



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



RICARDO TEIXEIRA ABREU  
Cirurgião Dentista

**Análise tridimensional da distribuição de tensões na  
estrutura do sistema barra/clips e interface  
osso/implante em função do tipo de material da barra  
e do desajuste vertical aos implantes**

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

Tese apresentada à Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba, Universidade  
Estadual de Campinas, para obtenção do  
Grau de Doutor em Clínica Odontológica –  
Área Prótese Dental.

Piracicaba  
2007

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

Ab86a

Abreu, Ricardo Teixeira.

Análise tridimensional da distribuição de tensões na estrutura do sistema barra/clips e interface osso/implante em função do tipo de material da barra e do desajuste vertical aos implantes. / Ricardo Teixeira Abreu. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2007.

Orientador: Marcelo Ferraz Mesquita.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Próteses e implantes. 2. Adaptação. 3. Ligas. 4. Biomecânica. I. Mesquista, Marcelo Ferraz. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em Inglês: 3d analysis of stress distribution on bar/clips structure and bone implant interface due to bar material and vertical misfit to dental implant

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Protheses and implants. 2. Adaptation. 3. Alloys. 4. Biomechanics

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

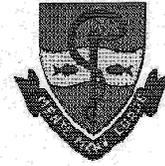
Banca Examinadora: Marcelo Ferraz Mesquita, Eduardo Piza Pellizzer, Pedro Yoshito Noritomi, Guilherme Elias Pessanha Henriques, Rafael Leonardo Xediek Consani

Data da Defesa: 15-02-2007

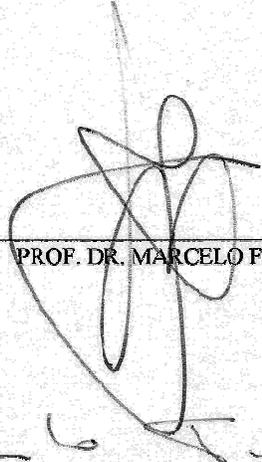
Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 15 de Fevereiro de 2007, considerou o candidato RICARDO TEIXEIRA ABREU aprovado.



---

PROF. DR. MARCELO FERRAZ MESQUITA



---

PROF. DR. EDUARDO PIZA PELLIZZER



---

PROF. DR. PEDRO YOSHITO NORITOMI



---

PROF. DR. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES



---

PROF. DR. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

## DEDICO ESTE TRABALHO

À minha esposa Carolina Abreu pelo amor, companheirismo e ajuda durante toda a confecção deste trabalho.

Aos meus pais Vânia e Henrique Sérgio, que sem medir esforços souberam educar seus filhos com amor e bom senso, firmando bases sólidas que sempre sustentaram um ambiente familiar alegre e agradável.

Aos meus irmãos Regis, Andréa, Natalia, Arley e Nara, sempre companheiros, confidentes e acima de tudo amigos.

Aos amigos, representados pelo Prof. Renato Maia.

## MINHA ESPECIAL GRATIDÃO

Ao Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, Titular da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, pelos ensinamentos, confiança, incentivos e sobretudo pela paciência, indispensáveis à conclusão deste trabalho.

## MINHA GRATIDÃO

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, representada pelo Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, Coordenador de Pós-Graduação e pela Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia, Coordenadora de Clínica Odontológica, pela oportunidade da realização do Curso de Doutorado.

Ao Centro de Pesquisas Renato Archer – CenPRA, representado pelo Prof. Dr. Jorge Vicente Lopes da Silva, chefe da Divisão de Desenvolvimento de Produto, que acolheu com tanta boa vontade e desenvolveu com tanto profissionalismo a parte experimental deste trabalho.

Aos docentes do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, pelos ensinamentos sempre relevantes à minha formação acadêmica.

Ao Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi e ao André Yugou Uehara, do Centro de Pesquisa Renato Archer – CenPRA, pelos nipônicos esforços e paciência.

Aos Profs. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo, Guilherme Elias Pesanha Henriques e Rafael Leonardo Xediek Consani, da Área Prótese Dental da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelos ensinamentos e agradável convivência.

Aos Profs. Simonides Consani, Marco Antônio Compagnoni e Pedro Rodrigues Teixeira Neto pelo incentivo à pós-graduação.

Aos Profs. José Maria de Sampaio Menezes, José Bonifácio Sousa Neto e Roberto dias Rego, pela estimulante parceria profissional.

Ao Prof. Luciano Praça e ao Robson Cavalcante pela ajuda na fase de modelagem dos sólidos.

Aos meus colegas da Área Prótese Noéli, Rodrigo, Daniela, Cláudio, Guilherme, Juliana, Emilena, Luiz Augusto, Laís, Margareth, Silvia, Alexandre, Alessandra, Rafael, Maurício, Henrique, Humberto, Luciana, Márcia, Poliana e Wagner.

Aos meus amigos do curso de Pós-Graduação Raphael, Bruno, Denise, Renato, Stenio, Fernando e Robert.

Aos meus amigos Emerson, Rafael, Guillermo, Flávio, Gabriela, Lucio, Adriano, Jaime, Luciana, Alexandre, Xis, Régis Capibaribe e Creedence.

Aos colegas da Base Aérea de Fortaleza, representados pelo 1º Ten Luiz Fernando da Costa Noira Passos.

A todos que indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

## EPÍGRAFE

As invenções são, sobretudo, o resultado de um trabalho teimoso.

Alberto Santos-Dumont  
Inventor e aviador brasileiro



## RESUMO

Este trabalho verificou tridimensionalmente a distribuição de tensões na estrutura e interface osso/implante do sistema barra/clips sobre dois implantes osseointegrados quando influenciada pelo tipo de material da barra (Liga de Au tipo III, liga de AgPd, liga de CoCr e Ti cp) e por diferentes níveis de desajuste vertical da barra a um dos implantes (5 $\mu$ m, 25 $\mu$ m, 50 $\mu$ m, 100 $\mu$ m, 200 $\mu$ m e 300 $\mu$ m) utilizando a metodologia através dos elementos finitos. Com o uso do programa Rhinoceros<sup>®</sup> 3.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA), foram modelados digitalmente dois implantes Master Screw (Conexão, Brasil) de 10 mm de comprimento, 3,75 mm de diâmetro de rosca e 4,1 mm de plataforma; um sistema barra/clips com dois UCLAs sem anti-rotacional (Conexão, Brasil); e uma região anterior de mandíbula com severa reabsorção óssea. O conjunto modelado foi exportado para o programa NEiNastran<sup>®</sup> 9.0 (Noran Engineering Inc., EUA) onde foram realizadas as simulações mecânicas com carregamento de 20 N/cm durante o aperto dos parafusos de retenção da barra. Os resultados obtidos foram avaliados de forma qualitativa através do gradiente de cores das tensões de von Mises e quantitativamente através do registro de três nós que apresentaram maiores níveis de tensão, localizados na barra metálica (nó 470), osso cortical (nó 5581) e osso medular (nó 10683). Na análise qualitativa foi possível observar uma redução de tensão localizada na porção mesial da região cervical, com aumento equivalente de tensão na porção distal da região cervical do osso cortical, osso medular e barra. Na análise quantitativa os maiores e menores níveis de tensão registrados no nó 470 foram 1186 MPa no desajuste de 300 $\mu$ m para a liga de CoCr e 03 MPa no desajuste de 5 $\mu$ m para a liga de Au tipo III. Para o nó 5581, foram registrados 255 MPa no desajuste de 5 $\mu$ m para a liga de Au tipo III e 225 MPa no desajuste de 300 $\mu$ m para a liga de CoCr. O nó 10683 registrou 215 MPa no desajuste de 300 $\mu$ m para a liga de CoCr e 201 MPa no desajuste de 5 $\mu$ m para a liga de Au tipo III. Foi possível concluir que o módulo de elasticidade do material da barra e o desajuste influenciaram de forma significativa as tensões registradas na barra, sem, no entanto, apresentar grande influência na tensão gerada na interface osso/implante.

**Palavras-chaves:** prótese, implante, adaptação, ligas, biomecânica.

## ABSTRACT

This study evaluated the 3d stress distribution around a bar/clips overdenture system on two osseointegrated implants when influenced by bar material (type III Au alloy, AgPd alloy, cp Ti and CoCr alloy) and different vertical misfit to one of the implants (5 $\mu$ m, 25 $\mu$ m, 50 $\mu$ m, 100 $\mu$ m, 200 $\mu$ m e 300 $\mu$ m) using finite element methodology. Using Rhinoceros<sup>®</sup> 3.0 software (NURBS Modeling for Windows, EUA), there were digitally made two Master Screw implants (Conexão, Brazil) of 10 mm width, 3.75 mm thread diameter and 4.1 mm fit platform; a bar/clips overdenture system with two UCLAs (Conexão, Brazil); and an anterior part of a severed reabsorbed jaw. The modeled set was then exported to NEiNastran<sup>®</sup> 9.0 software (Noran Engineering Inc., EUA) where the mechanic simulations were made with the screw tightened to a torque of 20 N/cm. The obtained data were evaluated by qualitative and quantitative means. The qualitative analysis was evaluated by color scale given by the program. At this analysis was possible to observe a stress reduction at the mesial portion of the cervical region, with equivalent raising stress of the distal portion of this same region, spongy bone and overdenture bar. The quantitative analysis was measured by von Mises stress registered on three knots that showed most stress on qualitative analysis. The three knots were located at the overdenture bar (knot 470), cortical bone (knot 5581) and spongy bone (knot 10683). The greatest and smallest stress levels recorded on knot 470 were 1186 MPa at 300 $\mu$ m misfit for CoCr alloy and 03 MPa at 5 $\mu$ m misfit for Au type III alloy. At knot 5581, there were registered 255 MPa at 5 $\mu$ m for Au type III alloy and 225 MPa at 300 $\mu$ m for CoCr alloy. The 10683 knot registered 215 MPa at 300 $\mu$ m for CoCr alloy and 201 MPa at 5 $\mu$ m for Au type III alloy. The elastic module of the overdenture bar and misfit influenced the stress distribution at the overdenture bar itself, although it did not have great influence at the bone/implant interface.

**Keywords:** prosthodontics, implant, fit, alloy, biomechanics.

## SUMÁRIO

1 - INTRODUÇÃO.....	1
2 - REVISÃO DE LITERATURA.....	5
3 - PROPOSIÇÃO.....	24
4 - MATERIAIS E MÉTODO.....	25
4.1 – Seleção das formas geométricas dos componentes.....	26
4.2 – Modelagem das estruturas.....	27
4.3 – Simulação do modelo.....	28
4.4 – Hipóteses simplificadoras.....	32
4.5 – Processo de análise dos resultados.....	42
5 - RESULTADOS.....	44
6 - DISCUSSÃO.....	51
7 - CONCLUSÃO.....	60
REFERÊNCIAS.....	61
ANEXO .....	68

# 1. INTRODUÇÃO

Em maio de 1982, durante a Conferência de Toronto – Canadá, foi introduzido o conceito de osseointegração na odontologia como sendo a união de um corpo ao tecido ósseo vivo sem a presença de qualquer tecido mole intermediário, de modo que haja transmissão direta de cargas para o osso de ancoragem. Este conceito, descoberto décadas antes graças aos estudos pioneiros de Bränemark, possibilitou o tratamento de seres humanos com implantes de titânio para suportar próteses dentárias, contrariando a idéia de que os implantes dentários deveriam ser ancorados por uma camada fibrosa interposta entre eles e o tecido ósseo adjacente simulando o ligamento periodontal (Torres, 2005).

A introdução da osseointegração na odontologia afetou positivamente a perspectiva da implantodontia e melhorou a qualidade de vida de muitos pacientes desdentados totais, extrapolando suas indicações para desdentados parciais, próteses buco-maxilo-faciais e ancoragem ortodôntica. O crescente número de aplicações clínicas tem levado muitos cientistas a contribuírem na evolução dos sistemas de implantes, conceitos de tratamento e técnicas laboratoriais (Sahin & Çereli, 2001).

Os protocolos para a reabilitação de pacientes com próteses sobre implantes dentários são bem documentados na literatura. Segundo Romero *et al.*, 2000, a maioria dos autores concordam na necessidade de uma adaptação passiva entre a infra-estrutura e os implantes. Em próteses implanto-suportadas, a falta de uma boa adaptação gera micromovimentação dos componentes protéticos podendo acarretar falhas nas estruturas da prótese (Hussaini & Wong, 1997; Byrne *et al.*, 1998; Taylor, 1998; al-Turki *et al.*, 2002), além de transmitir tensões indesejáveis ao tecido ósseo adjacente aos implantes podendo resultar na perda da osseointegração (Goodacre *et al.*, 1999; Gratton *et al.* 2001; Kunavisarut *et al.*, 2002), embora alguns estudos apontem para o fato de haver certa tolerância biológica dos implantes a determinados graus de desajuste (Jemt & Book, 1996; Carr *et al.*, 1996; Taylor, 1998; Kan *et al.*, 1999).

Sem demonstrar ao certo quais níveis de desajuste podem ser considerados clinicamente aceitáveis, diversos autores (Sahin & Çehreli, 2001; Taylor & Agar, 2002; Hecker & Eckert, 2003) lançaram mão de informações consagradas na literatura e formularam teorias mecânicas.

Para osseointegração, a possibilidade teórica mais citada e aceita, embasa-se na ausência de ligamento periodontal, que impossibilita micro movimentações dos implantes, os tornando incapazes de se adequarem aos desajustes protéticos, ao passo que os dentes naturais podem se mover até 100µm dentro do ligamento periodontal, podendo acomodar-se a discrepâncias ainda maiores por reabsorção e aposição óssea. Os implantes osseointegrados tem mobilidade até 10µm, limitada pela elasticidade óssea, sendo anquilosados ao osso impossibilitando qualquer movimentação a longo prazo ou acomodação de tensões, de modo que desajustes mínimos podem provocar altos níveis de tensões contínuas na interface osso-implante (Watanabe *et al.*, 2000). Como estes se encontram rigidamente integrados ao tecido ósseo, a concentração de tensões pode resultar em reabsorção óssea, reforçando a teoria de que a adaptação marginal entre a estrutura metálica e os implantes é considerada vital para a manutenção da osseointegração (Skalak, 1983; Waskewicz *et al.*, 1994; Riedy *et al.*, 1997; Renner, 2000).

Segundo Taylor, 1998, a concepção racional para este questionamento é obvio, mas infelizmente o suporte científico é atualmente falho. Segundo o autor, a limitada literatura científica disponível apóia a hipótese que a adaptação passiva da prótese ao implante não é importante e apesar do desajuste ter ou não efeito na saúde e manutenção da osseointegração, é sabido que o desajuste é uma causa constante de falha nos componentes mecânicos da prótese.

Durante as últimas três décadas, a significância do aspecto biomecânico do tratamento com implantes tem sido enfatizada e tem-se procurado medidas seguras que definam os limites da transmissão de forças aos implantes dentários (Sahin & Çehreli, 2001). Segundo Romero *et al.*, 2000 e Pietrabissa *et al.*, 2000, as técnicas convencionais de laboratório não permitem a fabricação de uma infra-estrutura rígida com nível aceitável de desajuste. Os erros que acontecem são principalmente devido à inconsistência da expansão volumétrica e linear dos materiais utilizados na fabricação,

que incluem os materiais de impressão, os gessos, ceras, revestimentos e metais para fundição. Possíveis distorções podem ser criadas em qualquer passo do processo de fabricação.

Pesquisas científicas tem recomendado diferentes técnicas para minimizar os desajustes de próteses sobre múltiplos implantes, como, por exemplo, seccionamento e posterior soldagem das peças (Macartney & Doud, 1993; Watanabe *et al.*, 2000); eletroerosão (Schmitt & Chance, 1996; Renner, 2000; Romero *et al.*, 2000; Sartori *et al.*, 2004); solda a laser e sistema *CAD-CAM* (Tan, 1995; Riedy *et al.*, 1997). No entanto, estes autores afirmam que ainda são necessários mais dados que definam o limite para um assentamento da infra-estrutura que seja clinicamente aceitável.

Diversas ligas e metais vem sendo utilizados para confecção de infra-estruturas para próteses sobre implantes, sem contudo, haver trabalhos científicos que abordem a influência do tipo de metal ou liga empregado sobre a resposta biomecânica das estruturas relacionadas.

O método mais seguro para avaliar a resposta biomecânica de uma dada situação ainda hoje é a avaliação clínica (imediate ou longitudinal). No entanto, estruturas envolvidas e seus graus de complexidade inviabilizam o estudo clínico biomecânico de estruturas intraósseas na sua grande maioria pela dificuldade de metodologia adequada do ponto de vista ético ou longo tempo requerido para desenvolver estudos clínicos (Torres, 2005).

Portanto, para reproduzir laboratorialmente uma situação clínica e aplicar a ela cargas, a metodologia através dos elementos finitos, ou MEF, é uma ferramenta importante para obter uma solução para um problema mecânico complexo, por dividir o elemento problema em uma coleção de pequenos e simples elementos, no qual o campo de variáveis pode ser interpolada com o uso de funções de formas. Devido os componentes do sistema implante/osso serem extremamente complexos geometricamente, o MEF tem sido proposto como a ferramenta mais abrangente para sua análise (Geng, 2001), possibilitando prever e quantificar os efeitos das tensões induzidas por todo o sistema prótese/implante/osso e a capacidade de cada um em

suportar as cargas mastigatórias e de oclusão dentro de uma dada situação clínica, como a falta de assentamento passivo e o tipo de material da infra-estrutura.

As overdentures são próteses comumente utilizadas na odontologia restauradora sobre implantes. Uma de suas indicações mais simples e comumente utilizada é o sistema barra/clips na região anterior de mandíbula, onde dois implantes de tamanho reduzido, devido à reabsorção óssea, suportam uma barra encerada sobre um modelo e fundida através da técnica da cera perdida.

Em consideração à larga utilização deste tipo de prótese na reabilitação de desdentados totais, é de grande importância que se possa prever a longevidade das estruturas relacionadas, selecionando o material que melhor responda aos esforços durante a mastigação. Portanto, foi selecionada para este estudo uma situação clínica de uma overdenture retida pelo sistema barra/clips sobre dois implantes osseointegrados, simulando diferentes níveis de desajuste vertical e diferentes metais e ligas metálicas para a barra.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

Segundo Skalak, em 1983, as forças, as quais os implantes e o osso de suporte são submetidos, não devem ser superiores as suportáveis por estes, desta forma, o sucesso da osseointegração estará diretamente relacionado com o equilíbrio destas. Ressaltou-se ainda que, pelo fato da prótese formar uma estrutura única com o implante em virtude da conexão rígida, qualquer desajuste entre estes dois componentes pode resultar em sérios danos na prótese, no implante ou no osso de suporte por gerar excesso de tensões na região.

Lekholm & Zarb, em 1985, em capítulo do livro *Tissue-integrated prostheses* (P.I. Branemark), descreveram os tipos de ossos em relação à sua qualidade. No capítulo os autores classificam o osso como tipo I, II, III e IV, dependendo da quantidade de osso cortical e medular e qualidade do osso medular.

Meijer, em 1992, calculou pelo método dos elementos finitos a distribuição de tensões no osso adjacente a implantes de acordo com variações no tamanho dos implantes, altura da mandíbula e presença de barra conectando dois implantes. Utilizou um modelo bidimensional com propriedades isotrópicas e lineares, aplicando uma força vertical de 100 N. Observou que o comprimento dos implantes possui pouca influência na distribuição de tensões decorrentes de cargas verticais.

Akagawa *et al.*, 1992, através de estudo tridimensional analisaram a interface implante/óssea de um implante osseointegrado. Verificaram que esta poderia ser afetada conforme a intensidade da carga mastigatória. A biomecânica da interface contribui para o sucesso de um tratamento, porém uma mesma magnitude de carga pode gerar efeitos diferentes nesta interface, em função de sua direção.

Em 1993, McCartney & Doud afirmaram que uma das principais causas de desadaptação de prótese sobre implantes é a grande contração das ligas decorrente do processo de fundição, especialmente quando a estrutura é produzida em

peça única, de modo que, em muitos casos, faz-se necessário o seccionamento e a posterior soldagem da peça, a fim de se obter passividade adequada.

Zarb & Schmitt, em 1990, estudaram a efetividade do tratamento por implantes de áreas posteriores parcialmente desdentadas na mandíbula e maxila. Para isso, trinta e cinco pacientes foram tratados com 105 implantes osseointegrados em 46 áreas edêntulas, sendo 29 na mandíbula e 17 na maxila. Os implantes foram instalados de acordo com o procedimento de dois estágios cirúrgicos, com períodos de cicatrização de 4 a 6 meses. As primeiras próteses foram confeccionadas com dentes de estoque e estrutura metálica de prata-paládio. Posteriormente, próteses metalocerâmicas passaram a ser confeccionadas. Os pacientes foram examinados uma semana após o início da carga, e em seguida, passaram a ser examinadas anualmente. O período de observação variou de 2,6 a 7,4 anos, sendo constatada uma taxa de sobrevivência de 94% para os implantes, o que permitiu que 100% dos pacientes usassem suas próteses com sucesso durante o período de observação. Dois implantes foram perdidos no momento da reabertura e 2 implantes, apesar de osseointegrados, foram sepultados em decorrência de localização proteticamente desfavorável. Dois implantes sofreram fraturas a 1,6 e 3,5 anos após a carga e foram removidos. Os problemas e complicações mais freqüentes estavam relacionados principalmente ao afrouxamento de parafusos e fratura de porções de resina acrílica dos dentes de estoque. Os autores concluíram que este estudo ofereceu um forte argumento em favor de próteses fixas implantossuportadas como uma alternativa a próteses tradicionais em pacientes com edentulismo parcial posterior.

Sakagushi & Borgersen, também em 1993, avaliaram o comportamento biomecânico do cilindro protético de ouro em relação ao parafuso de ouro e ao pilar, sob carga, com o objetivo de obter informações a respeito dos mecanismos de afrouxamento e fratura de parafusos de retenção. Um modelo bidimensional incluindo implante, pilar, parafuso protético e coroa foi desenvolvido. Após a aplicação de uma pré-carga de 100 N no parafuso protético, cargas oclusais de até 487 N foram impostas na ponta de cúspide e o comportamento do conjunto foi observado através de análise

não-linear de elementos finitos. A medida em que cargas assimétricas eram aplicadas na ponta de cúspide, a coroa era deslocada em direção à carga, levando ao afrouxamento do parafuso protético após seguidos ciclos. Os autores concluíram, portanto, que a separação entre coroa, pilar e implante contribui para o afrouxamento do parafuso de ouro e deformação do corpo do parafuso depois de repetidas aplicações de carga.

