

**Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais**

**Faculdade de Odontologia**

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DO SISTEMA  
PRÓTESE/IMPLANTE EM FUNÇÃO DA UNIÃO E  
ALINHAMENTO EM MODELOS DE ELEMENTOS FINITOS**

**GUSTAVO GOMES DE OLIVEIRA**

**Belo Horizonte**

**2008**

Gustavo Gomes de Oliveira

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DO SISTEMA  
PRÓTESE/IMPLANTE EM FUNÇÃO DA UNIÃO E  
ALINHAMENTO EM MODELOS DE ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração: Clínicas Odontológicas, ênfase em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Isaias Seraidarian

Co-Orientador: Prof. Dr. Janes Landre Júnior

Belo Horizonte

2008

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

O48a Oliveira, Gustavo Gomes de  
Comportamento biomecânico do sistema prótese/implante em função da união e alinhamento em modelos de elementos finitos / Gustavo Gomes de Oliveira. Belo Horizonte, 2008.  
62f. : Il.

Orientador: Paulo Isaias Seraidarian  
Co-orientador: Janes Landre Júnior  
Dissertação (Mestrado) - Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia

1. Método dos elementos finitos. 2. Implantes dentários. 3. Prótese parcial fixa. 4. Biomecânica. I. Seradarian, Paulo Isaias. II. Landre Júnior, Janes. III. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

CDU: 616.314-089.843

## FOLHA DE APROVAÇÃO

## **DEDICATÓRIA**

A meu amigo e colega de profissão Geraldo Lúcio de Magalhães Silva,  
por acreditar em meu trabalho profissional e por me incentivar a continuar nesta  
busca constante pelo conhecimento científico.

## **AGRADECIMENTOS**

A meus pais, Reginaldo e Elvira,  
por acompanharem todos os passos da minha vida, me apoiando em todos os  
momentos, para que este meu sonho possa ter se realizado.

A minha esposa Deborah,  
pelo incentivo, carinho e compreensão por minha ausência de nosso convívio  
familiar.

A minha filha Marcela,  
que esta minha conquista profissional, possa servir de exemplo para você, minha  
filha, para que não deixe de brigar por seus objetivos com dignidade.

A minha irmã Renata, meu cunhado Márcio e minha afilhada Fernanda, o meu mais  
profundo agradecimento por me receberem em sua casa com o maior carinho.  
Foram momentos agradáveis que passei com a companhia de Vocês, que de certa  
maneiram supriam minha saudade de minha Esposa, Filha e Pais.

Ao Prof. Dr. Paulo Isaías Seradarian,  
que tornou possível a realização deste trabalho e quem me ensinou aspectos  
relevantes, não somente de ordem acadêmica, mas também de vida.

Ao Prof. Dr. Janes Landre Júnior,  
por ter aceitado colaborar com este trabalho e me atendido de  
forma tão cordial e atenciosa sempre que precisei recorrer aos seus  
conhecimentos.

Ao Prof. Dr. Marcos Dias Lanza,  
pelo prazer de transmitir seus conhecimentos, confiança e orientação deste  
trabalho.

Ao Prof. Dr. Wellington Corrêa Jansen pelos  
pelos valiosos ensinamentos, e disposição nesta constante busca pelo saber.

A todos os meus colegas de curso,  
em especial aqueles que fizeram parte da minha turma de mestrado, Andréia  
Salvador de Castro, Betânia Lessa Machado Torres, Fernanda Zanutelli Felipe,  
Frederico Lopes Ribas, Frederico Marques da Silva e Marcos Daniel Dias Lanza,  
por terem sido tão presentes em minha vida, durante os anos de curso, sendo  
grandes amigos em todos os momentos.

À Nathália Gonzaga Cirilo Costa,  
pela inestimável ajuda na confecção dos modelos.

Ao meu primo Ricardo Gomes de Oliveira,  
pela colaboração imprescindível na montagem deste trabalho.

Aos meus colegas Dr. Alessandro Gomides e Dr. José Carlos Mucci,  
companheiros constantes e incentivadores.

A Silvânia, Angélica, Mariângela, Antônia, Marli, Lú e Cris.  
que sempre estiveram comigo me ajudando de alguma forma para a conclusão  
deste curso.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para o engrandecimento deste  
estudo.

## RESUMO

Complicações técnicas em implantes em função têm sido descritas e associadas ao as tensões geradas pelas cargas oclusais. O Método de análise de Elementos Finitos tridimensional foi utilizado para avaliar as tensões de von Mises geradas nos componentes protéticos: material de cobertura das próteses, estrutura metálica, parafusos de fixação, intermediário e em implantes de conexão tipo cone Morse. Em uma peça anatômica real, correspondente ao corte sagital da porção posterior direita de uma mandíbula, quatro diferentes condições clínicas foram modeladas: modelo 1: coroas isoladas e implantes alinhados; modelo 2: coroas isoladas e o implante medial deslocado 1,5mm para vestibular; modelo 3: coroas unidas e implantes alinhados; modelo 4: coroas unidas e implante medial deslocado 1,5mm para vestibular. Nos dois modelos onde o implante foi deslocado, o contorno vestibular foi mantido. Cargas verticais estáticas de 100N foram aplicadas simultaneamente em todas as coroas. Os resultados demonstraram uma redução na área e nas tensões quando da união dos implantes. A fixação dos implantes em tripodismo não resultou em uma redução significativa nas áreas de tensão e aumentou as tensões na região cervical lingual dos implantes nas próteses unidas. As maiores tensões no implante, intermediário, parafuso e infra-estrutura foram observadas no implante medial do modelo 2.

**Palavras-chave:** análise por elemento finito, implantes dentários, prótese parcial fixa, biomecânica

## **ABSTRACT**

Technical complications in implants in function have been described and associated to stress generated by occlusal overload. The three-dimensional finite element analysis (FEA) was used to evaluate the von Mises stress in prosthetic elements: veneering material, infra-structure, abutment screw, abutment and also in Morse taper implants. An actual human mandible was modeled as well as four different clinical conditions: model 1 (nonsplinted crowns and implants placed in line), model 2 (nonsplinted crowns and buccal offset implant placement), model 3 (splinted crowns and implants placed in line) and model 4 (splinted crowns and buccal offset implant placement). In models 2 and 4 the dimension of the restoration was kept constant as in models 1 and 3. A static load of 100N was applied simultaneously in the three prosthesis. The splinting of the crowns resulted in the reduction of the values and the areas where stress was observed. The placement of buccal staggered implant did not lead to a significant reduction in the areas of stress and it increased the stress in the lingual cervical region of the implants in splinting crowns. The highest stress values in the infrastructure, abutment screw, abutment and implant were recorded in the buccal offset implant in model 2.

**Key words:** finite element analysis, dental implants, fixed partial prosthesis, biomechanics

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1	Propriedades dos Materiais utilizados nos Modelos de Elemento Finitos .....	32
----------	---	----

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 1 ..... Modelo proposto por Rangert, Sullivan e Jemt em 1997
- Figura 2 ..... Distribuição das tensões no intermediário Standard Brånemark®
- Figura 3 ..... Distribuição das tensões no pilar sólido ITI®
- Figura 4 ..... Distribuição das tensões no intermediário syOcta ITI®
- Figura 5 ..... Incidência das cargas proposto por Eskitascioglu *et al.* (2004)
- Figura 6 ..... Implante Standard Plus® e intermediário synOcta®
- Figura 7 ..... Modelo esquemático do sistema synOcta ITI®
- Figura 8 ..... Modelo 1
- Figura 9 ..... Modelo 2
- Figura 10 ..... Vista sagital dos modelos 1 e 2
- Figura 11 ..... Modelo 3
- Figura 12 ..... Modelo 4
- Figura 13 ..... Vista sagital dos modelos 3 e 4
- Figura 14 ..... Geração das malhas
- Figura 15 ..... Incidência de cargas verticais

## LISTA DE ABREVIATURAS

3D.....	Tri-dimensional
CAD.....	Computer-aided design
cap .....	Capítulo
Fig .....	Figura
Figs .....	Figuras
MEF.....	Método de elementos finitos
mm .....	Milímetros
MPa .....	Megapascal
µm .....	Mícrometro
N.....	Newtons
n .....	Número
p .....	Página
T.....	Tensão
TPS/SLA.....	Titanium plasma spray / Sand-blasted, large grit, acid-etched
v .....	Volume

## LISTA DE ARTIGO

Ao término desta pesquisa, foi possível elaborar a seguinte proposta de artigo, que será encaminhada para publicação na revista *Clinical Oral Implants Research*

- 1) Comportamento biomecânico do sistema prótese/implante em função da união e alinhamento em modelos de elementos finitos

## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	13
2	OBJETIVOS.....	16
2.1	Objetivo geral .....	16
2.2	Objetivos específicos .....	16
3	REVISÃO DA LITERATURA .....	17
3.1	Fundamentos biomecânicos.....	27
3.2	Método dos elementos finitos .....	29
4	MATERIAL E MÉTODOS .....	32
5	REFERÊNCIAS .....	40
6	ARTIGO PARA PUBLICAÇÃO .....	45

## 1 INTRODUÇÃO

O sucesso do tratamento com implantes osseointegrados é bem documentado cientificamente (HOLM-PEDERSEN *et al.*, 2007) e, como conseqüência, a indicação da técnica vem aumentando consideravelmente.

O indivíduo parcialmente desdentado com extremo livre posterior possuía como única opção de reabilitação uma prótese parcial removível. Com o advento da osseointegração, passou a contar com uma nova modalidade de tratamento para este tipo de edentulismo. Próteses parciais fixas implanto-retidas apresentam consideráveis vantagens sobre as próteses parciais removíveis como: suporte adequado, maior estabilidade oclusal, preservação do nível ósseo e simplificação do tratamento (JIVRAJ e CHEE, 2006).

Apesar destas inúmeras vantagens, complicações biológicas de origem bacteriana (ALBREKTSSON e ISIDOR, 1994; QUIRYNEN, De SOETE e van STEENBERGHE, 2002) e complicações técnicas são descritas em implantes em função e podem comprometer a longevidade das próteses implanto-suportadas (BRÄGGER *et al.*, 2001; BERGLUNDH, PERSSON e KLINGE, 2002; LANG *et al.*, 2004).

Complicações técnicas são associadas a sobrecargas oclusais desenvolvidas durante a função ou devido a hábitos parafuncionais. É conhecido o efeito de forças deletérias na adaptação ou não do osso periimplantar (ISIDIOR, 2006). Contudo, afrouxamento e fraturas de parafusos do intermediário e da prótese, fratura do implante, do material restaurador, também são descritas e relacionadas às tensões e deformações geradas (SCHWARZ, 2000; GENG, TAN e LIU, 2001; BERGLUNDH, PERSSON e KLINGE, 2002; NEDIR *et al.*, 2006).

Em indivíduos parcialmente desdentados e, principalmente, na região posterior da arcada, os parâmetros biomecânicos responsáveis pelo sucesso do tratamento de indivíduos desdentados totais foram revistos.

A fixação de implantes em curva e a conseqüente ocorrência de vetores axiais de resistência (RANGERT, JEMT e JÖRNEUS, 1989) são substituídas por implantes posicionados em linha favorecendo o surgimento de momentos de forças (RANGERT *et al.*, 1995; RANGERT, SULLIVAN e JEMT, 1997). Desde então, várias estratégias para diminuir as tensões no sistema prótese-implante foram

publicadas entre elas a fixação de implantes não alinhados (RANGERT, SULLIVAN e JEMT, 1997; WOOD e VERMILYEA, 2004).

Em termos de planejamento, uma dúvida freqüente seria pela opção da união ou não das coroas protéticas sobre os implantes. Inicialmente a união foi sugerida como uma forma para distribuir adequadamente as cargas sobre as próteses em implantes com hexágono externo (RANGERT, SULLIVAN e JEMT, 1997; GUICHET, YOSHINOBU e CAPUTO, 2002).

Recentemente as indústrias desenvolveram e comercializam vários implantes, com diferentes designs de retenção interna das conexões protéticas (BINON, 2000; SCACCHI, 2000). Implantes com conexão tipo cone morse demonstraram superioridade quando comparados com os de conexão externa no que diz respeito à resistência mecânica da interface implante-conexão protética (MÖLLERSTEN, LOCKOWANDT e LINDÉN, 1997; MERZ, HUNENBART e BELSER, 2000).

Em engenharia mecânica a análise de elemento finito é empregada há alguns anos para avaliar teoricamente as tensões e deformações em um determinado sistema submetido à carga e tem se tornado um precioso instrumento para descrever a transferência de forças para os componentes e tecido ósseo nas próteses implanto-suportadas (GENG, TAN e LIU, 2001). Em implantodontia, a maioria dos estudos utilizando a técnica procura relacionar estes fenômenos com a integridade ou não do nível ósseo periimplantar (STEGAROIU et al, 1998; AKÇA e IPLIKÇIOGLU, 2001; WANG *et al.*, 2002; HUANG *et al.*, 2006; SIMSEK *et al.*, 2006). É importante, portanto, investigar e obter mais informações das consequências das cargas oclusais nos componentes restauradores.

As tensões e deformações oriundas de cargas oclusais são responsáveis por complicações técnicas em próteses implanto-suportadas, unidas e não unidas em função. A maioria dos trabalhos publicados, utilizando o Método de Elementos Finitos, que avaliaram as tensões nos componentes protéticos foi realizada em implantes com o desenho clássico de hexágono externo. Torna-se necessário um maior conhecimento a respeito das tensões geradas nos implantes onde a retenção das conexões protéticas ocorre internamente no corpo do implante através da fricção e aparafusamento do intermediário.

Baseado nestas considerações seria conveniente avaliar qualitativamente as tensões geradas através das cargas verticais estáticas no implante, no

intermediário, no parafuso de fixação da prótese, na estrutura metálica e no material de revestimento através da técnica de modelagem de elementos finitos tridimensionais.

## 2 OBJETIVOS

### 2.1 Objetivo geral:

- Avaliar, pelo método de elementos finitos, a ação das tensões sobre coroas protéticas unidas e separadas, alinhadas e não alinhadas.

### 2.2 Objetivos específicos:

- Avaliar através de modelos de elementos finitos, as tensões geradas por cargas estáticas verticais nos seguintes componentes:
  1. Implante
  2. Intermediário protético;
  3. Parafuso de fixação das coroas protéticas;
  4. Infraestrutura das coroas protéticas;
  5. Material restaurador das próteses (porcelana).
- Avaliar, se em implantes de conexão interna, as tensões geradas por cargas estáticas verticais são diferentes em coroas protéticas isoladas quando comparadas com coroas protéticas unidas.

