

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Gustavo Passarelli Petris

**ANÁLISE DO COMPORTAMENTO DE
MUNHÕES CONE MORSE PELO MÉTODO
DOS ELEMENTOS FINITOS**

Passo Fundo

2013

Gustavo Passarelli Petris

**ANÁLISE DO COMPORTAMENTO DE
MUNHÕES CONE MORSE PELO MÉTODO
DOS ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da UPF, para obtenção do título de Mestre em Odontologia – área de concentração em Clínica Odontológica, sob a orientação da professora Doutora Maria Salete Sandini Linden e da coorientação do professor Doutor Márcio Walber.

Passo Fundo

2013

CIP – Catalogação na Publicação

- P496a Petris, Gustavo Passarelli
Análise do comportamento de munhões cone morse
pelo método dos elementos finitos / Gustavo Passarelli
Petris. – 2013.
120 p. : il. ; 21 cm.
- Dissertação (Mestrado em Odontologia) –
Universidade de Passo Fundo, 2013.
Orientação : Professora Doutora Maria Salete Sandini
Linden.
Coorientação : Professor Doutor Márcio Walber.
1. Implantes dentários. 2. Odontologia. 3. Dentes. I.
Linden, Maria Salete Sandini, orientadora. II. Walber,
Márcio, coorientador. III. Título.
- CDU: 616.314-089.843

Catalogação: Bibliotecária Marciéli de Oliveira - CRB 10/2113

BIOGRAFIA DO AUTOR

Gustavo Passarelli Petris nasceu em 16 de agosto de 1984, na cidade de Dois Vizinhos, graduado bacharel em Odontologia pela Universidade Paranaense (UNIPAR), Cascavel, em 2007, especialista em Implantologia pelo Instituto Latino-Americano de Pesquisa (ILAPEO), Curitiba, atuando na clínica odontológica.

OFERECIMENTOS E AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, agradeço à minha família por existir e por ter me dar forças para alcançar mais este objetivo, sem a qual não teria conseguido. Especialmente agradeço à minha esposa Ana Luiza Soligo Biscaro Petris, por ter segurado a barra junto comigo, ter me dado força quando mais precisei e por aturar a vida corrida, sempre na estrada. Também quero agradecer ao meu filho amado e querido João Vitor Biscaro Petris, por ter me dado o amor que preciso e por ser o incentivo para eu buscar cada vez mais e poder oferecer uma odontologia melhor e mais humana.

Ao meu sogro Milton Luiz Biscaro e a minha sogra Neliza Soligo Biscaro, por ajudar a cuidar desse meu bem mais precioso e por ser a família que sempre precisei.

Ao meu grande amigo, colega, companheiro Bruno Briancini Mattiello, por ser um grande incentivador de todas as coisas boas que aconteceram e continuam acontecendo em minha vida, por ser o parceiro de estrada, amigo de infância, colega da graduação, especialização, agora junto no mestrado.

A cada um dos colegas da pós-graduação que ajudaram a tornar os momentos mais difíceis em momentos memoráveis, momentos esses que somente engrandecem o ser humano, agradeço muito, pela amizade de todos, sem qualquer exceção. Posso dizer que todos moram dentro do

meu coração; por isso, todos têm as portas de minha casa abertas a qualquer hora.

A todos os professores que sempre me motivaram, apoiaram, e o principal: repassar e aprimorar todo conhecimento necessário para a formação de uma vida acadêmica. Pelo entendimento de que existem dois lados da moeda: num lado o aluno, motivo pela busca do conhecimento, noutro o professor, na busca de repassar esse conhecimento.

A todos os funcionários da UPF, sem eles seria impossível existir qualquer outro tipo de trabalho ou atividade dentro daquele ambiente.

Também ao Núcleo de Engenharia Mecânica da UPF e ao professor Fabio Goedel, por estar sempre solícito e interessado em ajudar, mas também por ter se tornado uma pessoa de grande estima em minha vida.

Deixo a todos o meu mais sincero e humilde muito obrigado.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS	ix
TABELA DE FIGURAS.....	x
1 INTRODUÇÃO	19
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	23
2.1 METODO DE ELEMENTOS FINITOS	23
2.1.1 TIPOS DE ESTRUTURAS E ELEMENTOS.....	24
2.2 LITERATURA APLICADA	26
3 PROPOSIÇÃO	35
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	37
5 RESULTADOS E DISCUSSÕES	67
6 CONCLUSÕES	83
CONSIDERAÇÕES FINAIS	85
REFERÊNCIAS	86
ARTIGO SUBMETIDO	91

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Propriedades mecânicas dos materiais envolvidos na análise	54
Tabela 2 - Tamanho dos elementos na malha gerada	60
Tabela 3 - Quantidade de nós e elementos em cada modelo	60
Tabela 4 - Valores de tensões obtidas no modelo 1 - M 1	68
Tabela 5 - Valores de tensões obtidas no modelo 2 - M 2	68

TABELA DE FIGURAS

Figura 1 - Desenhos esquemáticos de elementos tetraédricos sólidos lineares e parabólicos	25
Figura 2 - Representação sólida do modelo do implante cedido pela empresa implante em ambiente SolidWorks	40
Figura 3 - Sólido com roscas externas simplificadas mantendo o tamanho, formato de roscas e volume original	40
Figura 4 - Modelos do implante na versão original à direita e simplificado à esquerda	41
Figura 5 - Modelo do munhão sólido	41
Figura 6 - Modelo do munhão com parafuso passante	42
Figura 7 - Modelo do munhão sólido simplificado	42
Figura 8 - Modelo do munhão com parafuso passante simplificado	43
Figura 9 - Corte transversal no <i>software</i> DentalSlice	44
Figura 10 - Tracejado com a ferramenta de esboço <i>spline</i>	45
Figura 11 - Sólido referente à porção de osso cortical	46
Figura 12 - Sólido referente à porção medular	46
Figura 13 - Fotografias de dentes usados como referência	47
Figura 14 - Sólido gerado simulando a cerâmica feldspática para o molar inferior	48
Figura 15 - Modelos do Copping na versão original à esquerda e simplificada à direita	48

Figura 16 - Modelo da prótese de metalocerâmica mostrado em um	49
Figura 17 - Modelo de estudo M 1	50
Figura 18 - Modelo de estudo M 2	50
Figura 19 - Janela inicial no <i>software</i> Ansys Workbench 12 com.....	51
Figura 20 - Janela dos dados de engenharia (engineering data), onde são inseridas as propriedades mecânicas dos materiais.....	52
Figura 21 - Árvore principal dentro do modelo do projeto esquemático	55
Figura 22 - Definições das propriedades mecânicas anteriormente inseridas em Engineering Data	56
Figura 23 - Definições dos contatos na árvore do projeto e contato entre osso medular e cortical.....	57
Figura 24 - Regiões de contato entre o osso e o implante à direita e entre os componentes da prótese à direita	57
Figura 25 - Árvore do projeto para seleção dos tipos de contatos e definição do contato friccional	58
Figura 26 - Regiões de contato friccional	58
Figura 27 - Seleção do tipo de elemento na árvore do projeto.....	60
Figura 28 - Malha gerada no osso fresado e no M 2 no canto	61
Figura 29 - Malha gerada nos modelos de implante e componentes	61
Figura 30 - Suporte fixo nas faces mesiodistal	62
Figura 31 - Aplicação da tensão de tração no munhão sólido.....	63
Figura 32 - Aplicação da tensão de tração no parafuso passante do munhão com parafuso passante	63
Figura 33 - Janela onde é inserido o valor de pré-carga	64

Figura 34 - Direção da força oblíqua aplicada, inclinada 15 graus do longo eixo do implante.....	64
Figura 35 - Janela dos resultados de tensões de von Mises mostrando o ponto máximo de tensão - M 1	69
Figura 36 - Janela dos resultados de tensões de von Mises mostrando o ponto máximo de tensão - M 2	69
Figura 37 - Valores de tensões no pescoço interno do implante (R4) no instante 2s para o modelo M 2	71
Figura 38 - Valores de tensões no pescoço interno do implante (R4) no instante 2s para o modelo M 1	71
Figura 39 - Ponto de tensão máxima encontrada no instante 2s para o modelo M 1 no parafuso retentor do munhão (R1) ...	72
Figura 40 - Roscas do parafuso retentor do munhão (M 2) e valores de concentração de tensões abaixo da σ_y	73
Figura 41 - Secção superior do parafuso retentor (M 2), maiores valores de tensão entre 300 e 555 MPa	73
Figura 42 - Resultado dos valores de tensões para região de pescoço do munhão (R2), ao lado esquerdo da imagem a representação do lado de compressão e ao lado direito o lado de tração no modelo M 1	75
Figura 43 - Região de concentração máxima de tensões para o M 2 – forças compressivas	75
Figura 44 - Resultado da concentração de tensões do lado de tração para o M 2.....	76
Figura 45 - Efeito da aplicação da pré-carga no modelo M 1	77
Figura 46 - Efeito da aplicação da pré-carga no modelo M 2	77
Figura 47 - Efeito da aplicação de pré-carga sobre os parafusos retentores do munhão, M 2 à esquerda e M 1 à direita; também pode ser notada a distribuição das tensões pelo pescoço do munhão sólido	78
Figura 48 - EQV strain para o M 1	80

Figura 49 - EQV strain para o M 2, nota-se um deslocamento maior para este modelo, porém com valores médios muito próximos ao do M 1..... 80

LISTA DE ABREVIATURAS

MEF	Método de Elementos Finitos
3D	Três dimensões
2D	Duas dimensões
M 1	Modelo um
M 2	Modelo dois
R1	Região um
R2	Região dois
R3	Região três
R4	Região quatro
°	Graus
N	Newton
IMZ	Implant System
®	Marca registrada
Mm	Milímetro
ITI	International Team of Implantology
MK	Mark
MPa	Mega Pascal
Inc	Incorporation
Au-Pd	Ouro paládio
μm	Micrometro
σ_t	Tensão de tração
σ_y	Tensão de escoamento
σ_r	Tensão de ruptura
Ti G4	Titânio puro grau quatro
Ti6Al4v	Liga de titânio alumínio vanádio

Cr-Co	Cromo cobalto
ϵ	Módulo de elasticidade
ν	Coefficiente de Poisson
p	Passo de rosca
F	Força
μ_t	Coefficiente de atrito entre as roscas
μ_n	Coefficiente de atrito entre a cabeça do parafuso e o implante
r_t	Raio efetivo de contato na rosca
r_n	Raio efetivo de contato entre o implante e a superfície superior da junta
B	Metade da hélice
EQV	Equivalente de von Mises
T	Torque
%	Por cento
Hz	Hertz
CAD	Computer aided design

Análise do comportamento de munhões cone morse pelo método dos elementos finitos. Gustavo Passarelli Petris¹

O objetivo deste trabalho foi avaliar e comparar quantitativa e qualitativamente, pelo método dos elementos finitos com modelo 3D, a distribuição das tensões geradas por cargas simuladas sobre modelos de implantes, munhões, coroas protéticas metalocerâmicas nas regiões de primeiros molares inferiores. Os modelos de estudo foram desenhados e modificados utilizando o *software* de computer aided design (CAD) SolidWorks e posteriormente transferidos e testados com o *software* de análise Ansys, estudando as medidas de tensão e deformação em dois modelos virtuais tridimensionais: modelo 1 - encaixe protético tipo cone morse e munhão universal sólido (NeoDent®, Curitiba, Paraná, Brasil), M 1; modelo 2 - encaixe protético tipo cone Morse e munhão universal de parafuso passante (NeoDent® Curitiba, Paraná, Brasil), M 2. A carga aplicada foi de 250 N, não axial oblíqua de 15° em relação ao longo eixo do implante para os modelos de molares inferiores, num ponto na face oclusal, observando quatro pontos principais: 1) parafuso retentor do munhão; 2) pescoço do munhão; 3) região óssea cervical; 4) pescoço do implante. Os resultados foram representados pela análise das tensões de von Mises, onde o modelo M 1 apresentou os maiores valores de tensão na região de parafuso retentor do munhão com valores de 1477,5 Mpa. No modelo M 2, os maiores valores encontrados na região de pescoço do munhão foram de 1091,1 Mpa. Os valores de deformação para o osso mandibular nos dois modelos do estudo não ultrapassaram 105 µm.

Palavras-chave: Implante dental. Análise de elementos finitos. Distribuição de tensões.

¹Aluno do programa de pós-graduação em Odontologia da Universidade de Passo Fundo - UPF

ABSTRACT²

The aim of this study was to evaluate and compare quantitatively and qualitatively through finite element analysis with 3D model, the distribution of stresses generated by loads on simulated models of implants, post, prosthetic crowns metaloceramic regions of first lower molars. The models was designed and modified with a computerd-aided design (CAD) software the SolidWorks, the Analyses were performed with the software Ansys, studying strain and stress values in two tridimensional virtual models: model 1 - Morse taper prosthetic attachment type and universal post solid (Neodent ®, Curitiba, Paraná, Brazil) M 1; model 2 - Morse taper prosthetic attachment type and post universal through screw (Neodent ® Curitiba, Paraná, Brazil) M 2. The applied load value was 250 N troughs a non axial oblique force 15° relative to the long axis of the implant, on an occlusal surface point, watching 4 main regions: 1) retainer post screw; 2) neck of post; 3) cervical bone region; 4) neck of Implant. The results were represented by the analysis of the von Mises stresses, where the model M 1 showed mean stress values of 1477,5 MPa in the retainer post screw, the model M 2 showed values of 1091,1 MPa in the neck of post, the values of strain never been over than 105 µm.

Keywords: Dental implant. Mechanical stress. Finite element analisys.

²Analisis of universal post behavior by the finite element metohod

1 INTRODUÇÃO

O problema mais discutido atualmente na implantologia versa sobre conexões protéticas e sua estreita relação entre a saúde dos tecidos perimplantares. O tipo de material dos parafusos retentores e a distribuição das tensões destes perante os esforços mastigatórios podem se constituir em fatores capazes de originar instabilidade protética, fraturas de parafusos retentores de próteses unitárias e múltiplas e até mesmo fraturas de implantes, comprometendo, dessa maneira, a longevidade dos implantes. Essas falhas estão diretamente relacionadas com a fadiga das propriedades mecânicas dos materiais, originadas por repetições de sobrecargas de baixa intensidade. São conceituadas como uma propagação progressiva de ruptura, resultando em fratura total do material quando se encontra sob a ação de um ciclo de carga abaixo do limite de estresse. A fadiga dos materiais é a causa principal da falha na junção implante-pilar (HERBSTRISCH SEGUNDO, 2007).

Para Wiskott et al. (1995), as evidências indicam que a maioria das fraturas em estruturas protéticas acontece após um período de muitos anos, estando relacionadas a vários episódios de sobrecarga, causando a falha por fadiga. Considerando novos formatos de conexões, descartando o apelo comercial feito pelos fabricantes, é notável a melhora nos índices de sucesso no desempenho dos implantes, como os unitários em áreas

posteriores, tanto maxilares como mandibulares (GERAMY; MORGANO, 2004).

Observando as modificações nos tipos de conexão entre prótese e implante, pode-se concluir que as melhorias e os avanços da evolução da interface protética foram amenizados, porém não eliminaram a incidência de problemas mecânicos. Logo, é necessário um maior número de estudos de caráter longitudinal para tornar o uso dessas novas tecnologias cada vez mais seguro (GENG et al., 2001)

A conexão de interface cone Morse consolidou-se, diminuindo drasticamente o número de problemas, como soltura e afrouxamento de parafusos, porém o íntimo contato da interface implante/intermediário permite que as tensões sejam distribuídas diretamente ao osso adjacente, onde tensões acima dos limites de tolerância podem gerar microdanos e a reabsorção óssea (PESSOA et al., 2009).

A distribuição de tensão pode ser observada por meio de vários métodos, permitindo determinar de maneira qualitativa e quantitativa como os objetos de estudo se comportam perante esforços induzidos. Dentre esses podem ser citados os métodos experimentais, como extensiométrica e fotoelasticidade, e os métodos numéricos, como os de elementos finitos (ALVES FILHO, 2000).