Utilizando análise fotoelástica, Waskewicz, Ortrowski e Parks, em 1994, avaliaram os estresses gerados sobre cinco implantes Branemark posicionados em modelo fotoelástico simulando curvatura de mandíbula humana, quando a eles foi fixada supra-estrutura em liga de ouro-paládio, antes e após passivação por seccionamento e soldagem. A supra-estrutura foi fixada aos pilares com torque de 10Ncm, em três diferentes seqüências de aperto dos parafusos: 1-2-3-4-5; 5-4-3-3-2-1 e 3-2-4-1-5. Os resultados demonstraram que a supra-estrutura não-passiva gerou concentração de esforços em torno dos implantes, principalmente sobre os distais (1 e 5), enquanto a estrutura passiva não gerou estresses aos implantes. A ordem de aperto dos parafusos não influenciou os padrões fotoelásticos observados.

Em 1995, Millington & Leung utilizaram a técnica de cobertura fotoelástica para avaliar a relação existente entre o tamanho e a localização dos desajustes nas interfaces pilar-implante e os estresses gerados sobre supra-estrutura para prótese sobre implantes. Para tanto, foi confeccionada uma supra-estrutura em liga de ouro tipo IV sobre quatro implantes Branemark e pilares de titânio, posicionados em modelo metálico. Na superfície superior da supra-estrutura foi fixada uma cobertura de material fotoelástico. As franjas obtidas com a simulação de nove graus de desajuste (6, 17, 27, 40, 55, 68, 81, 91 e 104 $\mu$ m) foram analisadas em polariscópio de reflexão. O estresse máximo sobre os pilares intermediários ocorreu com um desajuste de 55 $\mu$ m, enquanto que nos pilares distais, ocorreu com uma desadaptação de 104 $\mu$ m. Os autores concluíram que há relacionamento positivo entre o nível de desadaptação da supra-estrutura e a intensidade das forças sobre ela geradas.

Em 1995, Clelland *et al*, mediram e compararam as tensões transferidas ao osso após o apertamento do parafuso de retenção de *overdenture* sobre implantes com diferentes níveis de desajuste. Para o estudo os autores utilizaram uma resina fotoelástica e dois *strain-gauge* presos aos implantes incluídos na resina fotoelástica. Foi confeccionado um grupo controle com a barra perfeitamente ajustada e três grupos de *overdentures* com desajustes verticais de 180, 360 e 500µm. Os autores concluíram que tensões são transferidas ao osso quando próteses com desajustes são apertadas e que a maior parte destas tensões se localiza na região mesial do osso adjacente aos implantes.

Para Tan, ainda em 1995, a obtenção de um ajuste totalmente passivo de próteses sobre implantes é provavelmente impossível, uma vez que os diversos estágios dos procedimentos laboratoriais de fabricação, incluindo moldagem, obtenção do modelo mestre, enceramento, revestimento, fundição, adição de cobertura estética e acabamento, podem adicionar distorções ao produto final. Assim, o desafio dos procedimentos alternativos aos métodos convencionais, como solda a laser e sistema *CAD-CAM*, é determinar um nível mínimo de distorção e estresses que seja clinicamente aceitável, conferindo longevidade à prótese.

Em 1996, Uludamar & Leung, utilizando a técnica de cobertura fotoelástica, avaliaram as tensões geradas em supra-estruturas com diferentes níveis de desadaptação vertical aos implantes, antes e após a utilização do sistema *Preci-disc* para correção desses desajustes. Os resultados demonstraram que tensões são geradas na supra-estrutura quando desajustes estão presentes e que a localização do desajuste influencia marcadamente a quantidade e direção do estresse máximo induzido na estrutura. Maiores níveis de estresse são gerados quando o maior desajuste está situado no pilar intermediário.

Jemt e Book, em 1996, analisaram, *in vivo*, a correlação entre o grau de desajuste de próteses sobre implantes e as alterações do nível do osso marginal de implantes colocados em maxilas edêntulas. Foram avaliados dois grupos com sete

pacientes cada um, sendo um deles acompanhado por um período de um ano, e o outro por cinco anos, após o segundo estágio cirúrgico. O desajuste das próteses foi mensurado pela técnica fotogramétrica tridimensional, e o nível de osso marginal foi acompanhado por radiografias intra-orais padronizadas. Para os grupos de um e cinco anos, a média de desajuste foi de 111 e 91 $\mu$ m, e a média de perda óssea marginal foi de 0,5 e 0,2mm, respectivamente, resultados considerados clinicamente aceitáveis. Os autores não observaram correlação estatística entre o desajuste da prótese e alterações no nível do osso marginal. Após vários anos em função, os implantes encontravam-se estáveis e imóveis, indicando que pode existir certa tolerância biológica ao desajuste das próteses.

Para Jemt *et al*, 1996, embora seja sugerido que desajustes na interface prótese-implante exercem influência sobre transmissão de esforços, resposta biológica dos tecidos envolvidos e complicações protéticas, ainda não há uma definição formal sobre o nível de desajuste que pode ser considerado aceitável e nem há métodos consistentes para verificação clínica desses desajustes. Os autores avaliaram a eficácia de quatro diferentes métodos na detecção de desajustes: Mylab; Sistema da Universidade de Washington; técnica fotogramétrica; Sistema da Universidade de Michigan. Concluíram que todos eles são capazes de detectar desajustes relevantes do ponto de vista clínico, de forma reproduzível e confiável. Contudo, apenas a técnica fotogramétrica pode ser empregada para avaliações intra-orais.

Em 1996, Schmitt & Chance descreveram a técnica de fabricação de restaurações metálicas implanto-retidas sem a necessidade de fundições, através da associação de 3 métodos não convencionais *laser Scanning* sistema *CAD-CAM* e eletroerosão. Com isso foi possível a fabricação de restaurações metálicas com grande precisão em relação adaptação marginal, sem a utilização da técnica da cera-perdida e fundição do metal. Os autores relataram que antes da introdução deste Sistema na Odontologia, as restaurações, inclusive as do tipo implanto-retidas, eram normalmente confeccionadas pelas técnicas laboratoriais convencionais e que estes métodos apresentavam imprecisões resultantes de distorções dos modelos, revestimentos e

resfriamento do metal, além do fato de poderem gerar reações galvânicas na interface implante/restauração por serem normalmente confeccionadas em Au ou alguma liga de metal básico, o que não ocorriam na associação das três técnicas, O uso do Laser *Scanning* consiste numa técnica alternativa onde feixes de luz (laser de baixa-energia) são projetados sobre o modelo a ser reproduzido, sendo capturados num sensor próprio do aparelho. Estes dados são arquivados no formato .STL e, transferidos para o sistema *CAD-CAM* que irá criar o modelo em 3 dimensões. Na seqüência confeccionava-se a restauração metálica em Ti através do processo de eletroerosão no aparato E.D.M. A restauração concluída apresentou excelente contorno, adaptação marginal e propriedades biomecânicas, Com isso concluiu-se que a utilização do *Laser Scanning*, *CAD-CAM* e eletroerosão podem ser indicadas na fabricação de restaurações metálicas implanto-retidas, obtendo resultados mais versáteis e precisos do que os obtidos pelas técnicas convencionais.

Ainda em 1996, Carr *et al.*, tentaram medir a resposta óssea ao redor de implantes colocados na mandíbula de babuínos que suportaram próteses que exibiam dois níveis de desajustes sem carga oclusal. As próteses retidas por parafusos exibiam desajustes médios linear de 38 micron e 345 micron, que compuseram os grupos de ajuste e desajuste respectivamente. Os resultados não mostraram uma diferença na resposta do osso entre os dois níveis do ajuste protético. Segundo os autores, os achados puderam ser discutidos como uma limitação do tamanho da amostragem e da falta de carga oclusal. Os autores concluíram que os resultados deste estudo não puderam ser utilizados para a aplicação clínica e nem que a adaptação altera a interface da osseointegração

Jemt, em 1996, utilizou um método computadorizado para avaliar a precisão do ajuste marginal de próteses sobre implantes a partir dos modelos comparando os resultados com medidas obtidas numa análise clínica. Foram selecionados 17 pacientes com próteses sobre implantes (7 maxilar e 10 mandibular). Das 17 estruturas, 5 foram fabricadas em Ti e soldadas a laser e 12 fabricadas em Au, sem soldagem. Todas as estruturas analisadas apresentaram-se com ajustes

aparentemente aceitáveis. Entretanto, pela análise da média tridimensional de distorção do ponto central do cilindro em Au, verificou-se que esta distorção foi significativamente maior nas mensurações realizadas na cavidade oral. Desta forma, o autor concluiu que próteses com aparência aceitável podem apresentar distorções de vários microns na interface entre as infra-estruturas.

Sertgöz *et al.*, em 1997, utilizando a metodologia dos elementos finitos investigaram o efeito de três materiais diferentes de recobrimento oclusal (resina, compósito de resina e porcelana) e quatro tipos diferentes de materiais da infra-estrutura (ouro, prata-paládio, cobalto-cromo e liga de titânio) na distribuição de tensões numa prótese mandibular sobre seis implantes e osso adjacente. Uma força oclusal de 172 N foi imposta sobre a superfície oclusal do modelo. Os resultados obtidos demonstraram que utilizando uma prótese com material de pouco módulo de elasticidade não levou a diferenças substanciais nos padrões de tensão nem nos valores do osso cortical e do osso medular adjacente aos implantes; e tensões concentradas nos parafusos de retenção aumentaram o potencial de falha da prótese. Os autores concluíram que a combinação ótima para os materiais foi encontrada na infra-estrutura de cobalto-cromo com o recobrimento oclusal em porcelana.

Riedy *et al.*, em 1997, estudaram a adaptação marginal de próteses implantoretidas de 5 elementos, obtidas pela técnica da fundição em monobloco e obtidas pela técnica da usinagem computadorizada – sistema *CAD-CAM*. As infra-estruturas fundidas foram seccionadas e unidas por solda “laser”. Os resultados mostraram que a secção e união por meio de solda *laser* foi o método mais preciso, apresentando os menores valores de desajuste marginal.

Segundo Jansen, Conrads e Ritcher, em 1997, a colonização bacteriana na interface pilar-implante pode causar reações inflamatórias dos tecidos moles perimplantares. Os autores avaliaram, através de microscopia eletrônica de varredura, o nível de infiltração microbiana em 13 diferentes combinações de pilares e implantes. Verificaram que todos os sistemas avaliados apresentam *gaps* marginais menores que

10 $\mu$ m, com média de 5 $\mu$ m, o que poderia ser considerado insignificante. Porém, em todos os casos, verificou-se infiltração e colonização bacteriana nas regiões internas dos implantes.

Hussaini & Wong, em 1997, apresentou uma técnica clínica e laboratorial para a fabricação de modelos e modelos mestres. O processo mostra o seccionamento e a união com resina dos transferentes. Segundo os autores, medidas clínicas, radiográficas e laboratoriais confirmaram a precisão de ajuste da prótese feita com o procedimento relatado. Os autores afirmaram como vantagens desta técnica a fabricação final da infra-estrutura sobre o modelo, eliminando o tempo clínico necessário para obter repetidos indexes para solda e a diminuição do inconveniente ao paciente.

Jemt & Lekholm, em 1998, realizaram um estudo *in vivo* através de uma técnica fotométrica em três dimensões para medir a distorção de infra-estrutura sobre três implantes e o osso adjacente, quando influenciado por desajuste médio de 150 $\mu$ m e torque médio de 246 N. Os autores observaram que a cabeça do implante movimentou em direção à infra-estrutura de 50 a 200 $\mu$ m. A deformação óssea encontrada foi basicamente entre os implantes, onde foi observada uma compressão de aproximadamente meio milímetro. Os autores concluíram que a concentração de deformação óssea resultante do desajuste pode ser um fator contribuinte à perda óssea marginal inicial, ocasionalmente observada após a instalação de próteses implantada.

Holmgren *et al.*, 1998, analisaram, através de elementos finitos, o efeito da variação na forma e diâmetro de implantes na dissipação de tensões quando submetidos a forças oclusais verticais, horizontais e oblíquas. Utilizaram modelos bidimensionais, homogêneos, isotrópicos, lineares e em estado plano de deformações. Após a aplicação de cargas oclusais de 285psi em três direções, observaram uma melhor distribuição de tensões para os implantes escalonados quando comparados aos cilíndricos. Ressaltaram também a importância da utilização de forças oclusais

oblíquas, visto que se tratam de forças mais realistas e que para uma dada força, causam maior concentração de esforços no osso cortical.

Taylor, em 1998, em uma revisão fez uma análise crítica da literatura disponível sobre problemas e complicações da osseointegração de pacientes edêntulos. No artigo o autor incluiu falhas de implantes, desajuste de infra-estruturas, fraturas de componentes e afrouxamento de parafusos. O autor concluiu que comparado com a maioria dos outros métodos complexos de tratamento dentário, a reposição dentária com implantes pode ser considerada de imprescindível sucesso e de moderada dificuldade.

Menicucci *et al.*, em 1998, analisaram através de modelo tridimensional de elementos finitos a transmissão de forças mastigatórias em “overdentures” mandibulares implanto-retidas, variando o tipo de encaixe. Considerando os materiais isotrópicos, homogêneos e lineares, aplicaram força oclusal equivalente a 35N e observaram a distribuição de tensões na mucosa e osso circundante aos implantes. Os encaixes “bola” aparentaram favorecer a uma melhor distribuição de tensões tanto na mucosa quanto no osso peri-implantar em relação ao encaixe “barra-clip”.

Ainda em 1998, Sendyk avaliou, através do método bidimensional de elementos finitos, a distribuição de tensões em implantes e estruturas adjacentes, em função do diâmetro do implante (3,75mm ou 5mm) e do material da coroa protética (cerâmica feldspática ou compômero). Após a aplicação de força oclusal de 100N, observou-se que implantes de maior diâmetro melhoraram a distribuição das tensões geradas e diminuíram seus valores, e que a distribuição de tensões no tecido ósseo é a mesma quando se utiliza coroa de porcelana feldspática ou de compômero.

Para Byrne *et al.*, em 1998, boa adaptação dos pilares aos implantes é importante para assegurar a efetividade dos componentes protéticos, enquanto adequado assentamento dos parafusos aos pilares garante o efeito de fricção entre eles, evitando afrouxamento ou perda destes parafusos. Os autores avaliaram

comparativamente três tipos de pilares: pré-fabricados, fundidos a partir de padrões plásticos e pré-fabricados modificados em laboratório, considerando a adaptação destes aos implantes e também a adaptação dos parafusos à base de assentamento destes pilares. Para os dois parâmetros analisados, melhores resultados foram obtidos com os pilares pré-fabricados. Os autores sugeriram que os desajustes verificados nos pilares fundidos estavam provavelmente associados a limitações e dificuldades na técnica de fundição, baixa tolerância aos ciclos de queima da porcelana, que foram simulados no estudo, e alterações impostas pelos procedimentos de acabamento.

Em 1999, Kan *et al.*, discutiram a adaptação passiva e revisaram vários métodos sugeridos para avaliar a adaptação de infra-estruturas implanto suportadas. Os autores fizeram uma revisão de literatura para identificar os métodos clínicos que tem sido usados para avaliar a adaptação das infra-estruturas. Eles concluíram que os níveis de adaptação passiva sugeridos são empíricos, não existindo uma guia científico para o que realmente é adaptação passiva e afirmaram que numerosas técnicas tem sido apresentada para avaliar a interface prótese-implante, mas individualmente nenhuma apresentou resultados objetivos. Os autores sugeriram que os clínicos usem uma combinação de métodos disponíveis para minimizar as desadaptações.

Korioth & Johann, em 1999, avaliaram a influência de estruturas metálicas com diferentes materiais e secções transversais na distribuição de tensões em implantes durante a função mastigatória. O modelo tridimensional utilizado era composto pela representação de uma mandíbula com cinco implantes e sobreestrutura composta por metal e resina acrílica. Uma carga mastigatória de 382 N foi aplicada ao modelo com seis variações no desenho da estrutura metálica e duas variações na liga metálica. A estrutura com secção transversal na forma retangular vertical demonstrou uma menor concentração de tensões nos implantes posteriores. A utilização de liga metálica com módulo de elasticidade mais baixo aumentou a concentração de tensões nos implantes posteriores.

Goodacre *et al.*, 1999, através de extensa revisão de literatura

envolvendo estudos clínicos de 1981 a 1997, descreveram tipos e frequência de complicações clínicas relacionadas ao tratamento com implantes osseointegrados. Avaliaram a relação da perda de implantes com o tipo de prótese empregado, o tipo de arco, o comprimento dos implantes e a qualidade óssea. Maiores perdas de implantes estão relatadas para *overdentures*, no arco maxilar, com implantes curtos e osso de baixa qualidade. Quanto à fase de tratamento, pré ou pós-protética, a perda de implantes varia conforme o tipo de prótese empregada. Complicações cirúrgicas incluem distúrbios neurosensitivos, hematomas, fratura mandibular, hemorragia e desvitalização de dentes adjacentes. As possíveis complicações perimplantares são perda óssea marginal, alterações dos tecidos moles, como recessões, fístulas e inflamação gengival. Complicações mecânicas incluem afrouxamento ou fratura dos parafusos, fraturas dos implantes, da supra-estrutura metálica, da base de resina ou do material estético de cobertura da prótese, fratura da prótese oposta, problemas de retenção com *overdentures*. Além destas, também encontram-se relatos de complicações estéticas e fonéticas. As falhas ocorridas após a instalação da prótese em geral estão associadas a pobre higiene oral, cargas excessivas e desajustes da estrutura metálica.

Já em 2000, Abu-Hammad *et al.*, investigaram a eficácia de quatro desenhos de distribuidores de tensões. Foram utilizados modelos tridimensionais de elementos finitos sob cargas verticais e horizontais de 100 N. As forças horizontais geraram tensões no osso circundante aproximadamente 10 vezes mais severas que forças verticais. O polietileno reforçado com hidroxiapatita foi capaz de reduzir tensões ao redor do pescoço do implante.

Jemt *et al.*, 2000, estudaram a resposta óssea ao redor de implantes osseointegrados colocados em tíbias de coelhos sob ação de infra-estruturas sem desajuste (n=9) e com desajuste de 1mm (n=15), e sob a ação de pré-torques de 15 a 26 Ncm. Após 2 a 3 semanas os coelhos foram sacrificados e feitas medidas histomorfométricas correlacionando com as variáveis do estudo. Os autores observaram uma correlação significativa entre o grau de aumento do pré-torque e o

aumento da quantidade de osso em contato ao implante. Os autores concluíram que a magnitude clínica dos níveis de tensão não aparentaram colocar em risco a osseointegração por si. Ao contrário, níveis clínicos médios de pré-carga pareceram promover significativamente remodelação óssea ao redor da rosca do implante.

O'Mahony, MacNeill e Cobb, em 2000, avaliaram 45 implantes que foram perdidos após 2 a 7 anos de função, todos provenientes de pacientes livres de fatores gerais considerados de risco como diabetes, fumo, etc. Segundo os autores, nesse estágio, o acúmulo de placa pode ser um fator crítico por induzir respostas teciduais inflamatórias, que podem culminar com reabsorção da crista óssea e perda do implante. Por isso, verificaram a influência de vários fatores sobre a quantidade de acúmulo da placa, considerando as interfaces pilar-implante e pilar protético-intermediário; junção colar liso-superfície do implante; rugosidade superficial do pilar e do implante; adaptação dos componentes; perfil de emergência; diâmetro das coroas. O estudo sugere que microgaps nas interfaces dos componentes facilitam o acúmulo de placa e que cargas oclusais extra-axiais podem maximizar essas fendas, aumentando a área disponível para colonização bacteriana. Por isso, uma vantagem dos implantes de um estágio é a ausência da interface pilar-implante junto à crista óssea. Os microgaps entre pilar protético-intermediário são maiores nos componentes fundidos do que nos pré-fabricados, bem como nas estruturas cimentados do que nas parafusadas. Os autores concluíram que a perda da crista óssea afeta a longevidade dos implantes, mas que ainda não está claro se essa perda resulta do acúmulo de placa ou de tensões excessivas.

Renner, em 2000, em revisão de literatura, descreveu a técnica de usinagem de infra-estrutura implanto suportada através da eletro erosão, utilizando eletro descarga. O autor relatou as vantagens em fabricar coroas e infra-estruturas em titânio pela sua biocompatibilidade e a possibilidade de fazer usinagem com eletro erosão. No artigo o autor relata o impacto que a usinagem por eletro erosão e infra-estruturas em titânio tem na odontologia atual.

Watanabe *et al.*, 2000, utilizando aferidores de tensão, avaliaram as tensões geradas sobre três implantes posicionados de forma linear em um bloco de poliuretano quando a eles foram aparafusadas estruturas metálicas confeccionadas por quatro diferentes métodos: fundição em monobloco, seccionamento e soldagem, soldagem, ajuste passivo (método Altatex). Avaliaram também a influência da seqüência de aperto dos parafusos sobre as tensões geradas nos implantes. Maiores níveis de tensões foram gerados pela fundição em monobloco, seguida dos métodos de seccionamento e soldagem, soldagem, e ajuste passivo. Quanto à ordem de aperto dos parafusos de fixação, não há alteração significativa das tensões impostas aos implantes, contudo o aperto inicial do parafuso mediano parece distribuir melhor as tensões entre os implantes distais. Mesmo níveis visualmente imperceptíveis de desajuste geram tensões nos implantes e por isso, próteses com desajustes clinicamente detectáveis ou com movimento de báscula não devem ser instaladas. Achados como necessidade freqüente e constante de reaperto dos parafusos sugerem ausência de boa adaptação aos implantes, mesmo que a prótese esteja aparentemente bem ajustada. Os autores salientam que os dentes podem se mover até 100pm dentro do ligamento periodontal, mas os implantes têm mobilidade de até 10!Im, limitados pela elasticidade óssea, de modo que desajustes mínimos podem rovocar altos níveis de tensões.