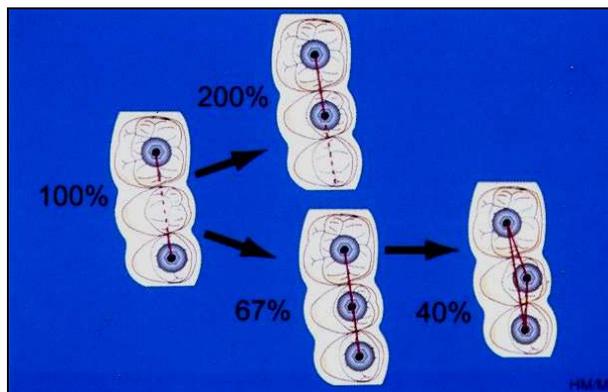
### 3 REVISÃO DA LITERATURA

Em um modelo matemático bidimensional, os benefícios na redução do torque foram demonstrados por Weinberg e Kruger (1996) em prótese unitária, quando o eixo de um implante era deslocado 1,5mm para lingual na mandíbula. Desta forma o implante e componentes aproximavam-se da resultante lingual de força que ocorre em um esquema oclusal proposto no estudo. Entretanto quando o eixo do implante foi deslocado para vestibular houve um aumento do torque.

Em um artigo clássico, Rangert, Sullivan e Jemt (1997) sugeriram, na reabilitação da região posterior de indivíduos parcialmente desdentados, que a mesma prótese, com a mesma carga oclusal mostraram níveis de tensão completamente diferentes no implante e no osso de suporte dependendo da configuração com que os implantes são colocados. A utilização de um número adequado de implantes e fixados em uma configuração de tripodismo poderia diminuir o torque e potenciais complicações biomecânicas como afrouxamento do parafuso e intermediário, fraturas dos componentes do complexo implante-intermediário. Este estudo com implantes Brånemark<sup>®1</sup> sugeriu que o cirurgião, quando possível, fixasse o implante medial deslocado vestibularmente ou lingualizado em relação ao alinhamento dos implantes mesial e distal. Os autores concluíram que o momento de torque em três implantes unidos pode ser diminuído entre 20% a 60% se o deslocamento do implante medial for de 2,0 a 3,0mm quando comparado aos três implantes alinhados também unidos, que, portanto esta configuração diminuiria complicações biomecânicas (Fig. 1).

---

<sup>1</sup> Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden



**Figura 1:** Modelo proposto por Rangert, Sullivan e Jemt em 1997

Sertgöz (1997) em um trabalho de análise por elementos finitos comparou três diferentes materiais para a superfície oclusal: resina acrílica, resina composta e porcelana, e quatro diferentes materiais para a estrutura metálica da prótese: ouro, prata-paládio, cobalto-cromo e titânio. Os resultados mostraram que as próteses feitas com cobalto-cromo e cobertura oclusal de porcelana geraram menor tensão tanto na prótese quanto no osso.

Freqüentemente cirurgiões-dentistas lançam mão da união das próteses implanto-retidas na esperança de diminuir ou eliminar uma potencial perda do parafuso de fixação da prótese. Solnit e Schneider (1998) avaliando implantes da ITI<sup>®2</sup> enumeraram as vantagens da não união das coroas protéticas como: eliminação de procedimentos adicionais laboratoriais requeridos para uma adaptação precisa das próteses, a confecção do ponto de solda. Além disto, restaurações individuais proporcionariam melhor acesso para higienização por parte dos pacientes, melhor perfil de emergência e contorno quando comparados com as próteses unidas. A passividade é mais facilmente obtida usando o sistema de coroas isoladas quando comparada com coroas unidas dos sistemas de hexágono externo. Este fato diminuiria significativamente e/ou eliminaria problemas como perda ou fratura do parafuso encontrados nos sistemas de hexágono externo.

Belser *et al.* (2000) afirmaram que a tripodização parece impraticável sob o ponto de vista clínico devido às limitações no espaço méso-distal ou nas dimensões buco-lingual e ao aumento considerável nos custos do tratamento.

<sup>2</sup> ITI; Institut Straumann AG, Waldeburg, Switzerland

Ainda salienta que este conceito de tripodismo não se aplica aos implantes ITI<sup>®</sup> por sua ancoragem ao osso ser significativamente mais forte quando comparados aos de titânio torneado devido seu tratamento de superfície (TPS/SLA), a união mais forte entre o intermediário e o implante baseado no princípio do cone Morse e a preferência por restaurações cimentadas nas regiões posteriores. E conclui: “tripodização (deslocamento) não é necessário para o sucesso de restaurações sobre implantes em áreas posteriores”.

Ainda em 2000, Schwarz relata que forças oclusais adversas podem resultar em complicações mecânicas nos componentes dos implantes. Através de estudos retrospectivos, incidências elevadas de afrouxamentos e/ou fraturas de parafusos foram observadas em implantes de hexágonos externos em arcada totalmente edêntula, como em arco parcialmente edêntulo e em coroas isoladas. Em contraposição o pilar sólido da ITI<sup>®</sup> não parece ser vulnerável a estes problemas, eliminando o afrouxamento e fratura do parafuso. A incidência de afrouxamento do parafuso foi minimizado pelo bisel de 45° do ombro do implante e 1,5mm de paredes verticais do pilar. O desenho do pilar sólido da ITI<sup>®</sup> e o material utilizado em sua fabricação (titânio tipo IV) têm eliminado o afrouxamento do parafuso. Schwarz conclui que o pilar sólido de diâmetro standard pode ser indicado com segurança para substituir um único dente ou para casos de múltiplas perdas dentárias, incluindo regiões de molares. Este implante pode com sucesso funcionar mesmo quando submetido a esforços não axiais na região dos molares, sem a necessidade de deslocamento do implante medial recomendada para os implantes de hexágono externo.

Um estudo pelo método de análise por elemento finito avaliando quatro tipos diferentes de materiais restauradores: porcelana, resina a base de polimetilmetacrilato, resina de micro partículas e ionômero de vidro modificado por resina sobre uma estrutura metálica foi proposto por Çiftçi e Canay (2001). Neste trabalho foram modelados dois implantes de 4,0mm x 13,0mm Calcitek<sup>®3</sup>, e instalados na região mandibular correspondente ao segundo pré-molar e segundo molar, e a estrutura metálica de níquel-cromo modelada representando uma ponte com um pântico na região do primeiro molar. O material restaurador foi modelado com uma espessura de 1,5mm sobre a estrutura metálica e foram incididas cargas

---

<sup>3</sup> Sulzer Calcitek, Carlsbad, Califórnia, USA

nos sentidos: horizontal, oblíqua 30° e vertical. Os resultados mostraram que a resina acrílica absorve mais impacto que a porcelana que a porcelana, resina de micro partículas e ionômero de vidro modificado por resina, devido a seu baixo módulo de elasticidade e com isto os autores puderam constatar que os maiores valores de tensões foram observados com os materiais restauradores com menor módulo de elasticidade. Os autores concluíram que indiferentemente do material restaurador usado, as tensões máximas em von Mises foram concentradas em volta da área marginal da estrutura metálica e a porcelana é um material restaurador superior aos outros sob condições de cargas estáticas.

Guichet, Yoshinobu e Caputo (2002) analisaram em um estudo *in vitro* o efeito do contato interproximal entre coroas isoladas de três implantes com a união entre eles através de uma prótese parcial fixa. Um modelo de fotoelástico de uma mandíbula parcialmente edêntula com 3 implantes (3.75 x 10,0mm) Nobel Biocare<sup>®4</sup> foi fabricado, sendo que o implante anterior foi colocado com uma inclinação mesial de 6° . Foram fabricadas 3 coroas individuais e depois as unidades foram cimentadas sobre pilares previamente preparados com 6° de conicidade das paredes, então foram avaliados 5 níveis de tensão de contato interproximal: sem ponto de contato, ideal (8µm), ponto de contato considerado leve (+10µm), médio (+50µm), e pesado (+90µm). Para restaurações unidas, foram confeccionadas 05 próteses e posteriormente cimentadas sobre os 3 implantes do modelo. Foram simuladas cargas de 6.8kg nas próteses. A conclusão que os autores chegaram é que a união dos implantes por uma prótese parcial fixa efetivamente reduziu as tensões quando a carga foi incidida no implante medial e quando, as restaurações não foram unidas às tensões concentraram-se ao redor do implante que recebeu a carga. Em ambos os casos quando o implante posterior foi submetido a cargas axiais as tensões foram similares (prótese parcial fixa e coroas isoladas). O compartilhamento das cargas foi observado quando as mesmas foram aplicadas no implante anterior de uma prótese parcial fixa e os resultados indicam que quando uma carga é incidida fora do eixo axial à prótese unida é mais efetiva na distribuição das tensões quando comparada com coroas isoladas. Os resultados sugerem que o ponto de contato excessivo entre coroas individuais era associado com aumento das tensões entre implantes e pode

---

<sup>4</sup> Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden

conduzir a uma situação de não passividade no assentamento da prótese. Portanto os autores sugerem que a união dos implantes é benéfica quando implantes instalados fora do eixo axial forem restaurados, pois assim distribuiriam melhor as tensões quando cargas excêntricas incidirem sobre os implantes.

Naert *et al* (2002) em um estudo clínico prospectivo, avaliou o resultado de restaurações de implantes Brånemark<sup>®5</sup> no tratamento de edentulismo parcial. Eles fizeram o estudo avaliando de 1.956 implantes em 660 pacientes; sendo que foram colocados 1.212 na maxila e 744 foram colocados implante na mandíbula. Sobre os implantes foram confeccionadas 810 restaurações; 235 eram coroas isoladas, 166 foram apoiados por implantes e dentes e 409 prótese parciais fixas sobre implantes. As taxas de sobrevivência cumulativas calculadas eram 91.4% para todos os implantes e 95.8% para todas as restaurações em um período de 16 anos. A análise estatística mostrou nenhuma diferença significativa em taxa de risco de perda de implantes que receberam coroas isoladas e coroas unidas através de próteses fixas. O local da mandíbula nem posição de implante (anterior ou posterior) teve um efeito significativo no resultado. Os maiores riscos de perda de implantes recaem em implantes curtos, baixo número de implantes por próteses, coroas protéticas restauradas com resinas acrílicas e implantes instalados em locais que receberam enxerto ósseo. Os autores acharam que o conceito de não união dos implantes que usam coroas unitárias ao invés restaurações unidas são mais promissoras, mas que necessitam de mais estudos para comprovação.

Wang *et al.* (2002), através da análise de elementos finitos utilizando dois implantes Spline<sup>®6</sup> de 10,0mm de comprimento por 4,0mm de diâmetro, separados por uma distância de 7,0mm, propuseram avaliar o estresse gerado no osso periimplantar, em osso de pobre qualidade. Os efeitos de diferentes tipos de materiais protéticos para coroas isoladas e para coroas unidas também foram considerados. Seis diferentes modelos foram modelados em três dimensões de acordo com dois parâmetros: (1) coroas unidas ou não, (2) diferentes materiais restauradores: resina, ouro e porcelana. Cargas estáticas de 1N foram aplicadas verticalmente e horizontalmente. A união entre as coroas foi recomendada quando implantes fossem colocados em osso de qualidade pobre. O uso de restaurações de porcelana e ouro apresentou diminuição de estresse em próteses unidas

---

<sup>5</sup> Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden

<sup>6</sup> Sulzer Calcitek, Carlsbad, Califórnia, USA

quando comparadas às restaurações de resina. Os autores observaram menor variação na geração de estresse com diferentes materiais restauradores em coroas isoladas.

Sahin, Cehreli e Yalçin (2002) em trabalho de revisão de literatura afirmaram que o tripodismo não deveria ser considerado como uma opção de tratamento para implantes ITI<sup>®</sup>. Segundo os autores dois implantes ITI<sup>®</sup> poderiam restaurar uma região de três elementos dentários ausentes sem qualquer episódio significativo de complicação biomecânica durante um período de vários anos, não sendo necessário um terceiro implante. Ainda afirmam que o princípio de instalação de três implantes com deslocamento do implante central proposto por Weinberg e Kruger em 1996 para implantes Branemark<sup>®</sup> de hexágono externo, pois neste desenho de implante, o parafuso do intermediário é o único elemento que mantém o intermediário e implante unidos e que implantes de cone morse como ITI<sup>®</sup> e Astra Tech<sup>®7</sup>, a fricção exerce um papel fundamental na manutenção da prótese com o implante, portanto o deslocamento do implante central não seria indicado para os implantes ITI<sup>®</sup>.

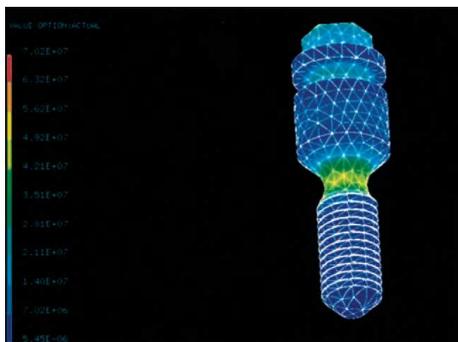
Alkan, Sertgöz e Ekici (2004) utilizando o método de análise por elementos finitos propuseram investigar a distribuição da tensão no parafuso de retenção do intermediário com implante e o parafuso de retenção da prótese. Três modelos foram criados: Modelo 1: implante Brånemark<sup>®8</sup> de hexágono externo com intermediário retido por parafuso (Fig. 2); Modelo 2: implante ITI<sup>®</sup> cone Morse de 8 graus com intermediário cimentado (Fig. 3); Modelo 3: implante ITI<sup>®</sup> cone Morse de 8 graus com octógono interno com intermediário synOcta<sup>®</sup> retido por parafuso (Fig. 4). Sobre as coroas dos três modelos foram incididas cargas estáticas de 10N horizontalmente, 35N verticalmente e 70N obliquamente. Os resultados mostraram que sob cargas horizontais estáticas as tensões aumentaram nos intermediários e parafusos protéticos nos três modelos experimentais, entretanto quando cargas verticais e oblíquas foram aplicadas às tensões diminuíram nos modelos 1 e 3, porém, aumentaram no intermediário do modelo 2, possivelmente devido à ausência do parafuso de retenção da prótese. Nos três modelos o máximo estresse foi concentrado na parte lisa do parafuso dos intermediários. Os autores concluíram que ambos os sistemas provavelmente não falharão sob cargas oclusais, pois os

---

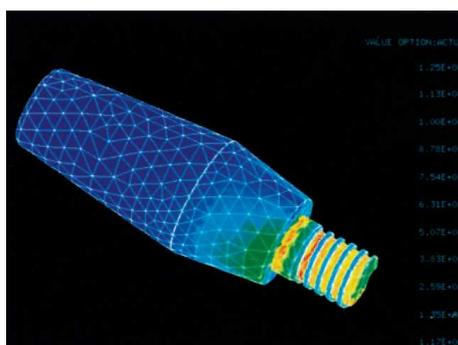
<sup>7</sup> Astra Tech, AstraZeneca Group, Mölndal, Sweden

<sup>8</sup> Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden

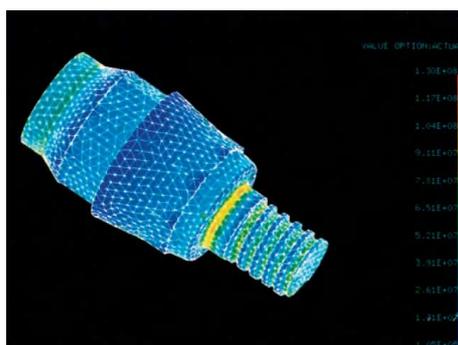
valores máximos de tensão ficaram abaixo da resistência máxima dos materiais dos componentes.