A análise pelo método dos elementos finitos, utilizando modelos e ambientes virtuais, já é usada por um longo período pela área de engenharia e informática para fazer simulações e testar de maneira progressiva à resistência e à distribuição de tensões em componentes que fazem parte de máquinas utilizadas no cotidiano. Em razão do alto grau de precisão dessa técnica de análise, muitos profissionais da saúde vêm aplicando o método dos elementos finitos nas suas pesquisas para tentar,

segundo Geng et al. (2001), solucionar problemas mecânicos, dividindo o elemento-problema em inúmeros menores e mais simples elementos, os elementos finitos propriamente ditos, os quais estão dispostos no formato de uma malha (*mesh*), onde as variáveis analisadas são interpoladas com o uso de funções matemáticas.

Atualmente, muitos estudos têm se focado em como os componentes protéticos têm se comportado diante dos esforços oclusais, simulando cargas cíclicas ou estáticas, oblíquas ou axiais ao longo eixo dos implantes (NAGASAWA et al., 2008; PESSOA et al., 2010)

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 METODO DE ELEMENTOS FINITOS

O método dos elementos finitos (MEF) consiste em dividir o objeto contínuo em elementos finitos conectados por pontos nodais, onde os deslocamentos em qualquer parte do elemento são expressos em função dos deslocamentos dos nós. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos para que sejam obtidos os resultados desejados. O método teve suas origens no final do século XVIII, quando Gauss propôs a utilização de funções de aproximação para a solução de problemas matemáticos. Durante mais de um século, diversos matemáticos desenvolveram teorias e técnicas analíticas para a solução de problemas; entretanto, pouco se evoluiu em virtude da dificuldade e da limitação existente no processamento de equações algébricas. O desenvolvimento prático dessa análise ocorreu somente muito mais tarde em consequência dos avanços tecnológicos, por volta de 1950, com o advento da computação (ALVES FILHO, 2000).

Existem várias maneiras de determinar o comportamento estrutural de formas complexas por meio das técnicas numéricas, como o método de elementos finitos, utilizando *softwares* de análise disponíveis. Esses diversos *softwares* necessitam de informações, como as

propriedades mecânicas dos materiais envolvidos na análise como módulo de elasticidade, coeficiente de Poisson, densidade de massa, entre outros. Conhecendo-se o carregamento atuante na forma de forças, pressão, cargas gravitacionais e as condições de fixação da estrutura, pode-se determinar as regiões mais solicitadas do componente, estabelecendo-se previsões a respeito do seu comportamento. Dessa forma, as devidas correções serão efetuadas já no âmbito do desenvolvimento do projeto (ALVES FILHO, 2000).

2.1.1 TIPOS DE ESTRUTURAS E ELEMENTOS

As estruturas podem ser classificadas quanto à sua geometria como reticuladas, laminares e sólidas.

Estas últimas são as mais genéricas, sendo classificadas como sólidas as que não apresentarem características que as permitam enquadrar-se no grupo das laminares ou das reticuladas.

As estruturas laminares são as que se desenvolvem para ambos os lados de uma superfície média, mantendo-se na sua vizinhança. É o caso de uma lâmina cuja espessura é muito inferior às restantes dimensões. Quando a superfície média é plana, a estrutura laminar pode ser classificada como parede, laje ou casca plana.

As estruturas reticuladas são as constituídas por barras prismáticas, cujas dimensões transversais são muito menores do que o comprimento do respectivo eixo (AZEVEDO, 2003).

Na discretização de uma peça ou montagem com elementos sólidos, o *software* gera um dos tipos de elemento seguintes, com base nas opções de malha ativa para o estudo:

- malha de baixa qualidade - o gerador automático de malhas gera elementos tetraédricos sólidos lineares;
- malha de alta qualidade - o gerador automático de malhas gera elementos tetraédricos sólidos parabólicos.
- Elementos lineares também são chamados de “elementos de primeira ordem” ou “ordem inferior”. Elementos parabólicos também são chamados de “elementos de segunda ordem” ou “ordem superior”.

Um elemento tetraédrico linear é definido por quatro nós de canto, conectados por seis arestas retas. Um elemento tetraédrico parabólico é definido por quatro nós de canto, seis nós intermediários e seis arestas.

A Figura 1 mostra desenhos esquemáticos de elementos tetraédricos sólidos lineares e parabólicos.

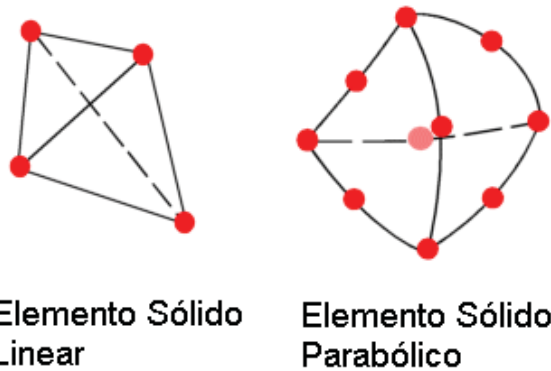


Figura 1 - Desenhos esquemáticos de elementos tetraédricos sólidos lineares e parabólicos
 Fonte: ALVES FILHO, 2000.

Em geral, para a mesma densidade de malha (número de elementos), os elementos parabólicos geram melhores resultados do que elementos lineares. Isso porque representam arestas curvadas mais adequadamente e produzem melhores aproximações matemáticas. No entanto, elementos parabólicos necessitam de mais recursos computacionais do que elementos lineares.

Para problemas estruturais, cada nó de um elemento sólido possui três graus de liberdade, que representam as translações nas três direções ortogonais. O *software* usa as coordenadas das direções X, Y e Z do sistema global de coordenadas cartesianas para formular o problema (ALVES FILHO, 2000).

2.2 LITERATURA APLICADA

O sucesso da utilização dos implantes osseointegráveis com conexão hexagonal, idealizada por Per Ivar Brånenmark, causou um novo direcionamento na condução da clínica odontológica. Em virtude desse sucesso, várias empresas passaram a repetir esse modelo de implante, porém os problemas de ordem mecânica passaram a ser mais frequentes que o próprio sucesso da osseointegração, problema atualmente mais discutido dentro da implantologia mundial (CIBIRKA et al., 2001; GOODACRE et al., 2003).

Na intenção de minimizar e eliminar esses problemas, a evolução das conexões protéticas procurou basear-se em alternativas já bem conhecidas pela mecânica industrial e automobilística. A conexão Morse é baseada na justaposição interna entre as paredes dos pilares e dos implantes, variando entre 6 a 11° (NORTON, 2000; ÇEHRELI et al.,

2004), com o *design* lembrando um hexágono interno, além das vantagens atribuídas ao efeito de plataforma *switching*, onde as tensões resultantes de uma força oclusal aplicada passam a se distribuir mais uniformemente ao longo das paredes da conexão protética, do implante e de todo o complexo biológico onde se insere (LANG et al., 2003).

Num dos primeiros estudos envolvendo a implantologia e o método dos elementos finitos em modelos bidimensionais analisando a interface entre o osso e o implante, foi demonstrado que o material utilizado para a confecção do implante está diretamente relacionado à tensão gerada na interface osso – implante (WEINSTEIN et al., 1976).

Cinco principais fatores determinam as causas de perda e/ou afrouxamento prematuros de parafusos retentores de pilares, quais sejam: torque inadequado, próteses sem adaptação e passividade, sobrecarga oclusal, desenho inadequado dos parafusos retentores e diferenças significantes no tipo de osso receptor (BINON et al., 1994)

Canay et al. (1996), testaram duas modalidades de instalação de implantes, vertical e angulado, foram submetidas a testes, onde foi aplicada uma carga vertical de 100 N e uma horizontal de 50 N, e analisados pelo método dos elementos finitos em modelos bidimensionais. Quando a carga axial foi aplicada, os valores entre os dois modelos foram muito próximos; porém, quando a carga foi não axial, os maiores valores de tensões resultantes foram encontrados na região cervical dos implantes angulados, chegando a valores de tensões compressivas cinco vezes maiores que para os implantes verticais. Conclui-se que a utilização de implantes angulados deve ser limitada pela alta concentração de tensão na região cervical, onde pode gerar reabsorção óssea.

O método dos elementos finitos tem a capacidade de transformar um sólido com geometria complexa em pequenas partes e calculá-las matematicamente, chegando a resultados conclusivos e previsíveis. O número de elementos finitos está diretamente relacionado à qualidade da malha gerada e dos resultados dos cálculos. Com o avanço tecnológico e computacional, esse método tem se consagrado; porém, para a obtenção de resultados mais próximos do real, todas as características heterogêneas e comportamentos não lineares devem ser considerados (PATRA et al., 1998).

Stegaroiu et al. (1998) avaliaram o comportamento dos materiais restauradores em modelos de elementos finitos tridimensionais de próteses fixas com três elementos implantossuportados, variando o tipo do material restaurador (liga de Au-Pd, porcelana feldspática e resina acrílica). Para a simulação do tecido ósseo foi modelado um bloco com medidas correspondentes à região posterior de mandíbula, com 1,5 mm de espessura, para a cortical óssea. O carregamento foi realizado de maneira axial e não axial. As tensões nos modelos não tiveram uma variância significativa, e o maior valor de tensão resultante foi quando usados a carga axial e o modelo com resina.

Para testar a utilização de espaçadores de alumínio entre o parafuso protético e o cilindro protético, Versluis et al. (1999) criaram dois modelos de elementos finitos: um utilizando o espaçador protético, outro sem o espaçador, apenas o parafuso protético de ouro. Esses dois modelos foram testados montados a implantes *Standard* Brånemark com plataforma regular, utilizando 0,3 de coeficiente de fricção entre o parafuso do cilindro e o pilar de titânio. Ao aplicar a carga axial, o sistema com o espaçador necessitou 15 vezes mais deformação para que

fosse considerada uma falha, sugerindo que a utilização de espaçadores pode retardar a perda de parafusos protéticos.

O MEF permite prever como as tensões serão distribuídas ao longo dos implantes e das estruturas vivas, como osso, ligamento periodontal e as diferentes estruturas dentais. Para que essa compreensão seja obtida de forma correta, as diferentes características de cada material envolvido na análise devem ser entendidas e personalizadas dentro do modelo de estudo. Isso implicará a disponibilidade do poder do computador, uma vez que para obter resultados precisos são necessárias simulações próximas às condições reais de testes (DE TOLLA et al., 2000).

Ao analisar as cargas axiais e não axiais em modelos bidimensionais da interface osso – implante com uma carga de 490 N, variando o ponto de aplicação da carga, os resultados sugerem que quanto mais longe a aplicação da carga fora do eixo do implante, maior o *stress* na interface cervical do osso (O'MAHONY et al., 2000).

Pelo método dos elementos finitos é possível caracterizar a perda de pré-carga e compreender que as tensões em conexões de interface Morse estão concentradas nas paredes cônicas internas desses implantes, e também compreender que as tensões se distribuem uniformemente ao longo da mesma (BOSKAYA; MÜFTÜ, 2003).

Lang et al. (2003), utilizando implantes do sistema *Standard Brånemark* e *Replace* (Nobel[®] Biocare, AB, Sweden), determinaram o desenvolvimento de pré-torques pelo método dos elementos finitos. Os parafusos de pilares receberam torques de aperto variando entre 0 a 64 N. Nesses modelos, o coeficiente de atrito foi fixado em 0,20 entre todos os componentes de titânio. Entre os modelos com parafuso de ouro, o

coeficiente de atrito foi fixado em 0,26. A distribuição de tensões mostrou que houve uma transferência da carga de torque do parafuso para o implante durante o aperto. Para obter uma carga de torque ideal entre os parafusos e os implantes de 75% do limite convencional de escoamento, é necessário utilizar um coeficiente de atrito de 0,12, pois, ao utilizar 0,26 como coeficiente de atrito, obteve-se como resultado uma carga de torque abaixo do desejado.

Eskitascioglu et al. (2004) avaliaram a localização da aplicação da carga na distribuição de tensões pelo método de elementos finitos com modelos 3D. Os modelos eram constituídos por osso mandibular simulando a região de segundo pré-molar, um implante ITI® (ITI® - Straumann® Dental Implant System, Basel, Switzerland) 4,1 x 10 mm e uma coroa metalocerâmica. As cargas aplicadas foram de 300 N nas seguintes porções: 1) cúspide bucal com 300 N; 2) cúspide bucal com 150 N e na fossa distal com 150 N; 3) cúspide bucal com 100 N, na fossa distal com 100 N e na fossa mesial com 100 N. Para essas três condições estudadas, o melhor desempenho foi quando aplicada carga em duas regiões, pois a distribuição das tensões ocorreu de maneira mais uniforme, diminuindo o *stress* na interface óssea.

Himmlová et al. (2004) avaliaram a eficiência em diferentes tamanhos de plataforma e diferentes comprimentos de implantes na distribuição de tensões em modelos 3D pelo método dos elementos finitos. Foram testados os seguintes comprimentos: 10 mm, 12 mm, 14 mm, 16 mm, 17 mm e 18 mm. Com os seguintes diâmetros: 2,9 mm, 3,6 mm, 4,2 mm, 5,0 mm, 5,5 mm, 6,0 mm e 6,5 mm. Os modelos com 6,5 mm de diâmetro obtiveram os melhores resultados, em contrapartida diâmetros menores, como 2,9 mm e 3,6 mm, foram os que acumularam

os maiores valores de tensão. Logo, o tamanho do diâmetro influencia positivamente na distribuição das cargas oclusais e no *stress* gerado ao redor da plataforma dos implantes.

Por meio de uma análise dinâmica e não linear com modelos 3D, Kitagawa et al. (2005) avaliaram a influência do tipo da conexão na perda dos parafusos dos pilares. Dois tipos de conexões foram testados: hexágono externo com implantes *Standart* Brånemark (Nobel® Biocare, AB, Sweden) e com conexão tipo cone Morse Ankylos® (Dentsply® DeguDent GmbH, Germany). Nos modelos que utilizaram implantes *Standart* Brånemark, mostraram uma tendência à rotação, pelo fato de essas conexões permitirem uma liberdade rotacional, ao passo que os modelos com conexão Morse mostraram-se mais seguros e nenhuma relação com movimentos de rotação, sendo potencialmente conexões mais seguras.

Barbosa (2006) fez simulações virtuais pelo método dos elementos finitos com modelos 3D de diferentes tipos de parafusos protéticos retentores das próteses sobre pilares. Esse estudo sugere mudanças no *design* dos parafusos retentores de prótese, acrescentando um raio de alívio ou ângulos arredondados na conexão entre a haste do parafuso e a sua cabeça, com o objetivo de distribuir as tensões nas áreas de acúmulo e de quebra de secção.

Além das vantagens observadas sobre a conexão entre o pilar e o implante na interface Morse, o efeito de *platform switching* tem a vantagem de deslocar a área de concentração de tensões longe da cervical óssea. Porém, o mesmo efeito em conexões hexagonais tem a desvantagem de aumentar a tensão entre o intermediário e o seu parafuso retentor (MAEDA et al., 2007).

O MEF tem como uma das suas principais vantagens o baixo custo para a aplicação do estudo, ausência de efeitos mórbitos em pessoas e animais, a versatilidade de poder estudar diferentes tipos de materiais nos mais diversos ambientes com análises estáticas ou dinâmicas. O entendimento sobre a biomecânica do complexo implante-pilar e a distribuição das tensões ao longo do osso adjacente fazem com que os estudos se voltem para resultados precisos. O avanço da utilização dessas ferramentas visa aplicar à clínica odontológica um prognóstico em casos específicos (PESSOA et al., 2007).

Kong et al. (2008) observaram por meio de um estudo pelo MEF que a altura das roscas no *design* dos implantes osseointegráveis tem uma maior influência do que a espessura, quando o assunto abordado trata sobre a distribuição das tensões frente ao osso adjacente. Fato esse que possibilita que as tensões não acumulem pontos específicos e possam se dissipar pelo osso medular de maneira mais amena. De certo modo, o comportamento do osso medular mostrou uma tendência maior à deformação perante as cargas oblíquas.