Pietrabissa *et al.*, também em 2000, avaliaram os efeitos biomecânicos induzidos por uma infra-estrutura desadaptada quando forçada sobre dois implantes. As forças induzidas à infra-estrutura foram medidas usando dois desenhos propostos e fabricados experimentalmente permitindo diferentes tipos de desajuste. Foram desenvolvidos modelos em MEF 3D da infra-estrutura e da infra-estrutura ancorada ao osso através dos implantes. Os resultados mostraram que o método pode ajudar a estimar a distribuição de tensões na infra-estrutura e no osso como uma conseqüência de diferentes desajustes.

Ainda em 2000, Romero *et al.*, avaliaram 3 técnicas para correção do desajuste marginal de trinta barras tipo Hader fundidas suportadas por dois implantes.

Os desajustes iniciais entre as barras e o implantes foi medido utilizando um microscópio nas faces vestibular, distal e ligal. 10 amostras foram seccionadas, unidas e sodadas por fundição através de inclusão (grupo 1); outras 10 foram seccionadas e soldadas por chama direta (grupo 2); e as últimas 10 foram submetidas a 2 ciclos de eletroerosão. As medidas foram então novamente efetuadas. Os desajustes médios antes da aplicação das 3 técnicas foram: 192  $\mu\text{m}$  para o grupo 1, 190  $\mu\text{m}$  para o grupo 2 e 198  $\mu\text{m}$  para o grupo 3. Após a aplicação das técnicas os desajustes médios ficaram em 15  $\mu\text{m}$  para o grupo 1; 72  $\mu\text{m}$  para o grupo 2 e 7,5  $\mu\text{m}$  para o grupo 3. Os autores concluíram que o grupo da eletroerosão apresentou a menor média de desajuste (7,5  $\mu\text{m}$ ), ficando dentro dos critérios de adaptação passiva descritos na literatura (até 10  $\mu\text{m}$ ).

Geng *et al.*, em 2001, publicou uma revisão de literatura sobre a aplicação da análise através do método dos elementos finitos na implantodontia. Os autores afirmaram que os elementos finitos tem sido extensivamente utilizado para prever a performance biomecânica de vários desenhos de implantes assim como o efeito dos fatores clínicos do sucesso dos implantes. Segundo os autores, entendendo a teoria básica, método, a aplicação e as limitações do método dos elementos finitos, o clínico estará melhor equipado para interpretar os resultados desta metodologia e extrapolar os resultados para as situações clínicas. No artigo, os autores discutem sobre os achados através dos métodos dos elementos finitos em relação à interface osso-implante, conexão implante-prótese e múltiplas próteses implanto suportadas.

Em seu trabalho de revisão de literatura, Sahin & Çehreli, em 2001, levantaram os fatores que afetam diretamente a adaptação das próteses sobre implantes. Assentamento passivo corresponde ao posicionamento da infra-estrutura sobre os respectivos implantes sem geração de tensões entre eles. Adaptação marginal corresponde ao posicionamento da infra-estrutura sobre os respectivos implantes resultando na menor distância horizontal possível entre estes componentes. Desta forma, pode-se encontrar uma infra-estrutura com boa adaptação, mas sem assentamento passivo. A adaptação marginal e o assentamento passivo são pré-

requisitos fundamentais para a manutenção da osseointegração e longevidade tanto dos implantes quanto das próteses sobre implantes. Segundo os autores, os métodos clínicos e laboratoriais, existentes para confecção das infra-estruturas protéticas, não são precisos e portanto não permitem a obtenção de assentamento passivo absoluto, sendo necessário à utilização de métodos alternativos para melhorá-los. Isto ocorre, devido a distorções que ocorrem em todas as etapas da confecção das infra-estruturas. O seccionamento e a soldagem da infra-estrutura é um dos métodos alternativos mais empregados. Entretanto, nem a soldagem convencional, nem a soldagem *laser* provem o assentamento passivo absoluto e sim a redução nas tensões ao redor dos implantes.

De acordo com Gratton, Aquilino e Stanford, em 2001, micromovimentações na interface pilar-implante ocorrem mesmo entre componentes aparentemente estáveis e podem provocar alterações nos tecidos moles perimplantares como inflamações, hiperplasias e fístulas. Torque inadequado, desadaptações e cargas excessivas são alguns dos fatores responsáveis por esses micromovimentos. Os autores avaliaram restaurações unitárias submentidas a diferentes torques (16, 32, 48 Ncm) e condições de cargas cíclicas compressivas (920N e 130N). Concluíram que valores de torque inferiores ao recomendado pelo fabricante resultam em maiores micromovimentações na interface pilar-implante.

Akça & Iplikçioğlu, em 2001, investigaram, através do método tridimensional de elementos finitos, o efeito da angulação vestibulo-lingual do rebordo residual na distribuição de tensões em próteses parciais implanto-suportadas na região de mandíbula posterior. Foram desenvolvidos modelos com variações no número e posicionamento dos implantes. Após a aplicação de uma força oclusal oblíqua de 400N, observou-se uma concentração de tensões de compressão na interface implantelosso lingual e de tração na interface vestibular. Houve um aumento das tensões em decorrência do aumento da angulação do rebordo alveolar. Foi concluído que quando a angulação do rebordo alveolar apresentava-se de forma combinada a outros fatores de risco como bruxismo, a utilização de um implante para cada dente substituído reduzia as áreas de altas concentrações de tensões.

Para Taylor e Agar, 2002, são inegáveis os avanços dos sistemas de implantes na ciência odontológica. O surgimento de diversas formas de pilares, implantes e outros componentes não só ampliaram as aplicabilidades clínicas da técnica, como também reduziram a incidência de complicações biomecânicas e aprimoraram os conceitos de estética e oclusão. Entretanto, com o objetivo de garantir a estabilidade dos implantes osseointegrados em longo prazo, a ciência tem voltado sua atenção para a melhoria da precisão e passividade dos componentes protéticos, uma vez que ainda não se sabe ao certo até que ponto o desajuste, que gera tensões aos implantes, pode afetar o sucesso do tratamento. É preciso esclarecer quais níveis de desajuste podem ser considerados aceitáveis e como mensurá-los clinicamente.

Kunavisarut *et al.*, em 2002, utilizaram a metodologia através dos elementos finitos para investigar o efeito de desajuste de 111 $\mu$ m em próteses sobre implantes sem *cantilever*, com *cantilever* e variações de forças oclusais de 100N e subsequentemente 50N, 200N e 300N no *cantilever*. Foram avaliadas a influência das variáveis na prótese, componentes dos implantes e osso adjacente. Os autores observaram que o desajuste aumentou significativamente as tensões nos componentes dos implantes e no osso adjacente ao implante. Adicionalmente, a presença do *cantilever* e de força oclusal excessiva ampliaram o efeito do desajuste da prótese.

Al-Turki *et al.*, em 2002, avaliaram o efeito de dois níveis de desajuste vertical (100 e 175 $\mu$ m) em próteses totais implanto suportadas quando influenciada durante carga cíclica de 48 horas. Os autores observaram uma instabilidade significativa dos parafusos de retenções das próteses em ambos os desajustes.

Goodacre *et al.*, em 2003, através de extensa revisão da literatura, descreveram as principais complicações com implantes e próteses sobre implantes, enquadrando-as em categorias: complicações cirúrgicas, perda do implante, perda óssea, complicações dos tecidos perimplantares, complicações mecânicas, estéticas e fonéticas. Muitas complicações mecânicas estão relatadas na literatura, conforme

citadas a seguir em ordem decrescente de incidência: perda da retenção/adaptação de *overdenture*; fratura da cobertura de resina de prótese parcial fixa; necessidade de reembasamento de *overdenture*; fratura da Cobertura de porcelana de prótese parcial fixa, fratura de *overdenture*; fratura da prótese antagonista; fratura da base de resina acrílica; afrouxamento do parafuso protético; afrouxamento do parafuso do pilar; fratura do parafuso profético; fratura da estrutura metálica; fratura do parafuso do pilar; fratura do implante.

De acordo com Hecker e Eckert, também em 2003, até o presente momento não foram estabelecidos níveis de desajustes clinicamente toleráveis, ábaixo dos quais os problemas são mínimos e acima dos quais podem ocorrer falhas catastróficas. Os autores realizaram um estudo para determinar se o ajuste de próteses implanto-suportadas é alterado com a aplicação de cargas cíclicas, bem como para quantificar as alterações do ajuste entre cilindros de ouro e pilares intermediários ao longo do tempo. As mensurações foram realizadas antes da aplicação de cargas, após 50 ciclos com carga de 200N e após 200 ciclos com a mesma carga, a qual foi aplicada sobre a porção anterior de cinco estruturas, sobre a porção *cantilever*, unilateralmente, em outras cinco peças, e em mais cinco estruturas sobre a porção *cantilever*, bilateralmente. Os resultados demonstraram que cargas aplicadas na região anterior alteram o desajuste por decréscimo da fenda. Para as cargas aplicadas na região de *cantilever* uni e bilateralmente, não houve diferenças nos desajustes mensurados.

Em 2004, Sartori *et al.*, compararam a adaptação de próteses implanto suportadas fundidas em titânio e em liga de ouro e submetidas à eletroerosão. Foram fabricadas cinco infra-estruturas sobre três implantes para cada tipo de metal (titânio comercialmente puro e liga de Au - Degudent U), fundidas em monobloco. As medições foram realizadas com microscópio ótico antes de após a eletroerosão. Antes da eletroerosão não houve desajustes com diferença estatística significativa entre a liga de Au (69,2 $\mu$ m) e o Ti (94,2 $\mu$ m). A eletroerosão diminuiu significativamente o desajuste nos dois grupos (liga de Au = 12,8 $\mu$ m e Ti = 29,6 $\mu$ m). Os autores concluíram que as superestruturas em titânio não apresentaram diferença estatística significativa em

relação às fundidas em liga de ouro, e que ambas diminuíram significativamente o desajuste após a eletroerosão.

Sevimay *et al.*, em 2005 investigaram o efeito de 4 tipos diferentes de qualidade óssea na distribuição de tensões numa coroa implanto suportada na mandíbula através da análise dos elementos finitos em 3 dimensões. Os resultados demonstraram que as tensões de von Mises na qualidade óssea D3 e D4 foram de 163 MPa e 180 MPa, respectivamente, e os maiores valores foram observados no pescoço do implante. As tensões de von Mises no osso D1 e D2 foram 150 MPa e 152 MPa, respectivamente. Os autores concluíram que as concentrações de tensão localizaram-se no osso cortical e devido o osso trabecular ser mais fraco e menos resistente à deformação, os maiores níveis de tensão foram observados nos ossos D3 e D4.

Torres, em 2005, avaliou através da fotoelasticidade, a adaptação marginal entre os pilares intermediários e estruturas fundidas em monobloco com diferentes materiais (titânio, cobalto-cromo e níquel-cromo-titânio) sob a influência de diferentes níveis de desajuste. O autor concluiu que estruturas para prótese fixas sobre múltiplos implantes fundidas em monobloco podem produzir níveis biologicamente aceitáveis de desajuste, sendo os melhores resultados obtidos com titânio, seguido das ligas níquel-cromo-titânio e cobalto-cromo. Não foi verificada correlação entre valores de adaptação marginal e tensões fotoelástica impostas aos implantes.

Natali *et al.*, em 2006, utilizou a análise através dos elementos finitos para avaliar a relevância do estresse induzido no osso peri-implantar causado por desajuste horizontal de uma infra-estrutura em ouro de uma prótese fixa sobre dois implantes. Os autores afirmaram que o desajuste horizontal causou estresse significativo e que o valor máximo de tensão obtido foi entre 40-60 MPa, dependendo do desajuste considerado. Os autores afirmaram ainda que os níveis de tensão foram altamente influenciados

pelos movimentos axiais e as características de deformação da infra-estrutura metálica e do implante.

### **3. PROPOSIÇÃO**

O objetivo deste estudo foi verificar tridimensionalmente a distribuição de tensões na estrutura e interface osso/implante de um sistema barra/clips sobre dois implantes osseointegrados quando influenciado pelo tipo de material da barra (Liga de Au tipo III, liga de AgPd, liga de CoCr e Ti cp) e por diferentes níveis de desajuste da barra a um dos implantes (5 $\mu$ m, 25 $\mu$ m, 50 $\mu$ m, 100 $\mu$ m, 200 $\mu$ m e 300 $\mu$ m) utilizando a metodologia através dos elementos finitos.

## 4. MATERIAIS E MÉTODO

A metodologia empregada para este estudo foi através do método dos elementos finitos em três dimensões.

A análise pelos métodos dos elementos finitos foi inicialmente desenvolvida nos anos 60 para resolver problemas estruturais na indústria aeroespacial. Desde então, suas aplicações têm sido estendidas para a resolução de problemas de transferência de calor, fluxo de fluidos, transporte de massa e eletromagnetismo. (Geng *et al.*, 2001; Akca *et al.*, 2002).

O método dos elementos finitos consiste em uma técnica que preconiza a divisão da estrutura a ser analisada em pequenos elementos (cujas reações a forças são mais facilmente calculadas) com o objetivo de viabilizar o cálculo da reação da estrutura inteira, por meio da combinação das reações de cada elemento. (Akagawa *et al.*, 1992)

O conceito envolve a idealização de um modelo ou da estrutura contínua como se fossem uma montagem de um número finito de pequenos elementos estruturais conectados a um número finito de pontos, chamados comandos (nós). Os elementos finitos são formados por cortes figurativos da estrutura sob consideração em segmentos.

Para avaliar as tensões em um modelo assimétrico são necessárias informações para que o programa de computador possa processar e calcular as tensões desenvolvidas:

1. Número total de pontos nodais;
2. Número total de elementos;
3. Identificação para cada elemento;
4. Módulo de Young (elasticidade) e o coeficiente de Poisson (deformação), associado a cada elemento;
5. Identificação para cada ponto nodal;
6. Coordenadas de cada ponto nodal;
7. Tipo de delimitação confinada;
8. Avaliação de forças nos nós.

Para este trabalho, o conjunto formado por osso mandibular (cortical e medular), implantes e componentes protéticos foi reproduzido na forma de modelos digitais computadorizados utilizando o programa Rhinoceros<sup>®</sup> 3.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA), e utilizando o programa NEiNastran<sup>®</sup> 9.0 (Noran Engineering, Inc., EUA) foi simulado, utilizando o método dos elementos finitos em 3 dimensões, dentro da máxima fidelidade possível, a condição clínica proposta, no que se refere às propriedades dos materiais e às condições de carga.

#### 4.1. Seleção das formas geométricas dos componentes

Os modelos tridimensionais propostos foram baseados em uma situação clínica comumente encontrada. Os mesmos foram compostos por uma secção da região anterior da mandíbula contendo dois implantes osseointegrados (parte constante) e pelo componente protético – sistema barra/clips (parte variável) acoplada aos implantes através de parafusos de titânio.

Para a porção óssea dos modelos foi selecionada uma imagem tomográfica computadorizada de uma mandíbula humana com considerável reabsorção óssea e uma condição óssea tipo III, de acordo com a classificação Lekholm & Zarb, em 1985.

Foram selecionados dois implantes de dimensões clinicamente aceitáveis dentro das limitações espaciais de uma mandíbula reabsorvida. Portanto, foram utilizados como referência dois implantes de titânio do tipo Master Screw (Conexão, São Paulo, Brasil) na forma rosqueável, com 10 mm de comprimento, 3,75 mm de diâmetro no seu corpo, 4,1 mm de diâmetro na sua plataforma e encaixe na forma de hexágono externo com 0,7 mm de altura e 2,7 mm de distância entre os lados do hexágono (Holmgren *et al.*, 1998; Sendyk, 1998). Para realizar as mensurações internas e externas dos implantes não fornecidas pelo fabricante e não encontradas na literatura, o mesmo foi incluído em resina ortoftálica e levado a uma máquina de corte com disco de 0,3 mm de espessura, onde foi cortado longitudinalmente em duas porções: uma correspondente exatamente à metade do implante e outra menor, correspondente a outra metade menos a espessura do disco, que foi desprezada. As

porções internas e externas do implante foram mensuradas com auxílio de um microscópio comparador linear Olympus STM (Japão), com precisão de 0,0005 mm.

Foi confeccionado um modelo em acrílico na situação clínica dada e sobre este modelo encerada uma barra circular do sistema barra/clips (Conexão, São Paulo, Brasil) de 2 mm de diâmetro a dois UCLAs calcináveis sem sistema anti-rotacional (Conexão, São Paulo, Brasil) com distância de 18,5 mm de centro a centro dos UCLAs (Clelland *et al.*, 1995), posicionada a uma altura de 2,5 milímetros da plataforma dos implantes. Após o enceramento, a infraestrutura (barra e UCLAs) foi fundida e fixada aos implantes do modelo de resina através de dois parafusos protéticos de titânio (Conexão, São Paulo, Brasil) para a realização das mensurações do sistema barra/clips.

#### 4.2. Modelagem das estruturas

Após a seleção e mensuração da região anterior da mandíbula, dos implantes e da parte protética (barra e parafusos), deu-se início a fase de gerar os sólidos, ou seja, modelar digitalmente em três dimensões todas as partes constituintes do modelo proposto. Para isso cada estrutura foi modelada individualmente de acordo com suas proporções originais, utilizando um software específico para modelagem de estruturas (Rhinoceros® 3.0). Posteriormente, as partes individuais foram associadas gerando a situação clínica desejada digitalizada em três dimensões (Figura 1).



Figura 1 - Situação clínica proposta digitalizada em três dimensões

O tipo de material da barra (liga de cobalto-cromo - CoCr, titânio comercialmente puro - Ti cp, liga de prata-paládio - AgPd e liga de ouro tipo III – Au tipo III) e o deslocamento gerado pelo desajuste vertical da barra a um dos implantes (5 $\mu$ m, 25 $\mu$ m, 50 $\mu$ m, 100 $\mu$ m, 200 $\mu$ m e 300 $\mu$ m) foram as variáveis escolhidas para o estudo. Assim, foram geradas 24 simulações.

Com a modelagem da situação clínica pronta deu-se início a fase de exportação e conversão do arquivo no formato RHINO 3 3D MODELS (\*.3dm) para o software de simulação mecânica (NEiNastran<sup>®</sup>).

#### 4.3. Simulação do modelo

Na conversão foram testados os formatos PARASOLID (\*.x\_t), SAT (\*.sat) e STEP (\*.stp), sendo este último o que apresentou melhor importação das geometrias, como ilustrado pelas Figuras 2, 3 e 4 a seguir.

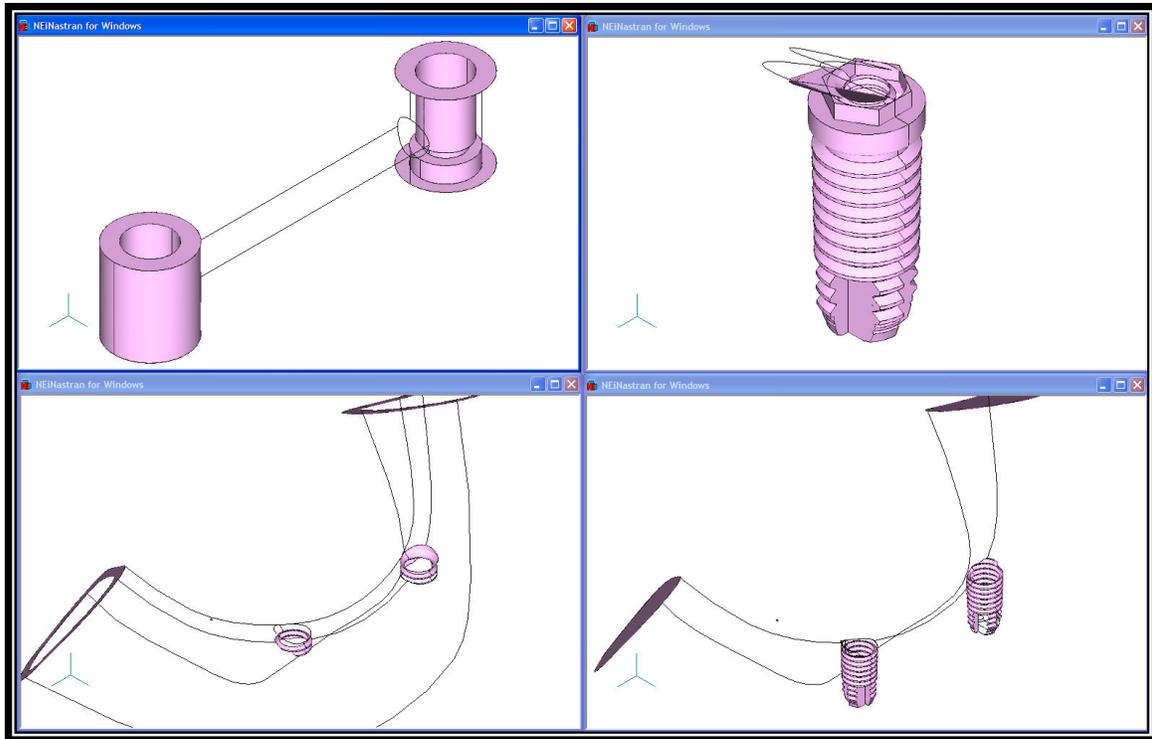


Figura 2 - Geometrias resultantes da importação do formato PARASOLID.