**Figura 2:** Distribuição das tensões no intermediário Standard Brånemark®



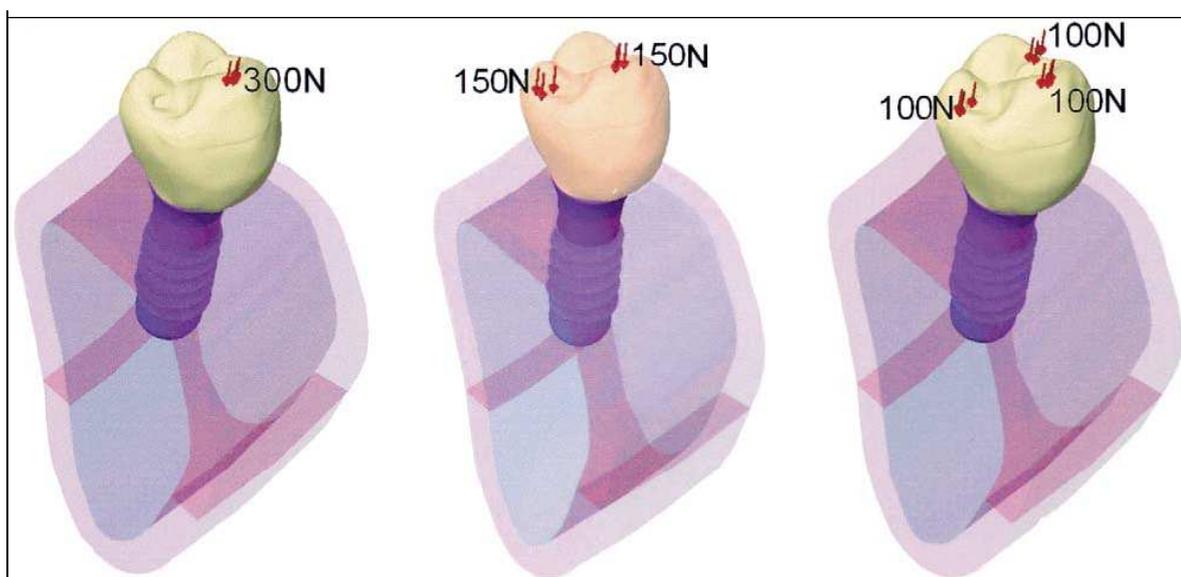
**Figura 3:** Distribuição das tensões no pilar sólido ITI®



**Figura 4:** Distribuição das tensões no intermediário syOcta ITI®

Um estudo pelo MEF tri-dimensional proposto por Eskitascioglu *et al.* (2004) investigou o efeito da carga em 1 a 3 diferentes locais na superfície oclusal de um

segundo pré-molar inferior. Para tal estudo foi utilizado um implante de 4,1mm de diâmetro por 10,0mm de altura da ITI<sup>®9</sup>, com estrutura metálica de cobalto-cromo (Wiron 99<sup>®10</sup>) e superfície oclusal em porcelana feldspática. A restauração foi cimentada sobre o pilar e a espessura do cimento foi ignorada. Todos os materiais foram considerados linearmente elásticos, homogêneos e isotrópicos. Uma carga de 300N. foi aplicada de acordo com as seguintes localizações: ponta da cúspide vestibular (300N); ponta da cúspide vestibular (150N) e fossa distal (150N); e ponta da cúspide vestibular (100N), fossa distal (100N) e fossa mesial (100N) (Fig.5).



**Figura 5:** Incidência das cargas no modelo proposto por Eskitascioglu *et al.* (2004)

Os resultados mostraram que as maiores tensões no implante nos três modelos avaliados foram no pescoço do implante, e o valor máximo de tensão, 89,9Mpa ocorreu no implante submetido a uma carga em um local somente, no caso a ponta da cúspide vestibular, e o menor valor de tensão ocorreu no implante submetido à carga em dois locais. Na estrutura metálica o máximo valor de tensão foi encontrado no modelo submetido a dois locais de incidência das cargas. Na superfície oclusal, a tensão máxima ocorreu também no modelo onde foram incididas duas cargas de 150N. Para as condições de cargas avaliadas, a melhor combinação de cargas verticais foram encontradas nos modelos que foram

<sup>9</sup> ITI; Institut Straumann AG, Waldeburg, Switzerland

<sup>10</sup> Bego, Bremen, Germany

incididas duas e três cargas, pois diminuíram as tensões no osso de suporte do implante, nesta situação as tensões de von Mises se concentraram na estrutura metálica e na porcelana.

Itoh *et al.* (2004) avaliaram pelo método de análise fotoelástica, o efeito do deslocamento vestibular e lingual de três implantes de 13,0mm de comprimento por 3,75mm de diâmetro da 3i<sup>®11</sup>. Dois modelos fotoelásticos de mandíbula humana foram fabricados, sendo que no primeiro modelo os três implantes foram colocados alinhados e no segundo modelo o implante medial foi deslocado em 1,5mm para vestibular e os implantes mesial e distal deslocados em 1,5mm para lingual. Cargas verticais e laterais foram aplicadas sobre a estrutura parcial fixa unida entre os três implantes, aonde não se verificou vantagens biomecânicas na configuração onde os implantes estavam desalinhados em relação à configuração onde os implantes estavam alinhados. Os autores concluíram que a configuração com deslocamento dos implantes mudou a distribuição do estresse, mas não reduziu o estresse substancialmente, pois para cargas verticais e laterais esta configuração tende a reduzir o estresse ao redor do implante anterior e posterior, mas em contrapartida tende a aumentar o estresse ao redor do implante medial.

Não existem evidências científicas suficientes para guiar o cirurgião dentista de quantos implantes são necessários para reabilitar um paciente quando múltiplos dentes são perdidos no quadrante posterior. Jivraj e Chee (2006) afirmaram que as maiores recomendações são derivadas da experiência profissional e que quando três dentes são perdidos, dois ou três implantes são necessários. O número de implantes depende da quantidade e qualidade do osso. A escolha entre dois ou três implantes esta relacionada com aspecto biomecânico da prótese e da carga que incide sobre ela. Na opinião dos autores, quando múltiplos implantes são instalados no quadrante posterior da boca a prótese deve ser unida, pois haveria uma melhor distribuição das tensões, aumenta a retenção da prótese e reduz a incidência de afrouxamento de parafuso e deslocamento da prótese. É desejável que quando três ou mais implantes forem instalados a prótese seja seccionada e soldada para melhorar a adaptação e que este propósito não é diferente de uma prótese parcial fixa convencional.

---

<sup>11</sup> Implant Innovations®, Inc. , Palm Beach Gardens, Florida, USA

Muitos trabalhos publicados na literatura investigam as cargas estáticas aplicadas sobre os implantes, mas Kayabasi, Yüzbasioğlu e Erzincanli (2006) fizeram um estudo pelo Método dos Elementos Finitos (MEF) onde avaliaram as cargas estáticas, dinâmicas e comportamentos de fadiga do implante (ITI® de 4,1mm de diâmetro por 12,0mm de altura), intermediário (pilar sólido de 6º com 4,0mm de altura), estrutura metálica (cobalto-cromo) e material oclusal (porcelana feldspática). Cargas dinâmicas foram aplicadas durante 5 minutos na superfície oclusal em três direções: méso-distal, lingual e axial. Os resultados mostraram que os valores máximos de tensão em von Mises foram encontrados quando os componentes foram submetidos às cargas dinâmicas. No implante as maiores tensões se concentraram na primeira rosca. No intermediário foi concentrado na junção entre a haste e a primeira rosca do intermediário. Na estrutura metálica e na porcelana de recobrimento oclusal as maiores tensões foram observadas na superfície oclusal.

Misch *et al.* (2006) em um estudo retrospectivo sobre a taxa de sucesso com o uso de implantes curtos em regiões posteriores, avaliou 273 pacientes desdentados posterior tratados com 745 implantes com comprimento variando de 7,0mm a 9,0mm, suportando 338 restaurações por um período de 1 a 5 anos. Neste estudo os autores concluíram que um implante para cada pré-molar perdido e dois implantes para cada molar perdido poderiam ser indicados na região posterior com mínima altura óssea e osso de qualidade pobre. Para maximizar os benefícios do aumento do número de implantes eles deveriam ser unidos, pois aumentariam a área da superfície funcional do suporte sempre que uma carga fosse aplicada sobre a prótese. Como resultado, coroas unidas transmitiriam menos tensão à interface osso-implante em comparação com coroas de implantes isoladas.

Também em 2006 Misch afirmou, em seu livro, que a retenção de uma prótese é melhorada com um número maior de pilares esplintados, e assim essa abordagem também diminui a incidência de restaurações soltas. Os implantes esplintados também diminuem a fratura da porcelana, a quantidade de estresse é reduzida, e as cristas marginais das coroas são suportadas pelos conectores das coroas esplintadas, que aplicam forças compressivas em vez de forças de cisalhamento na porcelana. O posicionamento do implante está relacionado ao número de implantes porque mais de dois implantes são necessários para formar

um tripodismo mecânico, isto é, não em uma linha reta. A sugestão é que unidades múltiplas sejam colocadas numa configuração de tripodismo.

### 3.1 Fundamentos biomecânicos

Quando um determinado sistema é submetido a cargas, tensões e deformações irão ser produzidas. Em relação às próteses implanto-suportadas, forças produzidas pelos músculos da mastigação, fisiológicas ou não, serão aplicadas nas superfícies oclusais dos dentes posteriores e palatina/lingual dos dentes anteriores. O fluxo das tensões será observado, primeiramente, na prótese (material de cobertura e infra-estrutura), em seguida nos componentes protéticos (intermediário e parafuso), no implante e, por fim, no osso de suporte (GLANTZ e NILNER 1998). Cargas axiais produzirão tensões mais uniformemente distribuídas no sistema prótese-implante. Diferentemente, vetores de forças não axiais serão responsáveis pela ocorrência de momento (*bending*), ou seja, pelo aumento do gradiente de tensões (RANGERT, JEMT e JÖRNEUS, 1989; RICHTER, 1998).

Sobrecargas no sistema biomecânico podem ser definidas como condições onde forças mastigatórias causam repetidas deflexões em alguma parte da estrutura, conduzindo a uma perda óssea marginal ou fracasso do componente.

Durante a função mastigatória, raramente a direção das forças coincidirá com o longo eixo do implante. O mais provável é que as forças sejam aplicadas em diversas direções provocando braços de alavanca e momentos (SAHIN *et al.*, 2002).

Diferentes padrões de tensão e deformação serão observados devido à configuração geométrica da prótese (RANGERT, JEMT e JÖRNEUS, 1989). Próteses unidas, por exemplo, reduziram os picos de tensões avaliadas quando comparadas com próteses não unidas (GUICHET, YOSHINOBU e CAPUTO, 2002).

Tensão mecânica pode ser compreendida como a maneira que uma determinada força é distribuída em uma superfície, sendo diretamente proporcional à força aplicada e inversamente proporcional a área (Tensão = Força/Área). As

tensões são descritas como normais (compressão e tração) e de cisalhamento (BIDEZ e MISCH 1992).

Uma tensão de tração é causada por uma carga que tende a esticar ou alongar um corpo e está sempre acompanhada de uma resistência de tração, normalmente geradas quando as estruturas são flexionadas. Uma tensão de compressão é a resistência de um corpo sob uma carga que tende a comprimi-lo ou encurtá-lo, e está associada a uma deformação compressiva. A tensão de cisalhamento é aquela que tende a resistir ao deslizamento de uma porção de um corpo sobre outro, e também podem ser produzidas pela torção de um material (ANUSAVICE, 2005).

Deformação é a alteração na geometria de um objeto submetido a uma tensão, é a variação de comprimento de um material submetido a uma tensão e pode ser: elástica e plástica. Deformação elástica pressupõe que as deformações são totalmente recuperadas com a retirada das forças que impuseram à configuração deformada da peça. Ocorre quando um material após a deformação ele recupera totalmente a sua forma original quando a força é removida, e na deformação plástica a deformação ocorre sem retorno à condição de origem, ou seja, é uma deformação permanente do corpo (ANUSAVICE, 2005).

A alteração relativa de um corpo (encurtamento ou alongamento) é a deformação experimentada em virtude de uma carga aplicada. A deformação vai ser proporcional às tensões produzidas, mas é dependente das propriedades mecânicas (rigidez) do material avaliado (ISIDOR, 2006). Componentes protéticos retidos são menos hábeis em suportar cargas não axiais por períodos prolongados. Deformações permanentes, desgaste e falha por fadiga podem ocorrer em virtude destas forças (TAYLOR, AGAR e VOGIATZI, 2000).

Em segmentos posteriores parcialmente desdentados, alguns fatores têm sido relacionados com aumento da tensão. Implantes fixados em linha perderiam o benefício de a contenção cruzar a arcada, ficando o sistema mais propício a momentos de força. Outras situações como um número de implantes menor que o valor de suporte inferior, cargas off-set atuariam como amplificadores de tensão (RANGERT, SULLIVAN e JEMT, 1997).

Evidências sugerem que a união das próteses seria benéfica do ponto de vista biomecânico pela possibilidade da carga ser dividida entre os elementos unidos, reduzindo as tensões (GUICHET, YOSHINOBU e CAPUTO, 2002; WANG

*et al.* 2002, BERGKVIS *et al.*, 2008). Recentemente este conceito foi questionado (HUANG *et al.* 2005) pelo fato da aplicação de forças, nestes estudos, serem aplicadas isoladamente em um único dente, não representando de forma adequada às relações oclusais normais.

### **3.2 Método dos Elementos Finitos**

O método de elementos finito (MEF) segundo Holmes, Diaz-Arnold e Leary (1996) é um método numérico usado para a solução de equações complexas. Esta técnica possibilita obter as deformações e conseqüentemente as tensões provenientes da ação de carregamentos externos sobre uma estrutura, desde que sejam conhecidas as propriedades mecânicas do material, mais a geometria, carregamentos e condições de contorno do corpo que se deseja avaliar.

Geng *et al.* (2001) em artigo de revisão da literatura, asseguram que Weinstein *et al.* em 1976 foram os pioneiros na utilização do MEF em implantodontia. O MEF tem sido utilizado para avaliar as tensões e deformações induzidas aos componentes dos implantes e tecidos ósseos. No mesmo artigo, segundo os autores, o primeiro passo em análise por elementos finitos é definir o objeto e representar a sua geometria em um programa específico de computador. O modelo pode ser bidimensional ou tridimensional. No modelo bidimensional são considerados os eixos X e Y. No modelo tridimensional consideram-se os eixos X, Y e Z.

Finalizada a etapa de desenvolvimento dos modelos CAD, cada um será transferido para um software de elementos finitos, onde serão desenvolvidas as três etapas de construção dos modelos numéricos, ou seja, a etapa de pré-processamento, onde serão desenvolvidas as malhas de elementos finitos.