O desempenho da carga imediata está diretamente relacionado ao tipo de osso receptor e ao *design* do implante. Para entender essa relação, Wang et al. (2009) evidenciaram, pelo MEF com modelos 3D de diferentes regiões ósseas e implantes de diferentes diâmetros, que implantes bicorticalizados aumentam a chance de obter uma elevada estabilidade primária, favorecendo o cenário para a aplicação do carregamento imediato.

A força de fixação inicial gerada pelo parafuso é chamada de “pré-carga”. Existe uma ligação entre o torque aplicado a um parafuso e a pré-carga resultante. Wang et al. (2009) criaram modelos precisos de

parafusos e conexões protéticas para analisar de maneira dinâmica com modelos de elementos finitos o comportamento de modelos de parafusos retentores. Foram aplicados torques para simular o aperto e também o contratorque para simular a remoção do parafuso. Pode-se observar que à medida que o parafuso sofria a ciclagem, o mesmo se alongava, a cada 1 μm de alongamento o valor da pré-carga aumentava 47,9 N. A medida de pré-carga é ideal para determinar a força de contato na interface das conexões rosqueáveis.

Pessoa et al. (2010) avaliaram através de um estudo pelo método dos elementos finitos com modelos tridimensionais a distribuição das tensões testando diferentes tipos de conexão (hexágono interno, hexágono externo e cone Morse), simulando implantes submetidos a carga imediata e osseointegrados. O melhor desempenho sobre a distribuição de tensões no tecido ósseo foi obtido no modelo de interface Morse, pois a parede lateral dos implantes cone Morse ajudam a dissipar melhor as tensões também minimizando a sobrecarga do parafuso.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo do presente trabalho é comparar e avaliar qualitativamente, por meio do método de elementos finitos com modelo tridimensional, a distribuição das tensões geradas por cargas simuladas sobre modelos de implantes, munhões, coroas protéticas metalocerâmicas e osso adjacente na região de primeiros molares inferiores.

- Avaliar o efeito do tipo de munhão na distribuição de tensões nos implantes, munhões, coroas protéticas metalocerâmicas e osso adjacente.
- Avaliar o efeito do local de aplicação de pré-carga.
- Avaliar o efeito do local de aplicação de pré-carga e uma força oblíqua na distribuição de tensões nos implantes, munhões, coroas protéticas metalocerâmicas e osso adjacente.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Para a realização dos ensaios mecânicos em ambiente virtual, foi necessário criar modelos, réplicas em 3D, reproduzindo cada componente do grupo a ser estudado. Quanto mais precisa for a representação dos modelos, maior credibilidade tem nos resultados.

Os modelos foram criados e montados no *software SolidWorks* versão 2011, (SolidWorks Corporation Santa Mônica/CA, EUA). O *SolidWorks* é um *software* de CAD (computer aided design), baseado em computação paramétrica, o qual cria formas bidimensionais ou tridimensionais a partir de formas geométricas elementares. Dentro do ambiente *SolidWorks*, as possibilidades variam desde criar um esboço a partir de uma imagem digital com traçados de linhas ou obter imagens capturadas por *CT Scanners*, transformando-as em um sólido, sendo 2D ou 3D, possibilitando criar e editar peças e imagens no intuito de mimetizar as características físicas às das peças originais.

Os modelos apresentados a seguir simularam duas situações distintas com aplicação de pré-carga e força oblíqua numa análise de deformação linear por meio de uma análise estática:

- M 1: osso mandibular, implante de plataforma cone Morse, munhão universal sólido e prótese metalocerâmica;

- M 2: osso mandibular, implante de plataforma cone Morse, munhão universal de parafuso passante e prótese metalocerâmica.

Os modelos 3D do implante e dos componentes protéticos foram cedidos pela empresa Neodent® Curitiba, Brasil.

Algumas simplificações foram necessárias para realizar as montagens desses modelos. A primeira foi refazer as roscas externas do modelo do implante, com o objetivo de diminuir o número de faces e arestas, facilitando a posterior geração da malha de elementos finitos. Para modelar as roscas externas, utilizou-se o modelo original como modelo para traçar um novo esboço com as características das roscas da peça original. Após esse esboço ser concluído, foi inserido um eixo de revolução para este esboço e aplicado o recurso de corte revolucionado. A segunda simplificação foi refazer a rosca interna retentora do munhão, criando, assim, dois modelos de implante, pois os munhões apresentam medidas diferentes nos parafusos retentores. Para criar novas roscas internas, primeiramente a porção do implante correspondente à das roscas é tornada sólida por um corte extrudado da base, posteriormente o implante e o munhão são montados; por meio de um recurso de combinar e subtrair as novas roscas são criadas subtraindo a porção do parafuso retentor do munhão de dentro da porção sólida gerada anteriormente. A terceira simplificação foi remover as regiões de chanfros dos munhões. Utilizando o munhão original como modelo para um novo esboço, esse é criado e aplicado o recurso de corte revolucionado. A quarta simplificação foi remover os chanfros do coping. Também para essa peça foi utilizado o modelo original como

base e aplicado o recurso de corte revolucionado. A quinta simplificação foi remover as entradas para chaves nos munhões. Nesse caso foi aplicado um corte extrudato da base de dentro do plano interno da base da chave do parafuso do munhão. A sexta simplificação foi remover o índice interno do implante, pois apresentava condições de espessura zero, impossibilitando o cálculo. Para essa modificação, foi selecionada como novo plano para o esboço a base do índice, que tem a conformação de um pentágono. Foi, então, esboçado um pentágono, posicionando o centro concêntrico ao do implante e estendendo-o até o limite da parede interna lateral do índice. Para isso foi aplicado o recurso de corte extrudato da base. Todas as simplificações foram realizadas dentro do ambiente *SolidWorks* e modificado a geometria com ferramentas específicas, possibilitando adicionar ou remover material da estrutura original.

Na Figura 2 é apresentado o implante que foi utilizado como referência. É de titânio comercialmente puro-CP/grau IV, formato cilíndrico, plataforma protética do tipo cone Morse rosqueável, com conicidade de 11,5°, 3,75 mm de diâmetro por 7,0 mm de comprimento, modelo Titamax CM – (Neodent® Curitiba, Brasil).

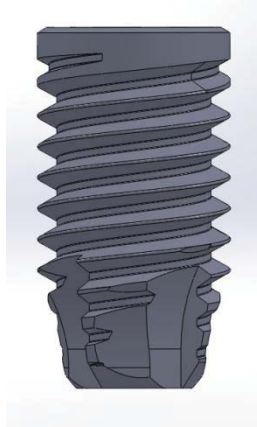


Figura 2 - Representação sólida do modelo do implante cedido pela empresa implante em ambiente SolidWorks

Na Figura 3, o mesmo modelo com as roscas externas simplificadas.



Figura 3 - Sólido com roscas externas simplificadas mantendo o tamanho, formato de roscas e volume original

Na Figura 4 são demonstradas as simplificações internas dos implantes, na imagem da esquerda o implante com sua conformação original e na imagem da direita um modelo simplificado.

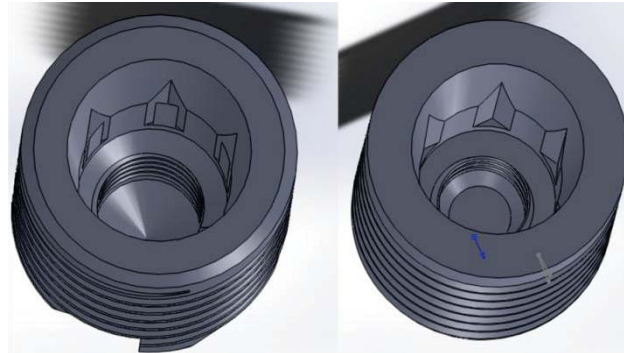


Figura 4 - Modelos do implante na versão original à direita e simplificado à esquerda

Como referência para os sistemas de união entre o implante e a coroa protética (cimentada), foi utilizado o tipo munhão universal cone Morse, com dimensões de 4,5 x 4 x 2,5 mm na versão sólido (Neodent® Curitiba, Brasil) (Figura 5) e na versão com parafuso passante (Neodent® Curitiba, Brasil) (Figura 6). Sendo composto por uma liga de titânio Ti-6Al-4V.



Figura 5 - Modelo do munhão sólido



Figura 6 - Modelo do munhão com parafuso passante

Nas Figuras 7 e 8 observam-se as simplificações feitas nos dois modelos de munhão.



Figura 7 - Modelo do munhão sólido simplificado



Figura 8 - Modelo do munhão com parafuso passante simplificado

Para realizar as simulações da instalação do modelo de implante com munhões e próteses, foi modelada a região óssea correspondente à do primeiro molar inferior. Partindo de uma imagem selecionada por meio de uma tomografia computadorizada cone beam de uma mandíbula edêntula na região onde foram feitas as simulações, as imagens tomográficas foram selecionadas pela internet, utilizando um *site* de busca, onde houvesse um volume mínimo possibilitando a simulação da instalação dos implantes envolvidos no projeto como pré-requisito. Sabemos que o osso apresenta uma estrutura com variações no módulo de elasticidade, em virtude da presença de osso cortical na região mais superficial e de osso medular na região interna, e também pelo comportamento não linear como de todos os tecidos vivos do corpo humano, tendo, assim, propriedades mecânicas ortotrópicas ou anisotrópicas (propriedade que caracteriza as substâncias que possuem diferentes propriedades mecânicas, dependendo da direção considerada). A imagem da Figura 9 foi utilizada com caráter meramente ilustrativo,

para que se pudesse realizar o contorno aproximado a uma situação real, visando obter-se resultados precisos e realistas.

Esta imagem foi salva em um arquivo de extensão *.jpeg*, a qual será transferida posteriormente ao ambiente *SolidWorks*.

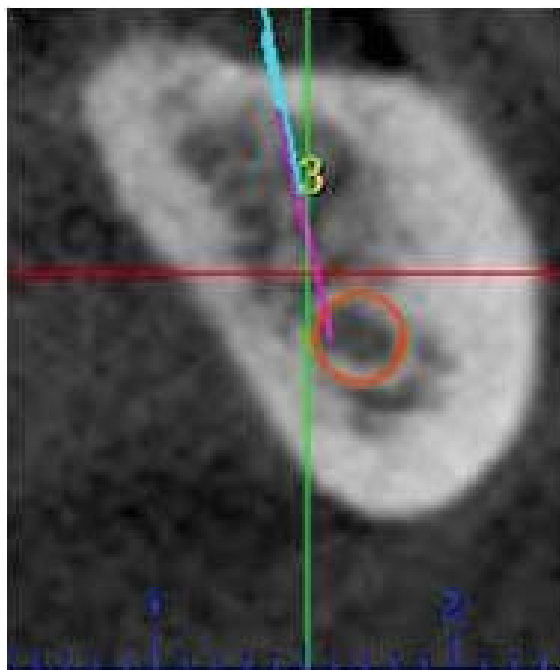


Figura 9 - Corte transversal da mandíbula

Essa imagem salva corresponde ao plano direito do modelo dentro de um esboço para a construção da peça no ambiente *SolidWorks*, sendo que já está escalonada em razão da presença de uma régua milimetrada. Foi criado um novo projeto de construção de uma peça em ambiente *SolidWorks*. Após o novo projeto ter sido iniciado, criou-se um novo *sketch* ou esboço, no qual foi selecionado o plano direito dentro da

ferramenta de esboço. Dentro do plano direito foi selecionada a opção de *inserir figura de esboço*, assim, inserida a imagem do corte transversal. A Figura 10, após tê-la dimensionado por meio de uma caixa de dimensões para figuras, exemplifica como foram tracejados os limites entre o osso medular e o cortical, utilizando uma *spline* (ferramenta de tracejado contínuo com curvatura).

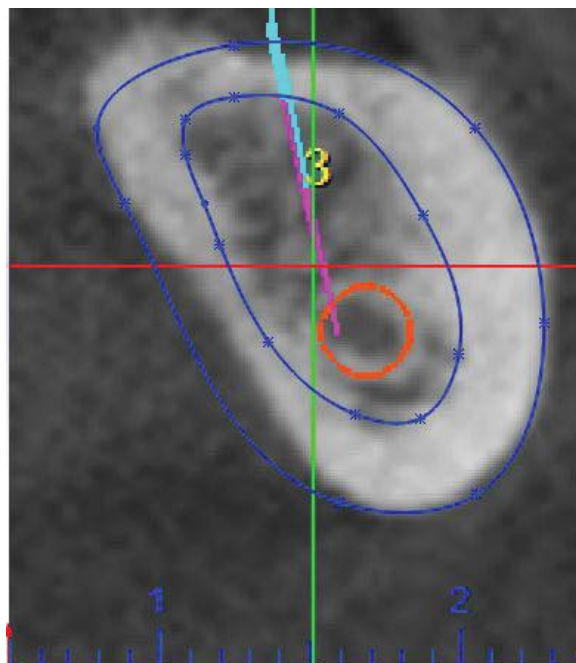


Figura 10 - Tracejado com a ferramenta de esboço spline

Terminado o esboço, foi inserido o recurso de corte por extrusão para *offset* da base em 10 mm, obtendo-se, assim, um sólido referente à porção cortical do osso, como mostra a Figura 11.

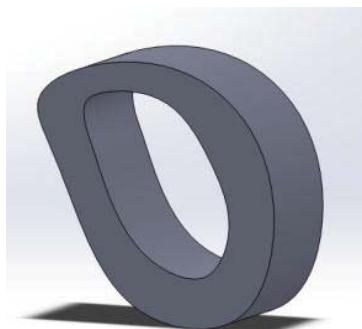


Figura 11 - Sólido referente à porção de osso cortical

Após salvar a peça de osso cortical, foi feita a peça referente ao osso medular (Figura 12). Para isso, foi usado o *sketch* do osso cortical e apagado a linha mais externa do limite cortical, obtendo-se, assim, a porção medular.

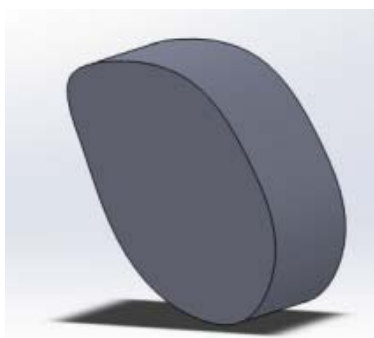


Figura 12 - Sólido referente à porção medular

Após se obter as duas peças desenhadas dentro dos mesmos planos tridimensionais, estas foram montadas com a utilização dos recursos de montagem por planos de referência, obtendo-se, assim, uma perfeita adaptação.

Para a realização do modelamento da prótese metalocerâmica, foram fotografados dentes como referência no esboço da prótese a ser simulada, juntamente com uma régua milimetrada (Figura 13).



Figura 13 - Fotografias de dentes usados como referência

Essas imagens digitais foram editadas, recortadas e transferidas para o *SolidWorks* para serem utilizadas como imagens de esboço em cada plano do esboço tridimensional, permitindo obterem-se medidas compatíveis com as de próteses nessas regiões. Para a construção de cada peça foi aplicado o recurso de corte extrusionado plano do esboço. Foi construída, inicialmente, uma estrutura sólida, que definiu os limites mais externos desses modelos de coroas. Esse modelo foi usado como referência ao recobrimento de cerâmica feldspática da prótese, como mostra a Figura 14. Nesse mesmo modelo foi adicionada a face, onde será aplicada a força oblíqua a aproximadamente 3 mm para distal do longo eixo do implante.

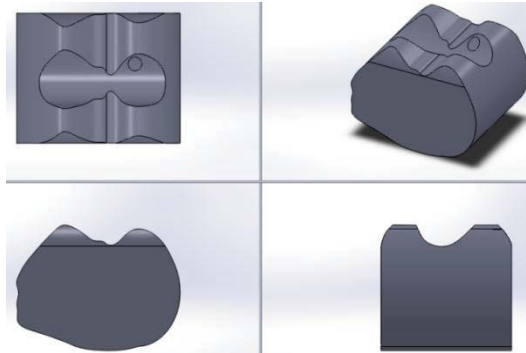


Figura 14 - Sólido gerado simulando a cerâmica feldspática para o molar inferior

Tendo o sólido referente à porção do recobrimento construído e salvo, é iniciada uma montagem a partir dessa peça. Foi posicionado o modelo do coping de 4,5 x 4 mm (Neodent® Curitiba, Brasil), cedido pela empresa (Figura 15), onde se tem, à esquerda, o modelo original e, à direita, o modelo simplificado, simulando um coping de Cr-Co (cromo – cobalto), que fez referência à infraestrutura metálica (Figura 16).