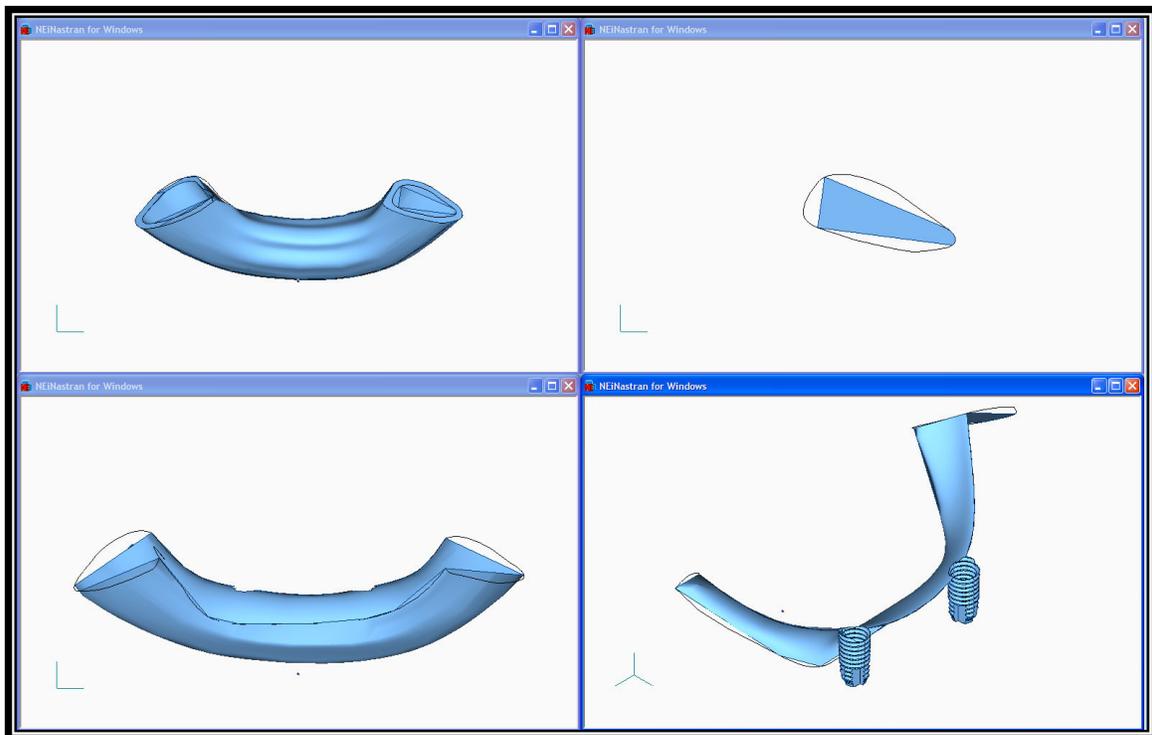


Figura 3 - Geometrias resultantes da importação do formato SAT.

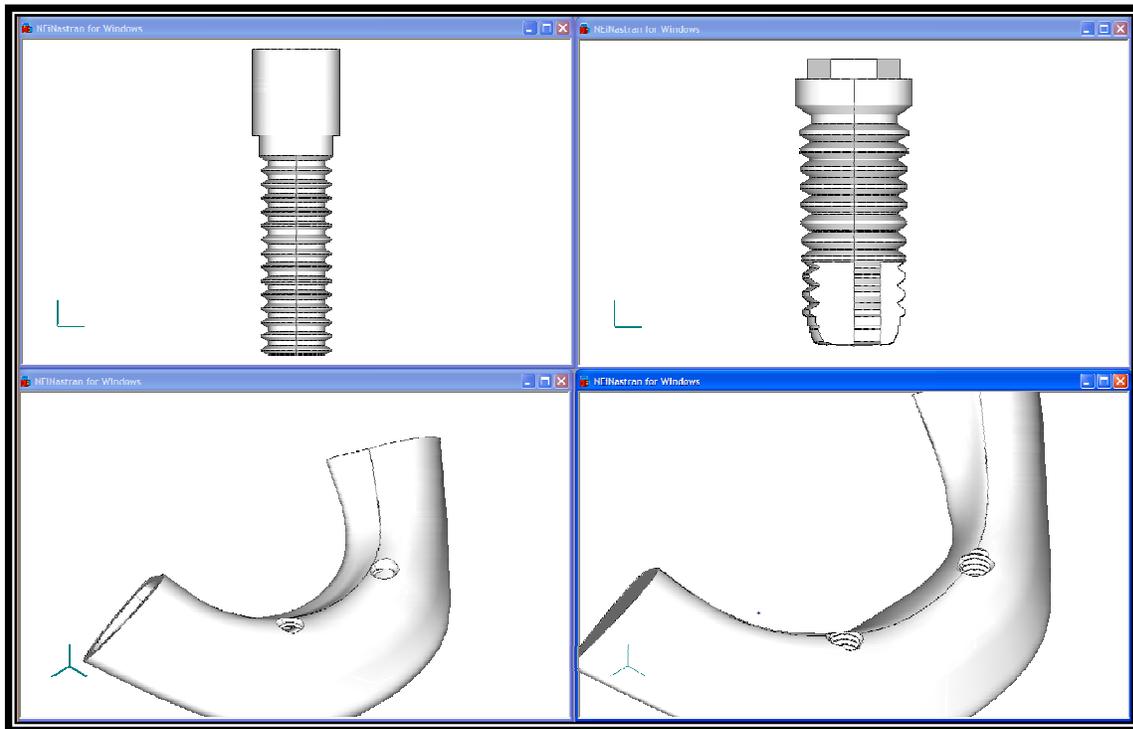


Figura 4 - Geometrias resultantes da importação do formato STEP.

Foram necessárias pequenas correções sobre a geometria original, principalmente para remoção de superfícies extremamente pequenas ou deformadas, as quais dificultariam a geração de uma malha de qualidade. Também foram aplicadas as ferramentas de correção automática, disponíveis no FEMAP<sup>®</sup> (ferramenta incorporada ao NEiNastran<sup>®</sup> para edição de imagens), para resolver problemas de sobreposição de pontos, bem como superfícies abertas por falha de precisão.

Corrigido o modelo geométrico, iniciou-se o trabalho de geração do modelo de elementos finitos para análise. Nessa etapa, destacaram-se duas ferramentas disponíveis no FEMAP<sup>®</sup>, que foram de grande utilidade. Primeiramente, a organização em *layers* (camadas), permitiu separar cada sólido da montagem em uma camada própria, bem como as condições de contorno e as próprias malhas. Segundo, a capacidade de ligar as propriedades do material com o sólido ao invés da malha.

O primeiro passo na modelagem do problema foi construir o banco de dados de cada material de acordo com as propriedades encontradas na literatura (Quadro 1). Os materiais utilizados foram: liga de cobalto-cromo (CoCr), titânio

comercialmente puro (Ti cp), liga de ouro tipo III (Au), liga de prata-paládio (AgPd), osso cortical e osso medular, que foi atribuído um padrão sólido pela impossibilidade de determinar um padrão trabeculado, principalmente do osso medular. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos.

Quadro 1 - Propriedades mecânicas dos materiais que compõem o modelo.

<b>Material</b>	<b>Módulo de Elasticidade (E) (GPa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson (<math>\mu</math>)</b>	<b>Fonte</b>
Osso Cortical	13,7	0,30	Menicucci, 1998; Meijer, 1992; Abu-Hammad, 2000
Osso Medular	1,37	0,30	Menicucci, 1998; Meijer, 1992; Abu-Hammad, 2000
Implante (Ti)	110	0,33	Korioth, 1999
Parafuso (Ti)	110	0,28	Sakagushi & Borgersen, 1993
CoCr	218	0,33	Sertgöz, 1997
Ti cp	110	0,28	Sakagushi & Borgersen, 1993
AgPd	95	0,33	Sertgöz, 1997
Au	80	0,33	Sertgöz, 1997

Houve necessidade de conversão de unidades nas propriedades mecânicas de maneira a compatibilizar as dimensões do problema com a grandeza das propriedades. Além disso, por se tratar de uma montagem com diversas partes mecânicas e que deveriam ser modeladas como materiais distintos, optou-se por utilizar o relacionamento de propriedades com as entidades geométricas ao invés de fazê-lo com as malhas, como é o convencional, dado que esse procedimento torna a geração e regeneração de malha independente, permitindo a vinculação automática dos valores de propriedades de material assim que a malha é gerada sobre a geometria.

Definidas as propriedades mecânicas dos materiais envolvidos e sua aplicação aos diversos sólidos componentes da estrutura a ser analisada, foi realizado o processo de geração da malha de elementos finitos. O elemento escolhido para modelar os volumes do problema foi o tetraédrico quadrático, que se caracteriza geometricamente como uma pirâmide de base triangular, com um nó em cada vértice e um ao centro de cada aresta, totalizando 10 (dez) nós por elemento. Esse elemento é bastante poderoso para representação de volumes de geometria complexa, tanto do ponto de vista de distorção, quanto do ponto de vista de representação do comportamento das grandezas físicas modeladas.

A baixa distorção dos elementos de uma malha tetraédrica é uma característica intrínseca das propriedades geométricas desse tipo de elemento, mas também depende de um controle de malha adequado. Para geometrias simples, projetadas a partir de parâmetros controlados, como é a maior parte das geometrias mecânicas clássicas, a realização de um controle de malha é muito mais uma questão de agrupar nós e elementos em regiões de comportamento mecânico complexo, como em regiões com altos gradientes de tensão, do que controlar a distorção geométrica dos elementos. No caso de problemas de bioengenharia, como o tratado neste trabalho, há também a necessidade de controle de malha para garantir uma melhor qualidade geométrica dos elementos, dado que a complexidade da geometria original pode dificultar o trabalho de geradores de malha automáticos.

#### 4.4 Hipóteses Simplificadoras

A utilização do método dos elementos finitos implica na aceitação de uma série de simplificações, além de considerações matemáticas, as quais são a base do funcionamento do método. Uma das simplificações mais importantes envolve a definição do modelo para análise, o que permite a representação do problema físico real no mundo matemático do método de solução. Essa representação deve se estender desde as características físicas, aplicação das cargas e fixações e a geometria do problema.

A interface osso-implante, a despeito de variações inerentes à qualidade óssea, foi presumida como estado de completa osseointegração, simulando uma perfeita adesão entre implante e osso cortical e medular.

Os materiais foram considerados isotrópicos, ou seja, mantêm as propriedades elásticas em todas as direções.

Não houve detalhamento da rede de osso medular pela impossibilidade de determinar o padrão trabecular, sendo atribuído um padrão sólido.

No caso específico de problemas de bioengenharia, nos quais existe necessidade de representar geometrias complexas como as de ossos, já há necessidade de utilizar grande quantidade de elementos. Assim, para viabilizar o cálculo da solução, faz-se necessário reduzir a quantidade de elementos com detalhes do modelo.

Para a representação de uma rosca em um implante, é preciso que uma quantidade mínima de elementos seja colocada a fim de que exista resolução na rosca. Isso implica em elementos finitos de dimensões inferiores àquelas presentes nos filetes das roscas. Por outro lado, se também há necessidade de representar detalhes do osso no qual se insere o implante e da estrutura que se fixa sobre ele, há que se usar elementos maiores, condizentes com as dimensões das estruturas representadas. Assim, a coexistência de elementos de ordem de grandeza milimétrica, presentes nos filetes de rosca, com outros da ordem de centímetros, cria a necessidade de uma quantidade muito elevada de elementos meramente para transição entre ambos, os quais não acrescentam precisão à solução e somente aumentam o tamanho dos sistemas de equações envolvidos, muitas vezes inviabilizando a realização da análise.

Sob essa perspectiva, a representação das roscas é um detalhe em vista dos fenômenos que se deseja observar em um modelo completo, com a estrutura representada em 3D e uma seção do osso da mandíbula com separação de osso cortical e trabecular. Assim, para visualizar os fenômenos físicos relacionados ao comportamento macro do modelo, ou seja, o perfil do campo de tensões ocasionado pela pré-carga originada do desajuste da barra, a representação da rosca é desnecessária, dado que sua influência se restringe a fenômenos do comportamento micro.

Essa simplificação não significa que a influência da rosca não exista, mas sim que, para o tipo e escala de fenômeno que se pretende observar, sua contribuição do ponto de vista mecânico é pequena. De modo geral, existe uma contribuição de qualquer detalhe, mas sua influência deve ser observada na escala adequada.

Assim, o controle de malha aplicado para geração do modelo analisado precisou balancear qualidade geométrica dos elementos, agrupamento de nós em regiões de comportamento mecânico supostamente mais complexo e quantidade total de elementos, dado que houve restrições de recursos computacionais que precisaram ser consideradas, uma vez que o problema mostrou-se computacionalmente pesado para a infra-estrutura instalada, como observado através do Quadro 2 e das Figuras 5 e 6 a seguir.

Quadro 2 – Alterações e justificativas realizadas na simulação.

<b>Componente</b>	<b>Alteração</b>	<b>Justificativas</b>
Barra	Chanfro	Auxiliar controle de malha
Parafusos	Remoção das roscas	*Não relevante para objetivo da análise. *Relevante redução de elementos.
Implantes	Remoção das roscas	*Não relevante para objetivo da análise. *Relevante redução de elementos.
Parafusos/Implantes	Fusão	Interação parafuso/implante não relevante para o intuito da análise.
Osso Cortical	*Remoção das roscas *Alargamento do furo livre	*Não relevantes para o intuito da análise. *Relevante redução de elementos. *Presença de superfície defeituosa. *Exclusão de seção não relevante.
Osso Trabecular	Remoção das roscas	*Não relevantes para o intuito da análise. *Relevante redução de elementos. *Exclusão de seção não relevante.

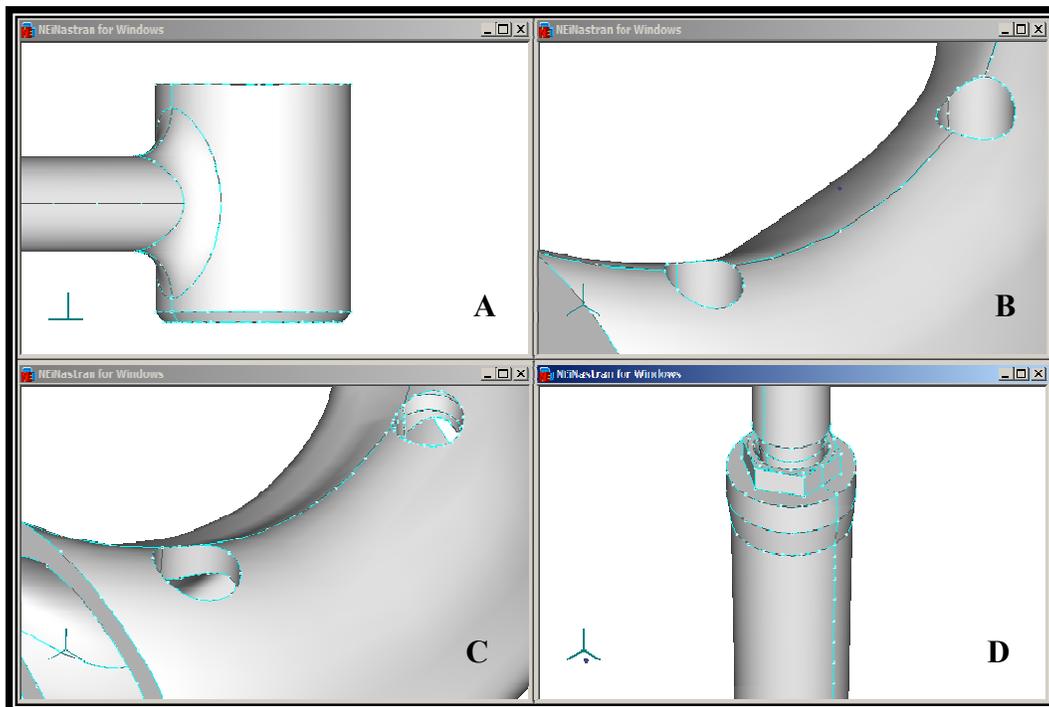


Figura 5 - (A, B, C e D). Modificações descritas na tabela. (A) Chanfro; (B) remoção das roscas e de seções não relevantes do osso medular; (C) remoção das roscas e de seções não relevantes do osso cortical; (D) retirada das roscas do implante e parafuso e fusão destes.

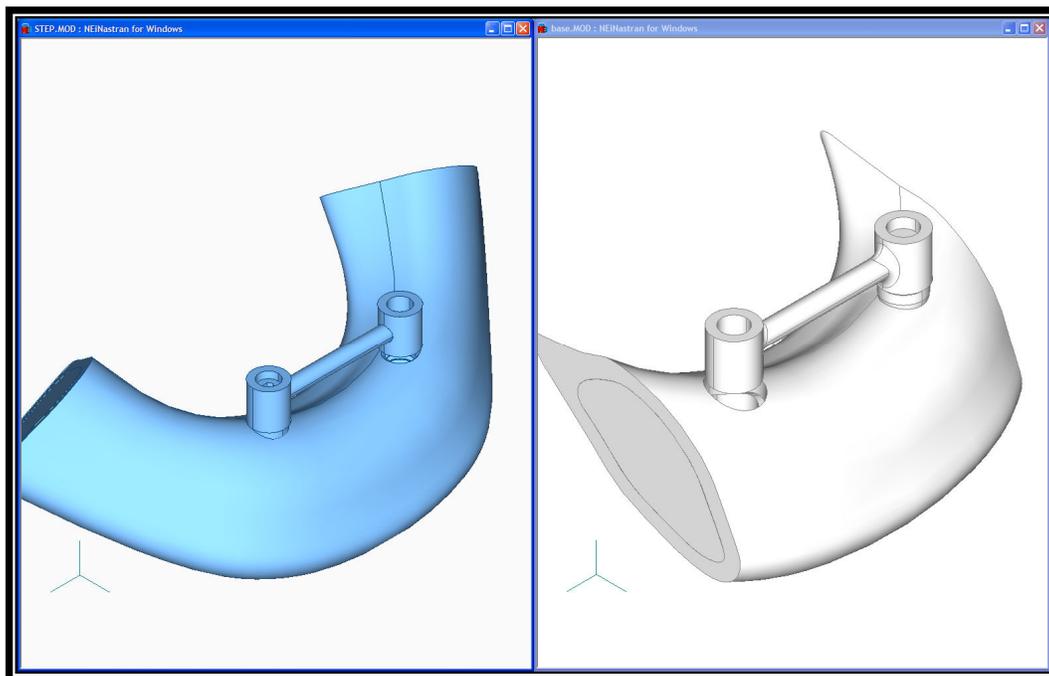


Figura 6 - Comparativo entre o modelo original e final após alterações.

As figuras 7, 8, 9 e 10 mostram o controle de malha aplicado para geração do modelo analisado balanceando a qualidade geométrica dos elementos e agrupamento de nós em regiões de comportamento mecânico supostamente mais complexos.

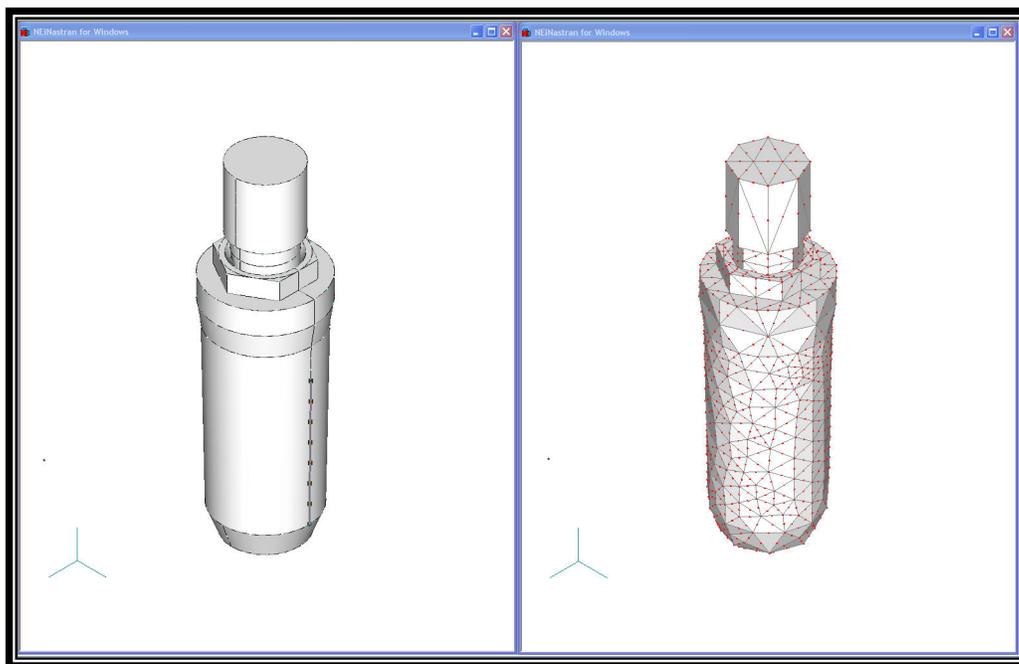


Figura 7 - Controle de malha do conjunto implante e parafuso.

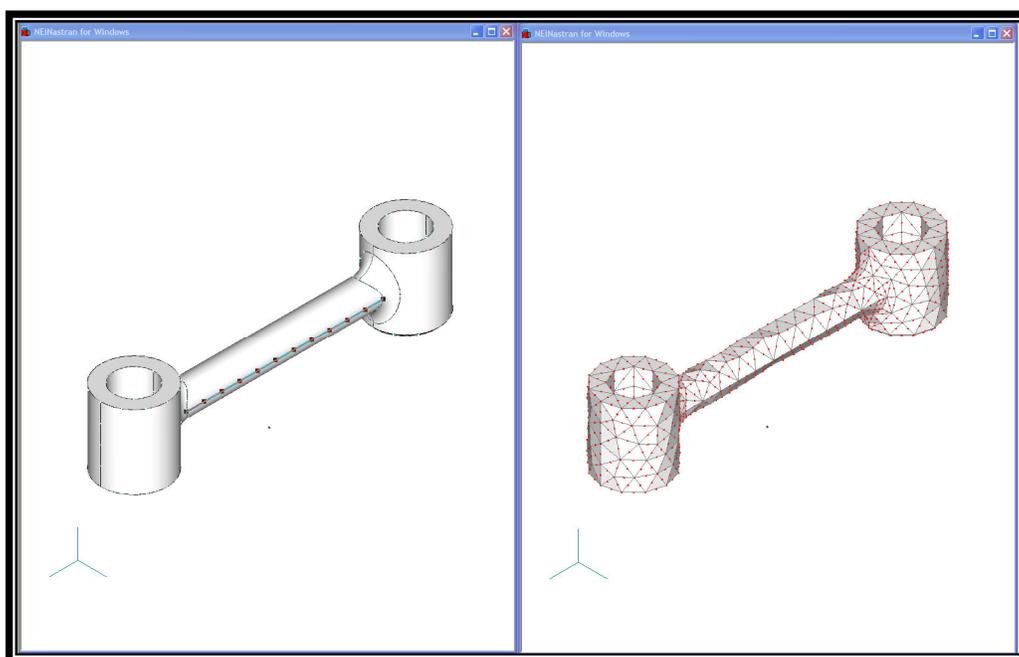


Figura 8 - Controle de malha da barra.