Os elementos são representados por coordenadas espaciais, podendo assumir diversas formas, sendo que os tetraédricos e hexaédricos são os mais os elementos tridimensionais mais utilizados atualmente. Quanto maior o número de elementos mais preciso será o modelo (LOTTI *et al.*, 2006). Nas extremidades de cada elemento finito encontram-se pontos, ou nós, que conectam os elementos entre si, formando uma malha arranjada em camadas bi ou tridimensionais. Através

dos nós as informações são passadas entre os elementos, sendo que cada nó possui um número definido de graus de liberdade, que caracterizam a forma como o nó irá se deslocar no espaço. Este deslocamento pode ser descrito em três ou duas dimensões espaciais.

O próximo passo será a imposição dos materiais, ou seja, uma vez que a geometria foi definida, as propriedades físicas e mecânicas de cada material precisam ser definidas e incorporadas ao modelo. As propriedades dos materiais possuem uma grande influência sobre as tensões e deformações na estrutura analisada. Estas propriedades podem ser modeladas pelo MEF como: isotrópicas, ortotrópicas e anisotrópicas. Um material isotrópico é caracterizado pela propriedade do material possuir as mesmas propriedades físicas, ou seja, um comportamento elástico, independente da direção considerada, ou seja, as propriedades são as mesmas em todas as direções. Em um material ortotrópico as propriedades mecânicas são as mesmas em duas direções e diferentes em uma terceira, e um material anisotrópico possui diferentes propriedades quando medido em diferentes direções, ou seja, as propriedades diferem em todas as direções (GENG *et al.*, 2001; LOTTI *et al.*, 2006).

A maioria dos trabalhos considera o comportamento dos materiais como linearmente elásticos, que são caracterizados por duas constantes: o Módulo de Young e o Coeficiente de Poisson (GENG *et al.*, 2001). O Módulo de Young ou módulo de elasticidade descreve a rigidez relativa de um material, ele possui um valor constante que pode ser determinado a partir da curva tensão-deformação. Podemos exemplificar o módulo de Young como: a rigidez de uma prótese aumenta com o aumento da espessura, mas o módulo elástico não muda. O coeficiente de Poisson refere-se ao valor absoluto da relação entre as deformações transversais e longitudinais em um eixo de tração axial. Para um material ideal isotrópico de volume constante, a razão é de 0,5. A maioria dos materiais possui valores próximos de 0,3 (ANUSAVICE, 2005; LOTTI *et al.*, 2006).

Preparado os modelos em elementos finitos será realizada a segunda etapa que consiste na solução das equações matemáticas, que é realizada por um software específico a partir da definição dos resultados que se quer obter, que para este estudo consiste na obtenção dos níveis de tensão e deformação.

A terceira etapa que é a de pós-processamento visa fornecer a visualização da solução matemática, seja na forma de gráficos ou de figuras, que traduzem os

níveis de tensão e deformação em “*isolayers*”, permitindo assim a discussão dos resultados.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

O presente estudo teve como finalidade analisar teoricamente a influência ou não da união entre as restaurações protéticas fixas sobre os componentes protéticos de implantes e o deslocamento do implante mediano para vestibular na região posterior da mandíbula. Para tal obteve-se uma imagem digitalizada de uma peça anatômica real, correspondente ao corte sagital da porção posterior direita de uma mandíbula.

As propriedades mecânicas como Módulo de Young e o Coeficiente de Poisson dos materiais analisados neste estudo foram obtidos na literatura como mostra a tabela abaixo:

**Tabela 1:** Propriedades dos materiais utilizados nos Modelos de Elemento Finitos:

<b>Material</b>	<b>Módulo de Elasticidade (MPa)</b>	<b>Coeficiente de Poisson</b>
Osso cortical	15.0000	0,30
Osso esponjoso	1.500	0,30
Titânio	110.000	0,33
Ouro tipo IV	96.000	0,35
Cobalto-cromo	218.000	0,33
Porcelana	68.900	0,28

Fonte: GENG *et al.* (2001), WANG *et al.* (2002)

Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos.

Para este estudo foi utilizado o implante Standard Plus<sup>®12</sup> de 4,1mm de diâmetro por 8,0mm de altura. Optou-se por este implante pela característica de ser um implante do tipo Cone Morse com 8° de conicidade e por este tipo de implante apresentar uma altura de “pescoço” de 1,8mm. Este implante devido à presença do octógono interno possibilita o uso do intermediário synOcta<sup>®13</sup> (Fig. 6) o que por sua vez possibilita que sejam executadas coroas protéticas unidas ou separadas. Sobre os intermediários foram aparafusadas, com um parafuso de ouro,

<sup>12</sup> ITI Straumann AG, Waldeburg, Switzerland

<sup>13</sup> ITI Straumann AG, Waldeburg, Switzerland

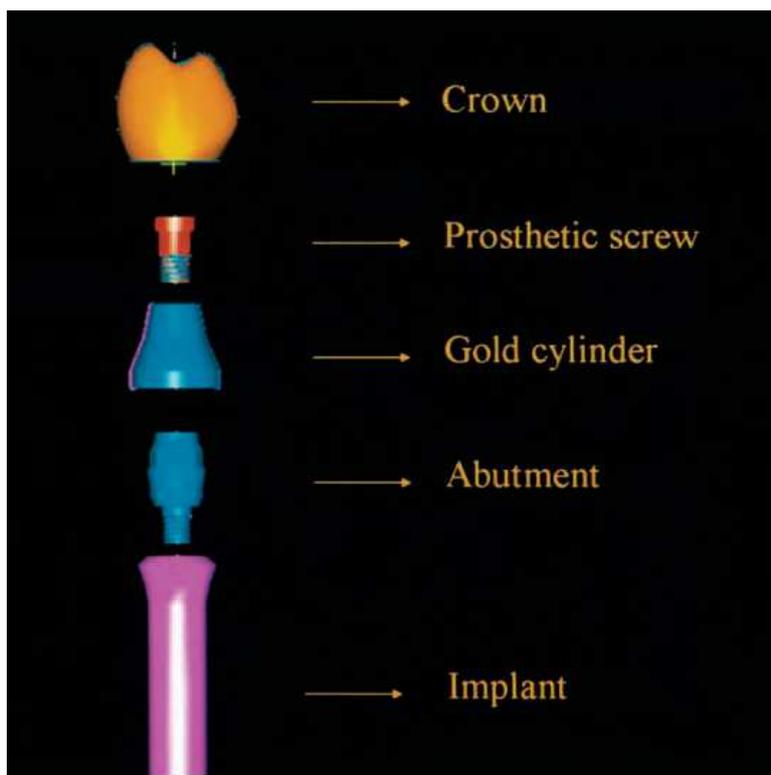
as próteses fundidas em liga de cobalto-cromo Wiron 99<sup>®14</sup> com espessura de 1,0mm. e sobre a qual foi aplicada uma porcelana feldspática com espessura variando de 1,5mm a 2,5mm (Fig 7). Nos modelos de prótese unida, a área superficial na região da solda teve um diâmetro de 3,0mm.



**Figura 6:** Implante Standard Plus<sup>®</sup> e intermediário synOcta<sup>®</sup>

---

<sup>14</sup> Bego, Bremen, Germany



**Figura 7:** modelo esquemático da seqüência clínica de encaixes da coroa, parafuso, estrutura metálica, intermediário synOcta<sup>®</sup> e implante com octógono interno tipo cone morse do sistema ITI<sup>®</sup>

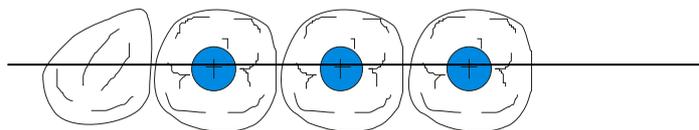
Os implantes foram dispostos com uma distância de 7,0mm entre o centro dos mesmos. Este procedimento é recomendado para facilitar os procedimentos protéticos e facilitar o acesso para higienização como sugere Belser *et al.* (2000). As próteses foram modeladas com uma mesa oclusal de 8,0mm de distância vestibulo-lingual, por 21,0mm de distância méso-distal nos casos de próteses unidas (Fig. 13) e nos caso de coroas isoladas a mesa oclusal foi de 8,0mm de distância vestibulo-lingual por 7,0mm de distância méso-distal (Fig. 10) e 8,2mm de altura em ambos os casos, perfazendo uma altura de 8,0mm. do implante intra-ósseo e 10,0mm de altura total supra-óssea, sendo 1,8mm da parte lisa do implante escolhido para este projeto, e 8,2mm das coroas protéticas .

Belser *et al.* (2000), recomendou a utilização de coroas do tamanho de pré-molares para implantes em regiões posteriores, baseado em experiência clínica de mais de dez anos. Portanto, ele sugere que uma coroa em região posterior tenha

de 7,0mm a 8,0mm de diâmetro méso-distal por permitir um harmonioso perfil de emergência.

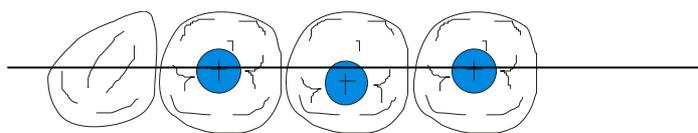
Como o objetivo deste trabalho foi de avaliar individualmente o implante sob ação dos esforços sobre eles empregados, o desenvolvimento do modelo em CAD 3D foi realizado a partir de imagem digitalizada da mandíbula. Os implantes foram posteriormente colocados digitalmente para que fosse possível a obtenção dos modelos descritos a seguir:

**Modelo 1:** três próteses separadas (coroas isoladas) e implantes alinhados (Fig. 8).

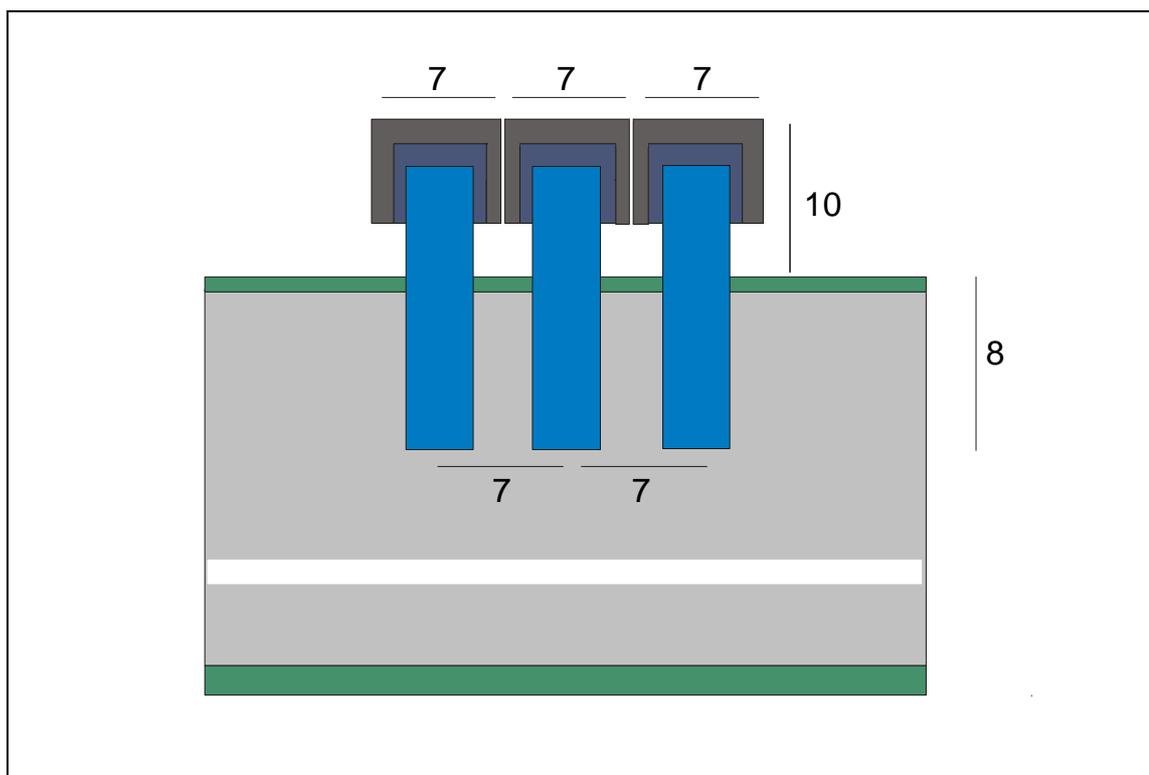


**Figura 8:** Modelo 1

**Modelo 2:** três próteses separadas (três coroas isoladas) e três implantes, sendo o medial deslocado para vestibular em 1,5mm em relação ao alinhamento com os outros dois implantes (Fig. 9).

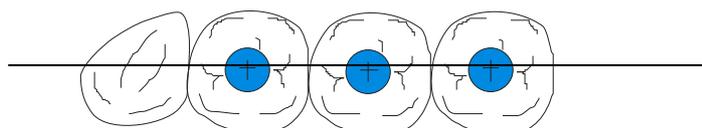


**Figura 9:** Modelo 2



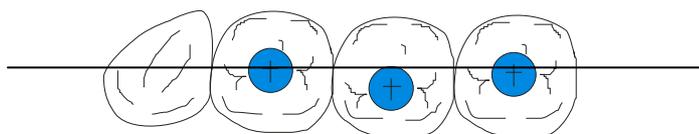
**Figura 10:** Vista sagital dos modelos 1 e 2

**Modelo 3:** prótese unida e três implantes alinhados (Fig. 11).

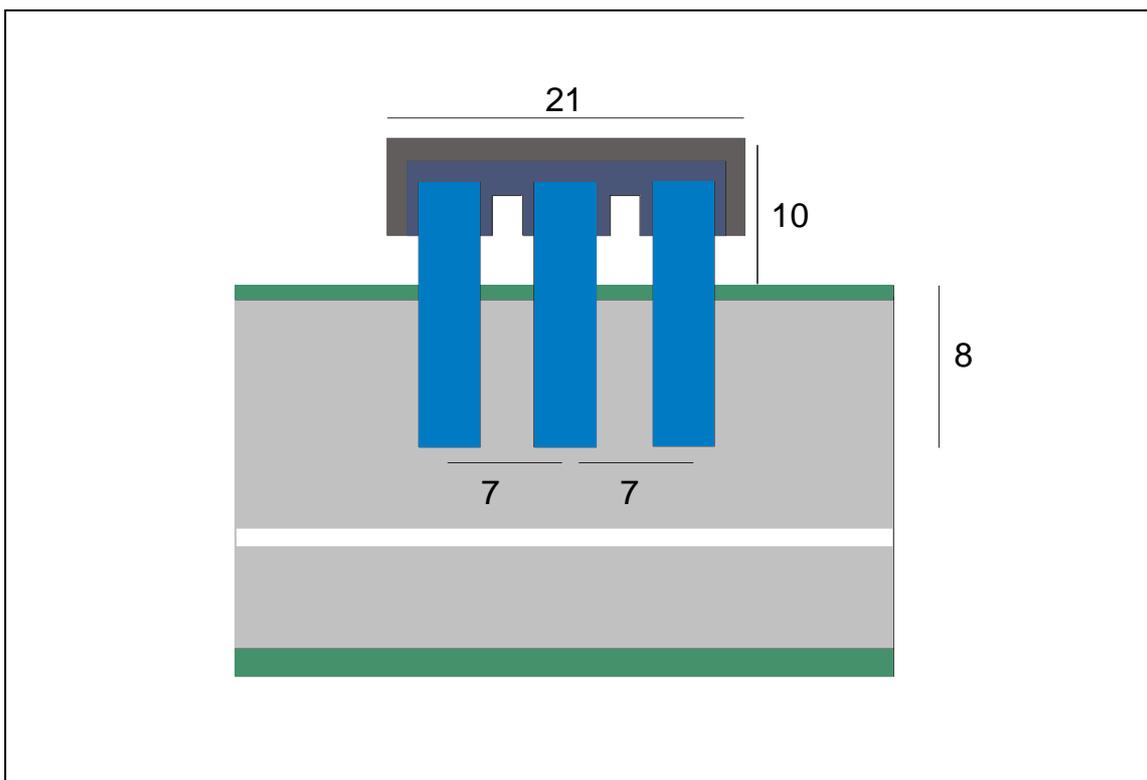


**Figura 11:** Modelo 3

**Modelo 4:** prótese unida e três implantes, sendo o medial deslocado em 1,5mm para vestibular em relação ao alinhamento com os outros dois implantes (Fig. 12).