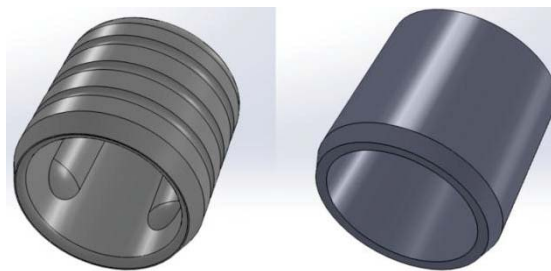


Figura 15 - Modelos do Copping na versão original à esquerda e simplificada à direita

Essa montagem foi salva com a extensão *.sldprt*. Foi aberta essa peça montada e aplicada a ela o recurso de *combinar* entre as duas estruturas. Subtraindo-se a infraestrutura de dentro do recobrimento, os limites entre o recobrimento e a infraestrutura são obtidos (Figura 16).

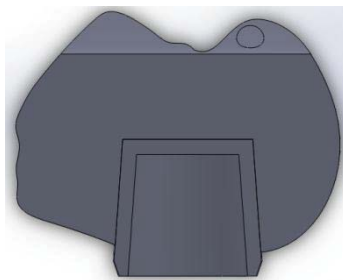


Figura 16 - Modelo da prótese de metalocerâmica mostrado em um corte no sentido mesiodistal

Com todas as peças prontas, foram iniciadas as montagens pelo recurso *montagem* no ambiente *SolidWorks*. Para montar cada peça foram utilizadas a montagem por planos de orientação e a montagem por faces e arestas coincidentes ou concêntricas, criando, assim, os modelos de estudo: M 1 (Figura 17) e M 2 (Figura 18).

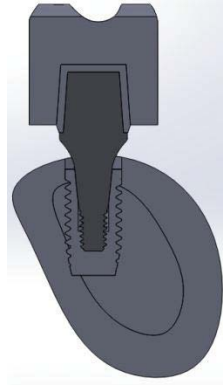


Figura 17 - Modelo de estudo M 1

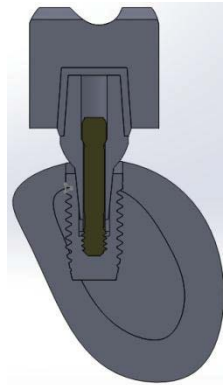


Figura 18 - Modelo de estudo M 2

Esses modelos foram transferidos por meio da importação da montagem para o ambiente do *software Ansys Workbench 12* (Swanson Analysis Systems Inc. Houston/PA, EUA). É um *software* analítico que permite testar modelos e peças para prever situações antes dos testes experimentais, ou para confirmar e contestar resultados dos testes experimentais. Como a maior parte dos *softwares* analíticos, o *Ansys Workbench* fornece como resposta às simulações estruturais resultados

como o campo de tensões equivalentes de *Von Mises*, máxima principal, deslocamento, deformação, fator de segurança da análise, entre outros. A utilização do *Ansys* permite que outras propriedades mecânicas sejam adicionadas à avaliação do estímulo mecânico. Além de a importação do modelo gerado no *SolidWorks* ocorrer de maneira simples, o *Ansys* gera as malhas e os elementos com as propriedades mecânicas desejadas. Após aplicação das forças, esses elementos são analisados para a solução do estímulo.

Já no ambiente *Ansys*, foi iniciado um novo projeto esquemático estrutural estático dentro de um sistema de análise (Figura 19). Após o início desse projeto dentro da janela do projeto esquemático, foi importado cada modelo para este projeto através de um botão no item *geometry – import new geometry*.

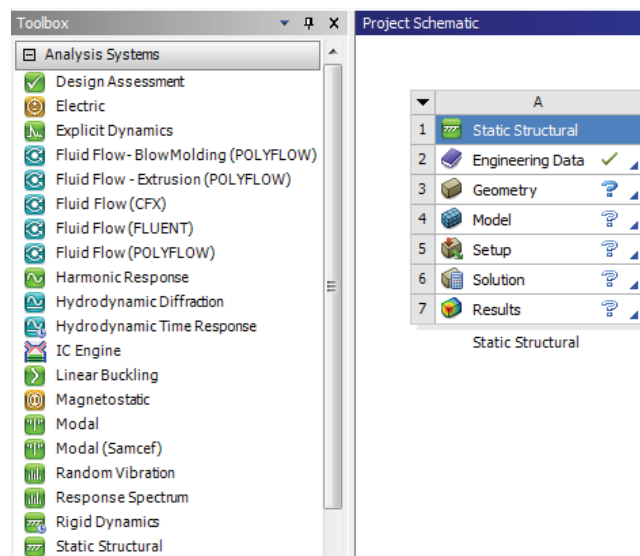


Figura 19 - Janela inicial no software *Ansys Workbench 12* com uma análise estática estrutural iniciada

Para poder determinar as propriedades mecânicas e executar as análises, dentro da janela do projeto esquemático abrimos a janela de dados de engenharia (Figura 20). É necessário serem adicionadas as medidas de módulo de elasticidade e o coeficiente de *Poisson* de cada material envolvido na pesquisa para executar uma análise estática linear.

The image shows two screenshots from ANSYS Workbench. The top screenshot is the 'Outline of Schematic A2, B2, C2, D2: Engineering Data' window. It shows a tree view on the left with 'Engineering Data' selected. The main area shows a list of materials: 'ceramica', 'co cr', 'cortical', 'medular', 'ti g4', and 'ti4al6v'. The 'cortical' material is highlighted in row 5. The bottom screenshot is the 'Properties of Outline Row 5: cortical' window, which is a table with columns A (Property), B (Value), and C (Unit).

Outline of Schematic A2, B2, C2, D2: Engineering Data		
A		
1	Contents of Engineering Data	
2	Material	
3	ceramica	
4	co cr	
5	cortical	
6	medular	
7	ti g4	
8	ti4al6v	

Properties of Outline Row 5: cortical		
A	B	C
Property	Value	Unit
Density	7850	kg m ⁻³
Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion		
Isotropic Elasticity		
Derive from	Young's Modulu...	
Young's Modulus	14000	MPa
Poisson's Ratio	0,3	

Figura 20 - Janela dos dados de engenharia (engineering data), onde são inseridas as propriedades mecânicas dos materiais

O módulo de *Young* ou de elasticidade é um parâmetro mecânico que proporciona uma medida da rigidez de um material sólido. Quando uma carga em um segmento de qualquer material, seu resultado será uma

deformação longitudinal proporcional à carga aplicada, determinada pelo módulo de elasticidade. Este módulo define somente a deformação longitudinal, porém qualquer material de propriedade elástica ao ser tensionado sofre uma deformação transversal proporcional à deformação longitudinal resultante. A razão entre a deformação transversal e a deformação longitudinal na direção do esforço de tração chama-se “coeficiente de *Poisson*”. Acima de determinada tensão, os materiais começam a se deformar plasticamente, ou seja, ocorrem deformações permanentes. O ponto no qual essas deformações começam a se tornar significativas é chamado de “limite” ou “tensão de escoamento”. Para metais que possuem transição gradual do regime elástico para o plástico, as deformações plásticas se iniciam no ponto em que a curva tensão-formação deixa de ser linear, sendo este ponto chamado de “limite de proporcionalidade” ou “tensão limite de elasticidade”. No entanto, é difícil determinar esse ponto precisamente. Como consequência, criou-se uma convenção na qual é construída uma linha reta paralela à porção elástica, passando pela deformação de 0,2% da deformação total. A tensão correspondente à intersecção dessa linha com a curva tensão-deformação é o limite de escoamento. A magnitude deste limite é a medida da resistência de um material à deformação plástica e pode variar, como, por exemplo, entre 35 Mpa para uma liga de alumínio de baixa resistência e até 1.400 Mpa para um aço de alta resistência. Durante a deformação plástica, a tensão necessária para continuar a deformar um metal aumenta até um ponto máximo, chamado de “limite de resistência à tração” ou “tensão de ruptura”, no qual a tensão é a máxima na curva tensão-deformação de engenharia. Isso corresponde à maior tensão que o material pode resistir; se a tensão for aplicada e

mantida, o resultado será a fratura. A seguir (Tabela 1) são mostrados os valores de módulo de elasticidade (E), coeficiente de *Poisson* (ν), tensão de escoamento (σ_y) e tensão de ruptura (σ_r) dos materiais envolvidos na análise.

Tabela 1 - Propriedades mecânicas dos materiais envolvidos na análise

	Módulo de elasticidade (E) MPa	Coefficiente de Poisson (ν)	Tensão de escoamento (σ_y) MPa	Tensão de ruptura (σ_r) MPa
Osso cortical	14.000	0,30	60-70	140
Osso medular	1.000	0,30	-	-
Ti G4	105.000	0,34	626	737
Ti6Al4V	110.000	0,34	960	1000
Cr - Co	218.000	0,33	900	1080
Cerâmica feldspática	68.900	0,28	69	69

Fonte: ANUSAVICE, 1996; KELLY et al., 1996; MOAVENI, 2003.

Os valores de tensão de escoamento e tensão de ruptura têm caráter meramente elucidativo na Tabela 1, pois para realizar uma análise linear elástica são apenas necessários os valores de módulo de elasticidade e de coeficiente de *Poisson*.

Após inserir essas propriedades mecânicas, inicia-se o modelo do estudo no item *model* na janela do projeto esquemático. Na Figura 21 é mostrada a árvore principal do modelo a ser construído.

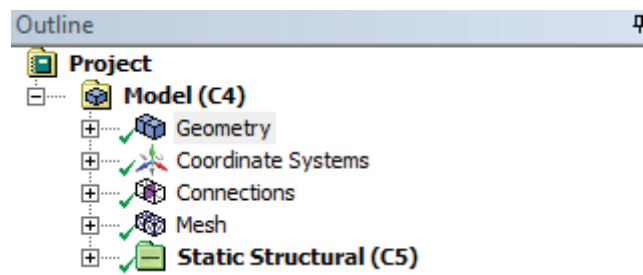


Figura 21 - Árvore principal dentro do modelo do projeto esquemático

Para definir qual é a propriedade de cada sólido envolvido no projeto, seleciona-se o item *Geometry*, dentro da janela de detalhes do sólido selecionado, já nomeado pela importação do *SolidWorks*. As propriedades mecânicas foram indexadas com os dados de engenharia já inseridos anteriormente, também através dessa ferramenta pode-se definir o tipo de comportamento mecânico de cada material, como o comportamento térmico, entre outras definições que forem necessárias (Figura 22).

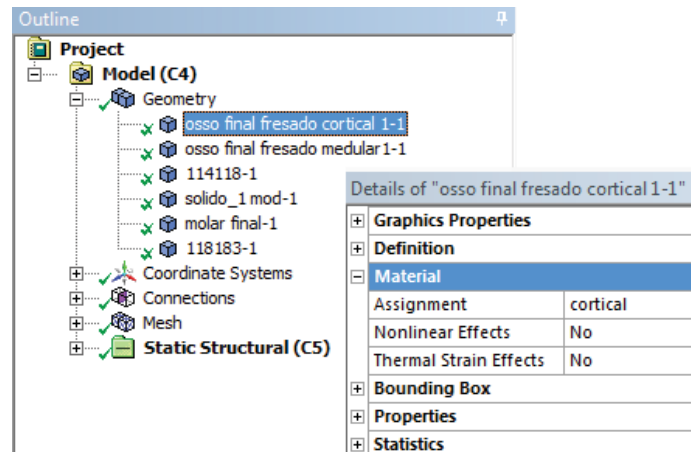


Figura 22 - Definições das propriedades mecânicas anteriormente inseridas em engineering data

Condições de contato e contorno

Ainda dentro da árvore do projeto no item *Contacts*, foram definidos os tipos de contatos entre todos os modelos envolvidos na análise. As faces de contato entre o osso cortical e o osso medular, o osso e o implante e entre a cabeça dos munhões e a coroa foram consideradas como *bonded* (Figuras 23 e 24).

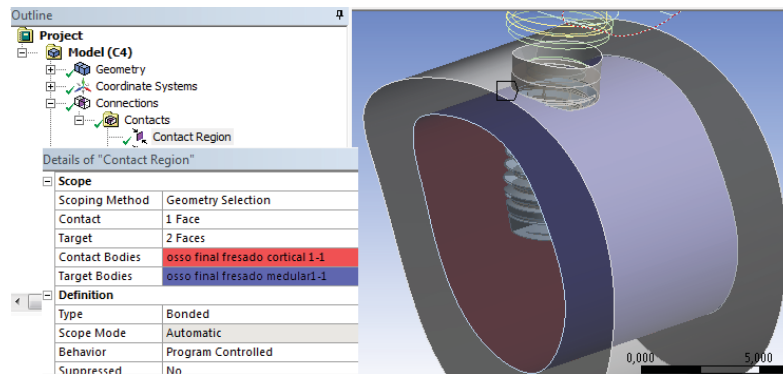


Figura 23 - Definições dos contatos na árvore do projeto e contato entre osso medular e cortical

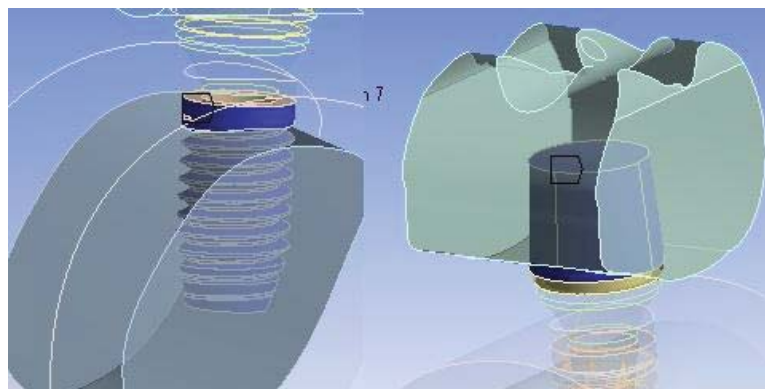


Figura 24 - Regiões de contato entre o osso e implante à esquerda e entre os componentes da prótese à direita

As faces de contato entre o parafuso retentor do munhão e as roscas internas do implante foram consideradas como sendo de contato *frictional*. O mesmo foi feito com as faces do cone interno e pescoço do

munhão. Também para o contato friccional foi definido o coeficiente de atrito 0,78 (NAGASAWA, 2008) entre os diferentes materiais (Figuras 25 e 26).

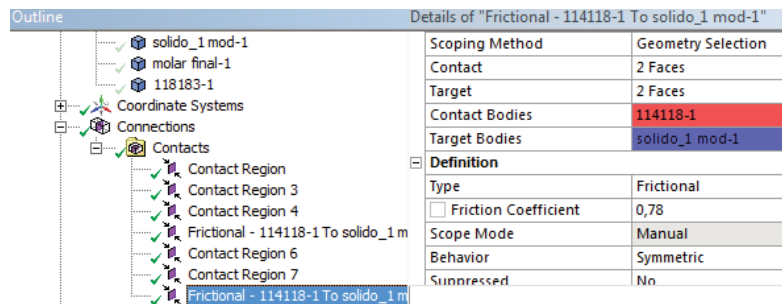


Figura 25 - Árvore do projeto para seleção dos tipos de contatos e definição do contato friccional

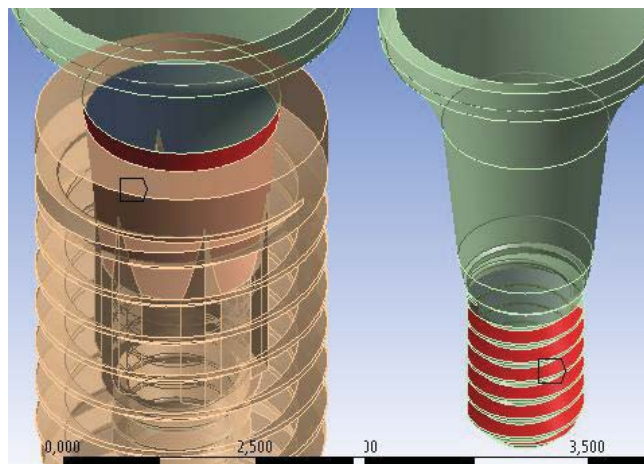


Figura 26 - Regiões de contato friccional

Para definir a tensão de tração envolvida, foi necessário calcular esse valor. Existem diferentes formas de se calcular a pré-carga ou

tensão de tração (σ_t), neste estudo foi utilizado o modelo *Falkner* (BICKFORD, 1990), pela equação a seguir:

$$F = \frac{T}{\left[\frac{p}{2 \cdot \pi} + \frac{\mu_t \cdot r_t}{\cos \beta} + \mu_n \cdot r_n \right]}$$

onde:

F = força de pré-carga no parafuso;

T = torque aplicado no parafuso;

p = passo da rosca;

μ_t = coeficiente de atrito entre as rosca;

μ_n = coeficiente de atrito entre a cabeça do parafuso e o implante;

r_t = raio efetivo de contato na rosca;

r_n = raio efetivo de contato entre o implante e a superfície superior da junta;

β = metade do ângulo de hélice.