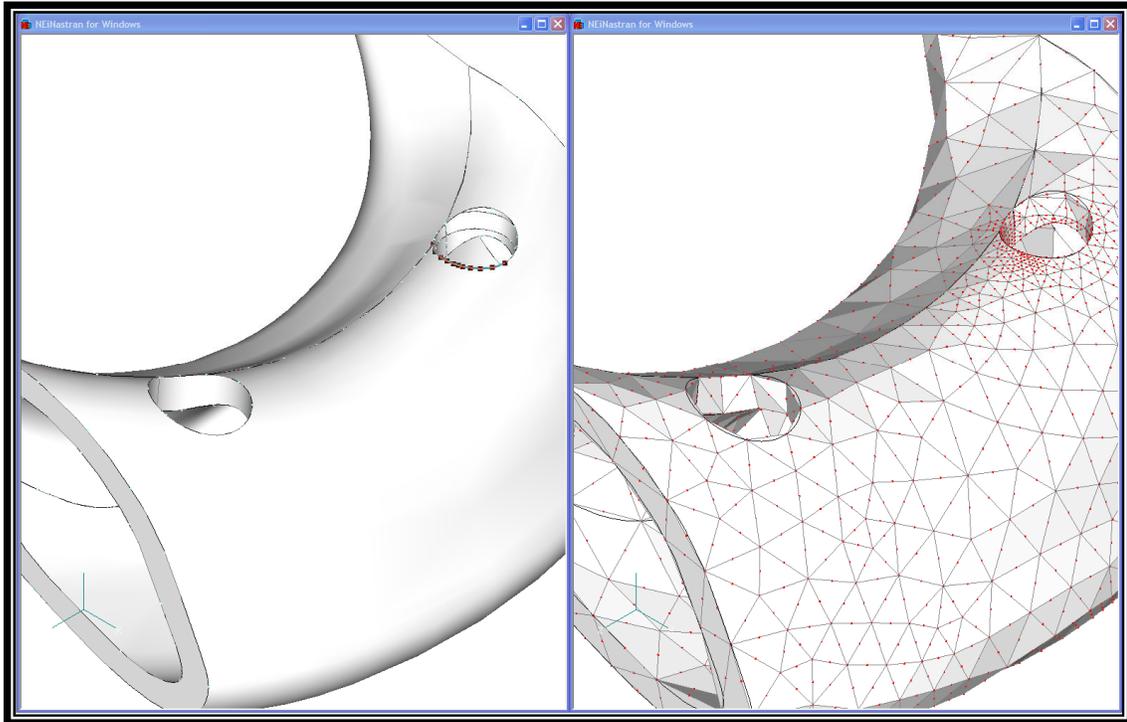


Figura 9 - Controle de malha do osso cortical.

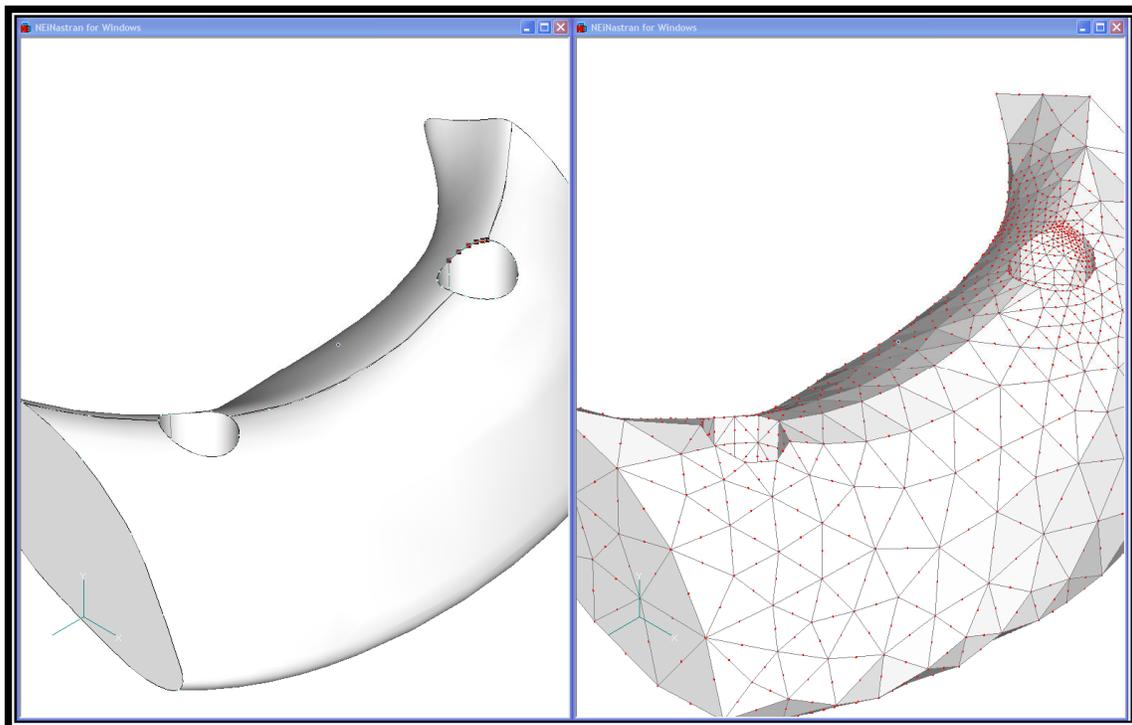


Figura 10 - Controle de malha do osso medular.

Por se tratar de um problema composto por diversas partes mecânicas interagindo umas com as outras em uma montagem, a análise da estrutura complexa exige a modelagem da interação de cada parte com sua contra parte. Esse tipo de interação mecânica ocorre por contato, que deve ser modelado matematicamente no problema a ser analisado. No caso específico da aplicação descrita, os contatos entre as partes envolviam uma fixação relativa, o que significa que cada parte deveria ser fixa em relação à outra por meio do contato.

Via de regra, os modelos matemáticos de contato atuam apenas quando o movimento relativo entre as superfícies é de penetração ou de deslizamento, o que permite o afastamento entre as superfícies. No caso do modelo aplicado nesta análise o contato é chamado de colado, pois impede que ocorra penetração, deslizamento ou afastamento entre as superfícies envolvidas.

Esse tipo de contato colado foi utilizado entre a barra e o implante, entre a barra e o parafuso, entre o implante e o parafuso, entre o osso cortical e o medular e entre o implante e ambos os tipos de ossos, como pode ser visto nas Figuras 11 e 12. Assim, a condição simulada entre o implante e os dois tipos de ossos foi de adesão completa, como se espera que ocorra em um procedimento que presume um estado de completa osseointegração, e entre o implante e a barra a adesão justifica-se pela aplicação do torque ao parafuso, que tem o objetivo de proporcionar fixação entre as partes.

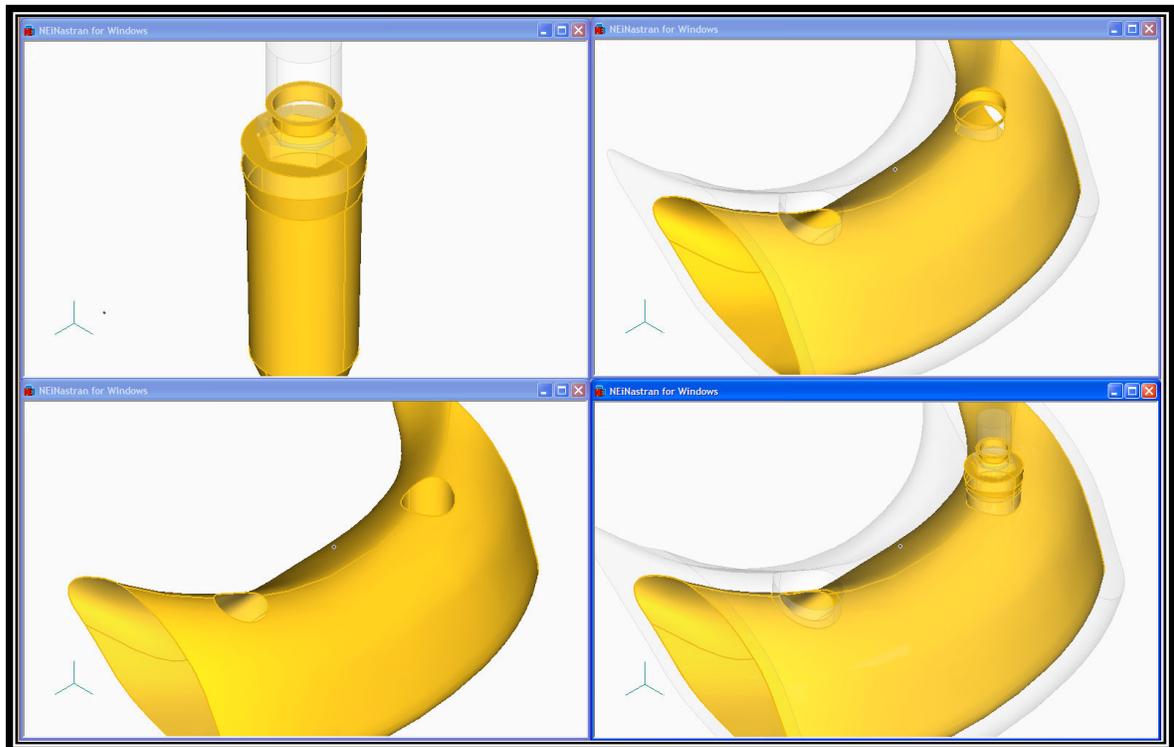


Figura 11 - Contato Grupo Implante e Parafuso/Osso Cortical/Osso medular.

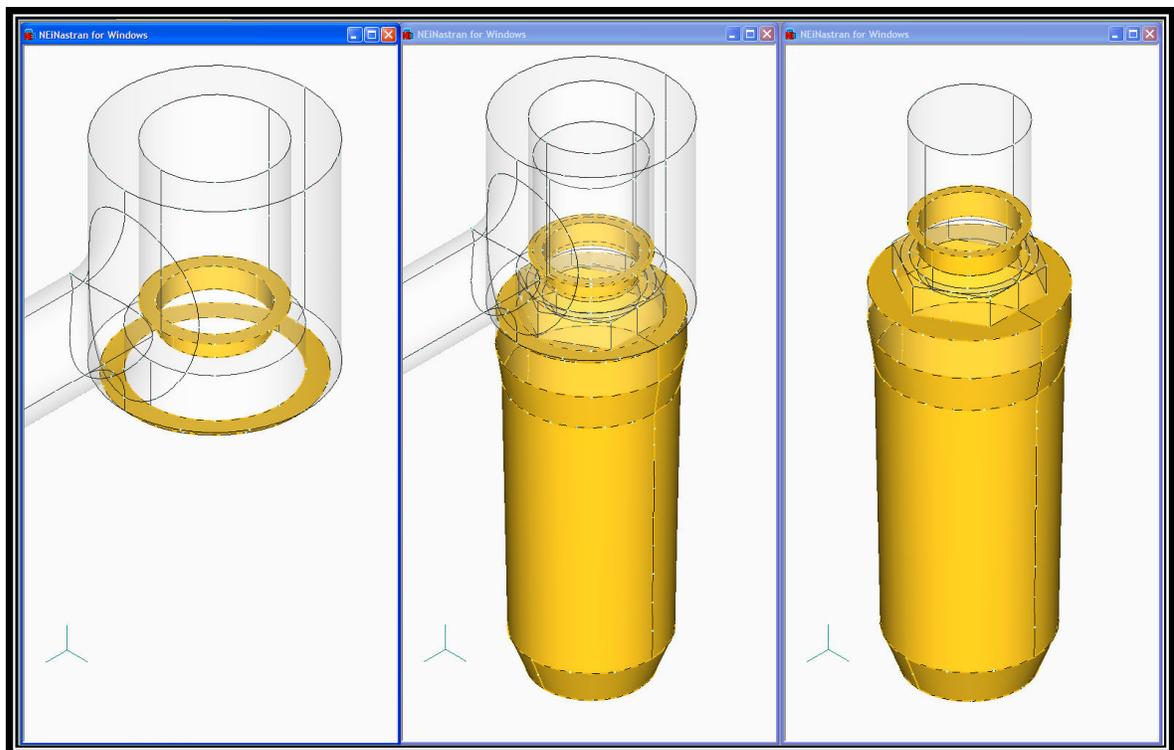


Figura 12 - Contato Barra/Grupo Implante e Parafuso.

O NEiNastran® dispõe de um modelo para contato colado chamado *welded contact*, garantindo adesão completa das superfícies declaradas.

Após a definição da malha e das superfícies de contato, foi necessário definir as condições de contorno. A base para escolha das condições de contorno, tanto de carregamento quanto de restrição de deslocamento, foi a condição clínica real a ser simulada, neste caso, o desajuste. Para modelar esse tipo de condição é preciso compreender a natureza dos esforços mecânicos envolvidos para escolher um conjunto de condições isoladas que, somadas, sejam capazes de produzir a complexidade original.

No caso deste modelo, a escolha foi remover um dos implantes e substituí-lo por uma condição de contorno de restrição de deslocamento completa, simulando uma âncora para o modelo sobre o implante, assim, tudo ocorre como se as alterações mecânicas tivessem como referência o implante restrito. Essa condição permite descarregar a mandíbula de qualquer carga que não aquela aplicada pelo fechamento do desajuste e reproduz a ação de pinça que esse fechamento realiza. Mais uma restrição de deslocamento foi imposta em ambas as extremidades seccionadas da mandíbula, a fim de representar a existência do restante da estrutura óssea, evitando que a seção fosse analisada como se houvesse sido realmente cortada e extraída da mandíbula (Figura 13).

Para simular o desajuste, foi introduzida uma condição de contorno de carregamento baseada em deslocamento imposto sobre a extremidade da barra que apresenta a abertura do desajuste. Nessa extremidade foi aplicado um deslocamento forçado equivalente ao desajuste requerido. Assim, foram impostos seis valores de deslocamento: 5 $\mu$ m, 25 $\mu$ m, 50 $\mu$ m, 100 $\mu$ m, 200 $\mu$ m e 300 $\mu$ m para cada material da barra (Figura 14).

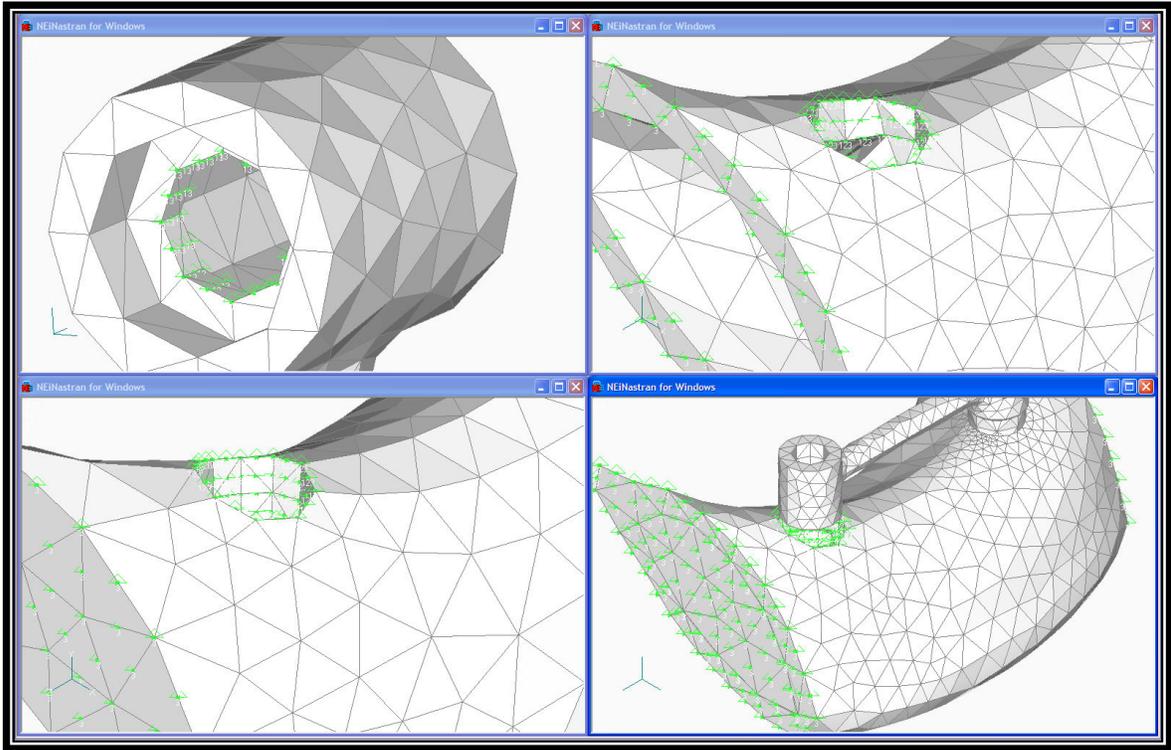


Figura 13 - Condições de contorno de restrição de deslocamento.

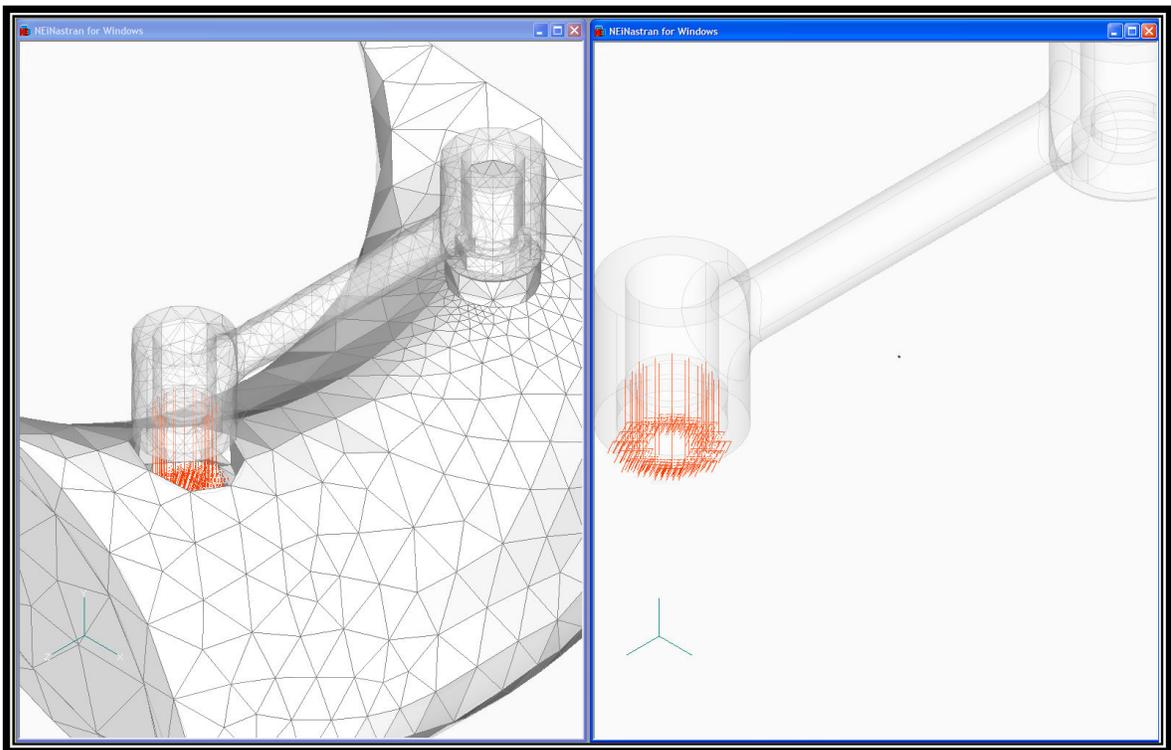


Figura 14 - Condições de contorno de carregamento por deslocamento imposto.

Configuradas as condições de contorno foi necessário configurar as condições da análise a ser realizada. Por se tratar de uma estrutura complexa, algumas análises preliminares foram necessárias para determinar a natureza do comportamento mecânico do conjunto. Apesar das dimensões relativamente pequenas dos deslocamentos impostos, se comparados com as da estrutura, assumir a hipótese de pequenos deslocamentos e pequenas deformações, ou seja, linearidade, tornou-se bastante arriscado, dado a complexidade das geometrias envolvidas e da própria estrutura, composta de diversas partes.

Após um ciclo relativamente longo de análises concluiu-se que havia necessidade de utilizar análise não-linear, tanto para a não-linearidade por grandes deslocamentos e grandes deformações, quanto para o contato colado.

O próximo passo foi definir adequadamente as características da análise não-linear, principalmente escolher o tipo de abordagem para solução do problema e as quantidades adequadas em termos de número de passos de carregamento, condições de convergência e limite de iterações para convergência.

Da mesma forma que para definir o uso de análise não-linear, a definição da configuração da análise exigiu rodadas de testes e verificação dos resultados e do comportamento do problema quanto à convergência. Concluiu-se que o comportamento do problema era mais sensível à quantidade de passos de carregamento, o que levou ao uso de 500 passos, 25 iterações como limite de convergência e condições de convergência padrão oferecidas pelo programa.

Finalizadas as configurações da análise foi executado o núcleo de solução, gerando os resultados que seguem.

#### 4.5. Processo de análise dos resultados

O processamento dos resultados, após análise matemática feita pelo programa NEiNastran<sup>®</sup>, se deu de duas formas: uma análise qualitativa, realizada através da observação visual das imagens gráficas das tensões de von Mises e seus gradientes de cores, geradas e impressas pelo programa de computador; e uma

análise quantitativa ou matemática, realizada através da leitura de tensões de determinados nós onde foram detectados, a partir da análise qualitativa, a resposta biomecânica que melhor ilustrasse a simulação realizada.