**Figura 12:** Modelo 4



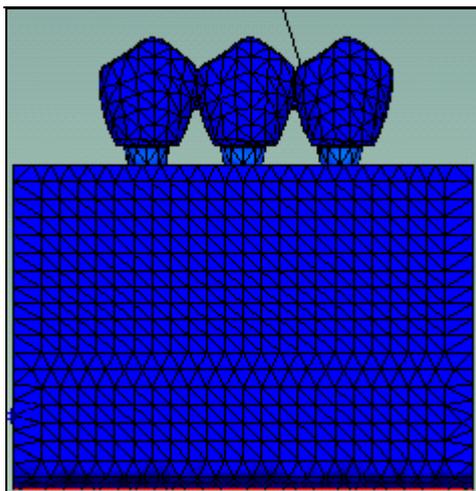
**Figura 13** : Vista sagital dos modelos 3 e 4

Nos modelos 2 e 4 onde foram considerados os implantes mediais deslocados para vestibular, o alinhamento vestibular das coroas foi mantido.

Definidos os modelos, cada um foi desenvolvido utilizando um modelo digitalizado e transferido para uma plataforma CAD, que neste caso foi usado o software IronCAD versão 9.0<sup>®</sup> <sup>15</sup>.

Finalizada a etapa de desenvolvimento dos modelos CAD, cada um foi transferido para um software de elementos finitos, onde foram desenvolvidas as três etapas de construção dos modelos numéricos, ou seja, a etapa de pré-processamento, onde foram desenvolvidas as malhas de elementos finitos (Fig 14), realizada a imposição dos materiais, condições de contorno e por fim a imposição dos esforços sobre as coroas.

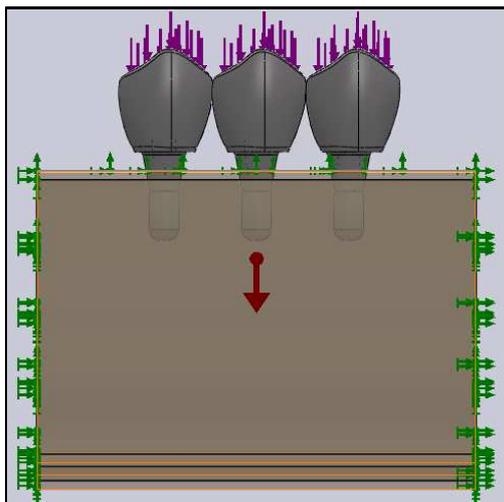
<sup>15</sup> IronCAD, Atlanta, Geórgia, USA



**Figura 14:** Geração das malhas

No modelo 1, o número total de nós foi de: 80411 e de elementos: 56019. No modelo 2, o número total de nós foi de : 81849 e de elementos: 57089. No modelo 3, o número de nós foi: 82480 e 57536 elementos. No modelo 4, o número de nós foi: 81481 e elementos: 56719. Os elementos tiveram formatos tetraédricos com base retangular, sendo que cada elemento teve 5 nós, com 3 graus de liberdade por nó, perfazendo ao todo 15º de liberdade por elemento.

Para a etapa de pré-processamento usou-se uma força estática de 100N sobre cada coroa isolada direcionada verticalmente. E sobre os modelos unidos uma carga total de 300N foi direcionada também verticalmente, sendo 100N sobre cada elemento (Fig. 15). Foram incididas várias cargas verticalmente, perfazendo um total de 100N sobre cada dente simulando o fechamento da boca que geram momentos fletores, que por sua vez criam tensões normais e de cisalhamento. Com isto avaliar qual dos quatro modelos geraria menos tensão sobre o implante, o intermediário, o parafuso de fixação da prótese e sobre a prótese.



**Figura 15:** Incidência de cargas verticais

Preparado os modelos em elementos finitos foi realizada a segunda etapa que consiste na solução das equações matemáticas, que foi realizada pelo software a partir da definição dos resultados que se obteve, que para este estudo consistiu na obtenção dos níveis de tensão e deformação. Para esta etapa utilizou-se o software SolidWorks<sup>®16</sup> versão Office Premium.

Por fim foi realizada a terceira etapa que é a de pós-processamento, em que os resultados matemáticos são apresentados, seja na forma de gráficos ou de figuras, que traduzem os níveis de tensão e deformação em “*isolayers*”. Para esta etapa utilizou o software COSMOSWorks<sup>®17</sup> versão 2008.

As análises foram executadas utilizando-se um computador Dell Optiplex 330<sup>18</sup> com processador Intel<sup>®</sup> Core™ 2 Duo 2,4GHz.

---

<sup>16</sup> Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, Concord, Massachusetts, USA

<sup>17</sup> Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, Concord, Massachusetts, USA

<sup>18</sup> Dell, Austin, Texas, USA

## 5 REFERÊNCIAS

AKÇA, K.; IPLIKÇIOĞLU, H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 16, n. 5, p. 722-730, Sep-Oct, 2001

ALBREKTSSON, T.; ISIDOR, F. Consensus report of session IV. In: **Proceedings of the 1<sup>st</sup> European Workshop on Periodontology**, Eds. Lang NP, Karring T, London: Quintessence Publishing Co., Ltd., 1993., p.365-369

ALKAN, I.; SERTGÖZ, A.; EKICI, B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implants screws. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 91, n. 4, p. 319-325, Apr, 2004.

ANUSAVICE, K.J. **Phillips – Materiais dentários**, Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda., 2005, 2ª tiragem, Cap. 4, p.69-97

BELSER, U.C.; MERICKE-STERN, R.; BERNARD J.P.; TAYLOR, T.D. Prosthetic management of the partially dentate patient with implant restorations. **Clinical Oral Implants Research**, v. 11, (Suppl.), p. 126-145, Sep., 2000

BERGKVIST, G.; SIMONSSON, K.; RYDBERG, K.; JOHANNSSON, F.; DÉRAND, T. A finite element analysis of stress distribution in bone tissue surrounding uncoupled or splinted dental implants. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v.10, n. 1, P. 40-46, Mar., 2008

BERGLUNDH, T.; PERSSON, L.; KLINGE, B. A systematic review of the incidence of biological and technical complication in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 year. **Journal of Clinical Periodontology**, v. 29 (Suppl. 3), n. 8, p. 197-212, Aug, 2002

BIDEZ, M.W.; MISCH, C.E. Force transfer in implant dentistry: Basic concepts and principles. **The Journal of Oral Implantology**, v. 18, n. 3, p.264-274, 1992

BINON, P.P. Implants and components: Entering the New Millennium. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 15, n. 1, p. 76-94, Jan-Feb, 2000

BLANES, R.J.; BERNARD, J.P.; BLANES, Z.M.; BELSER, U.C. A 10 year study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. **Clinical Oral Implants Research**, v. 18, n. 6, p. 707-714, Dec., 2007

BRÄGGER, U.; AESCHILIMANN, S.; BÜRGIN, W.; HÄMMERLE, C.H.F.; LANG, N.P. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FDP) on implants and teeth after four to five years of function. **Clinical Oral Implants Research**, v. 12, n. 1, p. 26-34, Feb, 2001.

ÇİFTÇİ, Y.; CANAY, Ş. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 14, n. 5, p. 406-411, Sep.-Oct., 2001.

ESKITASCIOGLU, G.; USUMEZ, A.; SEVIMAY, M.; SOYKAN, E.; UNSAL, E. The influence of occlusal loading on stress transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 91, n. 2, p. 144-150, Feb., 2004.

GENG, J-P; TAN, K.B.C.; LIU, G-R Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 85, n. 6, p. 585-598, Jun., 2001

GLANTZ, P-O.J.; NILNER, K. Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. **Periodontology 2000**, v. 17, n.1, p. 119-124, Jun., 1998

GUICHET, D.L.; YOSHINOBU, D.; CAPUTO, A.A. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load by implant restorations. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 87, n. 5, p.528-535, May., 2002

HOLM-PEDERSEN, P.; LANG, N.P.; MÜLLER, F. What are the longevities of teeth and oral implants? **Clinical Oral Implants Research**, v. 18 (Suppl. 3), p. 15–19, Jun., 2007

HOLMES, D.C.; DIAZ-ARNOLD, A.M.; LEARY, J.M. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 75, n. 2, p. 140-147, Feb.,1996

HUANG, H.-L.; HUANG, J.-S.; KO, C.-C.; HSU, J.-T.; CHANG, C.-H.; CHEN, M.Y.C., Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. **Clinical Oral Implants Research**, v. 16, n. 4, p. 466 -472, Aug., 2005

HUANG, H.-L.; LIN, C.-L.; KO, C.-C.; CHANG, C.-H.; HSU, J.-T.; HUANG, J.-S. Stress analysis of implant-supported partial prostheses in anisotropic mandibular bone; in-line versus offset placements of implants. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.33, n.7, p. 501-508, Jul., 2006

ISIDOR, F.; Influence of forces on peri-implant bone. **Clinical Oral Implants Research**, v. 17 (Suppl. 2), p. 8-18, Oct., 2006

ITOH, H.; CAPUTO A.A.; KUROE, T.; NAKAHARA, H. Biomechanical comparison of straight and staggered implant placement configurations. **The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry**, v. 24, n. 1, p.47-55, Feb., 2004

JIVRAJ, S.; CHEE, W. Treatment planning of implants in posterior quadrants. **British Dental Journal**, v. 201, n. 1, p. 13-23, Sep., 2006

KAYABASI, O.; YÜZBASIOĞLU, E.; ERZINCANLI, F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. **Advances in Engineering Software**, v. 37, p. 649-658, 2006.

KITAMURA, E.; STEGAROIU, R.; NOMURA, S.; MIYAKAWA, O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. **Clinical Oral Implants Research**, v 15, n. 4, p. 401-412, Aug., 2004.

LANG, N.P.; BERGLUNDH, T.; HEITZ-MAYFIELD, L.J.; PJETURSSON, B.E.; SAVI, G.E.; MARIANO, S. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding implant survival and complications. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 9, n. 7 (Suppl.), p.150-154, 2004.

LOTTI, R.S.; MACHADO, A.W.; MAZZIEIRO, E.T.; LANDRE JÚNIOR, J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, v. 11, n.2, p.35-43, 2006.

MERZ, B.R.; HUNENBART, S.; BELSER, U.C. Mechanics of the implant-abutment connection: An 8-degree taper compared to a butt joint connection. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 15, n. 4, p.519-526, 2000.

MISCH, C.E.; STEIGENGA, J.; BARBOSA, E.; MISCH-DIETSCH, F.; CIANCIOLA, L.J. Short dental implants in posterior partial edentulism: A multicenter retrospective 6-year case series study. **Journal of Periodontology**, v. 77, p. 1340-1347, Aug, 2006.

MISCH, C.E. **Prótese sobre implantes**. São Paulo: Livraria Santos Editora, 2006, Cap. 6, p. 71-90

MÖLLERSTEN, L.; LOCKOWANDT, P.; LINDÉN, L.-A. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: An in vitro test. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.78 , n.6 , p. 582-591, Dec., 1997

NAERT, I.; KOUTSIKAKIS, G.; DUYCK, J.; QUIRYNEN, M.; JACOBS, R.; VAN STEENBERGHE, D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism Part I: A longitudinal clinical evaluation. **Clinical Oral Implants Research**, v. 13, n. 4, p. 381-389, 2002.

NEDIR, R., BISCHOF, M., SZMUKLER-MONCLER, S., BELSER, U.S., SAMSON, J. Prosthetic complications with dental implants: from an up-to-8-year experience in private practice. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 21, n. 6, p.919-928, Dec., 2006

QUIRYNEN, M.; De SOETE, M.; van STEENBERGHE, D. Infectious risks for oral implants: a review of the literature. **Clinical Oral Implants Research**, v.13, n.1, p.1-19, Feb., 2002

RANGERT, B.; JEMT, T.M.; JÖRNEUS, L. Forces and moments on Brånemark implants. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 4, n. 3, p.241-248, 1989

RANGERT, B.; KROGH, P.H.J; LANGER, B.; VAN ROEKEL, N. Bending Overload and Implant Fracture: A Retrospective Clinical Analysis. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 10, n. 3, p. 326-334, Sep-Oct., 1995

RANGERT, B.; SULLIVAN, R.M.; JEMT, T.M. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 12, n. 3, p. 360-370, May-Jun.,1997

SAHIN, S.; CEHRELI, M.C.; YALÇIN, E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. **Journal of Dentistry**, v. 30, p. 271-282, Sep-Nov., 2002

SCACCHI, M. The development of the ITI® DENTAL IMPLANT SYSTEM – Part 1: A review of the literature. **Clinical Oral Implants Research**, v. 11 (Suppl.), p. 8-21, 2000

SCHWARZ, M.S. Mechanical complications of dental implants. **Clinical Oral Implants Research**. v. 11 (Suppl 1.), p. 156-158, 2000

SERTGÖZ, A. Finite elements analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in on implant supported fixed prosthesis. **The International Journal of Prosthodontics**. v.10, n.1, p. 19-27, Jan-Feb.,1997

SIMSEK, B.; ERKMEN, E.; YILMAZ, D.; ESER, A. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous in posterior mandible: A 3D finite element analysis. **Medical Engineering Physics**, v. 28, p. 199-213, 2006

SOLNIT, G.S.; SCHNEIDER, R.L. An alternative to splinting multiple implants: use of the ITI System. **Journal of Prosthodontics**, v. 7, n. 2, p. 114-119, Jun 1998

STEGAROIU, R.; SATO, T.; KUSAKARI, H.; MIYAKAWA, O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: A three-dimension finite elements analysis. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 13, n. 1, p. 82-90, Jan-Feb., 1998