Por meio dessa equação é obtido o valor de tensão de tração (σ_t) envolvida nos parafusos retentores dos munhões após o torque de inserção desses componentes. Os valores foram de 219,3 N e 360 N para os modelos M 1 e M 2, respectivamente.

O próximo item dentro da árvore do projeto é a geração da malha ou *mesh* (Figura 27). Para a geração da malha foi utilizado o elemento tetraédrico quadrático, pois este se adapta bem aos sólidos com superfícies curvas, como na superfície da mandíbula, faces dos implantes e munhões (MOAVENI, 2003). Para isso, foram selecionados todos os corpos dos modelos e inserido *patch conforming method*, dentro dessa

opção selecionamos o *method* em *tetrahedrons*. Nas regiões de maior interesse, a malha foi refinada, diminuindo o tamanho do elemento. Os elementos utilizados na discretização da malha foram do tipo SOLID 187. O tamanho desses elementos, além do número destes e nós em cada região do modelo, podem ser visualizados nas Tabelas 2 e 3. As malhas geradas nos modelos podem ser visualizadas nas Figuras 28 e 29. Testes de convergência de malhas foram realizados em um estudo piloto para chegar a um tamanho de malha ideal.

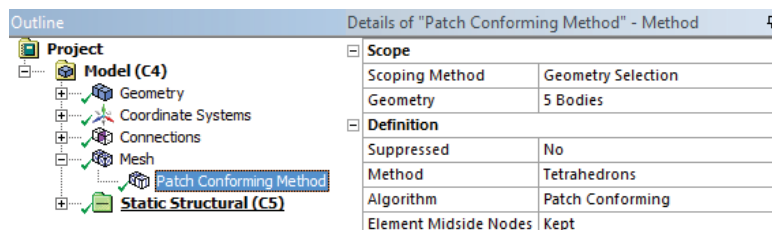


Figura 27 - Seleção do tipo de elemento na árvore do projeto

Tabela 2 - Tamanho dos elementos na malha gerada

	Tamanho dos elementos (mm)
Osso cortical e medular	0,8
Implante	0,3
Munhões	0,3
Coroa cerâmica	0,6
Copping ou infraestrutura	0,4

Tabela 3 - Quantidade de nós e elementos em cada modelo

	M 1		M 2	
	Nós	Elementos	Nós	Elementos
Total	123218	72983	117197	68440

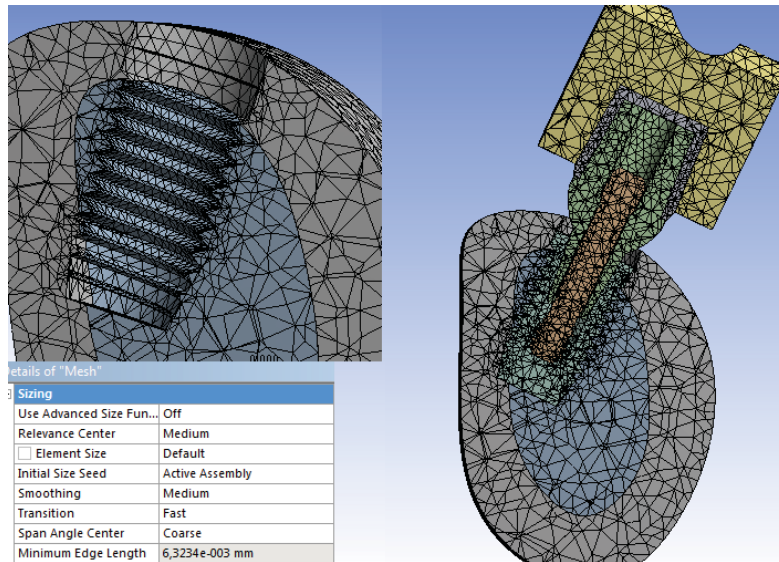


Figura 28 - Malha gerada no osso fresado e no M 2; no canto inferior esquerdo - caixa de definição de tamanho dos elementos

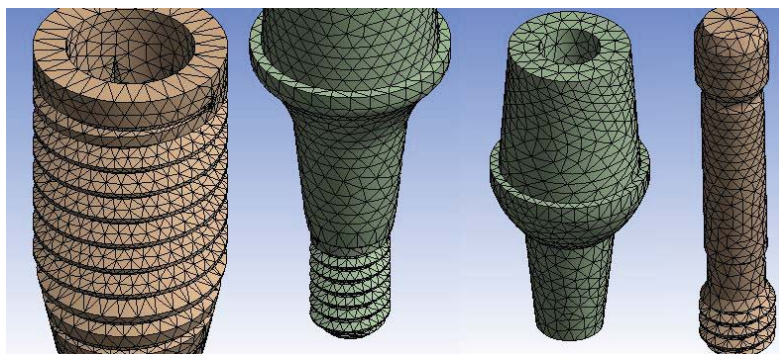


Figura 29 - Malha gerada nos modelos de implante e componentes

Na opção *Static Structural* foi definido como os presentes modelos se comportarão na análise. Dentro da barra de *Environment* são selecionados os suportes no item *Supports*. As faces ósseas no sentido mesiodistal foram selecionadas e definidas como *Fixed Support*, estando, assim, completamente fixadas e sem nenhuma liberdade de movimento (Figura 30).

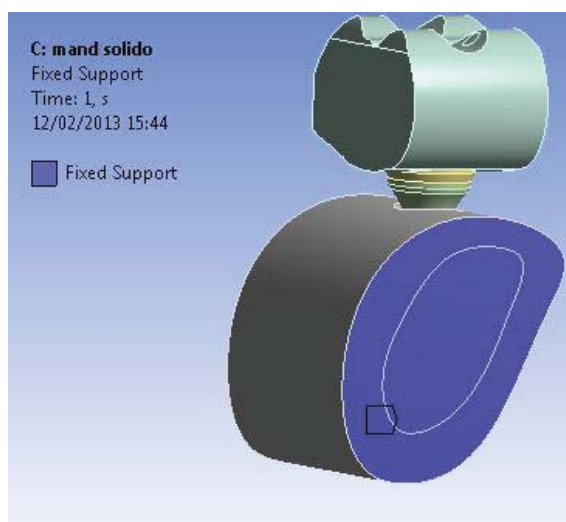


Figura 30 - Suporte fixo nas faces mesiodistal

Ainda na barra de *Environment*, são selecionados os tipos de carregamento em *Loads*. Para aplicar a tensão de tração (σ_t) nos modelos, foi selecionada a peça de interesse. No M 1, a face externa da rosca do munhão universal, pois para a aplicação da condição de *Bolt Pretension* é necessário selecionar uma face cilíndrica (Figura 31); no M 2 foi selecionada uma secção cilíndrica do parafuso passante (Figura 32).

Após, selecionados dentro da janela de definição de *Bolt Pretension*, são inseridos os valores (Figura 33).

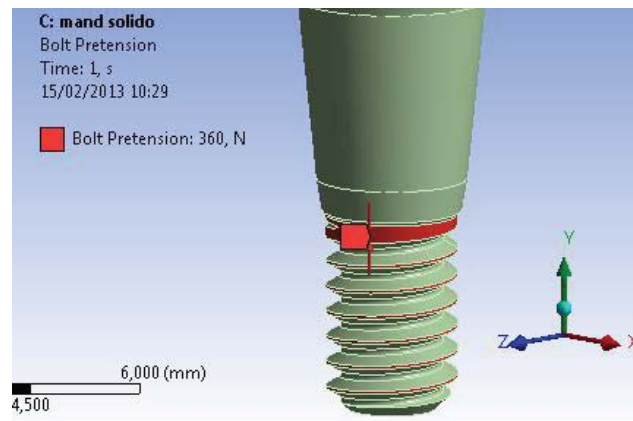


Figura 31 - Aplicação da tensão de tração no munhão sólido

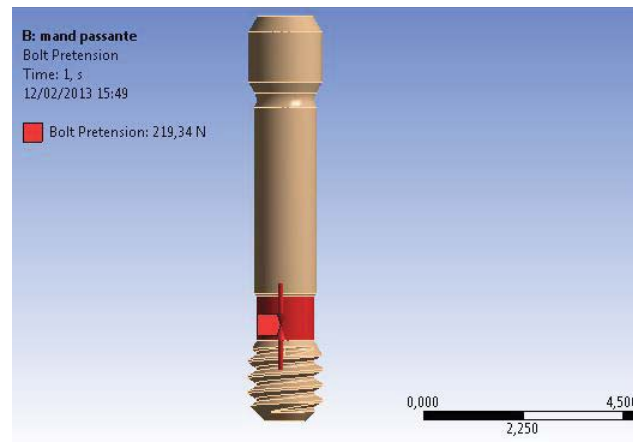


Figura 32 - Aplicação da tensão de tração no parafuso passante do munhão com parafuso passante

Details of "Bolt Pretension"	
[-] Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	1 Face
[-] Definition	
Type	Bolt Pretension
Suppressed	No
Define By	Load
Preload	219,34 N

Figura 33 - Janela onde é inserido o valor de pré-carga

Também uma das opções de carregamento foi adicionar uma força por meio da opção *Force*. O tipo do carregamento foi definido por componentes, onde a dissolução destes teve uma força resultante oblíqua de 250 N, com 15°, em relação ao longo eixo do implante (Figura 34).

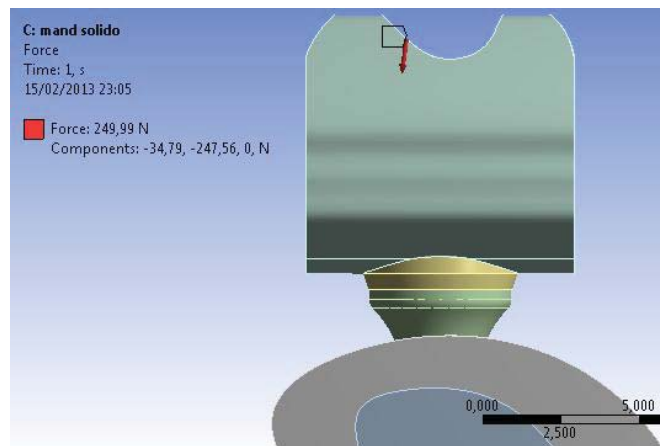


Figura 34 - Direção da força oblíqua aplicada, inclinada 15 graus do longo eixo do implante

Tendo todas essas condições definidas, os carregamentos foram estabelecidos em duas etapas:

1. pré-carga de instalação munhão universal;
2. força oblíqua, aplicada em um ponto na face oclusal da coroa.

Na janela do *Static Structural*, foi definido em quantos momentos o programa fará a análise dos resultados. Em *Analysis Settings* foi inserido o controle de passos, definindo em o número de passos dois ou *number of steps*. Esse controle criará automaticamente dois passos para os dois tipos de carregamentos, onde o *step 1* é igual ao segundo 1 ou 1s e o *step 2* é igual a 2s. Ao criar automaticamente os dois passos, foi necessário desativar o carregamento oclusal do *Step 1*, obtendo, assim:

1s = pré-carga;

2s = pré-carga + força oclusal.

Tendo terminado todas as configurações dos modelos, foram adicionados os tipos de soluções:

- *EQV stress*;
- *EQV strain*.

Então, realizada a execução da análise.

Os resultados obtidos foram observados pelos valores de tensões equivalentes de *von Mises* em quatro regiões principais:

- R1- parafuso retentor do munhão;
- R2 - pescoço do munhão;
- R3 - região óssea cervical;
- R4 - pescoço do implante.

Nas Figuras 35 e 36 são demonstradas as quatro regiões de estudo.

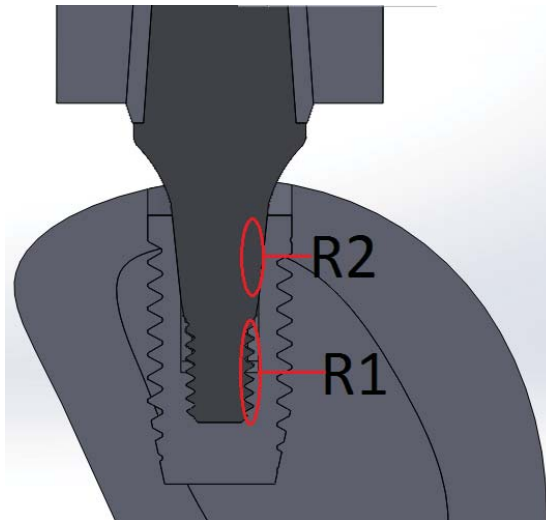


Figura 35 - R1 - parafuso retentor do munhão; R2 - pescoço do munhão

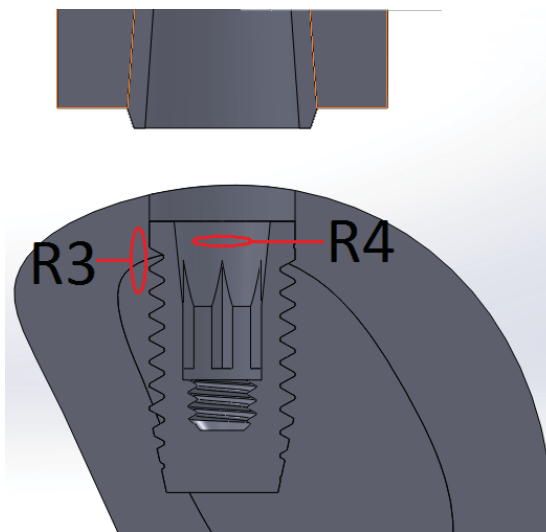


Figura 36 - R3 - região óssea cervical; R4 - pescoço do implante

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

O funcionamento biomecânico nesse ambiente que remete ao conjunto implante – munhão – prótese – osso adjacente é bastante diferenciado, dependendo do tipo de conexão protética escolhida pelo cirurgião-dentista e da macrogeometria dos implantes. A necessidade de reposições unitárias em distintas regiões levou a que o interesse pelo comportamento biomecânico do complexo implante – prótese começasse a ter mais notoriedade pelos cirurgiões-dentistas, segundo Binon et al. (1994).

Causado, segundo Binon et al. (2000), por torque inadequado, próteses sem adaptação, falta de passividade (WATANABE et al., 2000), sobrecarga oclusal e desenho inadequado dos parafusos retentores. De acordo com WISKOTT et al. (2004), existe uma relação diretamente proporcional entre a pré-carga aplicada nos parafusos de pilares e sua resistência à fadiga, o que pode ocasionar graves problemas mecânicos.

As conexões em interface cone Morse reduziram os problemas de ordem mecânica, como afrouxamento e perda de parafusos, que seriam resultantes de uma resistência friccional, fato esse que torna as conexões mais seguras (BOSKAYA; MUFTU, 2003).

As magnitudes máximas de tensões obtidas no presente estudo pela análise de tensão equivalente de *von Mises* (*EQV stress*) podem ser visualizadas nas Tabelas 4 e 5.

