS. As análises qualitativas mostraram resultados decrescentes conforme modelo 1 > modelo 3 > modelo 2 nas tensões geradas na barra e interface peri-implantar. Foi também analisada a flexão da mandíbula e barra e os resultados foram: modelo 2 > modelo 1 > modelo 3. O melhor resultado reabilitador seria com quatro implantes e barra ligando apenas os implantes do mesmo lado (modelo 3).

Abreu *et al.* (2010) avaliaram os efeitos de diferentes ligas para barras sobre a distribuição de tensões em *overdenture* com sistema de retenção barra-clipe com desajuste vertical entre implante e barra. Um modelo tridimensional por elementos finitos foi gerado incluindo dois implantes de titânio e infraestrutura da barra alocados no rebordo anterior de mandíbula severamente reabsorvida. O conjunto foi exportado para o *software* de simulação mecânica, com torque do parafuso de 100 μ m. Barras de ligas de ouro, prata-paládio, cobalto-cromo e titânio comercialmente foram simuladas na análise. Os dados foram avaliados com tensão Von Mises fornecida pelo *software*. Os modelos concentraram tensões no osso cortical à cervical do implante e no osso esponjoso na apical do implante. Nessas regiões foram observadas alterações no nível de tensão de acordo com as ligas das barras. Aumento da tensão foi observada quando o módulo de elasticidade da liga da barra foi aumentado. As diferentes ligas da barra da *overdenture* não mostraram influência considerável sobre os níveis de tensão no tecido ósseo peri-implantar, enquanto os demais componentes foram influenciados pela rigidez das ligas.

Chang *et al.* (2010) revisaram as investigações sobre avaliação funcional da osseointegração e avaliaram as correlações com a estrutura peri-implantar. A literatura consultada teve com foco os estudos de osseointegração de implantes, avaliação funcional

da estabilidade do implante, e análises por elementos finitos (FEA) em implantodontia, e todas as referências relativas aos eventos biológicos durante a osseointegração. A osseointegração envolve associação de proteínas e células de aposição, invasão vascular, neoformação óssea e maturação para atingir a estabilidade do implante. Este processo pode ser acelerado pela rugosidade da superfície do implante, o desenvolvimento de interface biomimética, ou fatores de promoção do crescimento. As avaliações biomecânicas pré-clínicas e clínicas disponíveis demonstraram variedade de correlações com os parâmetros estruturais peri-implante e estrutura peri-implantar, funcionalmente integrados para estabelecer correlação com a biomecânica interfacial. A progressão da osseointegração pode ser acelerada pela alteração da interface do implante e a integração funcional da estrutura peri-implantar pode ser viável para prever a função do implante durante a osteointegração.

Spazzin *et al.* (2011a) avaliaram os efeitos de diferentes níveis de desajuste vertical entre implante e barra na distribuição de tensões estáticas em *overdentures* com sistema de retenção barra-clipe usando análise por elementos finitos. Um modelo por elementos finitos 3-D gerado com dois implantes de titânio e barra colocada na região media da parte anterior de mandíbula severamente reabsorvida. *Software* de simulação mecânica (NEiNastran 9,0) foi utilizado aplicando deslocamentos na extremidade da barra para simular os desajustes verticais (5, 25, 50, 100, 200 e 300 mm), após o aperto dos parafusos. Os dados foram avaliados qualitativamente em *software* usando valores Von Mises. Os resultados mostraram que os modelos concentraram tensões no osso cortical à cervical do implante, e osso esponjoso na apical do implante. Na barra, pescoço do parafuso e plataforma do implante, o aumento da tensão foi proporcional ao aumento do desajuste, considerando-se que diferentes desajustes verticais não influenciaram os níveis de tensão estática no tecido ósseo peri-implantar. Os componentes mecânicos do sistema de retenção da *overdenture* foram mais sensíveis à falta de adaptação passiva.

Spazzin *et al.* (2011b) utilizaram análise por elementos finitos para avaliar a influência do desajuste horizontal e da liga da barra sobre a distribuição das tensões estáticas em *overdenture* com retenção barra-clipe. Utilizaram modelo por elementos

finitos 3-D incluindo dois implantes de titânio e barra colocada na parte anterior de mandíbula severamente reabsorvida. O modelo foi exportado para *software*, onde foram aplicados desajustes horizontais de 10, 50, 100 e 200 μm . Ligas para barras de ouro, prata-paládio, cobalto-cromo e de titânio comercialmente puro foram simuladas com 50 μm de desajuste horizontal. Os dados foram avaliados qualitativamente usando valores von Mises. O aumento do desajuste aumentou a tensão na região inferior da barra, pescoço do parafuso, terço cervical e médio do implante e osso cortical peri-implantar. Quanto maior a rigidez da liga, maior tensão ocorreu na barra. Como conclusão, os níveis de tensões estáticas parecem estar correlacionados com o desajuste horizontal. O aumento do desajuste causou aumento da tensão nas estruturas do sistema de retenção barra-clipe.

Mariano *et al.* (2012) avaliaram por meio de FEA 3-D o efeito da reabsorção do osso circundante ao implante e reabsorção do rebordo distal sobre a distribuição de tensões em *overdentures*. Os modelos tridimensionais foram construídos a partir das imagens de tomografia computadorizada de mandíbula e digitalização a laser 3D de implantes, pilares, mucosa e prótese total. Os modelos geométricos dos implantes e pilares foram montados na região de canino para construir o modelo de referência (modelo 1) com ausência de reabsorção óssea. Para construir os modelos de teste, o sólido geométrico da mandíbula foi modificado para simular a reabsorção óssea vertical de 2 mm ao redor dos implantes (modelo 2) e reabsorção da crista distal (modelo 3). Modelos por elementos finitos foram gerados, e carga de 100 N foi aplicada na região de primeiro molar para comparar a distribuição de tensões de von Mises em pontos seleccionados. Houve aumento da tensão no osso circundante e implantes, e nos componentes protéticos no modelo com reabsorção óssea e desajuste vertical de 2 mm. A combinação da perda de 2 mm vertical e reabsorção do osso da crista periférica não aumentou as tensões em comparação com o modelo com perda óssea vertical ao redor dos implantes. A maior concentração de tensão no osso marginal e implantes ocorreu no mesmo lado da aplicação da carga vertical para todos os modelos. Os resultados sugerem que a reabsorção óssea ao redor dos implantes aumentou a concentração de tensões em implantes, pilares e osso marginal, independentemente da reabsorção óssea da crista distal.