SÜTPIDELER, M.; ECKERT, S.E.; ZOBITZ, M.; AN, K.-N. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 19, n. 6, p. 819-825, Nov-Dec., 2004

TAYLOR, T.D.; AGAR, J.R.; VOGIATZI,T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.15, n. 1, p. 66-75, 2000

WANG, T.M.; LEU, L.J.; WANG, J.S.; LIN, L.D. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 17, n.2, p. 231-237, Mar-Apr., 2002

WEINBERG, L.A.; KRUGER,B. An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual offset. **The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry**, v. 16, n. 3, p.253-265, Jun, 1996

WOOD, M.R.; VERMILYEA, S.G. A review of selected dental literature on evidence-based treatment planning for dental implants: report of the Committee on Research

in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.92, n.5, p. 447-462, Nov., 2004

## 6 ARTIGO PARA PUBLICAÇÃO

Formatação de acordo com a Revista: *Clinical Oral Implants Research*

### **Comportamento biomecânico do sistema prótese/implante em função da união e alinhamento em modelos de elementos finitos**

OLIVEIRA GG<sup>1</sup>; SERAIDARIAN PI<sup>2</sup>; LANDRE JÚNIOR J<sup>3</sup>; <sup>1</sup>*Mestrando em Clínicas Odontológicas, com ênfase em Prótese Dentária, pela Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brasil;* <sup>2</sup>*Departamento de Prótese Dentária da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brasil;* <sup>3</sup>*Departamento de Engenharia Mecânica da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brasil.*

---

**A proposta deste trabalho foi de avaliar as tensões geradas nos componentes protéticos: material de cobertura das próteses, estrutura metálica, parafusos de fixação, intermediário e no implante tipo cone Morse. Em uma peça anatômica real, correspondente ao corte sagital da porção posterior direita de uma mandíbula, quatro diferentes condições clínicas foram modeladas: modelo 1: coroas isoladas e implantes alinhados; modelo 2: coroas isoladas e o implante medial deslocado 1,5mm para vestibular; modelo 3: coroas unidas e implantes alinhados; modelo 4: coroas unidas e implante medial deslocado 1,5mm para vestibular. Nos dois modelos onde o implante foi deslocado, o contorno vestibular foi mantido. Cargas verticais estáticas de 100N foram aplicadas simultaneamente em todas as coroas. Os resultados demonstraram uma redução na área e nas tensões quando da união dos implantes. A fixação dos implantes em tripodismo não resultou em uma redução significativa nas áreas de tensão e aumentou as tensões na região cervical lingual dos implantes nas próteses unidas. As maiores tensões no implante, intermediário, parafuso e infraestrutura foram observadas no implante medial do modelo 2.**

**Palavras-chave: análise por elemento finito, implantes dentários, prótese parcial fixa, biomecânica.**

---

## **INTRODUÇÃO**

Complicações técnicas são descritas em implantes em função e podem comprometer a longevidade das próteses implanto-suportadas (Brägger et al. 2001; Berglundh et al. 2002; Lang et al. 2004). Afrouxamento e fraturas de parafusos do intermediário e da prótese, fratura do material restaurador e outras, são associadas

às tensões e deformações desenvolvidas pelas sobrecargas oclusais (Schwarz 2000; Geng et al. 2001; Berglundh et al. 2002; Nedir et al. 2006). Entretanto pouco se tem divulgado a respeito do efeito das tensões nestes componentes protéticos, já que grande parte das pesquisas se concentra na interface implante-tecido ósseo (Isidor 2006).

Para avaliar o efeito das forças em um sistema o método de elementos finitos é usado em engenharia mecânica a algum tempo. Embora apresente limitações, a técnica, reproduzindo o comportamento mecânico das próteses implanto-suportadas, pode ser empregada com os mesmos objetivos (Geng et al. 2001).

Em indivíduos parcialmente desdentados e, principalmente, na região posterior da arcada, os parâmetros biomecânicos responsáveis pelo sucesso inicial do tratamento de indivíduos desdentados totais foram revistos. A fixação de implantes em curva e a conseqüente ocorrência de vetores axiais de resistência (Rangert et al. 1989) são substituídas por implantes posicionados em linha favorecendo o surgimento de momentos de força (Rangert et al. 1995; Rangert et al. 1997).

Várias abordagens para reduzir a ocorrência de torque têm sido sugeridas na literatura, entre elas a união dos implantes (Jivraj e Chee 2006) e a fixação de um implante em *offset* (Rangert et al. 1997), embora muitas delas não tenham sido avaliadas adequadamente (Sahin et al. 2002).

Assim o objetivo deste artigo é o de descrever, qualitativamente, através da modelagem tridimensional de elementos finitos, o efeito da união e/ou da fixação bucal em tripodismo na redução ou não das tensões de von Mises nos diversos componentes protéticos e no implante, quando cargas verticais estáticas foram aplicadas no sistema.

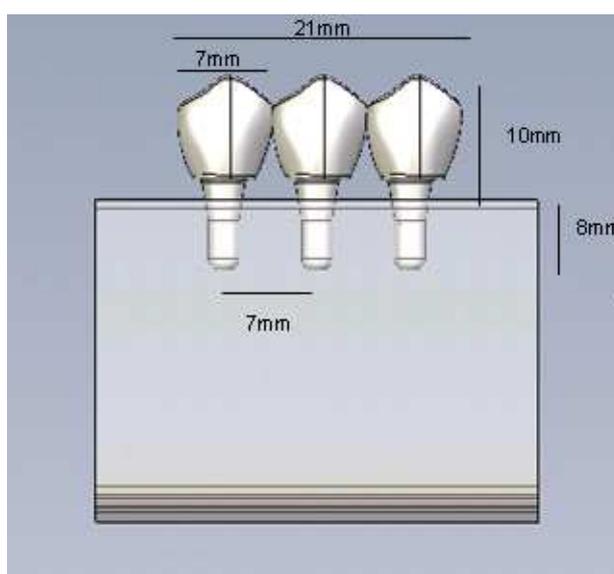
## **MATERIAL E MÉTODOS**

Para este estudo foi utilizado o implante Standard Plus<sup>®</sup> (ITI Straumann AG, Waldeburg, Switzerland) pelas características de ser um implante do tipo Cone Morse com 8° de conicidade, com um octógono interno para receber o intermediário synOcta<sup>®</sup> (ITI Straumann AG, Waldeburg, Switzerland). Optou-se por

utilizar o implante Standard Plus de 4,1mm de diâmetro, com 8,00mm de altura e por este tipo de implante apresentar uma altura de parte lisa de 1,8mm. As medidas do implante, intermediário, coifas e parafuso de fixação da prótese foram feitas através de um micrômetro tipo projetor de perfil 32918<sup>®</sup> (Werth Messtechnik, Gmbh, Giessen, Germany).

Um modelo em três dimensões da porção posterior direita da mandíbula com três implantes e próteses dentárias foram desenvolvidos, usando o programa IronCAD<sup>®</sup>, versão 9.0 (IronCAD, Atlanta, Geórgia, USA).

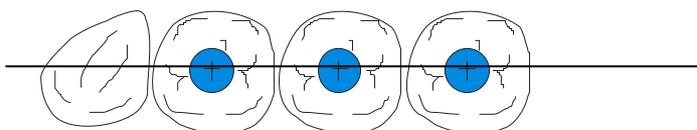
Quatro modelos foram desenvolvidos com as seguintes características: os implantes foram dispostos com uma distância de 7,0mm entre eles. Este procedimento é recomendado para facilitar os procedimentos protéticos e facilitar o acesso para higienização como sugere Belser et al. (2000) que, recomenda a utilização de coroas do tamanho de pré-molares para implantes em regiões posteriores, baseado em experiência clínica de mais de dez anos. As mediadas das próteses tiveram uma mesa oclusal de 8,0mm de distância vestibulo-lingual, por 21,0mm. de distância méso-distal nos casos de próteses unidas. Nos casos de coroas isoladas a mesa oclusal foi de 8,0mm de distância vestibulo-lingual por 7,0mm de distância méso-distal. Em ambos os casos a altura das próteses foi de 8,2mm de altura, que somadas a 1,8mm de altura da parte lisa do pescoço do implante perfazem uma altura supra-óssea de 10,0mm. (Fig. 1)



**Figura 1:** vista sagital dos modelos, confeccionados pelo IronCAD<sup>®</sup>

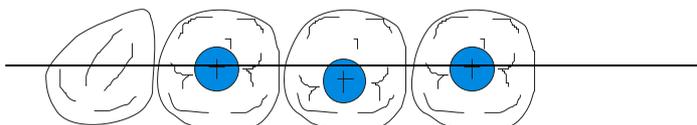
Quatro modelos de elementos finitos foram gerados de acordo com dois parâmetros: coroas unidas ou não e alinhamento dos implantes ou deslocamento do implante medial em 1,5mm para vestibular.

**Modelo 1:** três próteses separadas (coroas isoladas) e implantes alinhados (Fig. 2)



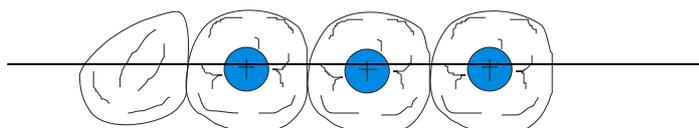
**Figura 2:** Modelo 1

**Modelo 2:** três próteses separadas (três coroas isoladas) e três implantes, sendo o medial deslocado para vestibular em 1,5mm em relação ao alinhamento com os outros dois implantes. (Fig. 3)



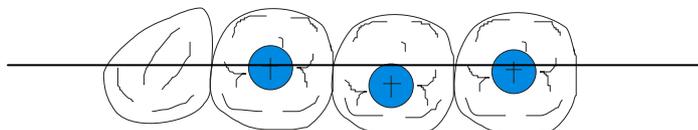
**Figura 3:** Modelo 2

**Modelo 3:** prótese unida e três implantes alinhados. (Fig. 4)



**Figura 4:** Modelo 3

**Modelo 4:** prótese unida e três implantes, sendo o medial deslocado em 1,5mm para vestibular em relação ao alinhamento com os outros dois implantes. (Fig. 5)



**Figura 5:** Modelo 4

Sobre os intermediários foram aparafusadas, com um parafuso de ouro, as próteses fundidas em liga de cobalto-cromo Wiron 99<sup>®</sup> (Bego, Bremen, Germany) com espessura de 1,0mm. e sobre a qual foi aplicada uma porcelana feldspática com espessura variando de 1,5mm a 2,5mm. Nos modelos de prótese unida, a área superficial na região da solda teve um diâmetro de 3,0mm.

As propriedades mecânicas como Módulo de Young e o Coeficiente de Poisson dos materiais analisados neste estudo foram obtidos na literatura (Geng et al. 2001; Wang et al. 2002) como mostra a tabela abaixo:

**Tabela 1:** Propriedades dos Materiais utilizados nos Modelos de Elemento Finitos:

<b>Material</b>	<b>Módulo de Elasticidade (MPa)</b>	<b>Coeficiente de Poisson</b>
Osso cortical	15.0000	0,30
Osso esponjoso	1.500	0,30
Titânio	110.000	0,33
Ouro tipo IV	96.000	0,35
Cobalto-cromo	218.000	0,33
Porcelana	68.900	0,28

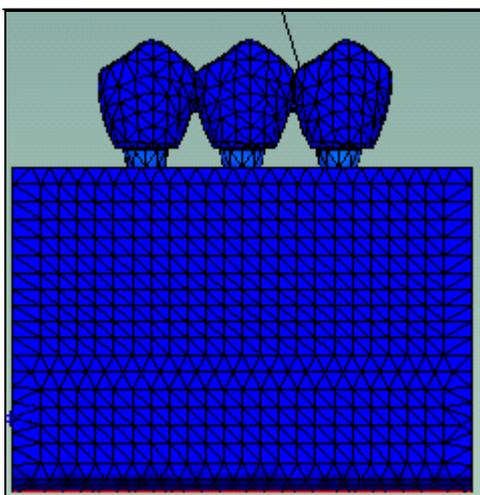
Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos.

Finalizada a etapa de desenvolvimento dos modelos CAD, cada um foi transferido para um software de elementos finitos, onde foram desenvolvidas as três etapas de construção dos modelos numéricos, ou seja, a etapa de pré-processamento, onde foram desenvolvidas as malhas de elementos finitos (Fig. 6),

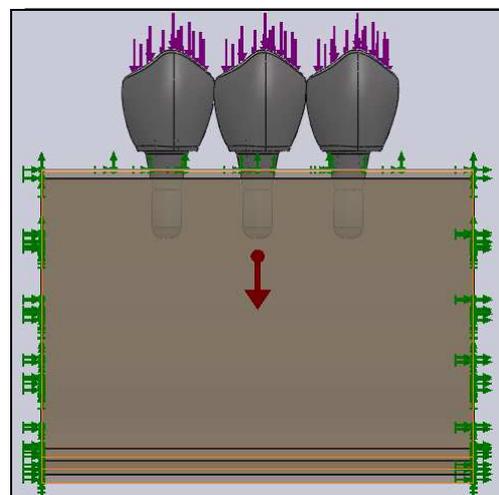
realizada a imposição dos materiais, condições de contorno e por fim a imposição dos esforços sobre as coroas.

No modelo 1, o número total de nós foi de: 80411 e de elementos: 56019. No modelo 2, o número total de nós foi de : 81849 e de elementos: 57089. No modelo 3, o número de nós foi: 82480 e 57536 elementos. No modelo 4, o número de nós foi: 81481 e elementos: 56719. Os elementos tiveram formatos tetraédricos com base retangular, sendo que cada elemento teve 5 nós, com 3 graus de liberdade por nó, perfazendo ao todo 15<sup>o</sup> de liberdade por elemento.

Para a etapa de pré-processamento foram usadas cargas estáticas de 100N sobre cada coroa isolada direcionada verticalmente. E sobre os modelos unidos uma carga total de 300N foi direcionada também verticalmente, sendo 100N sobre cada elemento. Foram incididas várias cargas verticalmente, perfazendo um total de 100N sobre cada dente simulando o fechamento da boca que geram momentos fletores, que por sua vez criam tensões normais e de cisalhamento (Fig. 7). Com isto avaliar qual dos quatro modelos gerou menos tensão sobre o implante, o intermediário, o parafuso de fixação da prótese e sobre a prótese.



**Figura 6:** Geração das malhas verticais



**Figura 7:** Incidência de cargas verticais

Preparado os modelos em elementos finitos foi realizada a segunda etapa que consistiu na solução das equações matemáticas, que foi realizada pelo software SolidWorks® Office Premium (Dassault Systèmes SolidWorks Corporation,

Concord, Massachusetts, USA) e a partir da definição dos resultados, obteve-se os níveis de tensões nos modelos.