A localização desses nós podem ser identificados na Figura 15 e correspondem na análise aos nós de número 470 (barra), 5581 (osso cortical) e 10683 (osso medular).

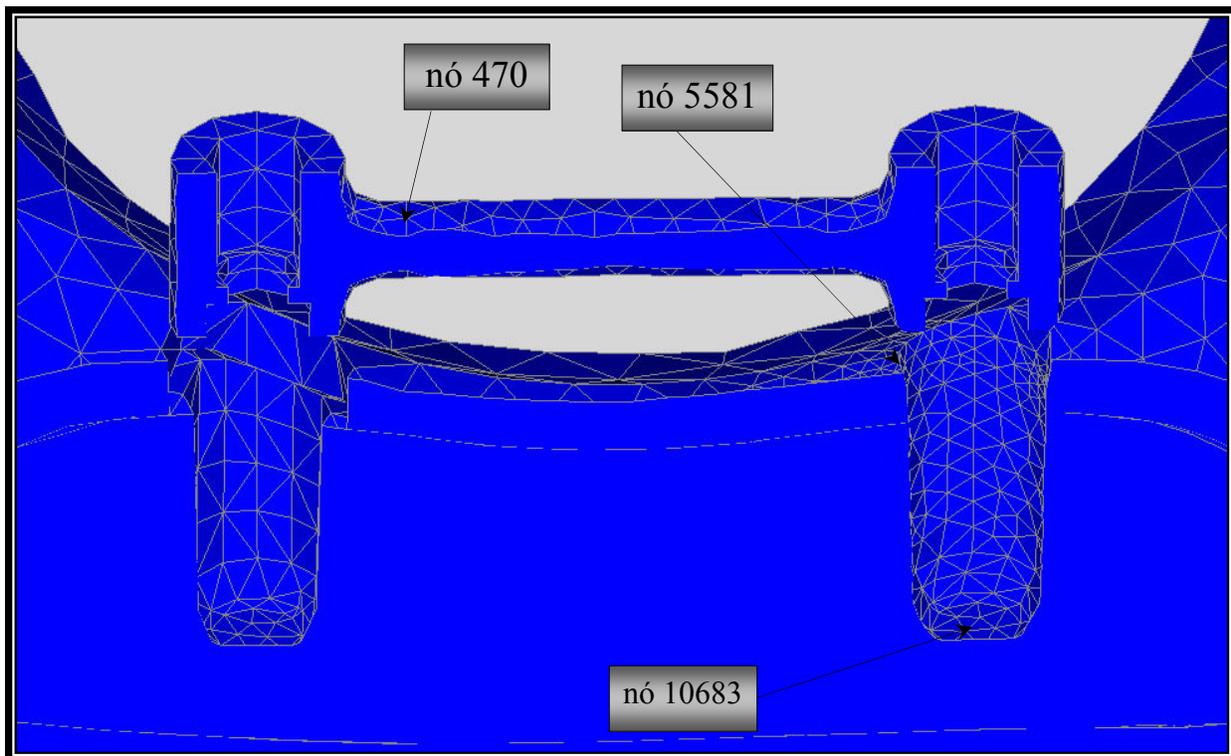


Figura 15 – Localização dos nós na barra (nó 470), osso cortical (nó 5581) e osso medular (nó 10683).

## RESULTADOS

A Figura 16 mostra o mapa de cores da distribuição das tensões de von Mises para barra em Au tipo III, nos desajustes de  $5\mu\text{m}$ ,  $25\mu\text{m}$ ,  $50\mu\text{m}$ ,  $100\mu\text{m}$ ,  $200\mu\text{m}$  e  $300\mu\text{m}$ .

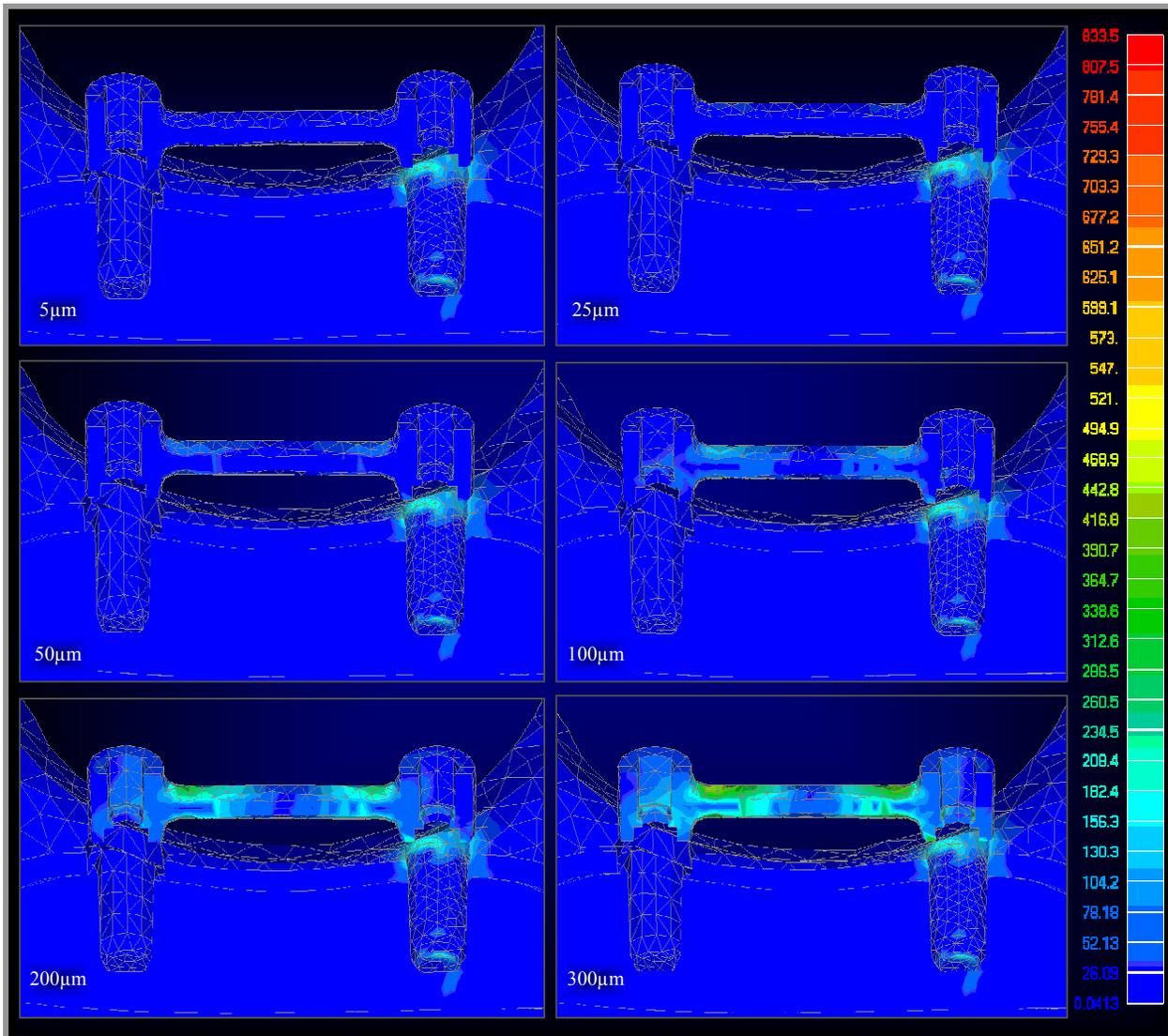


Figura 16 - Mapa de cores da distribuição das tensões de von Mises para barra em Au tipo III, nos desajustes de  $5\mu\text{m}$ ,  $25\mu\text{m}$ ,  $50\mu\text{m}$ ,  $100\mu\text{m}$ ,  $200\mu\text{m}$  e  $300\mu\text{m}$ .

A Figura 17 mostra o mapa de cores da distribuição das tensões de von Mises para barra em AgPd, nos desajustes de  $5\mu\text{m}$ ,  $25\mu\text{m}$ ,  $50\mu\text{m}$ ,  $100\mu\text{m}$ ,  $200\mu\text{m}$  e  $300\mu\text{m}$ .

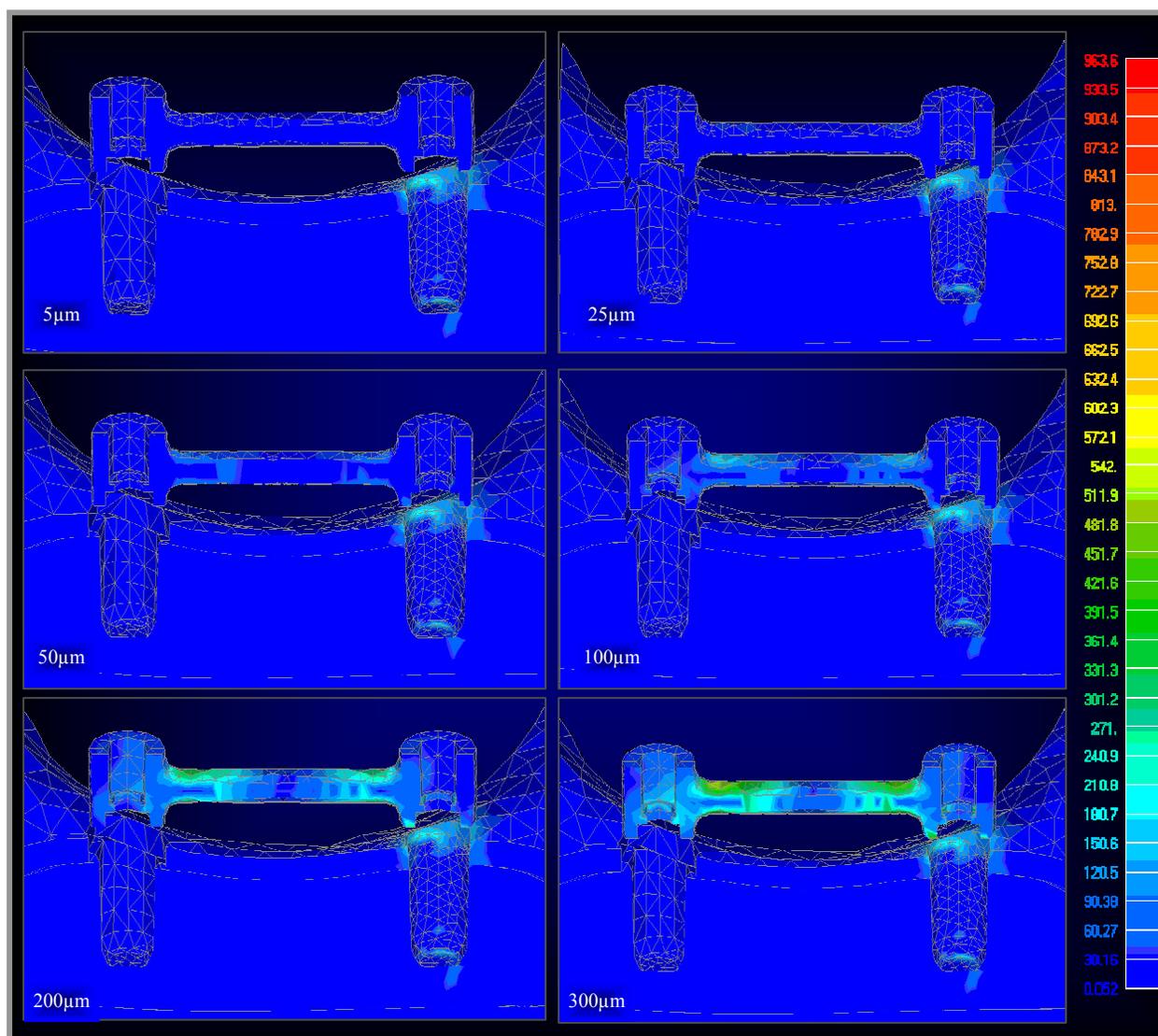


Figura 17 - Mapa de cores da distribuição das tensões de von Mises para barra em AgPd, nos desajustes de  $5\mu\text{m}$ ,  $25\mu\text{m}$ ,  $50\mu\text{m}$ ,  $100\mu\text{m}$ ,  $200\mu\text{m}$  e  $300\mu\text{m}$ .

A Figura 18 mostra o mapa de cores da distribuição das tensões de von Mises para barra em Ti cp, nos desajustes de 5 $\mu$ m, 25 $\mu$ m, 50 $\mu$ m, 100 $\mu$ m, 200 $\mu$ m e 300 $\mu$ m.

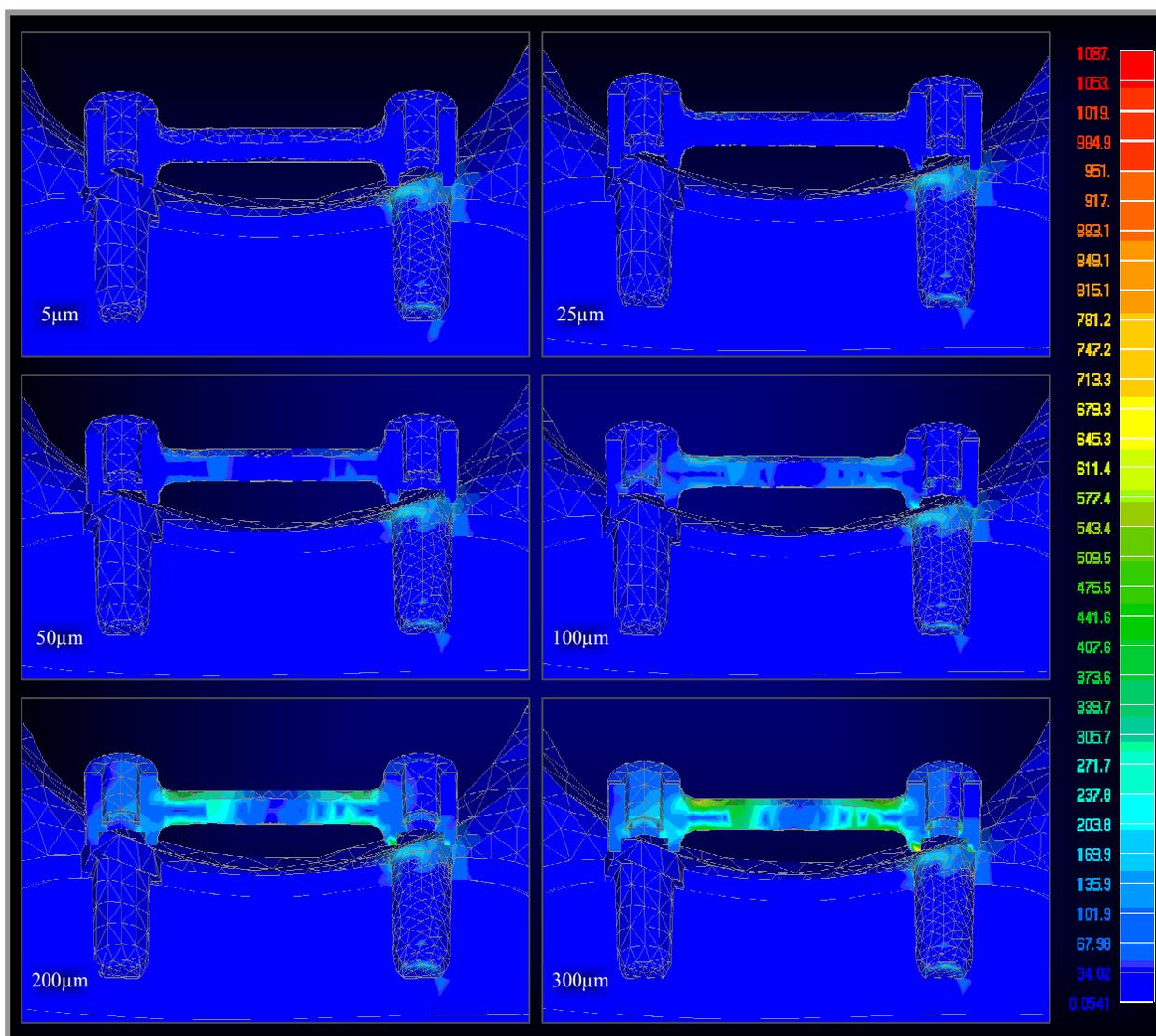


Figura 18 - Mapa de cores da distribuição das tensões de von Mises para barra em Ti cp, nos desajustes de 5 $\mu$ m, 25 $\mu$ m, 50 $\mu$ m, 100 $\mu$ m, 200 $\mu$ m e 300 $\mu$ m.

A Figura 19 mostra o mapa de cores da distribuição das tensões de von Mises para barra em CoCr, nos desajustes de  $5\mu\text{m}$ ,  $25\mu\text{m}$ ,  $50\mu\text{m}$ ,  $100\mu\text{m}$ ,  $200\mu\text{m}$  e  $300\mu\text{m}$ .

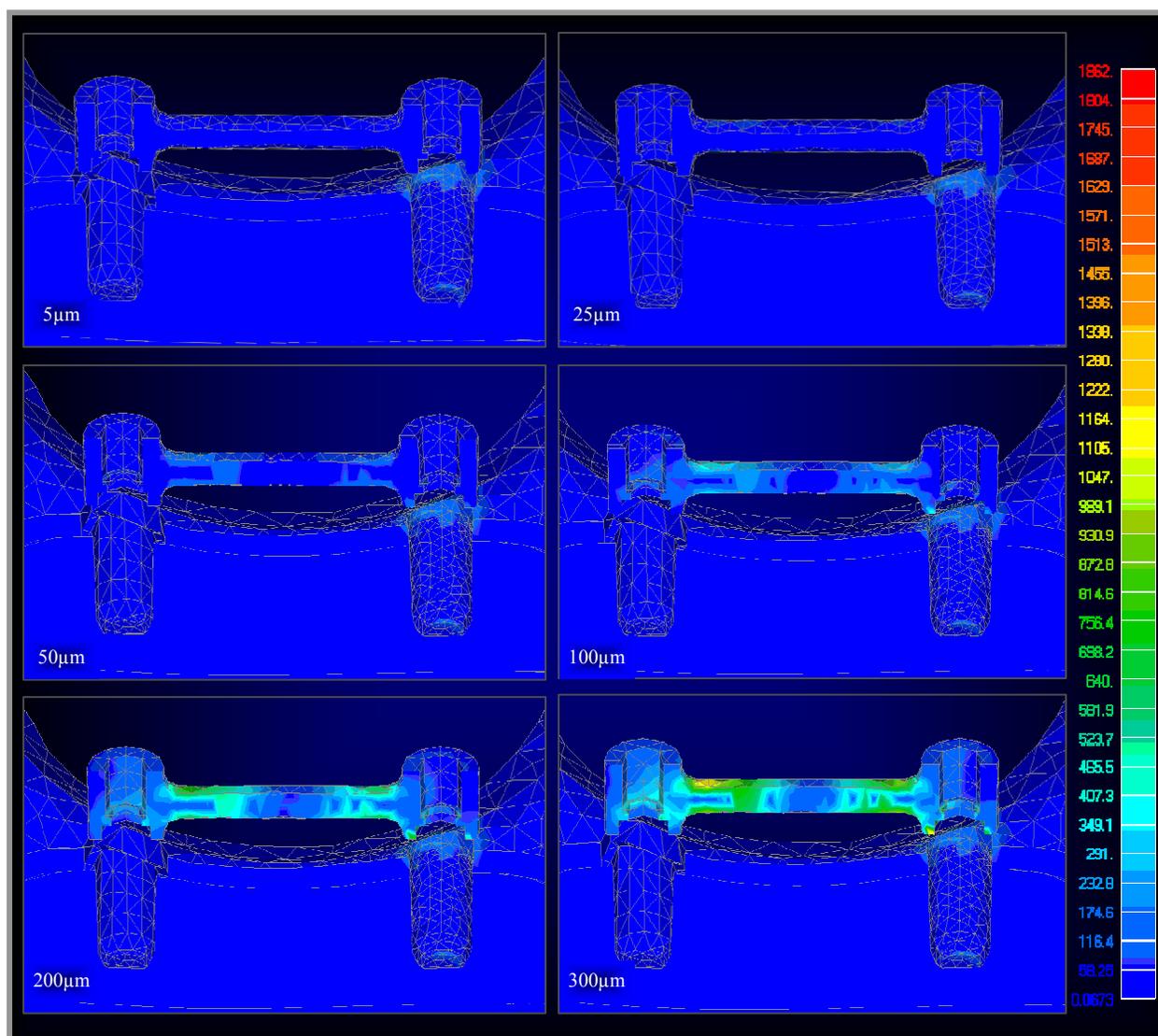


Figura 19 - Mapa de cores da distribuição das tensões de von Mises para barra em CoCr, nos desajustes de  $5\mu\text{m}$ ,  $25\mu\text{m}$ ,  $50\mu\text{m}$ ,  $100\mu\text{m}$ ,  $200\mu\text{m}$  e  $300\mu\text{m}$ .

A Tabela 1 e a Figura 20 mostram os valores das tensões de von Mises (Mpa), nos desajustes de 5 $\mu$ m, 25 $\mu$ m, 50 $\mu$ m, 100 $\mu$ m, 200 $\mu$ m e 300 $\mu$ m, registradas no nó 5581. Nesta variável quanto maior foi o desajuste, menor foi tensão gerada em todas os tipos de materiais simulados.

Tabela 1 – Tensão de von Mises (Mpa) no osso cortical, nos desajustes de 5 $\mu$ m, 25 $\mu$ m, 50 $\mu$ m, 100 $\mu$ m, 200 $\mu$ m e 300 $\mu$ m, no nó 5581 (região cervical).