Bacchi *et al.* (2013) avaliaram a influência da liga da estrutura e desajuste vertical sobre a tensão gerada em prótese parcial implanto-suportada com aplicação de carga. A parte posterior de uma mandíbula severamente reabsorvida com prótese parcial fixa de dois implantes osseointegrados de titânio na região dos segundos pré-molar e molar foi modelada com *software* SolidWorks 2010. Modelos por elementos finitos foram obtidos através da importação do modelo sólido no *software* de simulação ANSYS Workbench 11. Os modelos foram separados em 15 grupos de acordo com as ligas de ouro, prata-paládio, cobalto-cromo ou zircônia e titânio comercialmente puro, e níveis de desajuste vertical (10, 50 e 100 μm). Cargas simultâneas de 110 N na vertical e de 15 N na horizontal foram aplicadas na oclusal e lingual de cada dente, respectivamente. Os dados foram avaliados com tensão máxima principal (estrutura, porcelana e tecido ósseo) e tensão von Mises (parafuso) fornecido pelo *software*. As ligas mais rígidas promoveram maiores tensões; entretanto, as menores tensões ocorreram na porcelana, parafuso e tecido ósseo peri-implantar. O aumento do desajuste vertical promoveu valores crescentes de tensão em todas as estruturas da prótese e no tecido ósseo peri-implantar. A liga da estrutura e nível de desajuste vertical apresentaram influência significativa nas tensões de todas as estruturas avaliadas.

Spazzin *et al.* (2013) avaliaram a influência da seção transversal da estrutura de barras sobre a distribuição das tensões estáticas na *overdenture*, simulando desajuste horizontal e perda óssea. Modelos tridimensionais por elementos finitos foram gerados com dois implantes de titânio e três seções transversais (circular, oval ou Hader) da barra colocada na região anterior da mandíbula severamente reabsorvida. Um modelo com perda vertical de 1,4 mm do tecido ósseo peri-implantar também foi gerado. O conjunto de modelos foi exportado para *software* de simulação mecânica, onde o desajuste horizontal (10, 50 ou 100 μm) foi aplicado simulando a contração durante os procedimentos laboratoriais. A liga para barra foi de cobalto-cromo. Para avaliar o efeito de reabsorção da massa óssea, apenas o desajuste horizontal de 50 μm foi simulado. Os dados foram avaliados qualitativa e quantitativamente usando von Mises para a parte mecânica, e tensão

Máxima Principal e μ -tensão para o tecido ósseo peri-implantar fornecidos pelo *software*. Tensões foram concentradas ao longo da barra e na articulação entre a barra e o cilindro. No tecido ósseo peri-implantar, a μ -tensão foi maior no terço cervical. Maiores níveis de tensão e μ -deformação foram verificadas nos modelos com barra tipo Hader. A reabsorção óssea simulada apresentou aumento considerável em tensão Máxima Principais e μ -deformação- μ no tecido ósseo peri-implantar. A maior complexidade da seção transversal da barra e a reabsorção óssea aumentaram os níveis de tensões estáticas no tecido peri-implantar.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo neste estudo foi avaliar por meio da análise por elementos finitos tridimensional as tensões geradas em *overdenture* com sistema de retenção barra-clipe, considerando as variáveis: 1- diferentes formas da seção transversal da barra (circular, ovóide ou tipo Hader), 2- diferentes níveis de desajuste vertical (50, 100 e 200 μm), utilizando liga de Au tipo IV para barra e todas as seções transversais e 3- diferentes ligas para confecção da barra (ouro tipo IV, Ag-Pd, Co-Cr e Ti cp), com desajuste padrão de 100 μm e todas as seções transversais.

4. MATERIAIS E MÉTODO

A metodologia de elementos finitos empregada neste estudo 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 contribuiu 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 definidos como tetraédricos de 0,5 mm, geometricamente 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 do estudo foi refinada. 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 – Número de nós e elementos gerados nos modelos por elementos finitos.

	Nós	Elementos
Circular	857.744	536.289
Ovóide	863.239	540.138
Hader	858.956	537.174

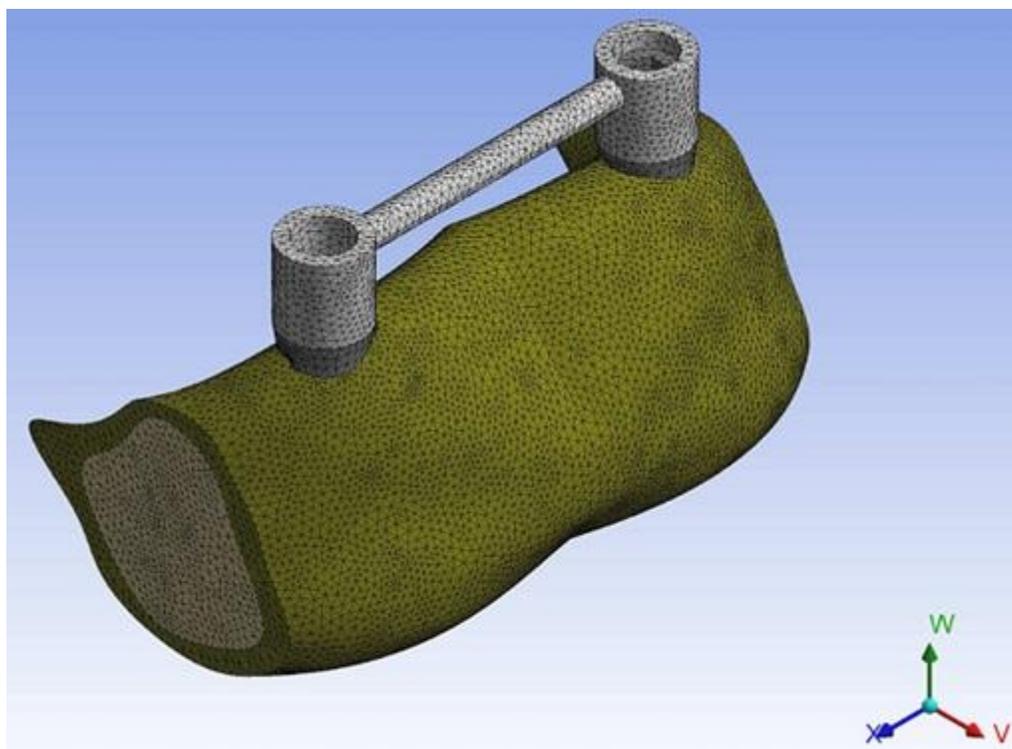


Figura 1 – Discretização da malha

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 de titânio, com tipo de conexão hexágono externo (4,0 mm de diâmetro x 11 mm de comprimento), com a distância de 18 mm entre si 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).

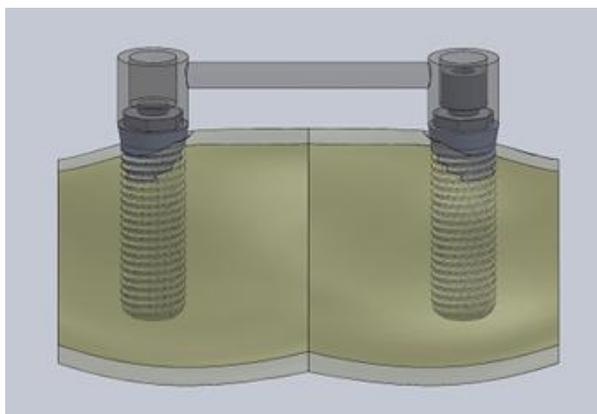


Figura 2 – Modelo Geométrico

Diferentes seções transversais para a barra foram modelados, sendo eles A – circular; B – tipo Hader; e C – ovóide. A localização do desajuste e as diferentes seções transversais da barra se encontram na Figura 3.