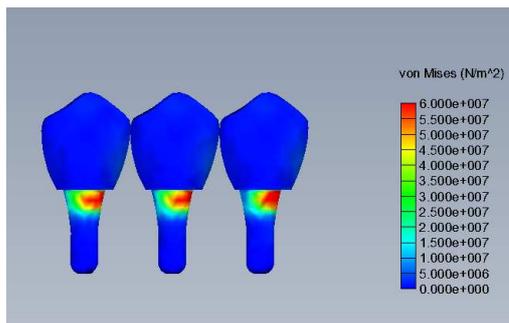
Por fim foi realizada a terceira etapa de pós-processamento, em que os resultados matemáticos foram apresentados na forma de figuras, que traduziram os níveis de tensões em “*isolayers*”. Para esta etapa foi utilizado o software COSMOSWorks® 2008 (Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, Concord, Massachusetts, USA).

As análises foram executadas utilizando-se um computador Dell Optiplex 330 com processador Intel® Core™ 2 Duo 2,4GHz (Dell, Austin, Texas, USA).

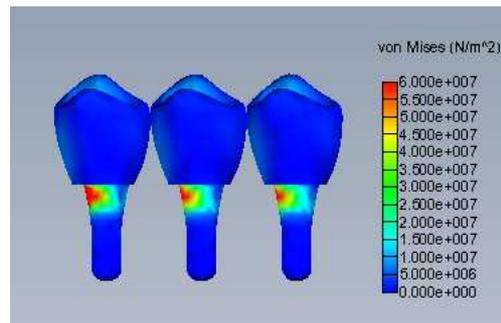
## RESULTADOS

### Implantes

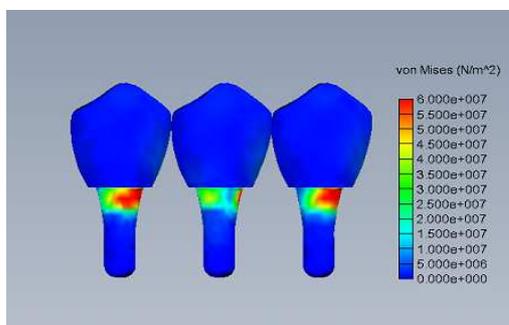
As maiores tensões em todos os quatro modelos concentraram-se no pescoço dos implantes. Sendo que a maior tensão em von Mises encontrada foi no modelo 2, no pescoço do implante medial na parte lingual e foi de 140MPa e nos implantes mesial e distal do modelo as maiores tensões ocorreram na porção vestibular em direção a mesial do pescoço dos implantes (Figs. 11 e 12). O modelo 1 foi o que encontramos o segundo maior pico de tensão, com ela concentrando-se de maneira uniforme nos três implantes na porção entre a vestibular e mesial dos implantes, por volta de 99MPa (Figs. 9 e 10). Em seguida, a maior tensão ocorreu no implante mesial do modelo 4, por volta de 84MPa na porção lingual do pescoço do implante mesial (Fig. 16), mas nos três implantes foram encontradas altas tensões na palatina dos outros dois implantes, porém de todos os modelos, este foi o que apresentou a menor tensão na vestibular dos implantes, comparando com os outros três modelos. O implante medial deste modelo na região vestibular do pescoço as tensões médias encontradas foram aproximadamente entre 5 e 10MPa (Figs. 15 e 16). Dos quatro modelos, o modelo 3 foi o que mostrou uma melhor distribuição das tensões, as tensões médias ao longo dos pescoços dos três implantes foram de 40MPa, sendo que a maior tensão ocorreu na porção mesial com vestibular do implante mesial e foi de 60Mpa (Figs. 13 e 14).



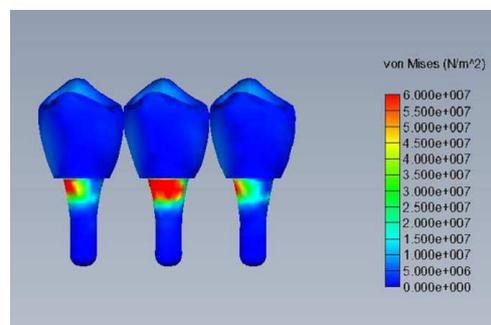
**Figura 9:** Distribuição das tensões no modelo 1 – vista vestibular



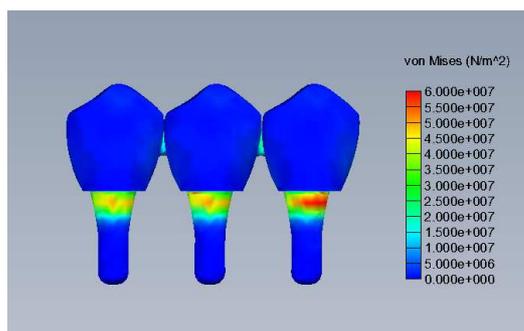
**Figura 10:** Distribuição das tensões no modelo 1 – vista lingual



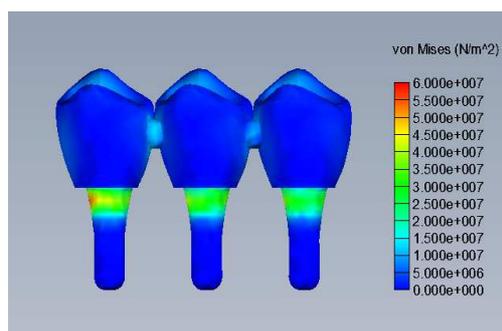
**Figura 11:** Distribuição das tensões no modelo 2 – vista vestibular



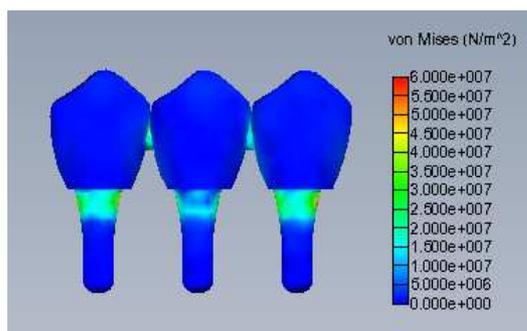
**Figura 12:** Distribuição das tensões no modelo 2 – vista lingual



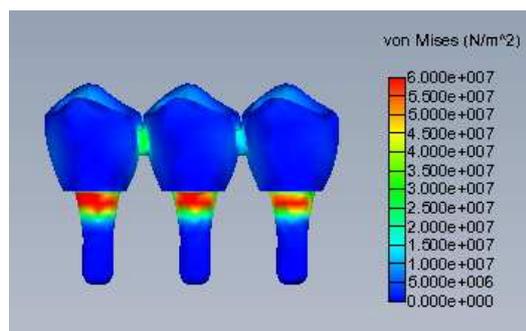
**Figura 13:** Distribuição das tensões no modelo 3 – vista vestibular



**Figura 14:** Distribuição das tensões no modelo 3 – vista lingual



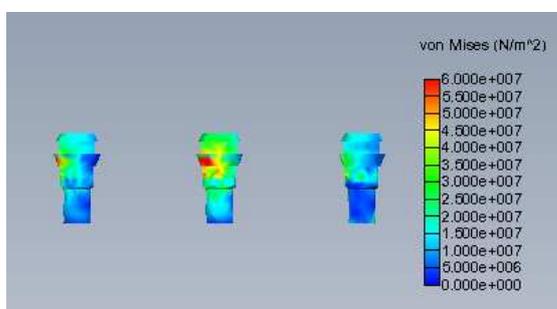
**Figura 15:** Distribuição das tensões no modelo 4 – vista vestibular



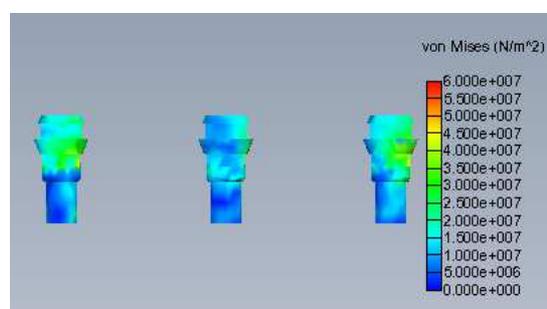
**Figura 16:** Distribuição das tensões no modelo 4 – vista lingual

### Intermediário

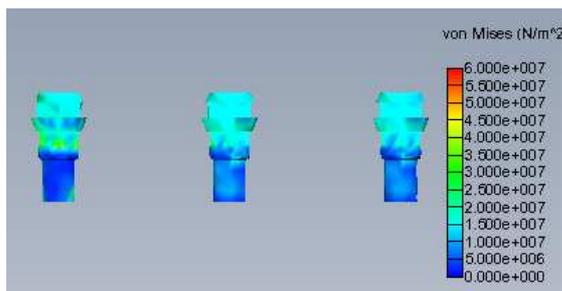
As maiores tensões ocorreram no synOcta<sup>®</sup> do implante medial do modelo 2, na porção mesial para lingual aproximadamente 60MPa, e um ligeiro aumento da tensão do synOcta<sup>®</sup> do implante mesial (Figs. 17 e 18). E as menores tensões foram encontradas nos três intermediários do modelo 3 e ficaram em torno de 30 a 35Mpa (Figs. 19 e 20). Nos intermediários do modelo 1 as maiores tensões foram encontradas na região vestibulo-mesial e no modelo 4 a maior tensão foi encontrada em uma pequena região méσιο-lingual do intermediário do implante mesial e ficou próxima de 45MPa, região esta que corresponde ao local de maior tensão no implante.



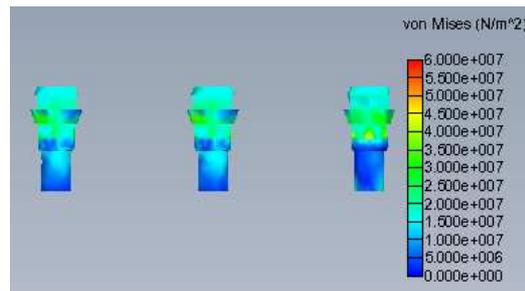
**Figura 17:** Distribuição das tensões no modelo 2 – vista lingual



**Figura 18:** Distribuição das tensões no modelo 2 – vista vestibular



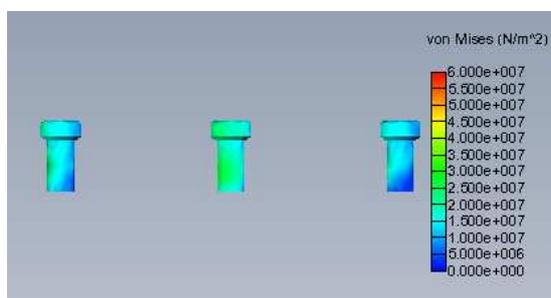
**Figura 19:** Distribuição das tensões no modelo 4 – vista lingual



**Figura 20:** Distribuição das tensões no modelo 4 – vista vestibular

### Parafusos de fixação das próteses

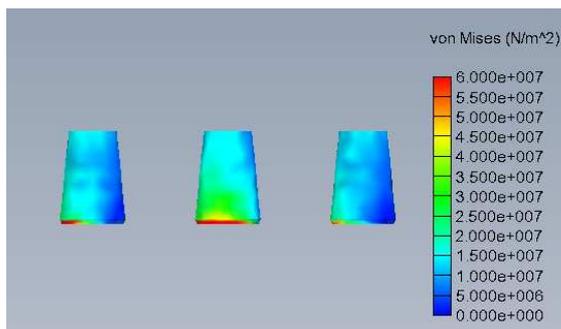
Em todos os quatro modelos foram observadas poucas tensões nos parafusos de fixação das próteses, portanto o parafuso que apresentou maior nível de tensão foi o parafuso do implante medial do modelo 2, na porção méso-lingual, que foi em torno de 30Mpa (Fig. 21).



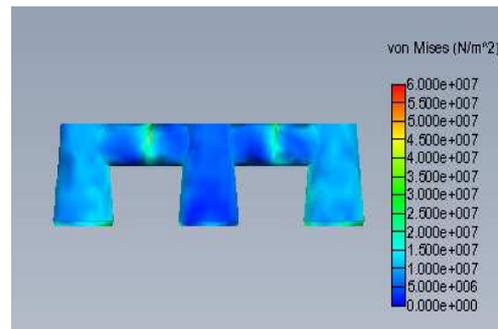
**Figura 21:** Distribuição das tensões no parafuso do modelo 2 – vista lingual

### Infraestrutura metálica

A infraestrutura metálica que apresentou as maiores tensões foi a do implante medial do modelo 2, na cinta metálica da porção méso-lingual e foi em torno de 60Mpa (Fig. 22). No modelo 4, na região de união das coifas, correspondente à solda, foram geradas tensões na porção vestibular (Fig. 23). O modelo que apresentou menores valores de tensões foi o modelo 2, porém foi registrado certa tensão na região de união entre as coifas.

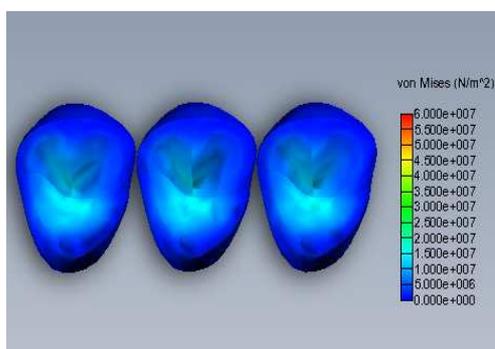


**Figura 22:** Distribuição das tensões na estrutura metálica do modelo 2 – vista lingual

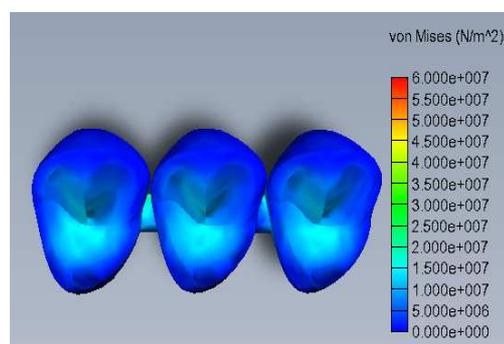


**Figura 23:** Distribuição das tensões na estrutura metálica do modelo 4 – vista vestibular

Em todos os quatro modelos as tensões foram distribuídas uniformemente, provavelmente, devido às cargas terem sido incididas nos mesmos pontos oclusais em todos os modelos, e as maiores tensões ocorrem na vertente triturante da cúspide lingual (Figs. 24 e 25).



**Figura 24:** Distribuição das tensões no material restaurador dos modelos 1 e 2 – vista coronal



**Figura 25:** Distribuição das tensões no material restaurador dos modelos 3 e 4 – vista coronal

## DISCUSSÃO

Apesar de inúmeras limitações, o método de análise de elemento finito tem sido empregado com muita freqüência na avaliação do efeito das forças aplicadas nas próteses implanto-suportadas (Geng et al. 2001). Embora não exista um protocolo para interpretar os resultados da análise de tensões e nem mesmo sugestões para o tipo a ser avaliada, neste estudo, tensões de von Mises foram

utilizadas por definirem o início da deformação de materiais dúcteis, como é o caso dos componentes protéticos e do implante (Alkan et al. 2004).