Tensão de von Mises (Mpa) para o nó 5581						
Material da barra	Desajuste ( $\mu$ m)					
	5	25	50	100	200	300
Au	255,03	253,80	252,40	249,40	242,60	234,80
AgPd	254,89	253,56	252,01	248,72	241,37	233,05
Ti	254,77	253,30	251,70	248,20	240,30	231,50
CoCr	254,43	252,40	250,20	245,70	235,80	225,00

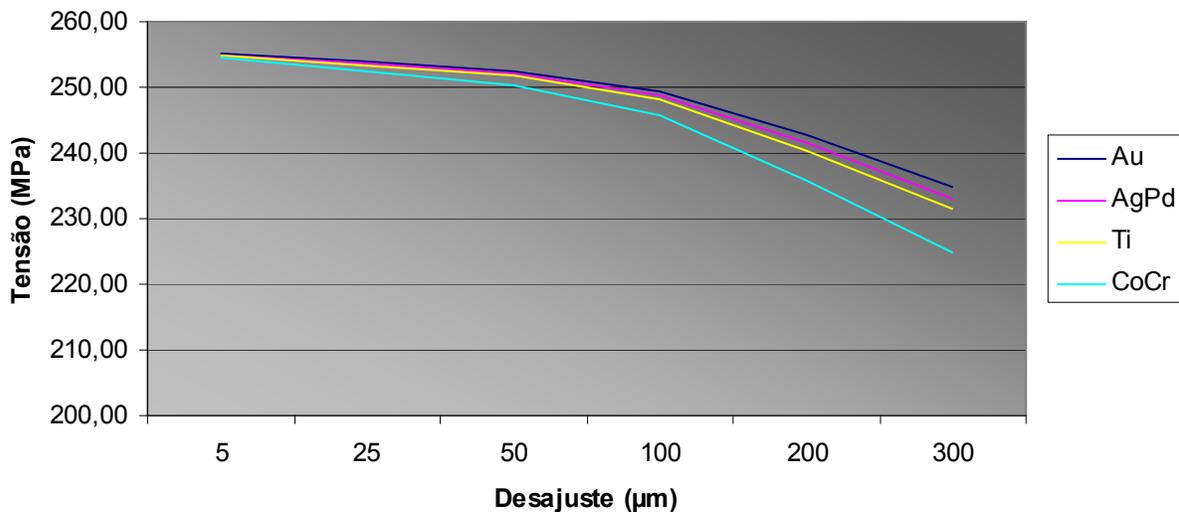


Figura 20 – Ilustração gráfica da tensão de von Mises (Mpa) no osso, nos desajustes de 5 $\mu$ m, 25 $\mu$ m, 50 $\mu$ m, 100 $\mu$ m, 200 $\mu$ m e 300 $\mu$ m, no nó 5581 (região cervical).

A Tabela 2 e a Figura 21 mostram as tensões de von Mises (Mpa) no osso medular, nos desajustes de 5 $\mu$ m, 25 $\mu$ m, 50 $\mu$ m, 100 $\mu$ m, 200 $\mu$ m e 300 $\mu$ m, registradas no nó 10683. Nesta variável quanto maior foi o desajuste, maior foi tensão gerada em todos os tipos de materiais simulados.

Tabela 2 – Tensão de von Mises (Mpa) no osso medular, nos desajustes de 5 $\mu$ m, 25 $\mu$ m, 50 $\mu$ m, 100 $\mu$ m, 200 $\mu$ m e 300 $\mu$ m, no nó 10683 (região apical).

Tensão de von Mises (Mpa) para o nó 10683						
Material da barra	Desajuste ( $\mu$ m)					
	5	25	50	100	200	300
Au	201,37	201,66	202,09	202,94	204,63	206,31
AgPd	201,38	201,72	202,22	203,24	205,25	207,26
Ti	201,39	201,78	202,36	203,54	205,88	208,23
CoCr	201,39	202,17	203,89	205,57	210,19	215,00

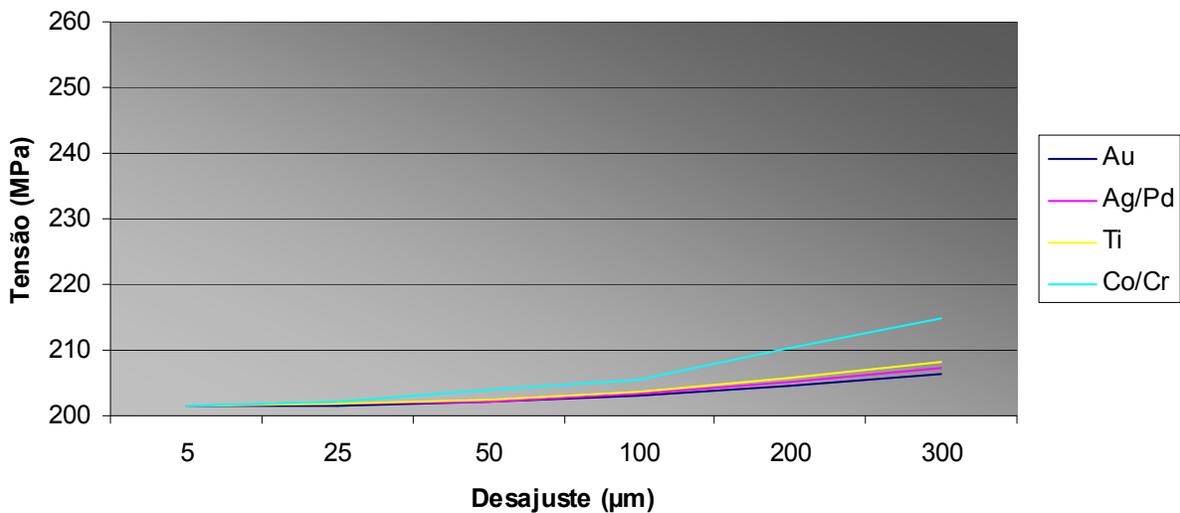


Figura 21 – Ilustração gráfica da tensão de von Mises (Mpa) no osso, nos desajustes de 5 $\mu$ m, 25 $\mu$ m, 50 $\mu$ m, 100 $\mu$ m, 200 $\mu$ m e 300 $\mu$ m, no nó 10683 (região apical).

A Tabela 3 e a Figura 22 mostram as tensões de von Mises (Mpa) nos diferentes tipos de materiais simulados, nos desajustes de 5 $\mu$ m, 25 $\mu$ m, 50 $\mu$ m, 100 $\mu$ m, 200 $\mu$ m e 300 $\mu$ m, no nó 470 (barra). Nesta variável quanto maior foi o desajuste, maior foi tensão gerada em todas os tipos de materiais simulados.

Tabela 3 – Tensão de von Mises (Mpa) nos diferentes tipos de materiais simulados, nos desajustes de 5 $\mu$ m, 25 $\mu$ m, 50 $\mu$ m, 100 $\mu$ m, 200 $\mu$ m e 300 $\mu$ m, no nó 470 (barra).

Tensão de von Mises (Mpa) para o nó 470						
Material da barra	Desajuste ( $\mu$ m)					
	5	25	50	100	200	300
Au	3,13	28,81	68,70	148,13	305,54	460,98
AgPd	3,49	34,13	81,19	174,91	360,63	544,08
Ti	3,81	39,45	93,66	201,62	415,54	626,92
CoCr	5,20	75,84	178,25	382,33	786,52	1186,50

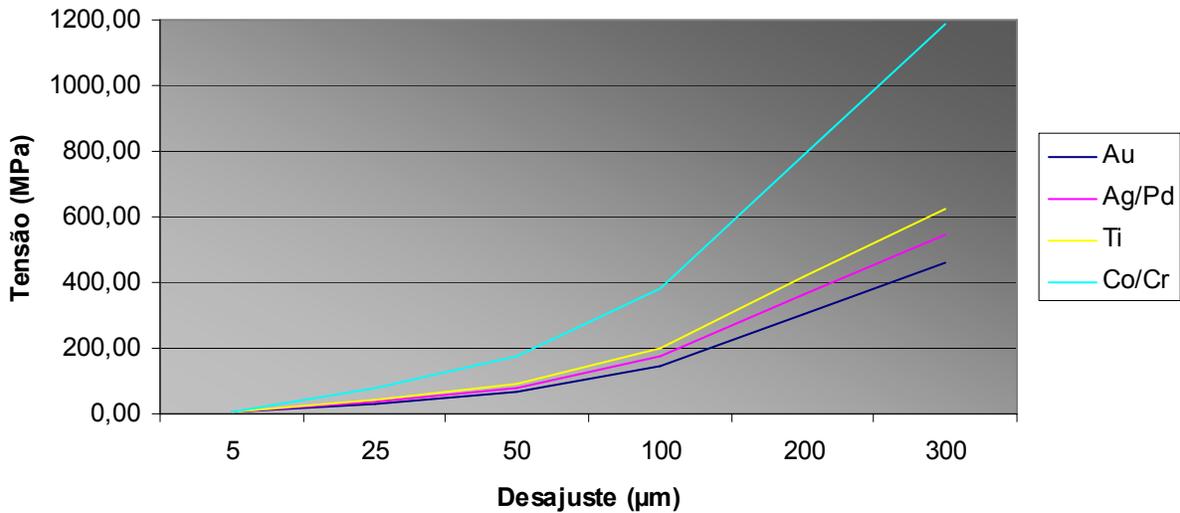


Figura 22 – Ilustração gráfica da tensão de von Mises (Mpa) nos diferentes tipos de materiais simulados, nos desajustes de 5 $\mu$ m, 25 $\mu$ m, 50 $\mu$ m, 100 $\mu$ m, 200 $\mu$ m e 300 $\mu$ m, no nó 470 (barra).

## 6. DISCUSSÃO

A obtenção de um perfeito ajuste entre os componentes protéticos e os implantes tem sido alvo de diversos estudos científicos. Segundo Skalak, 1983, a maneira como os estresses mecânicos são transmitidos para o tecido ósseo é crítica para o sucesso da reabilitação. Segundo o autor, uma estrutura rígida garante a distribuição das tensões evitando concentração de cargas sobre um determinado implante, mas qualquer falha de adaptação dessa estrutura aos implantes resultará em estresses na própria estrutura, nos implantes ou no tecido ósseo e, como o titânio é mais rígido que o osso, é esperado que as falhas por tensões inadequadas atinjam primariamente a interface de osseointegração.

As Figuras 16, 17, 18 e 19 mostram os mapas de cores da distribuição das tensões de von Mises para todos os materiais das barras, nos desajustes de 5 $\mu$ m, 25 $\mu$ m, 50 $\mu$ m, 100 $\mu$ m, 200 $\mu$ m e 300 $\mu$ m.

Nestes mapas é possível observar um padrão similar de tensão de von Mises em todos os tipos de materiais da barra dentro do mesmo desajuste. Quando se avalia o padrão de tensões dentro de cada liga, é possível perceber um aumento significativo no padrão de tensão localizada na barra e um padrão de tensão constante tanto no osso cortical quanto no osso medular, demonstrando que em desajustes maiores a infra-estrutura protética parece sofrer maior influência do que a parte óssea, que parece manter um padrão uniforme de tensão independente do grau de desajuste.

A região cervical dos implantes é sabida na literatura por apresentar uma área de concentração de tensões (Zarb & Schmitt, 1993; Jemt e Book, 1996; Goodacre *et al.*, 1999; Jansen *et al.*, 1997; O'Mahony *et al.*, 2000; Goodacre *et al.*, 2003) e que apresentam características definidas de reabsorção óssea.

Nesta região, onde se concentraram os maiores níveis de tensões ósseas, pode-se notar que existe uma queda da tensão para todos os materiais, desde o desajuste de 5 $\mu$ m até 300 $\mu$ m. Essa queda ocorre de modo consistente e proporcional, apresentando divergência a partir do desajuste de 5 $\mu$ m e diminuindo gradativamente as tensões para o desajuste de 300 $\mu$ m. Reduções de tensão para o osso cortical foram mais expressivas quanto maior o módulo de elasticidade do

material da barra, ou seja, quanto mais rígida a barra maior a redução de tensão de von Mises observada nesta região.

Paralelamente, observou-se um aumento nas tensões de von Mises na região apical do implante, registrada através do nó 10683. É possível perceber um comportamento ascendente da tensão de von Mises com o aumento do desajuste, inversamente aquilo que ocorreu para o nó 5581 no osso cortical. Além disso, o comportamento relacionado com a elasticidade do material da barra também se inverteu, com maior elevação das tensões quando a barra apresenta maior módulo de elasticidade.

Portanto é possível observar que o aumento de tensão no nó 10683 é acompanhada pela diminuição quase proporcional de tensão no nó 5581, ou seja, o relaxamento da tensão no osso cortical pode ser relacionado com o aumento da tensão no osso medular. Isto possivelmente ocorreu devido o acionamento da estrutura mecânica constituída pela barra, implante e estruturas ósseas, resultarem em carregamentos mecânicos complexos observados em simulações em três dimensões.

A redução nos valores de tensão de von Mises sobre o osso cortical não era esperada, dado que, aparentemente, ocorre uma flexão do implante ao redor do apoio no osso cortical no nó 5581, o que deveria aumentar a compressão com o aumento do desajuste, elevando as tensões neste nó.

No entanto, observando a imagem da estrutura deformada amplificada (Figura 23), observa-se que existe uma flexão complexa da barra, dado que ela está fixa ao implante e desloca-se para baixo guiada pelo desajuste quando parafusada ao implante oposto. Essa restrição faz com que a barra tenda a deslocar o implante ao redor do ponto C ao invés do nó 5581.

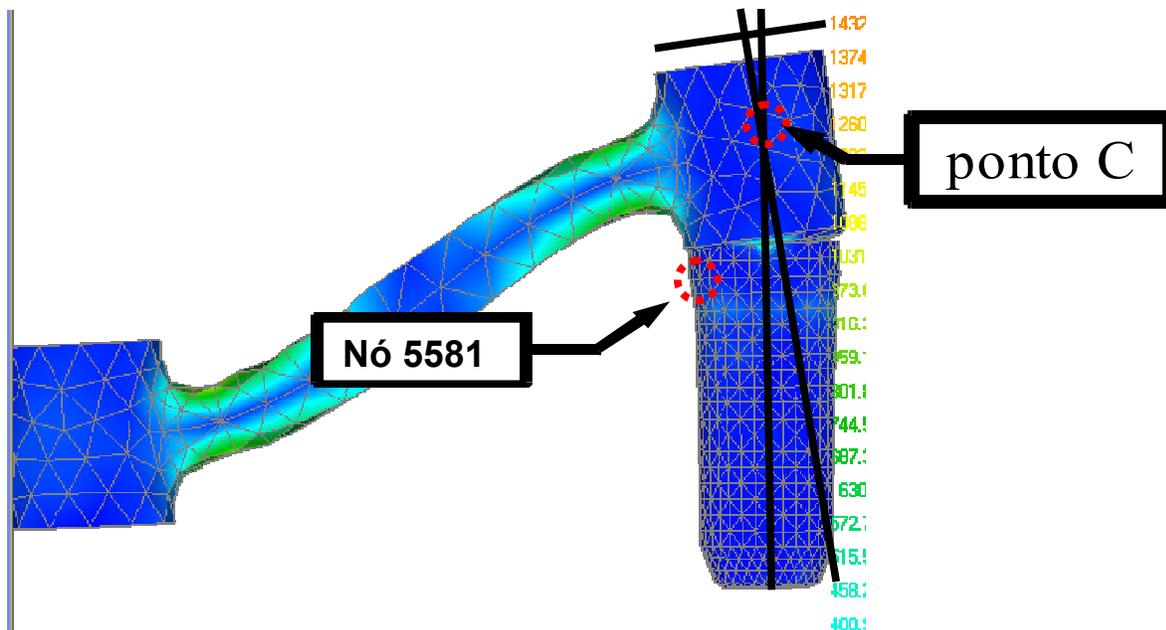


Figura 23 - Conjunto barra e implante com deslocamentos amplificados.

Essa tendência de o par, barra e implante, girar sobre o ponto C faz com que o implante se afaste do nó 5581, relaxando a tensão. É necessário notar que a tensão inicial no nó 5581 surge da compressão do implante contra a estrutura óssea, essa compressão ocorre de forma mais enfática para pequenos desajustes, enquanto que, para os grandes, passa a existir predominância da flexão, afastando o implante deste nó e relaxando a tensão.

Note-se que, apesar da redução local da tensão no nó 5581, ocorre aumento praticamente proporcional da tensão no nó 10683, localizado no osso medular do ápice do implante. Aumento de tensão também pode ser observado no perímetro de inserção no osso cortical, principalmente na interface entre o osso cortical e o medular, na face oposta ao nó 5581, indicando aumento da compressão que o implante exerce nessa região, comprovando a predominância da flexão.

Portanto, apesar de ocorrer redução na tensão localizada nas proximidades do nó 5581, ocorre aumento equivalente de tensão em outras regiões, como no nó 10683, e aumento nas tensões distribuídas ao redor do implante.

A Tabela 1 e a Figura 20 mostram as tensões de von Mises (Mpa) no osso cortical, nos desajustes de 5 $\mu$ m, 25 $\mu$ m, 50 $\mu$ m, 100 $\mu$ m, 200 $\mu$ m e 300 $\mu$ m, registradas no nó 5581. Nesta variável quanto maior foi o desajuste, menor foi tensão gerada neste nó, em todos os tipos de materiais simulados.

Apesar da diminuição de tensão observada nesta região, comentada anteriormente, observa-se que não há uma diminuição significativa de tensão entre os diferentes tipos de materiais da barra e os diferentes níveis de desajuste, levando a crer que não há influência destas variáveis na transmissão de tensão ao osso neste nó.

Em estudo longitudinal, Jemt e Book, 1996 verificaram média de perda óssea marginal de 0,5 e 0,2 mm para próteses com desajustes médios de 111 $\mu$ m e 91 $\mu$ m, respectivamente. Os autores não observaram correlação estatística entre o desajuste da prótese e alterações no nível ósseo marginal e constataram que após anos em função, os implantes encontravam-se estáveis e imóveis, indicando que pode existir certa tolerância biológica ao desajuste das próteses. A perda óssea marginal encontrada neste estudo está dentro do padrão considerado aceitável de 0,4 a 1,6 mm no primeiro ano de uso, e 0,1 mm por ano, podendo variar de 0 a 0,2 mm nos anos subseqüentes (Zarb & Schmitt, 1993; Goodacre *et al.*, 1999; Goodacre *et al.*, 2003).

Por outro lado, Jansen *et al.*, 1997, demonstraram que mesmo na presença de desajustes menores que 10 $\mu$ m, com média de 5 $\mu$ m, considerados mínimos, há infiltração e colonização bacteriana nas regiões internas dos implantes, podendo causar reações inflamatórias dos tecidos moles perimplantares.

O'Mahony *et al.*, 2000, salientaram que a perda da crista óssea afeta a longevidade dos implantes, mas que ainda não está claro se essa perda resulta do acúmulo de placa ou de tensões excessivas. O estudo sugere que *microgaps* nas interfaces dos componentes facilitam o acúmulo de placa e que cargas oclusais e extra-axiais podem maximizar essas fendas, aumentando a área disponível para colonização bacteriana.

A Tabela 2 e a Figura 21 mostram as tensões de von Mises (Mpa) no osso medular, nos desajustes de 5 $\mu$ m, 25 $\mu$ m, 50 $\mu$ m, 100 $\mu$ m, 200 $\mu$ m e 300 $\mu$ m, registradas no nó 10683. Nesta variável quanto maior foi o desajuste, maior foi tensão gerada neste nó, em todos os tipos de materiais simulados.

Apesar do aumento dos níveis de tensão nesta região, não foi observada diferença significativa entre os diferentes níveis de desajuste e os diferentes materiais da barra.

Está claro na literatura que desajustes podem provocar complicações biomecânicas, como fratura de componentes do sistema, afrouxamento dos parafusos, reabsorções ósseas, alterações dos tecidos moles e até mesmo perda da osseointegração (Romero *et al.*, 2000; Pietrabissa *et al.*, 2000; Gratton, *et al.*, 2001; Kunavisarut *et al.*, 2002; Natali, *et al.*, 2006). Porém, até o presente momento não há relatos científicos conclusivos sobre o quanto de desajuste entre os componentes protéticos e os implantes pode ser considerado clinicamente aceitável, não induzindo falhas ao tratamento (Jemt *et al.*, 1996; Taylor, 1998; Sahin & Çereli, 2001; Taylor & Agar, 2002; Hecker & Eckert, 2003).

Neste estudo os maiores e menores níveis de tensão para osso foram encontrados com a barra de Au tipo III no desajuste de 5 $\mu$ m, com 255,03 MPa para o nó 5581 e 201,37 MPa para o nó 10683.

Sevimay *et al.*, em 2005, avaliando a distribuição de tensão de uma coroa implanto suportada através do método dos elementos finitos em diferentes tipos de qualidade óssea, encontrou níveis de tensão de 163 e 180 MPa em ossos tipo D3 e D4, respectivamente e 150 e 152 MPa em ossos tipo D1 e D2, respectivamente, enquanto Natali *et al.*, 2006, estudando desajuste horizontal de 50 $\mu$ m em prótese fixa utilizando o método dos elementos finitos, verificou tensões de 40 a 60 MPa, com os maiores níveis de tensão localizando-se na região cervical do implante. Os autores afirmaram ser difícil determinar quando uma tensão gerada por desajuste é perigosa ou não em combinação com carregamento oclusal através de métodos experimentais. No entanto, até o presente momento não foi relatado na literatura qual limite de tensão o osso cortical ou medular pode absorver para manter suas características fisiológicas e por conseqüente a osseointegração.

Carr *et al.*, 1996, num estudo em macacos, avaliaram a resposta óssea em torno de implantes que receberam estruturas metálicas com desajustes de 38  $\mu$ m e 345  $\mu$ m. Os resultados foram obtidos por meio de manipulação digital, radiografias e análise histomorfométrica, tendo sido os animais sacrificados nos períodos de 24, 48

horas, 1, 2, 3, e 4 semanas. Os autores não encontraram diferenças estatísticas com os diferentes graus de desajuste, mas salientaram que o estudo foi realizado na ausência de carregamento oclusal, de modo que não puderam concluir que estes níveis de desajuste não alteram a interface de osseointegração.

Neste estudo, foi imposta uma carga linear vertical de 20 Ncm, restrita ao apertamento do parafuso protético, sem carregamento oclusal. Segundo Watanabe *et al.*, 2000, devido aos implantes terem mobilidade de até 10µm limitada pela elasticidade óssea, desajustes mínimos podem provocar altos níveis de tensões na interface osso/implante. Este dado pôde ser verificado pelo alto nível de tensão já no desajuste de 5µm. No entanto, este nível de tensão foi praticamente mantido, sendo a tensão aumentada significativamente em cada desajuste para a barra, o que se pode supor que a inclusão de carregamento oclusal fisiológico poderia ser mais prejudicial à barra do que à interface osso/implante.