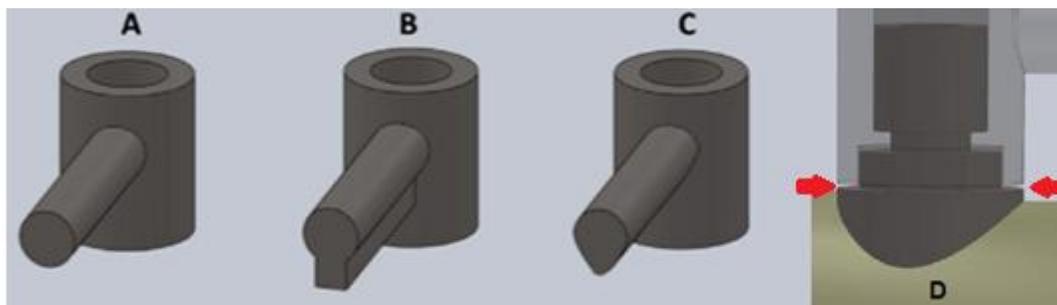


Figura 3 – A – barra circular; B – barra tipo Hader; C – barra ovóide e D – localização do desajuste (seta)

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 – Propriedades dos materiais utilizados no estudo.

Material	Módulo de Young (GPa)	Razão de Poisson
Osso Cortical	13,7	0,30
Osso Trabecular	1,37	0,30
Titânio comercialmente puro (Ti cp) (implante)	110	0,33
Ti cp (parafusos e infraestruturas)	110	0,28
Cobalto-Cromo (Co-Cr)	218	0,33
Liga de Ouro Tipo IV (Au)	80	0,33
Liga de Prata-Paládio (Ag-Pd)	95	0,33

Abreu, *et al.*, 2010

A região desbastada da 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; 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 e Tensão Máxima Principal, usada para materiais com comportamento cerâmico e o próprio tecido ósseo, ambas em

MPa. Os dados foram produzidos numericamente, as cores codificadas e comparadas entre os modelos.

Duas análises foram realizadas:

- Quanto aos diferentes desajustes (50, 100 e 200 μm), foram realizadas análises apenas com a barra de Au tipo IV, utilizando todas as seções transversais (circular, ovóide e tipo Hader);
- Quanto às diferentes ligas para confecção da barra, foram realizadas análises com desajuste padrão de 100 μm , utilizando todas as seções transversais (circular, ovóide e tipo Hader).

5. RESULTADOS

5.1 *Geometria de seção transversal*

Em relação aos diferentes modelos de infraestrutura da barra, observou-se que a geometria mais complexa proporcionou maior valor de tensão do que as geometrias mais simples (Figura 4). Assim, a barra tipo Hader (forma de fechadura) proporcionou o maior valor de tensão no osso cortical, no parafuso protético e na própria infraestrutura, enquanto a geometria circular induziu menor valor de tensão em todos os componentes. A barra tipo ovóide apresentou valores intermediários (Tabelas 3 e 4).

5.2 *Desajuste vertical*

O aumento do desajuste vertical causou aumento nos valores de tensão em todos os componentes do sistema e tecido ósseo (Tabela 3). A distribuição das tensões nos componentes, quando foram avaliados diferentes níveis de desajuste e geometria da seção transversal da barra, pode ser observada nas Figuras de 5 a 13. Conforme observado nos gradientes de tensão, a barra circular apresentou menor nível de tensão, seguida da barra ovóide e do tipo Hader, este com maior tensão. As tensões aumentaram conforme ocorreram os aumentos dos níveis de desajustes. Em todos os grupos, as tensões concentraram-se ao redor do pescoço do implante, nas roscas do parafuso protético, na região de união da infraestrutura da barra e no tecido ósseo peri-implantar.

5.3 *Diferentes ligas da infraestrutura da barra*

Quando diferentes *ligas* da infraestrutura da barra foram analisados, verificou-se que aquelas com menores módulos de elasticidade apresentavam menores valores de tensão (Figura 14). A liga Au tipo IV mostrou o menor valor de tensão, seguida pelas ligas Ag-Pd, Ti cp e Co-Cr, esta última com maior concentração de tensão. Os valores de tensão von Mises observados na infraestrutura da barra e no parafuso protético e os valores de tensão

Máxima Principal (MPa) para o tecido ósseo peri-implantar também foram influenciados pelos materiais da barra (Tabela 4).

Tabela 3 – Valores máximos de tensão von Mises (MPa) para a infraestrutura da barra e parafuso protético, e valores de Tensão Máxima Principal (MPa) para o tecido ósseo peri-implantar quando diferentes desajustes e seções transversais foram avaliadas.

	Infraestrutura da barra	Parafuso protético	Osso cortical	
			Tração	Compressão
50 circular Au	96,99	5,13	3,25	-1,90
50 ovóide Au	112,75	9,07	5,79	-3,39
50 Hader® Au	144,80	16,08	9,28	-5,47
100 circular Au	193,99	10,27	6,51	-3,81
100 ovóide Au	225,49	18,14	11,58	-6,78
100 Hader® Au	289,60	32,16	18,57	-10,94
200 circular Au	387,99	20,55	13,02	-7,62
200 ovóide Au	450,98	36,29	23,16	-13,57
200 Hader® Au	579,19	64,33	37,14	-21,88

Tabela 4 – Valores máximos de tensão von Mises (MPa) para a infraestrutura da barra e parafuso protético, e valores de Tensão Máxima Principal (MPa) para o tecido ósseo peri-implantar quando diferentes ligas e seções transversais foram avaliadas.