Tabela 4 - Valores de tensões obtidas no modelo 1 - M 1

M1	R 1	R 2	R 3	R 4
Pré-carga (MPa)	460,51	204,4	X	140
Pré-carga + Força oclusal (MPa)	1477,55	760	70 - 80	512

Tabela 5 - Valores de tensões obtidas no modelo 2 - M 2

M2	R 1	R 2	R 3	R4
Pré-carga (MPa)	574,55	X	X	150
Pré-carga + Força oclusal (MPa)	450	1091	70-80	1000

Analisando as tensões entre munhões e implantes, pode-se observar a distribuição das tensões ao longo das interfaces para os dois modelos (M 1 e M 2), como mostram as Figuras 37 e 38.

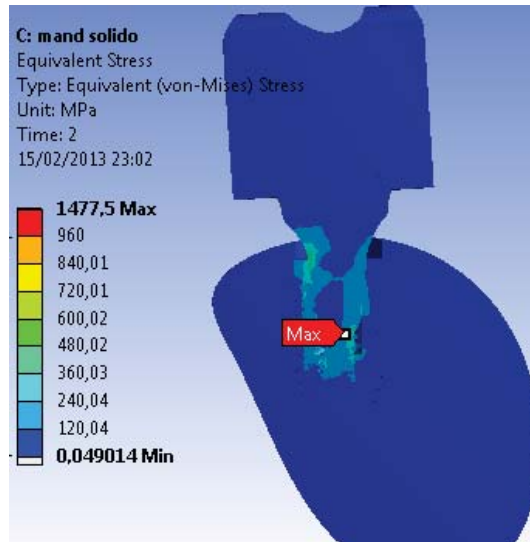


Figura 37 - Janela dos resultados de tensões de von Mises mostrando o ponto máximo de tensão - M 1

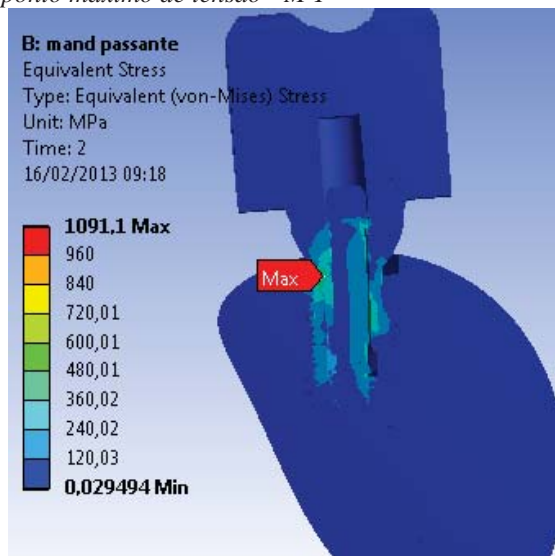


Figura 38 - Janela dos resultados de tensões de von Mises mostrando o ponto máximo de tensão - M 2

Nos modelos de implante, os níveis de tensões mais altos foram observados no modelo montado com parafuso passante (M 2), na região do pescoço interno (R4), na direção da força aplicada (Figura 39). Os maiores valores nessa região ficaram entre 500 e 710 Mpa, caracterizando tensões que ultrapassam os valores de tensão de escoamento σ_y do Ti G4 (626 MPa), estando acima do limite de proporcionalidade em pequenos pontos na região, porém sem apresentar valores que ultrapassem a tensão de ruptura σ_r para o Ti G4 (737 MPa).

No modelo M 1 essa mesma região concentra tensões entre 300 e 500 Mpa (Figura 40), estando inferior ao limite de tensão de escoamento σ_y do Ti G4 (626 MPa), não gerando áreas de plastificação.

As regiões mais carregadas no M 1 são os primeiros filetes de roscas do parafuso retentor do munhão (R1); com valor máximo para concentração de tensão de 1.475 Mpa, estão muito acima da σ_y (Figura 41). Em áreas opostas à aplicação da carga oclusal, um dos fatores para esse modelo apresentar valores acima da σ_y é o fato de ter sido aplicada uma pré-carga ou tensão de tração σ_t mais elevada. Outro fator pode estar relacionado à geometria do modelo, onde pontos específicos podem apresentar valores mais elevados em razão do método de construção e montagem.

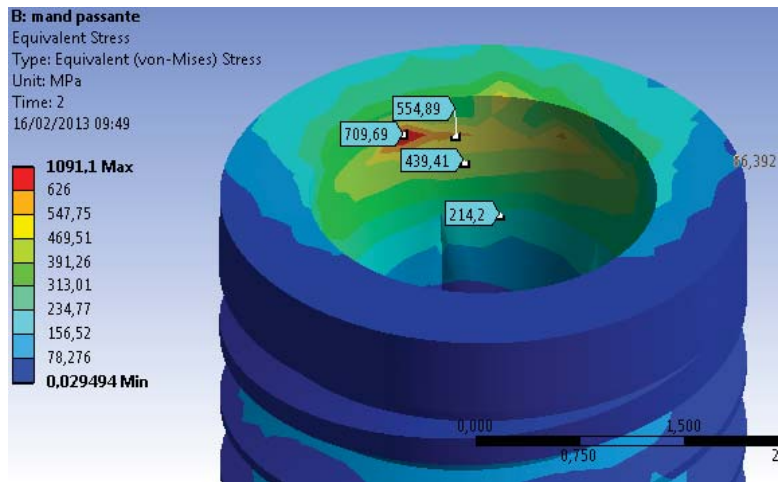


Figura 39 - Valores de tensões no pescoço interno do implante (R4) no instante 2s para o modelo M 2

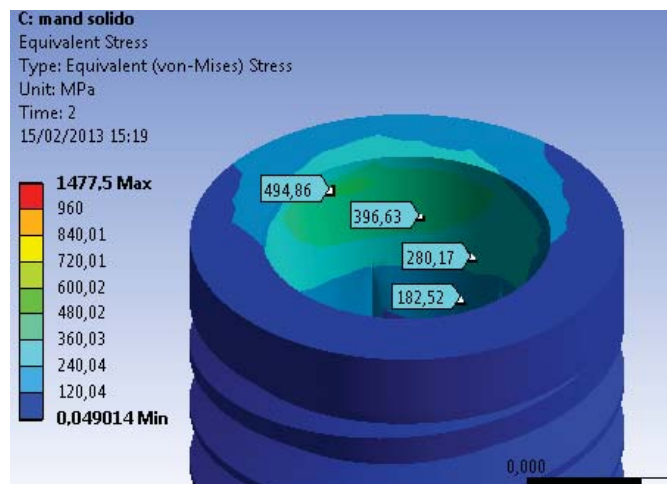


Figura 40 - Valores de tensões no pescoço interno do implante (R4) no instante 2s para o modelo M 1

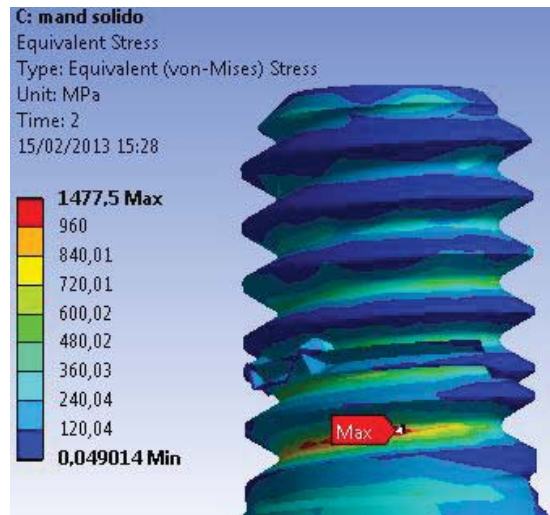


Figura 41 - Ponto de tensão máxima encontrada no instante 2s para o modelo M 1 no parafuso retentor do munhão (R1)

O parafuso retentor do munhão universal na versão com parafuso passante comportou-se de maneira mais estável. A sua geometria proporcionou um escoamento das tensões mais uniforme pela conexão. A consequente σ_t mais baixa para a aplicação da pré-carga também proporcionou valores menores de tensões nos primeiros filetes de roscas do parafuso retentor do munhão (120 e 450 MPa) (Figura 42). Na secção superior do parafuso ou cabeça do parafuso retentor do munhão (Figura 43), as tensões ficaram entre 300 e 555 MPa na direção contrária à aplicação da carga, tendo, além de um bom fator de segurança, nenhuma influência negativa da aplicação de pré-carga.

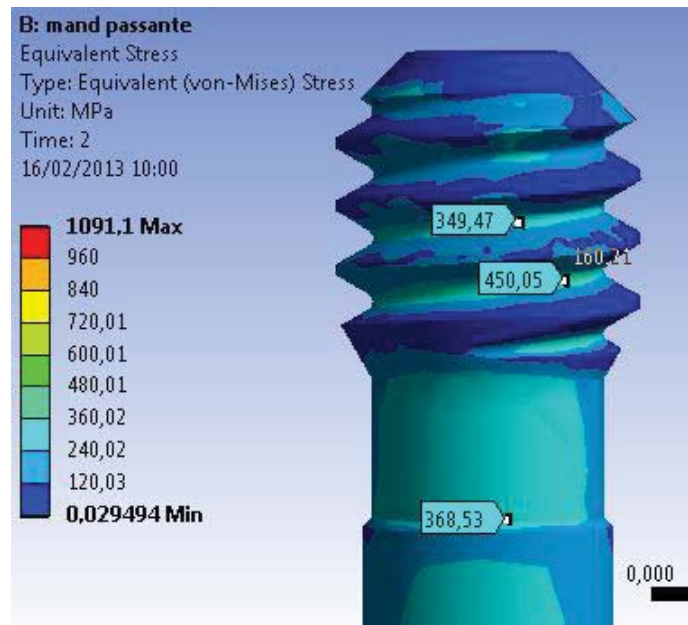


Figura 42 - Roscas do parafuso retentor do munhão (M 2) e valores de concentração de tensões abaixo da σ_y



Figura 43 - Secção superior do parafuso retentor (M 2), maiores valores de tensão entre 300 e 555 MPa

A inclinação do cone interno promove uma dissipação de tensão mais amigável diante do conjunto implante – munhão – prótese – osso adjacente. Essa conexão mais segura é conseguida por promover grande pressão entre as paredes cônicas homólogas da conexão munhão – implante e da resistência friccional resultante (BOSKAYA; MUFTU, 2003; NAGASAWA, 2008).

Além da segurança mecânica, a segurança biológica dessa conexão deve ser levada em consideração, sabendo-se que um desajuste vertical na conexão pode gerar áreas de acúmulo de tensões (BACCHI et al., 2013) e que as paredes mais finas dos componentes protéticos podem promover áreas de concentrações de *stress* mais elevado.

O munhão universal no modelo com parafuso passante mostrou um comportamento semelhante ao estudo de Bacchi et al. (2013), onde paredes mais finas da estrutura dos componentes promovem concentrações de tensões elevadas, e acima dos valores de σ_y , como descrito no estudo citado anteriormente. As concentrações de tensões na R2 do modelo M 1 no instante 1s apresenta valores entre 200 e 250 MPa ao longo de toda a conexão. Quando aplicado o carregamento oclusal, os valores chegam a 760 MPa na direção da aplicação da força (Figura 44), mantendo-se com um bom fator de segurança. Para o M 2 podemos observar (Figura 45) que a R2, onde as paredes da estrutura são mais finas, corresponde à região de valor máximo de tensão para todo modelo M 2 na direção do carregamento aplicado na ordem de 1.091 Mpa. Porém, quando avaliado o lado contrário da aplicação da carga, os valores de tensões se concentram entre 155 e 405 Mpa, novamente abaixo do limite de proporcionalidade do material (Figura 46).

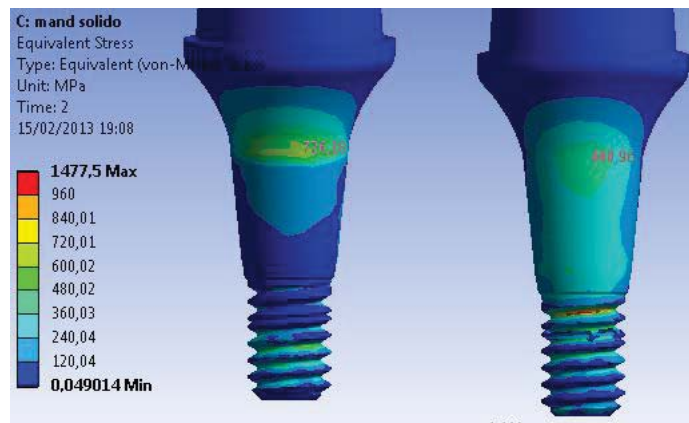


Figura 44 - Resultado dos valores de tensões para a região de pescoço do munhão (R2), na imagem da esquerda a representação do lado de aplicação da carga e no lado direito a representação do lado contrário à aplicação da carga no modelo M 1

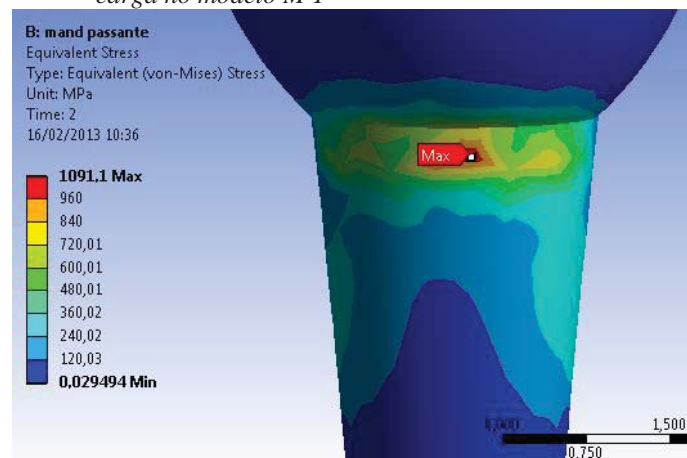


Figura 45 - Região de concentração máxima de tensões para o M 2 – forças compressivas

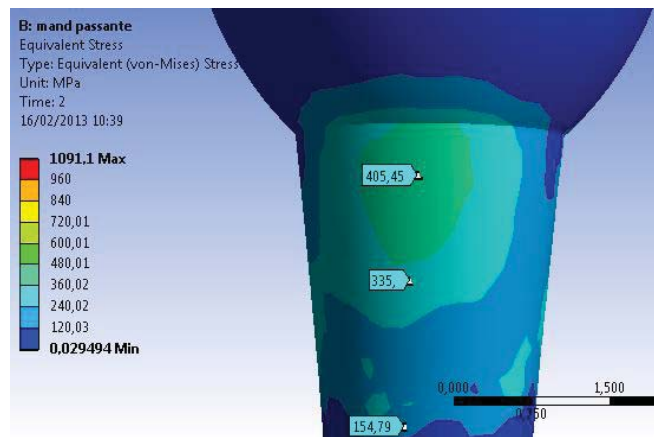


Figura 46 - Resultado da concentração de tensões do lado de tração para o M 2

Avaliando a aplicação de pré-carga nos dois modelos, pode-se notar que nenhum desses apresentou valores acima da tensão de escoamento para os materiais envolvidos na análise. Nas Figuras 47 e 48 são demonstradas as tensões distribuídas no instante de aplicação da pré-carga de maneira global.