O principal objetivo de nosso estudo foi o de pesquisar as tensões resultantes de cargas funcionais nos componentes protéticos e implantes do sistema ITI<sup>®</sup>. A comparação dos resultados obtidos em nosso estudo com a de outros foi dificultada pela diferenças entre as metodologias empregadas e pela existência de poucos trabalhos avaliando os efeitos das cargas nos componentes do sistema aparafusado protético synOcta<sup>®</sup>. Desta forma os resultados aqui apresentados devem ser avaliados de forma qualitativa e não quantitativa. Devido às singularidades do *design* e da mecânica da interface deste sistema, os achados não deveriam ser extrapolados para outras marcas comercialmente disponíveis no mercado.

Neste estudo de MEF, cargas verticais de 100N foram aplicadas simultaneamente nas três próteses. Embora a incidência de uma força oclusal em única prótese possa caracterizar uma situação mais dramática (Wang et al. 2002), parece ser mais adequado e próximo do que ocorre durante a função mastigatória que as próteses sejam carregadas ao mesmo tempo. O efeito deletério de cargas horizontais no sistema prótese-implante é reconhecido e demonstrado cientificamente em várias publicações (Stegaroiu et al. 1998; Sahin et al. 2002). Entretanto, forças verticais incidindo em planos inclinados resultaram em componentes laterais em virtude da decomposição destas cargas. Desta forma, torque ocorreu nos três eixos: méso-distal, vestibulo-lingual e ocluso-apical.

O ambiente biomecânico desenvolvido em nosso estudo foi desfavorável pelo fato de modelarmos implantes curtos (8,0mm), fixados em osso de qualidade questionável (tipo III) e pela presença de uma relação coroa-raiz que possibilitou a presença de alavancas verticais nos eixos vestibulo-lingual e méso-distal.

Quando uma prótese implanto-suportada recebe uma determinada carga as tensões geradas são transmitidas aos componentes do sistema. Em segmentos parcialmente desdentados da região posterior da arcada momentos de força são observados com frequência devido ao posicionamento em linha dos implantes e são considerados como um fator de risco geométrico (Rangert et al. 1997).

Estratégias e soluções para a redução do torque foram sugeridas na literatura como a eliminação de cantileveres, a esplintagem dos implantes, a fixação de implantes em tripodismo e outras (Rangert et al. 1997; Jivraj e Chee

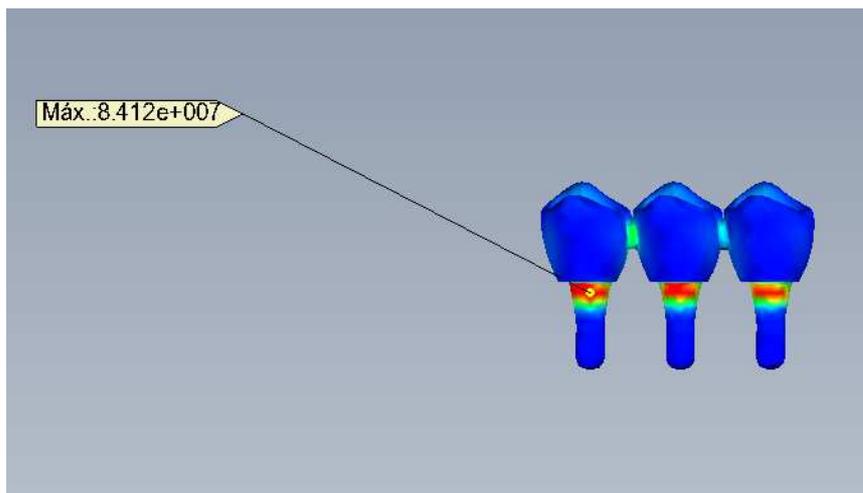
2006; Misch et al. 2006), embora a eficácia de muitas destas abordagens não serem clinicamente confirmadas, como é o caso do implante em *offset* (Sahin et al. 2002).

Com relação à união dos implantes, algumas informações científicas demonstraram a habilidade do procedimento em distribuir e reduzir as tensões na interface implante-tecido ósseo (Guichet et al. 2002; Wang et al. 2002). O que em nosso estudo mostrou que a união diminuiu as tensões nos implantes, provavelmente devido à região da infraestrutura correspondente a solda ter absorvido em parte as tensões. Entretanto Huang *et al.* (2005) questionaram estes resultados pelo fato da carga ser aplicada em apenas uma coroa. De acordo com os autores esta situação seria pouco provável e demonstraram que a simulação da aplicação de força simultânea em todas as coroas protéticas teria efeitos mínimos na redução das tensões em algumas situações.

Solnit e Schneider (1998) abordaram várias vantagens quando próteses múltiplas fossem confeccionadas separadas com o sistema ITI<sup>®</sup>. Contudo, observamos que a esplintagem dos implantes em linha reduziu os picos de tensões de von Mises nos implantes quando comparados com as próteses múltiplas isoladas. Implantes curtos, de 8,0mm de comprimento, e estrutura protética de aproximadamente 10,0mm de altura, que foram modelados em nosso experimento poderiam causar alavancas verticais e de certa forma o cenário biomecânico ser beneficiado com a esplintagem (Blanes et al. 2007).

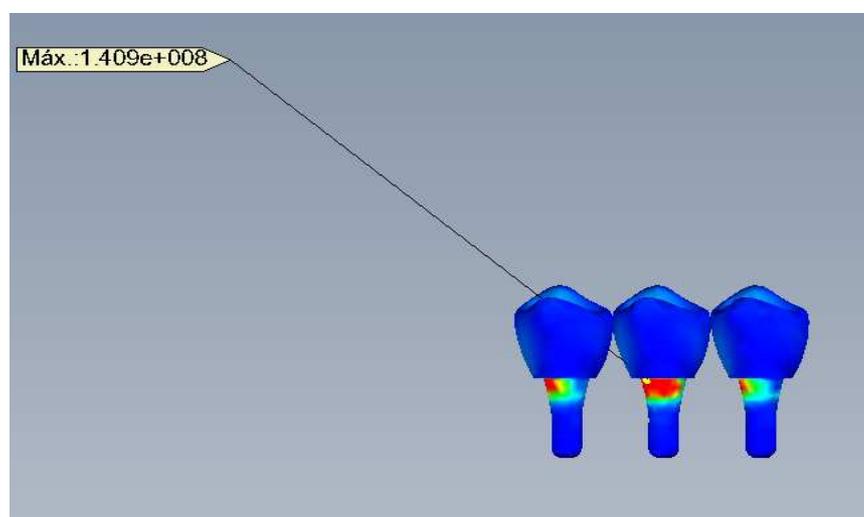
A fixação do implante medial deslocado 1,5mm a 3,0mm para a vestibular reproduziu uma situação clínica mais provável de ser obtida sem que o desenho protético fosse alterado (Sütpideler et al. 2004) e o valor de 1,5mm foi modelado em nossa investigação. Rangert et al. (1997) afirmaram que uma redução no torque de 20 a 60% poderia ser obtida nesta situação.

O trabalho demonstrou que a configuração não linear dos implantes foi acompanhada de uma redução dos picos de tensões na região cervical vestibular dos implantes, principalmente no implante medial, quando os implantes foram unidos. Contudo, na região lingual foi observado um aumento considerável na área de tensão em todos os implantes e a maior tensão foi encontrada na região lingual do implante mesial, 84MPa (Fig. 26)



**Figura 26:** Valor máximo de tensão encontrada no implante mesial do modelo 4, vista lingual

No implante medial instalado com deslocamento vestibular de 1,5mm e em próteses separadas (modelo 2) foi observado uma diminuição na área de tensão na vestibular do implante e um aumento na região cervical lingual, sendo que nesta situação foi observada a maior área de tensão de todo nosso trabalho, em torno de 140MPa (Fig. 27) . Este achado poderia ser explicado pelos cálculos matemáticos de Weinberg e Kruger (1996) onde o deslocamento axial do dispositivo para vestibular aumentou as distâncias para a resultante lingual de força e, conseqüentemente, o torque. Os maiores picos de tensões no parafuso e intermediário protético e na estrutura metálica foram observados nesta situação.



**Figura 27:** Valor máximo de tensão encontrada no estudo - modelo 2, vista lingual

Em relação ao intermediário synOcta<sup>®</sup> e o parafuso de fixação da prótese em condições normais de tensão, quando os implantes estão alinhados e separados (modelo 1), os resultados foram similares aos encontrados por Alkan et al. (2004) Independente dos modelos investigados, os estresses observados no material de cobertura da prótese, porcelana feldspática, foram mínimos e iguais, sugerindo transferência adequada aos componentes protéticos e ao implante.

Seguindo um princípio básico em engenharia mecânica, a de que quando dois corpos com módulos de elasticidades diferentes entram em contato (implante-tecido ósseo) e um é submetido à carga, as tensões concentram-se próximo ao primeiro contato, no caso o implante (Isidor 2006). As tensões tendem a se concentrar na região cervical do implantes próximo da cortical alveolar (Eskitascioglu et al. 2004), resultado este similar aos encontrados em todos os quatro modelos avaliados neste estudo, estando em concordância com a maioria dos trabalhos publicados em relação à distribuição de tensões nas próteses implanto-suportadas (Stegaroiu et al. 1998; Akça e Iplikçioğlu 2001; Wang et al. 2002; Sütüpedeler et al. 2004; Huang et al. 2006).

A união e o posicionamento em tripodismo de implantes foram investigados neste estudo como alternativas para reduzir as tensões e deformações nos sistema prótese-implante. É importante enfatizar que outras variáveis associadas a um planejamento cirúrgico-protético como o micro e macro-design dos implantes, próteses cimentadas, implantes de largo diâmetro, redução da inclinação das cúspides, redução do perímetro oclusal das próteses e outras, estão sendo investigadas e deveriam ser levadas em consideração quando o objetivo primário da reabilitação com implantes osseointegrados for a longevidade e ausência de complicações biológicas e técnicas.

## **CONCLUSÕES**

Respeitando os limites da metodologia empregada neste estudo de MEF, as seguintes conclusões foram obtidas:

1. As menores tensões de von Mises no sistema implante-prótese foram encontradas no modelo 3, próteses unidas e alinhadas;

2. Em relação aos componentes protéticos: parafuso, intermediário e estrutura metálica, e implantes, os maiores picos e extensão de tensões foram encontrados no implante medial do modelo 2 (implantes separados e configuração de tripodismo);

3. A fixação de um implante medial deslocado para a vestibular deveria ser seguida pela união das próteses quando da reabilitação.

## REFERÊNCIAS

- AKÇA, K.; IPLIKÇIOĞLU, H. (2001) Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **6**: 722-730.
- ALKAN, I.; SERTGÖZ, A.; EKICI, B. (2004) Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implants screws. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **91**: 319-325.
- BELSER, U.C.; MERICKE-STERN, R.; BERNARD J.P.; TAYLOR, T.D. (2000) Prosthetic management of the partially dentate patient with implant restorations. *Clinical Oral Implants Research* **11**: 126-145.
- BERGLUNDH, T.; PERSSON, L.; KLINGE, B. (2002) A systematic review of the incidence of biological and technical complication in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 year. *Journal of Clinical Periodontology* **29**: 197-212.
- BLANES, R.J.; BERNARD, J.P.; BLANES, Z.M.; BELSER, U.C. (2007) A 10 year study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clinical Oral Implants Research* **18**: 707-714.
- BRÄGGER, U.; AESCHILIMANN, S.; BÜRGIN, W.; HÄMMERLE, C.H.F.; LANG, N.P. (2001) Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FDP) on implants and teeth after four to five years of function. *Clinical Oral Implants Research* **12**: 26-34.
- ESKITASCIOGLU, G.; USUMEZ, A.; SEVIMAY, M.; SOYKAN, E.; UNSAL, E. (2004) The influence of occlusal loading on stress transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **91**: 144-150.
- GENG, J-P; TAN, K.B.C.; LIU, G-R. (2001) Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **85**: 585-598.
- GUICHET, D.L.; YOSHINOBU, D.; CAPUTO, A.A. (2002) Effect of splinting and interproximal contact tightness on load by implant restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry* **87**:528-535.
- HUANG, H.-L.; HUANG, J.-S.; KO, C.-C.; HSU, J.-T.; CHANG, C.-H.; CHEN, M.Y.C. (2005) Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two

- implants: a three-dimensional finite element analysis. *Clinical Oral Implants Research* **16**: 466-472.
- HUANG, H.-L.; LIN, C.-L.; KO, C.-C.; CHANG, C.-H.; HSU, J.-T.; HUANG, J.-S. (2006) Stress analysis of implant-supported partial prostheses in anisotropic mandibular bone; in-line versus offset placements of implants. *Journal of Oral Rehabilitation* **33**: 501-508.
- ISIDOR, F. (2006) Influence of forces on peri-implant bone. *Clinical Oral Implants Research* **17**: 8-18.
- JIVRAJ, S.; CHEE, W. (2006) Treatment planning of implants in posterior quadrants. *British Dental Journal* **201**: 13-23.
- LANG, N.P.; BERGLUNDH, T.; HEITZ-MAYFIELD, L.J.; PJETURSSON, B.E.; SAVI, G.E.; MARIANO, S. (2004) Consensus statements and recommended clinical procedures regarding implant survival and complications. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **9**: 150-154.
- MISCH, C.E.; STEIGENGA, J.; BARBOSA, E.; MISCH-DIETSCH, F.; CIANCIOLA, L.J. (2006) Short dental implants in posterior partial edentulism: A multicenter retrospective 6-year case series study. *Journal of Periodontology* **77**: 1340-1347.
- NEDIR, R., BISCHOF, M., SZMUKLER-MONCLER, S., BELSER, U.S., SAMSON, J. (2006) Prosthetic complications with dental implants: from an up-to-8-year experience in private practice. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **21**: 919-928.
- RANGERT, B.; JEMT, T.M.; JÖRNEUS, L. (1989) Forces and moments on Brånemark implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **4**: 241-248.
- RANGERT, B.; KROGH, P.H.J.; LANGER, B.; VAN ROEKEL, N. (1995) Bending Overload and Implant Fracture: A Retrospective Clinical Analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **10**: 326-334.
- RANGERT, B.; SULLIVAN, R.M.; JEMT, T.M. (1997) Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **12**: 360-370.
- SAHIN, S.; CEHRELI, M.C.; YALÇIN, E. (2002) The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. *Journal of Dentistry* **30**: 271-282.
- SCHWARZ, M.S. (2000) Mechanical complications of dental implants. *Clinical Oral Implants Research* **11**: 156-158.
- SOLNIT, G.S.; SCHNEIDER, R.L. (1998) An alternative to splinting multiple implants: use of the ITI System. *Journal of Prosthodontics* **7**: 114-119.
- STEGAROIU, R.; SATO, T.; KUSAKARI, H.; MIYAKAWA, O. (1998) Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: A three-dimension finite elements analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **13**: 82-90.
- SÜTPIDELER, M.; ECKERT, S.E.; ZOBITZ, M.; AN, K.-N. (2004) Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **19**: 819-825.
- WANG, T.M.; LEU, L.J.; WANG, J.S.; LIN, L.D. (2002) Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* **17**: 231-237.

WEINBERG, L.A.; KRUGER,B. (1996) An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual offset. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* **16**: 253-265.