	Infraestrutura da barra	Parafuso protético	Osso Cortical	
			Tração	Compressão
100 circular Co-Cr	497,37	22,84	16,77	-9,96
100 circular Ag-Pd	228,77	11,82	7,68	-4,51
100 circular Ti	268,20	13,30	8,78	-5,16
100 ovóide Co-Cr	550,83	39,49	28,51	-17,00
100 ovóide Ag-Pd	264,38	20,86	13,59	-7,98
100 ovóide Ti	306,90	23,51	15,46	-9,10
100 Hader Co-Cr	730,71	59,66	42,96	-25,86
100 Hader Ag-Pd	340,67	33,61	21,63	-12,78
100 Hader Ti	395,62	36,64	24,44	-14,47

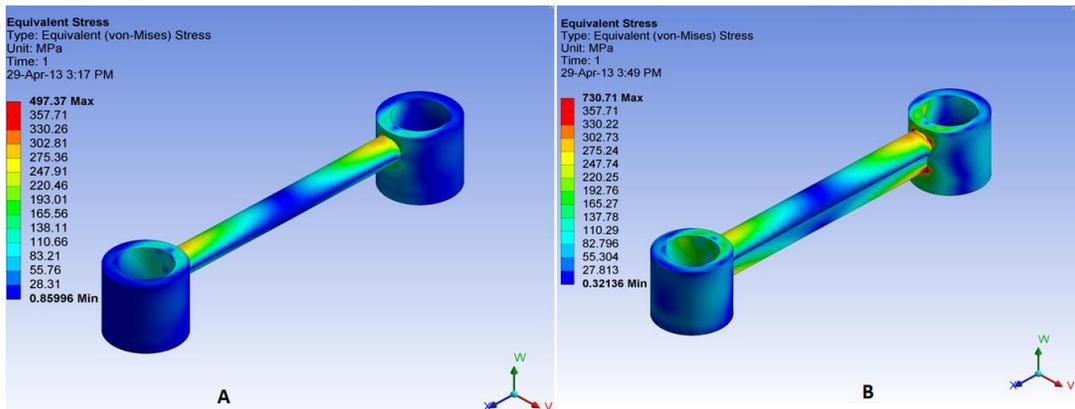


Figura 4 – Distribuição de tensões em: A- barra circular de Co-Cr e B- barra tipo Hader de Co-Cr (Desajuste 100 μ m).

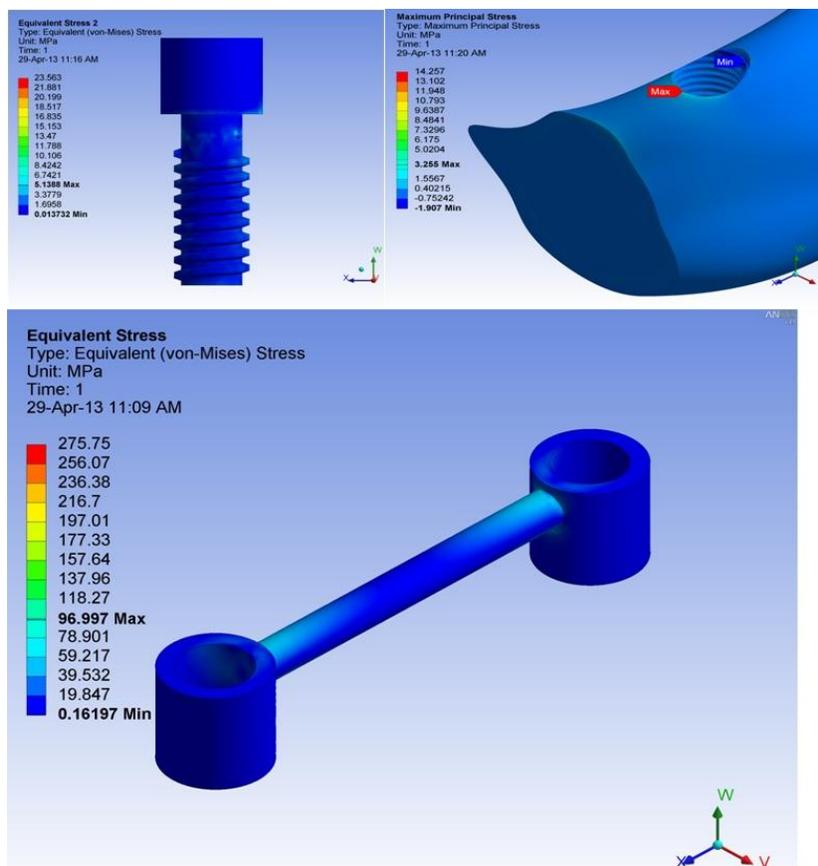


Figura 5 – Distribuição de tensões na barra circular de Au tipo IV (Desajuste 50 μ m).

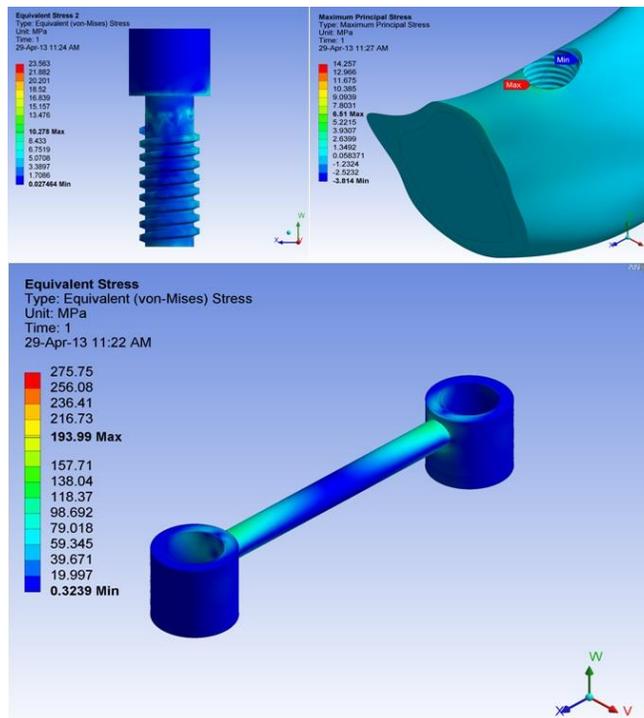


Figura 6 – Distribuição de tensões na barra circular de Au tipo IV (Desajuste 100 µm).

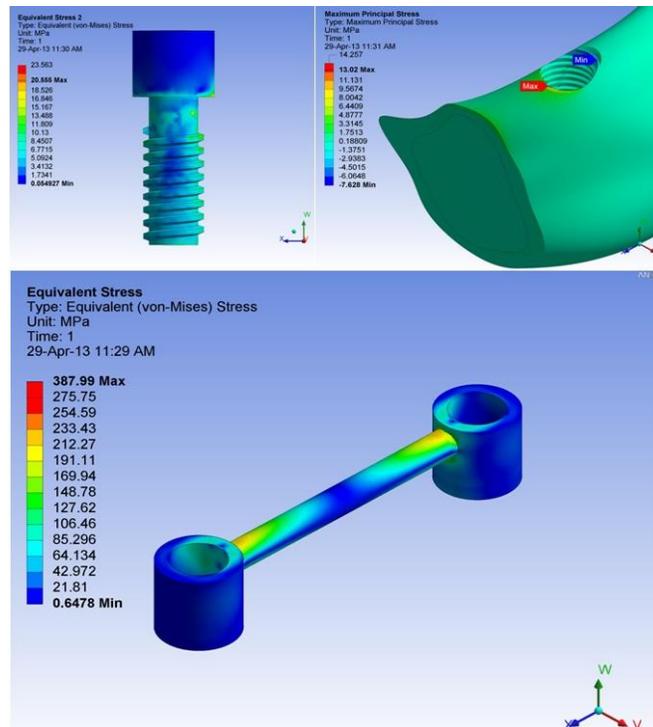


Figura 7 – Distribuição de tensões na barra circular de Au tipo IV (Desajuste 200 µm).