Jemt, em 1996, avaliou a precisão de ajuste de próteses implanto-suportadas sobre o modelo mestre, verificando desajustes de 37 µm a 75 µm e *in vivo*, verificando desajustes de 90 µm a 111 µm intraoralmente. Os resultados mostraram que frequentemente próteses com níveis consideráveis de desajustes são clinicamente consideradas aceitáveis e acabam sendo instaladas no paciente.

No entanto, em 1998, Jemt & Lekholm, em estudo piloto em coelhos, avaliaram a deformação da estrutura protética e do osso causada pelo desajuste. Os autores encontraram deformações no osso entre os implantes onde a compressão foi de até 0,5mm. Os autores concluíram que a concentração da deformação óssea como resultado do desajuste pode ser um fator contribuinte inicial para a perda óssea marginal.

No presente estudo, por se tratar de uma análise não linear, foi observado que houve deformação óssea, no entanto a tensão observada não apresentou diferenças num padrão significativo que sugerisse influência dos diferentes níveis de desajuste.

Já em 2000, Jemt *et al.*, em um estudo *in vivo* em coelhos, avaliou a resposta óssea influenciada por estruturas com desajuste de 01mm ao implante medial. Os autores concluíram que os níveis de estresse de magnitude clínica não apontaram

ameaças à osseointegração por si só, e ao contrário, níveis clínicos de estresse pareceram promover uma remodelação óssea significativa na ponta da rosca do implante.

A Tabela 3 e a Figura 22 mostram as tensões de von Mises (Mpa) nos diferentes tipos de materiais simulados, nos desajustes de 5 $\mu$ m, 25 $\mu$ m, 50 $\mu$ m, 100 $\mu$ m, 200 $\mu$ m e 300 $\mu$ m, no nó 470. Nesta variável quanto maior o desajuste, maior foi tensão gerada neste nó em todos os tipos de materiais simulados.

É possível observar um aumento significativo de tensão de von Mises no nó 470 com o aumento do desajuste da barra ao implante, levando a crer que a infra-estrutura protética é a parte mais sensível ao aumento do desajuste. É possível observar também que a liga de CoCr apresentou os maiores níveis de tensões de von Mises quando comparado com os outros materiais da barra. Portanto, de acordo com estes resultados, infra-estruturas protéticas com menor módulo de elasticidade parecem apresentar melhores resultados.

De acordo com Natalie *et al.*, 2006, o tipo de deformação induzida pelo sistema barra/implante sugere que a resiliência da barra tem efeito significativo na magnitude da tensão transmitida, confirmando a crença de que a resistência das propriedades da barra são um parâmetro importante e tem que ser avaliado. O autor afirma que em desajuste da barra ao implante, barras com menor resistência podem reduzir as tensões transmitidas à interface osso/implante.

Estes resultados parecem estar de acordo com Millington & Leung, 1995, que utilizando a técnica de cobertura fotoelástica, avaliaram a relação existente entre o tamanho e a localização dos desajustes nas interfaces pilar/implante e os estresses gerados numa estrutura para prótese sobre implantes confeccionada em liga de ouro tipo IV. Os autores concluíram que há relacionamento positivo entre o nível de desajuste da estrutura e a intensidade das forças sobre ela geradas. Em estudo similar, Uludamar & Leung, 1996, demonstraram que tensões são geradas na estrutura quando desajustes estão presentes e que a localização do desajuste influencia marcadamente a quantidade e direção do estresse máximo induzido na estrutura.

Como os resultados mostram uma tensão muito grande na barra, quando comparada à tensão gerada na interface osso/implante, pode-se concordar com

Hussaini & Wong, 1997, onde afirmaram que em próteses implanto-suportadas, a falta de uma boa adaptação gera micro movimentação dos componentes protéticos podendo acarretar falhas nas estruturas da prótese, como afrouxamento dos parafusos protéticos e dos intermediários e fratura de diversos componentes do sistema, como estrutura metálica ou cobertura estética (Byrne *et al.*, 1998; Goodacre *et al.*, 1999; Kan *et al.*, 1999; Romero *et al.*, 2000; Gratton *et al.*, 2001).

Al-Turki *et al.*, 2002, avaliando a influência de desajustes verticais de 100µm e 175µm nos parafusos protéticos, concluíram uma significativa instabilidade destes parafusos, comprovando que os componentes protéticos sofrem grande influência quando há um aumento de tensão gerado principalmente por desajuste da infra-estrutura aos implantes.

Portanto, de acordo com os resultados obtidos neste estudo, e com resultados obtidos por Sertgöz *et al.*, em 1997, a utilização de infra-estrutura com menor módulo de elasticidade não levou a diferenças substanciais de padrões de tensão de von Mises no osso cortical e no osso medular adjacente aos implantes. No entanto, discordando com estes autores, o aumento do módulo de elasticidade associado ao aumento do desajuste da infra-estrutura, aumentaram significativamente as tensões concentradas na barra, aumentando o potencial de risco de falha da prótese. Para a condição de carga investigada, o melhor material para a infra-estrutura pareceu ser a liga de Au tipo III.

É importante ressaltar que o presente estudo foi realizado sem aplicação de carga mastigatória sobre a estrutura metálica e que o desajuste imposto foi linear e vertical. Foi utilizada uma barra padrão do sistema barra/clips (Conexão - Brasil) de 2 mm de diâmetro por 18,5 mm de comprimento sobre dois implantes. Segundo Natali *et al.*, 2006, a forma da barra tem influência significativa nas tensões transmitidas à interface osso/implante e tem que ser cuidadosamente avaliada.

Sahin & Çehreli, 2001, afirmaram que embora algumas complicações protéticas sejam atribuídas à ausência de ajuste preciso, o real efeito do desajuste sobre o sucesso dos implantes ainda é questionável. Ainda, de acordo com Hecker e Eckert (2003), até o presente momento não foram estabelecidos níveis de desajustes

cl clinicamente toleráveis, abaixo dos quais os problemas são mínimos e acima dos quais podem ocorrer falhas catastróficas.

Portanto a questão ainda é se alguma quantidade de desajuste causa perda óssea ou falha clínica da osseointegração. Assumir que desajuste não é deletério à interface osso/implante, com base na literatura disponível também é precipitado. Apesar de o desajuste afetar ou não a saúde e estabilidade da interface da osseointegração, é fato que o desajuste é uma causa consistente de falha nos componentes protéticos. As causas destas falhas são claramente multifatoriais, mas deve ser assumido que próteses com desajustes atuam de maneira importante em complicações como fraturas dos parafusos de retenção da coroa e do *abutment*.

Para a complementação e validação de estudos que avaliem tensões ósseas utilizando a ferramenta através dos elementos finitos, é imperativo que futuras pesquisas mostrem que quantidade de tensões os diferentes tipos e qualidade ósseas podem sofrer para que haja uma remodelação óssea fisiológica positiva à osseointegração.

## 7. CONCLUSÃO

- A flexão da barra influenciou na localização e intensidade das tensões de von Mises na interface osso/implante.
- O tipo de material da barra e os diferentes níveis de desajuste não influenciaram significativamente as tensões de von Mises na interface osso/implante.
- O tipo de material da barra e os diferentes níveis de desajuste influenciaram significativamente as tensões de von Mises na barra protética.
- A melhor combinação obtida foi para a barra com liga de ouro tipo III no desajuste de  $5\mu\text{m}$ . As maiores tensões na barra foram registradas com a liga de CoCr no desajuste de  $300\mu\text{m}$ .

## REFERÊNCIAS \*

Abu-Hammad OA, Harrison A, Williams D. The effect of a hydroxyapatite reinforced polyethylene stress distributor in a dental implant on compressive stress levels in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v. 15, n. 4, p.559-564, 2000.

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

Akca K, Çehreli MC, Iplikcioglu. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodontics*, v.15, n.2, p.115-21, 2002.

Al-Turki LEE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten M. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont*. 2002 Jan-Feb;15(1):38-42.

Bränemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*, St. Louis, v. 50, n. 3, p. 399-410, Sept. 1983.

Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent*, St. Louis, v. 80, n. 2, p 184-92, Aug. 1998.

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*, St. Luis, v. 76, n. 5, p. 500-9, Nov. 1996.

---

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

Clelland NL, Papazoglou E, Carr AB, Gilat A. Comparison of strains transferred to a bone simulant among implant overdenture bars with various levels of misfit. *J Prosthodont*. 1995 Dec;4(4):243-50.

Geng JP, Tan KBO, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, v. 85, n. 6, p.585-598, 2001.

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*, St. Louis, v. 90, n. 2, p. 121-32, Aug. 2003.

Goodacre CJ, Kan JYK, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*, St. Louis, v. 81, n. 5, p. 537-52, May. 1999.

Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent*, St. Louis, v. 85, n. 1, p. 47-52, Jan. 2001.

Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent*, St. Louis, v. 89, n. 4, p. 346-51, Apr. 2003.

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis: A two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal of Oral Implantology*, v. 24, n. 2, p. 80- 88, 1998.

Hussaini S, Wong T. One clinical visit a multiple implant restoration master cast fabrication. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.78, n.6, p. 550-553, Dec. 1997.

Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants, Lombard*, v. 12, n. 4, p. 527-40, July./Aug. 1997.

Jemt T. *In vivo* measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants, Lombard*, v. 11, n. 2, p. 151-8, Mar./Apr. 1996.

Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants, Lombard*, v. 11, n. 5, p. 620-5, Sept./Oct. 1996.

Jemt T, Lekholm U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clin Oral Implants Res*. 1998 Aug;9(4):272-80.

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(3):129-37.

Jemt T, Rubenstein JE, Carlson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent, St. Louis*, v. 75, n. 3, p. 314-25, Mar. 1996.

Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent, St. Louis*, v. 81, n. 1, p. 7-13, Jan. 1999.

Korioth TWP, Johann AR. Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. *J Prosthet Dent, Saint Louis*, v. 82, n. 1, p. 67-72, 1999.

Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont*, v. 11, n. 1, p. 30-40, 2002.

Lekholm U, Zarb GA. Tissue-integrated prostheses. In: P.I. Branemark, G.A. Zarb and T. Albrektsson, Editors, *Tissue-integrated prostheses*, Quintessence, Chicago (1985), pp. 199–209.

McCartney JW, Doud R. Passive adaptation of the prosthesis-implant interface by soldering gold cylinders to the framework casting. *J Prosthet. Dent, St. Louis*, v. 70, n. 1, p. 17-20, July. 1993.

Meijer HJA. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prothet Dent, Saint Louis*, v. 68, n. 1, p. 96-102, 1992.

Menicucci G. Mandibular implant-retained overdenture: Finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants, Lombard*, v. 13, n. 3, p. 369- 376, 1998.

Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures Part I: stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont, Lombard*, v.8, n. 6, p.511-6, Nov./Dec. 1995.

Natali AN, Pavan PG, Ruggero, AL. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. *Dent Mater*. 2006 Apr;22(4):388-95.

O'mahony A, Macneill SR, Cobb CM. Design features that may influence bacterial plaque retention: a retrospective analysis of failed implants. *Quintessence Int, Berlin*, v. 31, n. 4, p. 249-56, Apr. 2000.

Pietrabissa R, Contro R, Quaglini V, Soncini M, Gionso L, Simion M. Experimental and computational approach for the evaluation of the biomechanical effects of dental bridge misfit. *J Biomech*. 2000 Nov;33(11):1489-95.

Renner AM. Fabrication of implant overdentures that are passive and biocompatible. *Implant Dent*, Baltimore, v. 9, n. 1, p:96-101, 2000.

Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent*, St. Louis, v. 78, n. 6, p. 596-604, Dec. 1997.

Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent*, St. Louis, v. 84, n. 6, p. 602-7, Dec. 2000.

Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent*, Baltimore, v. 10, n. 2, p. 85-92, 2001.

Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear finite element analysis of dental implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v. 8, n. 6, p. 655-661, 1993.

Sartori IAM, Ribeiro RF, Francischone CE, Matos MGC. *In vitro* comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent*, St. Louis, v. 92, n. 2, p. 132-8, Aug. 2004.

Schmitt SM, Chance DA. A custom titanium implant-retained single tooth restoration: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v. 11, n. 6, p.782-6, Nov./Dec. 1996.

Sendyk CL. Distribuição das tensões nos implantes osseointegrados - análise não-linear em função do diâmetro do implante e do material da coroa protética. 1998. 129p. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont*. 1997 Jan-Feb;10(1):19-27.

Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*. 2005 Mar; 93(3):227-34.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*, St. Louis, v. 49, n. 6, p. 843-8, June. 1983.

Tan KB. The clinical significance of distortion in implant prosthodontics: is there such a thing as passive fit? *Ann Acad Med Singapore*, Singapore, v. 24, n. 1, p. 138-157. Jan. 1995.

Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. *J Prosthet Dent*. 1998 Jan;79(1):74-8.

Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent*, St. Louis, v. 88, n. 1, p. 89-95, July. 2002.

Torres EM. Estudo da correlação entre adaptação marginal e tensões transmitidas aos implantes por estruturas metálicas fundidas em monobloco – análise fotoelástica. 2005. 129p. Tese (Mestrado em odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

Uludamar A, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part II: efficacy of the Preci-disc system for the correction of errors. *Int J Prosthodont*, Lombard, v. 9, n. 1. p. 16-20. Jan./Feb. 1996.

Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution

transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants, Lombard*, v. 9, n.4, p.405-11, 1994.

Watanabe F, Uno T, Haia Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants, Lombard*, v. 15, n. 2, p.209-18, Mar./Apr. 2000.

Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: problems and complications encountered. *J Prosthet Dent, St. Louis*, v. 64, n. 2, p. 185-94, Aug. 1990.

## ANEXO

Quadro de conversão de unidades de medida.

	<b><i>Pa</i></b>	<b><i>MPa</i></b>	<b><i>Lb/in<sup>2</sup></i></b>	<b><i>N/mm<sup>2</sup></i></b>
<b><i>Pascal (Pa)</i></b>	1	$10^{-6}$	$1,450 \times 10^{-4}$	$10^{-6}$
<b><i>Mega Pascal (MPa)</i></b>	$10^6$	1	$1,450 \times 10^2$	1
<b><i>Giga Pascal (GPa)</i></b>	$10^9$	$10^3$	$1,450 \times 10^5$	$10^3$
<b><i>Lb/in<sup>2</sup></i></b>	$6,895 \times 10^{-3}$	$6,895 \times 10^{-3}$	1	$6,895 \times 10^{-3}$
<b><i>N/mm<sup>2</sup></i></b>	$10^6$	1	$1,450 \times 10^2$	1

## RELATÓRIO DE ANÁLISE ESTATÍSTICA

**TÍTULO:** Análise tridimensional da distribuição de tensões na estrutura do sistema barra/clips e interface osso/implante em função do tipo de material da barra e do desajuste vertical aos implantes.

**CONSULENTE:** Ricardo T. Abreu

**FINALIDADE:** Segundo o Delineamento Experimental Planejado e Executado pelo doutorando Ricardo T. Abreu, verificar a Possibilidade de Inferir Estatisticamente nas Hipóteses de Interesse

**CONSULTORES:** Prof<sup>ª</sup>. Rosa Maria Salani Mota  
João Ítalo Dias França

### **CONCLUSÃO:**

De acordo com a metodologia de coleta dos dados adotada no delineamento experimental cujo objetivo é a comparação de diferentes níveis de desajustes (5  $\mu\text{m}$ , 25  $\mu\text{m}$ , 50  $\mu\text{m}$ , 100  $\mu\text{m}$ , 200  $\mu\text{m}$  e 300  $\mu\text{m}$ ) e material da barra (Liga de Au tipo III, liga de AgPd, liga de CoCr e Ti cp) em relação as medias de cada uma das variáveis , tensão de Von mises do nó 470, tensão Von mises do nó 10683 e tensão Von mises do nó 5581, foi, para cada uma das variáveis, coletado apenas uma única observação em cada combinação de desajuste e material.

Realizando-se a análise descritiva para cada uma das variáveis dependentes, tensão de Von mises do nó 470, tensão Von mises do nó 10683 e tensão Von mises do nó 5581 em função dos fatores desajustes e materiais nota-se uma grande possibilidade de existência de interação entre esse dois fatores isto é, o comportamento das variáveis observadas dependem do efeito conjunto do tipo de material da barra e dos níveis de desajustes ficando então inviável a estimação do efeito residual necessário para inferir estatisticamente na hipótese de igualdade contra possíveis diferenças dos diferentes materiais para diferentes ajustes e/ou diferentes ajustes ou perfis de ajuste para diferentes materiais.

**Conclusão:** De acordo com os objetivos propostos e com a metodologia adotada na coleta dos dados é viável apenas a realização da análise descritiva do comportamento de tais dados.

### **Nota: Metodologia e Análise do Delineamento do Experimento em Parcelas Subdivididas:**

O **Experimento em Parcelas Subdivididas** envolve uma estrutura de tratamentos, com dois ou mais tratamentos, (obs.: no presente trabalho encontra-se dois tratamentos: tipo de material e desajuste) apresentando, pelo menos, dois tamanhos diferentes de unidades experimentais: as unidades experimentais maiores, chamadas de parcelas principais ou parcelas e as unidades experimentais menores, chamadas de sub-parcelas (Milliken e Johnson, 1984); nas parcelas, são casualizados os tratamentos primários, e nas sub-parcelas, os tratamentos secundários.

Um procedimento adequado para análise de experimento em parcelas subdivididas, quando pelo menos um dos os tratamentos em estudo é quantitativo (obs.: no presente trabalho encontra-se os diferentes níveis de ajustes), é por meio da metodologia de superfície de resposta, procurando desenvolver a seqüência de operações para a realização das análises estatísticas e justificar a aplicação de testes apropriados.

Nos experimentos em parcelas sub-divididas encontra-se dois tipos de resíduos distintos: resíduo (a) , referente as observações das parcelas, e o resíduo (b), correspondente às subparcelas.

Assim, em um experimento com dois fatores, o modelo para testar a existência ou não de interação e igualdade ou não entre os níveis de cada um dos fatores de interesse poderá ser:

$$Y_{ijk} = \mu + M_i + e_{ik} + D_j + (M D)_{ij} + e_{jk(i)}$$

Onde:

- $Y_{ijk}$  é o k-ésimo valor observado no j-ésimo nível do tratamento secundário (desajuste), dentro do i-ésimo nível do tratamento primário(material)
- $\mu$  é uma constante que representa a média geral;
- $M_i$  é o efeito do i-ésimo nível do tratamento primário (materiais);
- $D_j$  é o efeito do j-ésimo nível do tratamento secundário (desajustes);
- $(M D)_{ij}$  é o efeito de interação entre o i-ésimo nível do tratamento primário e o j-ésimo nível do tratamento secundário.

$i = 1, \dots, a$  ;  $j = 1, \dots, b$  e  $k=1, \dots, r$  sendo,  $a = n^\circ$  de níveis do tratamento primário (materiais),  $b = n^\circ$  de níveis do tratamento secundário (desajustes) e  $r = n^\circ$  de repetições para a combinação dos tratamentos M e D.

- $e_{ik} \sim N(0; \sigma_a^2)$  é o efeito aleatório (resíduo) atribuído às observações das parcelas, independentes
  - $e_{jk(i)} \sim N(0; \sigma_b^2)$  é o efeito aleatório (resíduo) atribuído as observações das sub-parcelas, independentes.
- $e_{ik}$  e  $e_{jk(i)}$  independentes entre si

encontra-se, através da notação R:

TABELA - Esquema de análise de variância de um experimento em parcelas subdivididas,

<i>FV</i>	<i>GL</i>	<i>Soma de quadrados</i>	<i>QM</i>	<i>Estatística F</i>
Trat.(M) (material)	a - 1	SQ(M) = R( $\mu$ , b, t) - R( $\mu$ , b)	SQ(M) / (a-1)	QM(M) / QM(R <sub>a</sub> )
RESÍDUO (a)	(a - 1)(r - 1)	SQ(R <sub>a</sub> ) = R( $\mu$ , b, t, tb) - R( $\mu$ , b, t)	SQ(R <sub>a</sub> ) / ((a-1)(r-1))	-----
Trat.(D) (desajustes)	b - 1	SQ(D) = R( $\mu$ , b, t, tb, v) - R( $\mu$ , b, t, tb)	SQ(D) / (b-1)	QM(D) / QM(R <sub>b</sub> )
Interação MxD	(a - 1)(b - 1)	SQ(MxD) = R( $\mu$ , b, t, tb, v, tv) - R( $\mu$ , b, t, tb, v)	SQ(MxD) / ((a-1)(b-1))	QM(MxD) / QM(R <sub>b</sub> )
RESÍDUO (b)	a (b - 1)(r - 1)	SQ(R <sub>b</sub> ) = y'y - R( $\mu$ , b, t, tb, v, tv)	SQ(R <sub>b</sub> ) / a (b - 1)(r - 1)	-----

Assim, existindo uma única observação para a combinação dos tratamentos M e D ( $r = 1$ ) então pela tabela do Esquema de análise de variância de um experimento em parcelas subdivididas observa-se que não há possibilidade de inferir estatisticamente na hipótese análise de efeito de interação (M x D) bem como nos efeitos de igualdade entre os níveis de cada um dos tratamentos M e D a menos que, para essas ultimas hipóteses, possamos admitir a priori que o efeito de interação é nulo.

Maiores detalhes do procedimento para análise desses tipos de experimentos está apresentado, por exemplo, em Kempthorne (1952), Cochran e Cox (1976), Pimentel Gomes(1990).

#### Bibliografia:

- COCHRAN, W.G.; COX, G.M. Diseños experimentales. 3. ed. México:Trilla, 1976. 661p.
- KEMPTHORNE, O. The designs and analysis of experiments. Nova York: Wiley, 1952. 631p.
- MILLIKEN, G.A; JOHNSON, D.E. Analysis of messy data; designed experiments. New York: Van Nostrand Reinhold, 1984. 485p.
- PIMENTEL GOMES, F. Curso de estatística experimental. 13. ed. Piracicaba: Nobel, 1990. 468p.