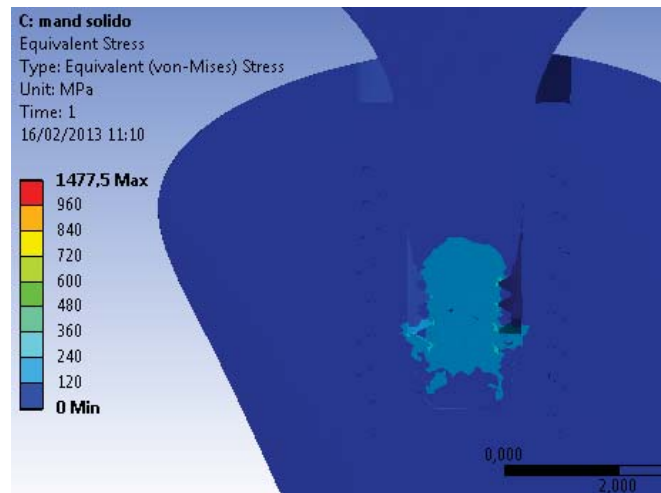


Figura 47 - Efeito da aplicação da pré-carga no modelo M 1

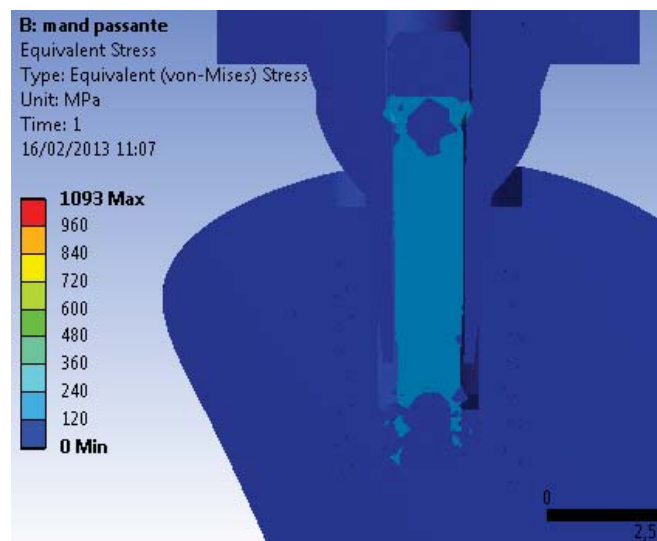


Figura 48 - Efeito da aplicação da pré-carga no modelo M 2

Para ambos os modelos, quando analisados separadamente, observou-se que a região de início da rosca do parafuso retentor do munhão foi a mais solicitada durante a aplicação da pré-carga (Figura 49). Nos dois modelos foi observado que ocorreram regiões próximas da plastificação do material nas regiões mais profundas das roscas. Além disso, os primeiros filetes da rosca suportam a maior parte dos esforços. No corpo do parafuso foi verificada maior concentração de tensão nos modelos de 140 Mpa. Com base no método de Falckner, o coeficiente de atrito entre os materiais é inversamente proporcional à pré-carga gerada. Isso mostra a importância da correta aplicação do torque ao parafuso passante, seguindo as orientações do fabricante.

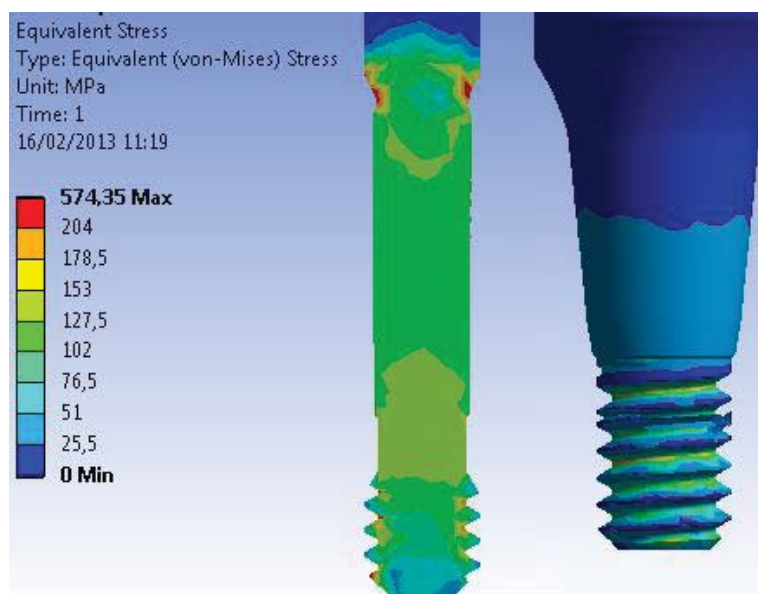


Figura 49 - Efeito da aplicação de pré-carga sobre os parafusos retentores do munhão, M 2 à esquerda e M 1 à direita; também pode ser notada a distribuição das tensões pelo pescoço do munhão sólido

A análise mais adequada para o comportamento ósseo se dá pelos valores de tensões de deformação equivalentes de *von Mises* ou *EQV strain*, que trata como o modelo se comporta diante do deslocamento. Um deslocamento maior que 150 μm caracteriza uma encapsulação fibrosa ou perda da osseointegração (GERIS et al., 2004; BRUNSKI et al., 1992). Segundo Vandamme et al. (2007), um deslocamento entre 15 e 105 μm influencia positivamente na osseointegração, estimulando, através desse deslocamento, a aposição de um osso com melhores qualidades mecânicas.

Neste estudo, os valores máximos de deslocamento variaram entre 15 e 105 μm para os M 1 e M 2, fazendo, assim, uma comparação positiva dos valores citados nas referências do parágrafo anterior. Podemos observar pelas Figuras 50 e 51 como se deu a distribuição na região óssea cervical.

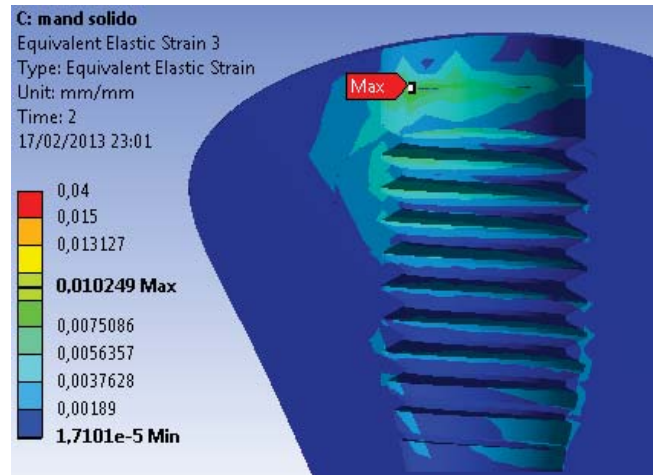


Figura 50 - EQV strain para o M 1

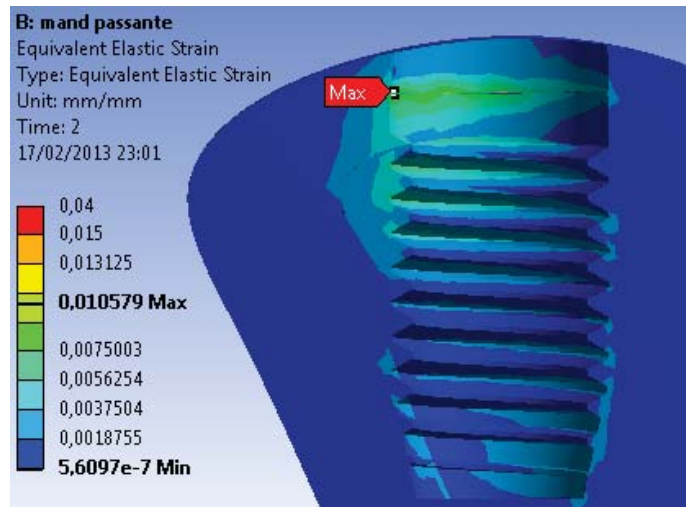


Figura 51 - EQV strain para o M 2, nota-se um deslocamento maior para este modelo, porém com valores médios muito próximos ao do M 1

De maneira geral, o modelo M 1 apresentou maiores valores de tensão na região dos primeiros filetes de rosca do parafuso retentor do munhão universal. Apesar dessas pequenas áreas de plastificação, a distribuição em todo complexo implante – munhão – prótese – osso adjacente aconteceu de maneira mais uniforme. Esses valores acima da tensão de escoamento concentrados na rosca do parafuso retentor estão relacionados com o valor mais alto de pré-carga.

O modelo M 2 apresentou menores valores de tensões, mostrando um comportamento mecânico com menores valores acima do limite de proporcionalidade, porém a região de pescoço cônico manteve uma concentração acima do limite de ruptura com grandes áreas de plastificação. A pré-carga aplicada é suficiente para manter o munhão em posição, porém o embricamento friccional é o responsável pela segurança da conexão, dando, assim, condições de liberdade ao munhão através o parafuso retentor e o pescoço do implante.

6 CONCLUSÕES

- O comportamento da conexão obtido no modelo com munhão sólido mostrou ser mais seguro e eficiente quando o assunto abordado trata de escoamento das resultantes da força oclusal aplicada. Os dois modelos de munhão universal tiveram valores e comportamento para o lado contrário à aplicação da carga muito semelhante, porém no modelo com parafuso passante o pescoço do munhão apresentou valores acima do limite de ruptura no lado de compressão (direção do carregamento).
- A aplicação da pré-carga no modelo M 1 acentua os valores principais de tensão máxima na região do parafuso retentor do munhão, pois o mesmo está unido ao restante da estrutura sólida do componente. No munhão com parafuso passante, a aplicação da pré-carga apresentou valores principais de tensão máxima na região do parafuso retentor do munhão maiores que quando aplicada a força oclusal, pois a liberdade do parafuso retentor do munhão permite que o corpo do munhão imbriquem nas paredes internas do pescoço do implante, transferindo as tensões resultantes para as paredes do pescoço do munhão.

- Os valores de deformação para osso demonstraram um deslocamento que variou entre 15 e 105 μm , caracterizando um comportamento benéfico ao tecido ósseo.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Estudos futuros relacionados ao método de elementos finitos devem garantir uma precisão maior na etapa de construção dos modelos, considerando os diferentes tipos de comportamento dos materiais de características anisotrópicas, além de propor análises dinâmicas e não lineares, uma vez que o comportamento dos tecidos humanos possa ser simulado, trazendo, assim, os resultados comparados às diferentes situações clínicas.

REFERÊNCIAS

- ALVES FILHO, A. – Elementos finitos: A base da tecnologia CAE. São Paulo: Erica Ltda, 2000.
- ANUSAVICE K.J. Phillips' Science of Dental Materials. 10th Edition. Philadelphia: W. B. Saunders Company, 1996.
- AZEVEDO, M. Método dos elementos finitos, Faculdade de Porto, Portugal, 1.Ed.,2003.
- BACCHI, A; CONSANI R.L; MESQUITA M.F; DOS SANTOS M.B. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontol Scand*, v. 71, n. 1, p.1-7, 2013.
- BARBOSA, G, F. Parafuso Protético de Reabilitações Dentárias sobre Implantes: Um Estudo Mecânico e Análise Pelo Método de Elementos Finitos. Porto Alegre, Dissertação (Mestrado em Engenharia de Materiais), Faculdade de Engenharia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande Sul, 2006.
- BINON, P. Implants and Components: Entering the New Millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 15, n. 1, p. 77-93, 2000.
- BINON, P. et al. The Role of Screw in Implant Systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 9, Supplement, p. 48-63, 1994.
- BOZKAYA, D; MUFTU, S. Mechanics of the tapered interference fit dental implants. *J biomec*, v.36, n. 11, p.1649-1658, 2003.

BOZKAYA, D; MUFTU, S; MUFTU, A. Evaluation of load transfer characteristics of five implants in compact bone at different load levels by finite element analysis. *J Prosthet Dent*, v. 92, n. 6, p. 523-530, 2004.

BRUNSKI, J.B. Biomechanical factors affecting bone-dental interface. *Clin Mat*, v. 10, n. 3, p. 153-201, 1992.

CANAY, S; HERSEK, N; AKPINAR, I. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int*, v. 27, n. 9, p. 591-598, 1996.

ÇEHRELI, M.C; AKÇA, K; IPLIKÇIOĞLU, H; SAHIN, S. Dynamic fatigue resistance of implant abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. *Clin Oral Implants Res*, v. 15, n. 4, p. 459-465, 2004.

CIBIRKA, R.M; STEVEN, K.N; BRIEN, L; RUEGGEBERG, F.A. Examination of the implant – abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent*, v. 85, n. 3, p. 268-275, 2001.

DETOLLA, D,H; ANDREANA, S; PATRA, A; BUHITE, R; COMELLA, B. Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol*, v. 26, n. 2, p. 77-81, 2000.

ESKITASCIOĞLU, G; USUMEZ, A; SEVIMAY, M; SOYKAN, E; UNSAL, E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant –supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*, v. 91, n. 2, p. 144-150, 2004.

GENG, J.P; TAN,K.B.C; LIU, G.R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of literature. *J Prosthet Dent*, v. 85, n. 6, p. 585-607, 2001.

GERAMY, A; MORGANO, S.M. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent*, v 92, n. 5, p. 434-440, 2004.

GERIS, L; ANDREYKIV, A; VAN OOSTERWYCK, H; VANDER, J; SLOTEN, VAN KEULEN, F; , DUYCK, J; NAERT, I. Numerical

simulation of tissue differentiation around loaded titanium implants in a bone chamber. *J Biomech*, v. 37, n. 5, p. 763-769, 2004.

GOODACRE, C.J; BERNAL, G; RUNGCHARASSAENG, K; KAN, J.Y.K. Clinical complications with implants and implants prostheses. *J Prosthet Dent*, v. 90, n. 2, p. 121-132, 2003.

HERBSTTRISCH SEGUNDO, R.M; OSHIMA, H; SILVA, I; JÚNIOR, L; MOTA, E; COELHO, L. Stress distribution on external hexagon implant system using 3D finite element analysis. *Acta Odontol Latinoam*, v.20, n.2, p.15-7, 2007.

HIMMLOVÁ, L; DOSTÁLOVÁ, T; KACÓVSKÝ, A; KONVIČKOVÁ, S. Influence of Implant Length and Diameter on stress distribution: A Finite Element Analysis. *J Prosthet Dent*, v. 91, n.1, p. 20-25, 2004.

KITAGAWA, T; TANIMOTO, Y; ODAKI, M; NEMOTO, K; AIDA, M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *J Biomed Mater Res Appl Biomater*, v. 75, n. 2, p. 457-463, 2005.

KONG, L; HU, K; LI, D; SONG, Y; YANG, J; WU, Z. Evaluation of the Cylinder Implant Thread Height and Width: A 3-dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofacial Implants*, v. 23, n.1, p. 65-74, 2008.

LANG, L. A; KANG, B; WANG, R. F; LANG, B. R. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent*, v. 90, n. 6, p. 539 – 545, 2003.

MAEDA, Y; MIURA, J; TAKI, I; SOGO, M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res*, v. 18, n.15, p. 581-4, 2007.

NAGASAWA, S; HAYANO, K; NIINO, T; YAMAKURA, K; YOSHIDA, T; MIZOGUCHI, T; TERASHIMA, N; TAMURA, K; ITO, M; YAGASAKI, H; KUBOTA, O; YOSHIMURA, M. Nonlinear Stress Analysis of Titanium Implants by Finite Element Method. *Dent Mat J* v. 27, n 4, p. 633-639, 2008.

NORTON, R.M. In Vitro Evaluation of the strength of the conical Implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent*, v. 83, n. 5, p. 567-571, 2000.

O'MAHONY, A; BOWLES, Q; WOOLSEY, G; ROBINSON, S.J; SPENCER, P. Stress Distribution in the Single unit Osseointegrated Dental Implant: Finite Element analyses of Axial and Off Axial Loading. *Implant Dent*, v.9, n.3, p.207-218, 2000.

PATRA, A. K; DE PAOLO, J. M; D'SOUSA, K. S; DE TOLLA, D; MEENAGHAN, M. A. Guidelines for Analysis and Redesign of Dental Implants. *Implant Dent* v. 7, n. 4, p. 355-368, 1998.

PESSOA, R.S; MURARU, L; MARCANTONIO, J.R.E; VAZ, L.G; SLOTEN, J.V; DUYCK, J; JAECQUES, S.V.N. Influence of Implant Connection Type on the Biomechanical Environment of Immediately Placed Implants – CT-Based Nonlinear, Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Clin Implants Dent Rel Res*, v. 12, n. 3, p. 1-16, 2010.

PESSOA, R.S; OLIVEIRA, S.A.G; OLIVEIRA, S.R; GOLVEIA, V.G; MARCANTONIO, J.R.E; VAZ, L.G. Aplicabilidade do método de elementos finitos na implantodontia. *Innovations Implant J*, v. 2, n. 3, p. 41-7, 2007.