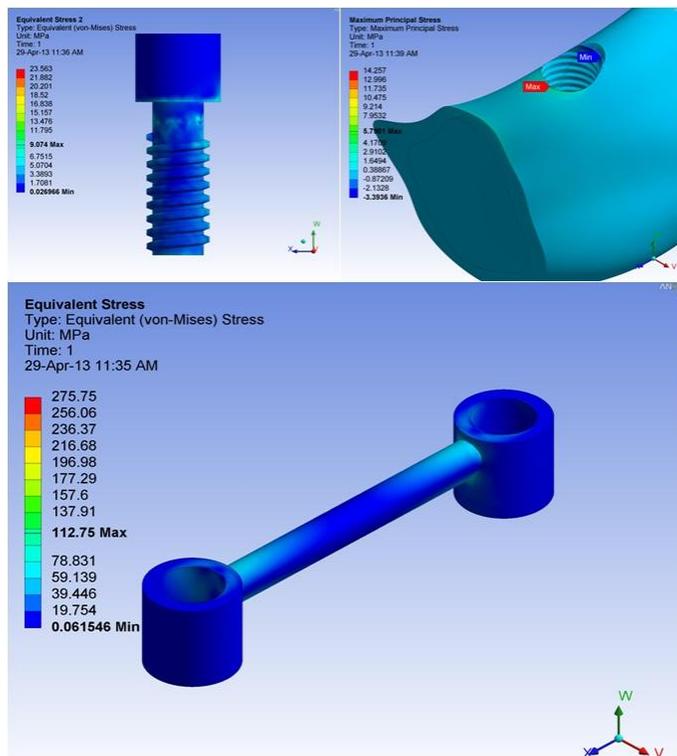


Figura 8 – Distribuição de tensões na barra oval de Au tipo IV (Desajuste 50 μm).

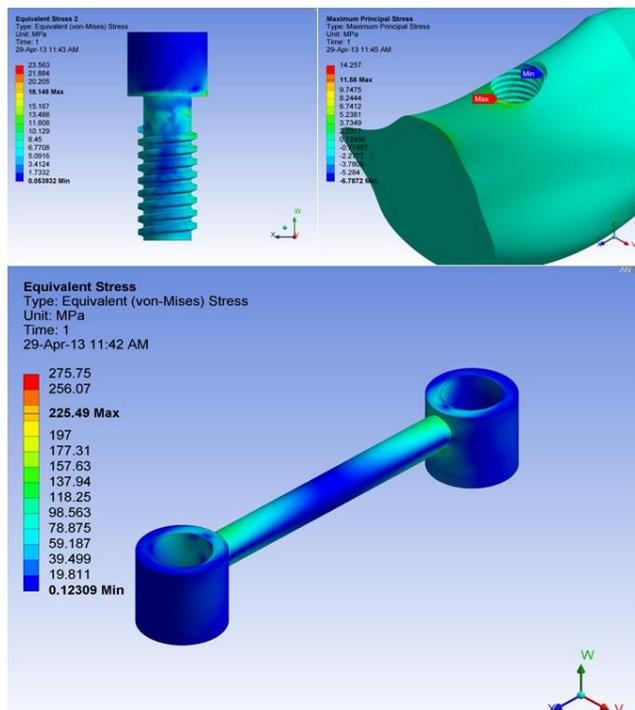


Figura 9 – Distribuição de tensões na barra oval de Au tipo IV (Desajuste 100 μm).

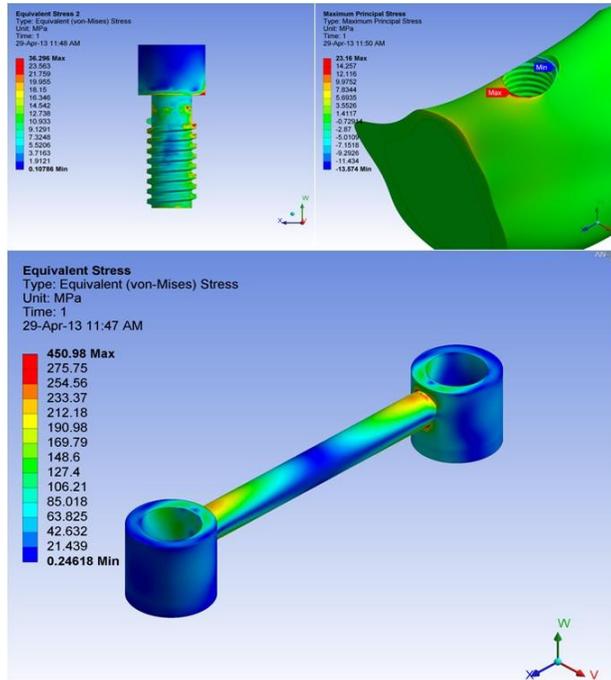


Figura 10 – Distribuição de tensões na barra oval de Au tipo IV (Desajuste 200 µm).

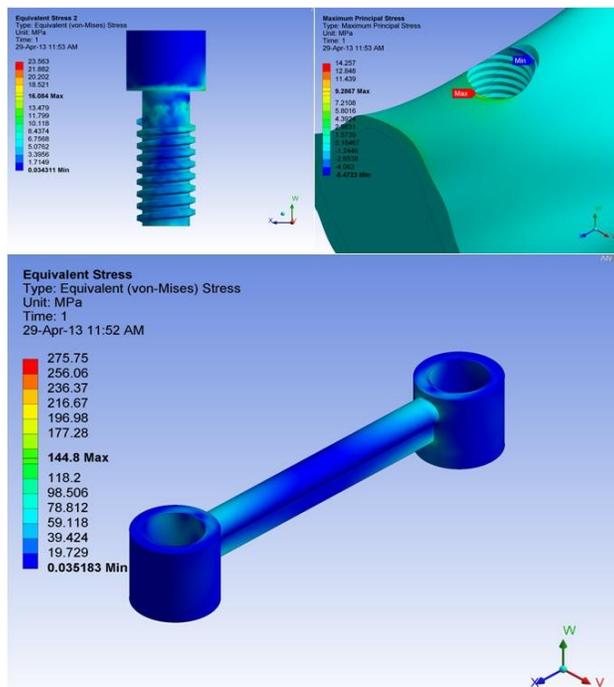


Figura 11 – Distribuição de tensões na barra tipo Hader de Au tipo IV (Desajuste 50 µm).

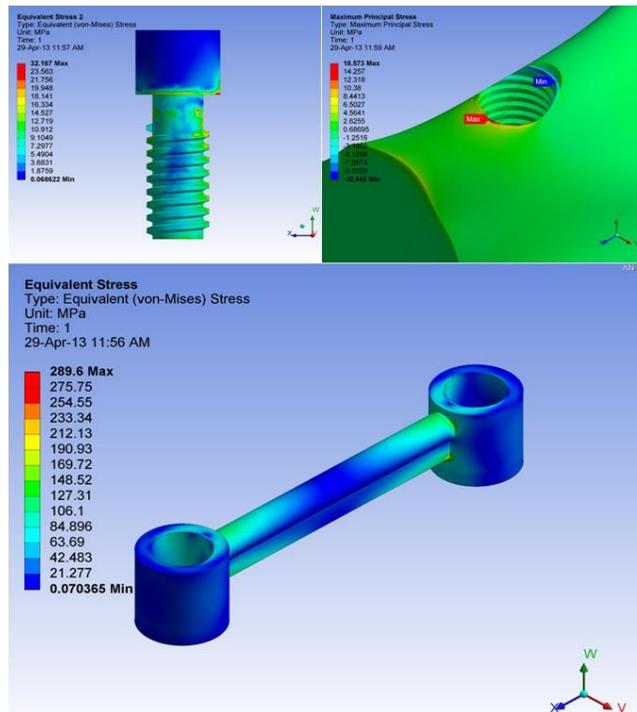


Figura 12 – Distribuição de tensões na barra tipo Hader de Au tipo IV (Desajuste 100 μm).

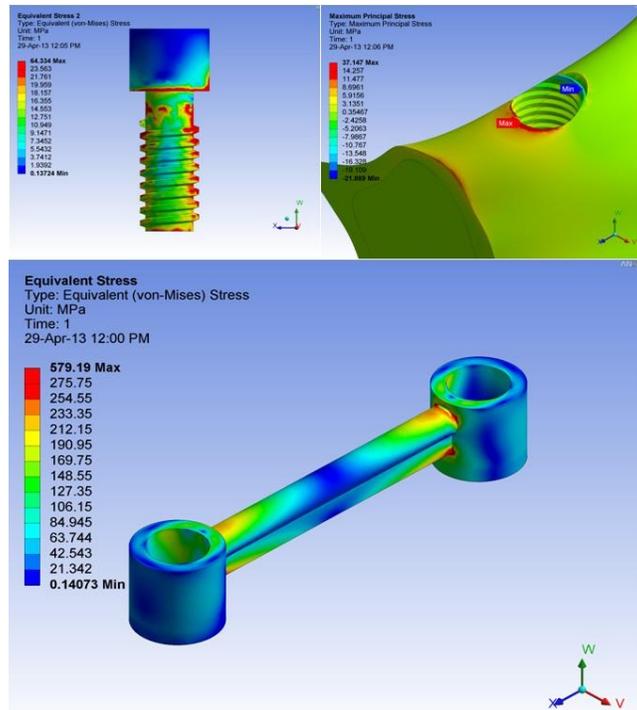


Figura 13 – Distribuição de tensões na barra tipo Hader de Au tipo IV (Desajuste 200 μm).

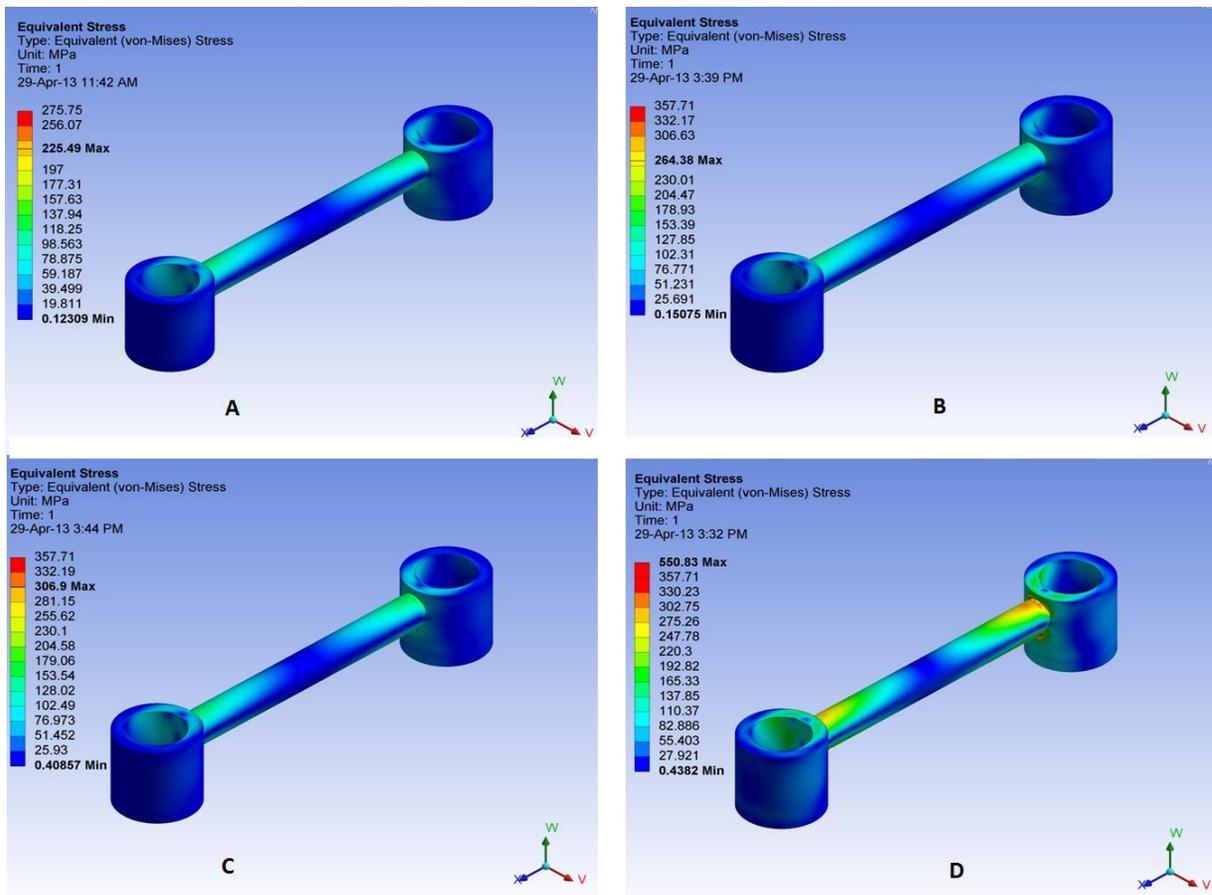


Figura 14 – Distribuição de tensões nas barras ovóides com desajuste de 100 µm. A- Au tipo IV; B- Ag-Pd; C- Ti cp; D- Cr-Co.

6. DISCUSSÃO

A contínua reabsorção dos rebordos alveolares parece ser um processo comum em todos os usuários de prótese total. Além disso, a adaptação das próteses convencionais tem sido relatada na literatura como experiência traumática devido à falta de estabilidade e retenção, consideradas as principais queixas dos usuários (van Waas, 1990). A ausência de dentes causa alterações no rebordo residual, e o desuso associado com a falta de estimulação pela mastigação aumenta a reabsorção óssea na região desdentada (Frost, 2003).

Assim, a reabsorção óssea da mandíbula é um processo inevitável que ocorre depois da extração dos dentes, sendo mais acentuada nos primeiros meses. Depois, a reabsorção é menos intensa, porém, sempre progressiva. A reabsorção do rebordo posterior não é interrompida com a instalação de implantes na região anterior; entretanto, próteses implantorretidas têm sido o tratamento de escolha na reabilitação de rebordos parcialmente ou totalmente edêntulos (Mariano *et al.*, 2012), na tentativa de preservar o osso alveolar com a estabilidade proporcionada pela *overdenture* (Wyatt *et al.*, 1998), e diminuir as principais queixas relatadas pelos pacientes edêntulos.

O principal objetivo neste estudo foi avaliar pelo método por elementos finitos a influência de diferentes modelos de seção transversal na distribuição de tensões em *overdenture* com sistema de retenção barra-clipe retida por dois implantes e com desajuste vertical. O método adotado neste estudo pode predizer com segurança o comportamento das tensões nas estruturas analisadas. Entretanto, as propriedades das estruturas estudadas podem ser consideradas como limitações do estudo, pois foram consideradas homogêneas, isotrópicas e linearmente elásticas, enquanto o osso tem características heterogênea e anisotrópica. Além disso, a análise considerada nos modelos foi linear. Pode-se supor que resultados diferentes poderiam ser obtidos se a metodologia empregasse análise não-linear ou as propriedades dos materiais fossem diferentes das consideradas.

Depois da simulação computacional dos modelos, os resultados mostraram tendência de concentração de tensão em todos os componentes do sistema de retenção, com

aumento da tensão conforme aumentava o desajuste e de acordo com o tipo da infraestrutura da barra. Os resultados obtidos neste estudo estão de acordo com os relatados em investigações que envolveram a mesma linha de pesquisa: 1) ligas para barra e desajuste vertical: As ligas da barra não mostraram influência considerável sobre os níveis de tensão no tecido ósseo peri-implantar, enquanto os demais componentes foram influenciados pela rigidez metálica. (Abreu *et al.*, 2010); 2) ligas para barra, níveis de desajuste vertical de 10, 50, 100 e 200 μm e desajuste horizontal de 50 μm : Ocorreu maior aumento de tensão na barra, pescoço do parafuso, terço cervical e médio do implante e osso cortical peri-implantar com o aumento do desajuste (Spazzin *et al.*, 2011b) e 3) materiais para barra, geometrias da seção transversal da barra e níveis de desajuste vertical com reabsorção vertical de 1,4 mm de osso peri-implantar: Maior complexidade da seção transversal da barra e reabsorção óssea aumentaram o nível de tensão estática no tecido peri-implantar (Spazzin *et al.*, 2013).

Assim, neste estudo foi possível também observar que as geometrias mais complexas da seção transversal da infraestrutura da barra proporcionaram maiores valores de tensões no tecido ósseo peri-implantar, parafuso protético e barra. A seção transversal circular promoveu menor valor de tensão, enquanto a barra tipo Hader (fechadura) apresentou a maior concentração de tensões, como verificado na literatura (Spazzin *et al.*, 2011b; Spazzin *et al.*, 2013), podendo ser explicado pelo fato de o desenho das seções transversais mais complexas necessitarem de uma maior quantidade de material, fazendo com que esse tipo de seção transversal apresente uma maior rigidez.

Os resultados deste estudo permitem supor que a geometria da seção transversal da infraestrutura da barra também pode estar relacionada com a biomecânica da *overdenture* durante a função clínica. Embora o estudo tenha sido desenvolvido por meio da análise por elementos finitos de uma infraestrutura assentada com desajustes verticais, foi possível inferir que barras com desenhos complexos, como a tipo Hader podem dificultar o movimento de rotação da *overdenture* durante a função mastigatória, dependendo do clipe a ser utilizado. Este fato pode causar maior concentração de tensão nos componentes protéticos e no tecido ósseo peri-implantar quando a prótese estiver em função.

Outro fato importante que reforça esta suposição é que a geometria circular da seção transversal da barra induziu ao menor valor de tensão, também por sua menor rigidez. Este resultado pode também significar que o sistema teria dissipado as tensões transmitidas para a região de suporte da prótese total durante a função clínica, pois não depende do tipo de clipe a ser utilizado para permitir uma maior liberdade para rotação da *overdenture*.

Desajustes entre 10 e 150 μm são considerados clinicamente aceitáveis por alguns autores (Branemark, 1985; Jemt, 1991). Outros autores também têm alegado que o tecido ósseo pode tolerar algum nível de desajuste (Carr *et al.*, 1996; Michaels *et al.*, 1997). Entretanto, apenas Jemt & Book (1996), num estudo longitudinal, relataram valores reais quando observaram que a média de reabsorção óssea marginal seria de 0,5 e 0,2 mm para próteses parafusadas e retidas com desajuste de 111 e 91 μm , respectivamente. No presente estudo, o aumento do desajuste vertical provocou aumento nos valores de tensão em todas as variáveis estudadas. Este resultado está em concordância com estudos similares avaliando o efeito do desajuste em infraestruturas de prótese dental implantossuportada (Spazzin *et al.*, 2011b; Abreu *et al.*, 2010).

O diferente efeito de ligas da infraestrutura da barra sobre a tensão induzida no sistema confirma os resultados de estudos anteriores, quando a liga com menor rigidez (Au tipo IV) proporcionou os menores valores de tensão (Abreu *et al.*, 2010; Bacchi *et al.*, 2013; Spazzin *et al.*, 2013).

As barras confeccionadas com ligas mais rígidas proporcionaram maiores valores de tensão do que as barras feitas com ligas resilientes, mesmo quando apresentam menor desajuste vertical. Portanto, com base nos resultados obtidos pode-se supor que diferentes ligas causariam diferentes níveis de tensões em barras com a mesma seção transversal, de maneira mais significativa que o desajuste vertical. Entretanto, para confirmação ou não dessa suposição seria necessário estudos futuros com enfoque nessa variável.

A análise por elementos finitos tem sido considerada ferramenta computacional consolidada e eficiente na Engenharia. Neste estudo, o modelo por elementos finitos foi baseado na forma pré-determinada do implante, nas estruturas do sistema e nas propriedades dos materiais e substrates envolvidos. Por meio da aplicação de carga e da interação numérica, a função do sistema de retenção por implante dentário pode ser

expressa em valores específicos ou por meio de figuras e gradientes de cores, conforme a concentração das tensões em cada região (Chang *et al.*, 2010). No entanto, esta abordagem apresenta algumas limitações, incluindo o fato de a análise ser feita com base num conjunto específico de valores (módulo de Young e coeficiente de Poisson), assumidos pela média das direções para cargas específicas (Petrie *et al.*, 2007). O tipo, a disposição e o número total de elementos também podem afetar a precisão dos resultados (Ding *et al.*, 2009). Entretanto, o método não pode ser subestimado cientificamente e a sua importância tem sido demonstrada ao longo dos anos (Geng *et al.*, 2001, Assunção *et al.*, 2009).

Os resultados deste estudo destacam alguns fatores de risco para o uso de *overdentures* que devem ser considerados e ser do conhecimento do profissional durante o plano de tratamento para cada caso clínico específico. Assim, o profissional deve estar ciente de que o sistema escolhido deve proporcionar menores valores de tensão, a fim de evitar grande concentração de tensão causada pelas forças de tração e compressão entre os componentes e, conseqüente, falha por fadiga (Patterson & Johns, 1992). As falhas por fadiga podem resultar no afrouxamento ou fratura do parafuso e na reabsorção óssea devido ao maior valor de tensão gerado no tecido ósseo peri-implantar.

Entretanto, estudos clássicos *in vivo* não estabeleceram o desajuste como fator único para falhas clínicas relacionadas à reabsorção óssea peri-implantar (Jemt & Book, 1996; Jemt *et al.*, 2000). No entanto, quando o desajuste está associado a outros fatores, como a forma desfavorável da seção transversal da barra ou a maior rigidez da liga da barra, pode ocorrer a falha de algum componente do sistema ou do sistema como um todo, comprometendo a longevidade clínica do tratamento.

Devido à complexidade dos resultados deste estudo, outras investigações devem ser realizadas para avaliar a influência de diferentes formas de seção transversal e liga da infraestrutura da barra sobre a distribuição de tensões em *overdentures* ocorridas durante a função mastigatória.

7. CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia utilizada no estudo, foi possível concluir que:

- Quanto mais complexa a geometria da barra, maior o módulo de elasticidade da liga utilizada, e maior o nível de desajuste, maiores valores de tensão podem ser encontrados na própria barra de retenção da overdenture, no parafuso protético e no tecido ósseo peri-implantar.

REFERÊNCIAS

1. 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: 425-431.
2. 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.
3. Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 95-105.
4. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996; 11(2): 216-222.
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(4): 1173–1177.
6. Awad MA, Locker D, Korner-Bitensky N, Feine JS. Measuring the effect of intra-oral implant rehabilitation on health-related quality of life in a randomized controlled clinical trial. *J Dent Res*. 2000; 79(9): 1659-1663.

1

¹ De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada na norma do *International Committee of Medical Journal Editors* – Grupo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

7. Awad MA, Lund JP, Shapiro SH, et al. Oral health status and treatment satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures: a randomized clinical trial in a senior population. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 390-396.
8. 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; Sep; 71(5):1243-1249. doi: 10.3109/00016357.2012.757644. Epub 2013 Jan 16.
9. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 399-410.
10. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence; 1985.
11. Buser D, Weber HP, Bragger U, Balsiger C. Tissue integration of one-stage ITI implants: 3-year results of a longitudinal study with Hollow-Cylinder and Hollow-Screw implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 405-412.
12. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 500-509.
13. Chang PC, Lang NP, Giannobile WV. Evaluation of functional dynamics during osseointegration and regeneration associated with oral implants. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21: 1-12.
14. Colussi CF, Freitas SFT. Aspectos epidemiológicos da saúde bucal do idoso no Brasil - Epidemiological aspects of oral health among the elderly in Brazil. *Cad. Saúde Pública*, Rio de Janeiro, 2002; 18(5): 1313-1320.

15. Ding X, Zhu XH, Liao SH, Zhang XH, Chen H. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont* 2009; 18: 393-402.
16. Frost HM. Bone's Mechanostat: A 2003 Update. *Anatomic Record, Part A: Discoveries in Molecular, Cellular and Evolutionary Biology*. 2003; 275: 1081-1101.
17. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 585-598.
18. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1999; 81(5): 537-552.
19. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 47-52.
20. He W, Sengupta M, Velkoff V, Debarros KA. 65+ in the United States. 2005: US Census Bureau 2005. Disponível em: <https://www.census.gov/prod/2006pubs/p23-209.pdf>
21. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 270-276.
22. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 620-625.

23. Jemt T, Lekholm U, Johansson CB. Bone response to implant-supported frameworks with differing degrees of misfit preload: in vivo study in rabbits. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000; 2: 129-137.
24. 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.
25. Mariano LOH, Sartori EA, Broilo JR, Shinkai RS, Corso L, Marczak RJ. Stresses in implant-supported overdentures with bone resorption: A 3-D finite element analysis. *Rev Odonto Cienc* 2012; 27(1): 41-46.
26. Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11 (Suppl 1):108-125.
27. Michaels GC, Carr AB, Larsen PE. Effect of prosthetic superstructure accuracy on the osseointegrated implant bone interface. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997; 83: 198-205.
28. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Departamento de Atenção Básica. Projeto SB Brasil 2010: condições de saúde bucal da população brasileira 2009-2010: resultados principais. Brasília: Ministério da Saúde; 2011. 68 p. Série C. Projetos, Programas e Relatórios. [acesso em 2012 June 15] Disponível em: http://dab.saude.gov.br/CNSB/sbbrasil/arquivos/projeto_sb2010_relatorio_final.pdf
29. Parel SM. Modified casting technique for osseointegrated fixed prosthesis fabrication: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989; 4(1): 33-40.
30. 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.

31. Petrie CS, Williams JL. Probabilistic analysis of peri-implant strain predictions as influenced by uncertainties in bone properties and occlusal forces. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18:611-619.
32. Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 602-607.
33. Roos J, Sennerby L, Lekholm U, Jemt T, Grondahl K, Albrektsson T. A qualitative and quantitative method for evaluating implant success: a 5-year retrospective analysis of the Branemark implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 504-514.
34. Rubenstein JE, Ma T. Comparison of interface relationships between implant components for laser-welded titanium frameworks and standard cast frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999; 14(4): 491-495.
35. Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 468-473.
36. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001;10: 85-92.
37. Sertgotz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont*. 1997; 10(1): 19-27.
38. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983; 49(6): 843-848.
39. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1989; 62(5): 567-572.

40. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1989; 62(5): 581-585.
41. 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* 2011b; 20: 280-285.
42. 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; 9; 46(12): 2039-2044. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.05.025. Epub 2013 Jun 20.
43. 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* 2011a ; 20: 517-522.
44. Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant Dent* 2006; 15: 24-34.
45. Vogel RC. Implant overdentures: a new standard of care for edentulous patients current concepts and techniques. *Compend Contin Educ Dent* 2008; 29: 270-276.
46. van Waas MA. Determinants of dissatisfaction with dentures: a multiple regression analysis. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 569-572.
47. Wyatt, CCL. The effect of prosthodontic treatment on alveolar bone loss: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 362-366.