STEGAROIU, R; KUSAKARI, H; NISHIYAMA, S; MIYAKAWA, O. Influence of Prosthesis Material on Stress Distribution in Bone and Implant: A 3-Dimensional Finite Element Analysis. *The Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 13, n. 6, p. 781-790, 1998.

VANDAMME, K; GERIS, L; SLOTEN, J.V; PUERS, R; DUYCK, J. The effect of micro-motion on the tissue response around immediately loaded roughened titanium implants in the rabbit. *Eur J Oral Scie*, v. 115, n. 1, p. 21-29, 2007.

VERSLUIS, A; KORIOOTH, T.W.P; CARDOSO, A.C. Numerical Analysis of a Dental Implant System Preloaded with a Washer. *The Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 14, n. 3, p. 337-341, 1999.

WANG, K; LI, D.H; GUO, J.F; LIU, B.L; SHI, S.Q. Effects of buccal bi-cortical anchorages on primary stability of dental implants: a

numerical approach of natural frequency analysis. *J Oral Rehabil*, v. 36 n. 4, p. 284–91, 2009.

WANG, R.F; KANG, B; LANG, L.A; RAZZOOG, M.E. The dynamic natures of implant loading. *J Prosthet Dent*, v. 101, n. 6, 2009, p. 359-71.

WATANABE, F; UNO, I; HATA, Y; NEUENDORFF, G. Analysis of stress Distribution in a Screw-Retained Implant Prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 15, n. 2, 2000, p. 209-218.

WEINSTEIN, A.M; KLAWITTER, J; ANAND, S.C; SCHUESSLER,R. Stress Analysis of Porous Rooted Dental Implants. *J Dent Res*, v. 55, n. 5, 1976, p. 772-777.

WISKOTT, H.W; NICHOLS, J; BELSER, U.C. Stress Fatigue: Basic Principles and Prosthodontic Implications. *Int J Prosthodont*, v. 9, n. 2, p. 105-116, 1995.

ARTIGO SUBMETIDO

Elaborado segundo as diretrizes da revista *Journal of Prosthetic Dentistry*
**MORSE TAPER PERFORMANCE: A FINITE ELEMENT
ANALYSES STUDY**

Gustavo Passarelli Petris^a

Maria Salete Sandini Linden^b

Marcio Walber^c

Ricardo Faria Ribeiro^d

Dentistry Post-graduation Program, University of Passo Fundo, RS,
Brazil.

^aSpecialist in Implantology, Master Student of the Post-graduation
Program in Dentistry, University of Passo Fundo, RS, Brazil.

^bDoctor in Implantology, professor of the Post-graduation Program in
Dentistry, University of Passo Fundo, RS, Brazil.

^cPhD in Mechanical Engineering, professor of the Mechanical
Engineering Post-graduation Program, University of Passo Fundo, RS,
Brazil.

^dPhD in Prosthetic Dentistry, professor of the Dentistry Post-graduation
Program, University of São Paulo, SP, Brazil.

Corresponding author:

Gustavo Passarelli Petris.

Wenceslau Brás St, n. 253, Renascença, PR, Brazil. 85610-000. Tel.:
+55 46 91012345

Email address: g_petris@hotmail.com

Abstract: The aim of this study was to evaluate and compare the magnitude and distribution of stresses generated on implants, abutments and first molars metal-ceramic crowns using Finite Element Analyses (FEA). Preliminary tri-dimensional models were created using computer-aided design software SOLIDWORKS. The analyses were performed using ANSYS software. Stress and strain values were observed for two distinct virtual models: model 1 (M1solid) - morse taper and solid abutment; and model 2 (M2screw) - morse taper and abutment with screw. Load (250 N) was applied to a single point of the occlusal surface, at 15° to the implant long axis. Von Mises stresses were recorded for both groups at four main points: 1) abutment retaining screws; 2) abutment neck; 3) cervical bone area; 4) implant neck. . M1solid showed higher stress value (1477.5 MPa) at the abutment retaining screw area than the stresses found at M2screw (1091.1 MPa, for the same area). Cervical bone strain values did not exceed 105 µm for both models.

Keywords: dental implants, finite element analysis, stress distribution.

CLINICAL IMPLICATIONS

High rates of clinical fracture and loss of the screws used to retain implant-supported prosthesis is a problem that requires improvement of the clinicians knowledge on the biomechanical behavior of implant-supported restorations in order to properly indicate a solid universal post or a universal post with screw.

INTRODUCTION

Prosthetic connections and its close relationship to perimplant tissues health is the current most discussed subject in implantology. The implant longevity is related to the type of the retaining screws material, which determines the distribution of stresses originated from masticatory forces. The stresses can cause prosthesis instability, single and multiple prosthesis retaining screws fractures and fracture of the implant. The reported failures are directly related to materials fatigue, generated by submission to cyclic low-intensity loads, slow crack growth. Fatigue^{1,2} (main cause of implant-abutment connection failure) can result in

catastrophic fracture of the material when under a load cycle below the stress limit.

Evidences³ indicate that most fractures in prosthetic structures occur after a period of many years, and are related to several episodes of overload, causing failure through fatigue. Despite the manufacturers' commercial appeal, connections new designs lead to remarkable improvement of success rates regarding the implants performance⁴, as for single implants in the maxilla and mandible posterior areas.

Analyzing the changes on prosthesis-implant connection designs, improvements decreased, but did not eliminate the incidence of mechanical problems⁵. Therefore, an adequate number of longitudinal studies is necessary for enhancing the safety when using these new technologies. Laboratory tests are a reasonable alternative to analyze materials strength, being useful for validation of the researchers' experiences. Using virtual models and environments, finite element analysis is widely used in engineering and computer sciences to simulate and progressively test the strength and stress distribution⁶ of machinery components of daily use.

Since finite element analyses (FEA) is a high-precision method, many health care professionals are applying FEA. FEA consists in

dividing an object into finite elements connected by nodes⁷. The displacements in any part of the element are expressed as a function of the nodes displacements. These elements are described by differential equations and solved by mathematical models to obtain the desirable results.

Many studies^{2 8 9} are currently investigating the behavior of prosthetic components in response to occlusal efforts, simulating static or cyclic loads, applied inclined or parallel to the implants long axis.

The objective of this study was to analyze qualitatively and quantitatively the behavior of the Morse taper connections using von Mises stress distribution obtained by finite element analysis of 3D models, testing the hypothesis that solid posts (without trespassing screw) present the lowest stress values.

MATERIALS AND METHODS

Models construction

Two 3D models were built for the application of numerical analysis. Table 1 shows the description of the analytical models.

Table 1 – Description of the study models

	Bone Area	Implant Dimensions	Connection	Abutment	Prostheses
M1	Mandible 1 st Molar	3.75 x 7 mm	Morse taper 11,5°	Solid Universal Post	Metal- ceramic
M2	Mandible 1 st Molar	3.75 x 7 mm	Morse taper 11,5°	Universal post with screw	Metal- ceramic

The models were created and assembled in SolidWorks version 2011, (SolidWorks Corporation, Santa Monica, CA, USA). SolidWorks is a CAD (Computer Aided Design) software, based on parametric computation, which allows the creation of three-dimensional forms from basic geometric shapes. Within the SolidWorks environment, possibilities range from creating a sketch from a digital image obtained with drawing lines or acquisition of 2D or 3D solids from CT scanners images. In addition, the software allows the creation and edition of virtual solids or images, reproducing features of the physical model (original part) with high-precision.

Neodent[®] company (Curitiba, PR, Brazil) provided the 3D models of the implant and the prosthetic components.

Simplifications were necessary during models construction.

The first simplification was the change of the implant model external grooves to reduce the number of faces and edges, facilitating the subsequent generation of the finite element mesh. The second simplification was the alteration of the implant internal grooving (which retains the abutment), consequently creating two models of implant, because of different dimensions of retaining screws. The third simplification was the subtraction of the abutments chamfers. The fourth simplification was the removal of the coping chamfers. The fifth simplification was the removal of the entries for keys in the abutment. The sixth simplification was the removal of internal index of the implant because the index presented zero thickness, making the calculation impossible.

To perform the simulation of the assembled the model (implant, abutments and prosthesis), bone was modeled in the first molar region using a cross-section tomographic image of the mandible as template.

All analyses were performed using ANSYS Workbench.

Materials properties

Values for materials elastic module and Poisson's ratio were needed to perform the linear static analysis of the models.

The Young's modulus or elastic modulus is a mechanical parameter which provides the rigidity of a solid material. When a material is extended, suffers a longitudinal deformation (determined by the elastic modulus) proportional to the applied stress.

The ratio between the transverse and the longitudinal strains in the direction of the tensile force is known as Poisson's ratio.

Above determined stress, permanent deformation of materials occurs (plastic deformation). The point at which these permanent deformations start to become significant is called elastic limit (yield point).

Values for materials mechanical properties^{10 11 12} are presented in Table 2.

Table 2 – Materials mechanical properties values.

	Elastic modulus (E) MPa	Poisson's ratio (ν)	Yield point (σ_y) MPa
Cortical bone	14.000	0.30	60-70
Medular bone	1.000	0.30	-
Ti G4	105.000	0.34	626
Ti6Al4V	110.000	0.34	960
Cr - Co	218.000	0.33	900
Feldspatic ceramic	68.900	0.28	69

Contact conditions

The area between cortical and medullar bone; bone and implant; and abutments and crowns were considered bonded.

The contacting faces between the implant and abutment were considered as frictional contact (0.78 friction coefficient²).

To define the tensile stress involved, preload or tensile stress (σ) needed to be calculated. Among different forms of calculations, the Falkner¹³ model was used in this study (Equation1).

$$F = \frac{T}{\left[\frac{p}{2\pi} + \frac{\mu t.r.t}{\cos\beta} + \mu n.r.n \right]} \quad (1)$$

Tensile stress values were 219.3 N for M1 model and 360 N for M2 model.

Mesh discretization

The mesh was generated using the 187 SOLID-type elements, which are 10-node tetrahedral elements, more adequate for irregular forms⁶.

Table 3 presents number of nodes and elements for each experimental model.

Table 3 – Number of nodes and elements for each experimental model.

	M1		M2	
	Nodes	Elements	Nodes	Elements
Total	123218	72983	117197	68440

Boundary and loading conditions

The supports, defined as fixed (no displacement), were localized in the medial and distal areas of the bone models.

“Bolt Pretension” condition was applied to the model. Values of tensile stress (σ) or preload obtained earlier were added to the model. Another step was applying an off-axis loading force of 250 N at 15 ° to the implant long axis.

To obtain the results, two steps were defined for the analysis:

- 1 s = Preload
- 2 s = Preload + Occlusal force

After finishing the models settings, solutions modes were configured.

The obtained results were reported as von Mises equivalent stress values at four main regions:

- R1- Abutment retaining screw
- R2 - Abutment neck

- R3 – Bone cervical area
- R4 – Implant neck.

RESULTS

Maximum stress magnitudes obtained in the present study (in terms of von Mises equivalent stress - EQV stress) are shown in Tables 4 and 5.

Table 4 – Maximum stress values for experimental models M1

M1	R 1	R 2	R 3	R 4
Preload (MPa)	460.51	204.4	X	140
Preload + Occlusal force (MPa)	1477.55	760	70 - 80	512

Table 5 – Maximum stress values for experimental models M2

M2	R 1	R 2	R 3	R4
Preload (MPa)	574.55	X	X	150
Preload + Occlusal force (MPa)	450	1091	70-80	1000

Regarding the stress in abutments and implants, the distribution of stresses at the interfaces for both models (M1 and M2) can be observed in Figures 1A and 1B.

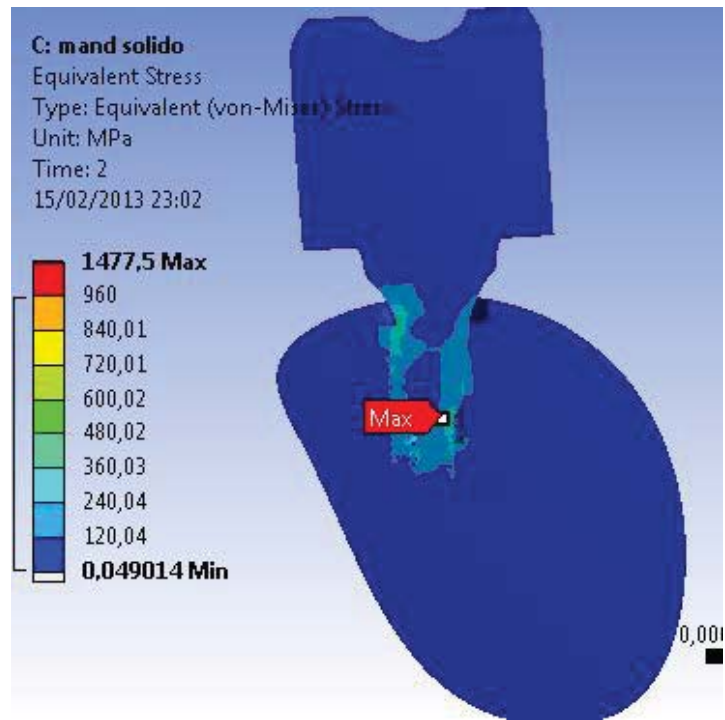


Figure 1A - Von Mises stresses results showing the point of maximum stress for M1.

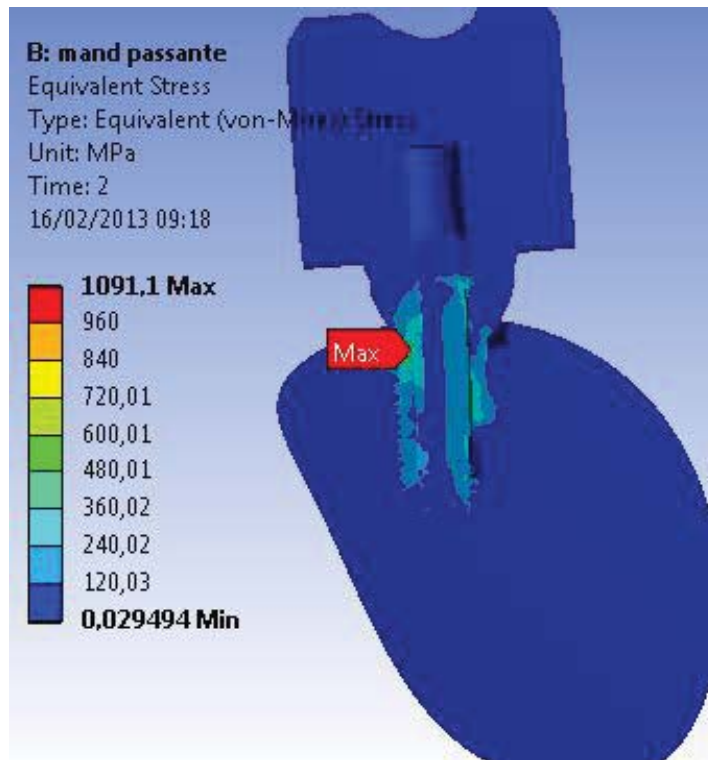


Figure 1B - Von Mises stresses results showing the point of maximum stress for M2

For the implant models, the highest stress levels were observed in the model assembled with trespassing screw (M2), in the internal neck region (R4), in the direction of the applied force, characterizing a compressive strength. The highest stress values at the region ranged

from 500 to 710 MPa, exceeding the values of yield stress (σ_y) of the Ti G4 (626 MPa). Small areas presented stress above the proportionality limit, however no value exceeded the rupture strength σ_r for the Ti G4 (737 MPa).

For the M1 model, the same region presented stress concentration from 300 to 500 MPa. Values found for M1 were lower than the yield stress σ_y of the Ti G4 (626 MPa), generating, consequently, no permanent deformation areas.

The first series of the abutment screw grooves (R1) were the area presenting the highest stress concentration of the M1 model. Maximum stress value (1475 MPa, far above the σ_y) (Figure 2), which corresponds to the region opposed to the direction of the occlusal force application. A possible explanation for the stress values above the σ_y presented by this model is the applied preload or higher tensile stress σ_t . Another factor could be related to the model geometry, where specific points can have higher values because the construction and assembly method.

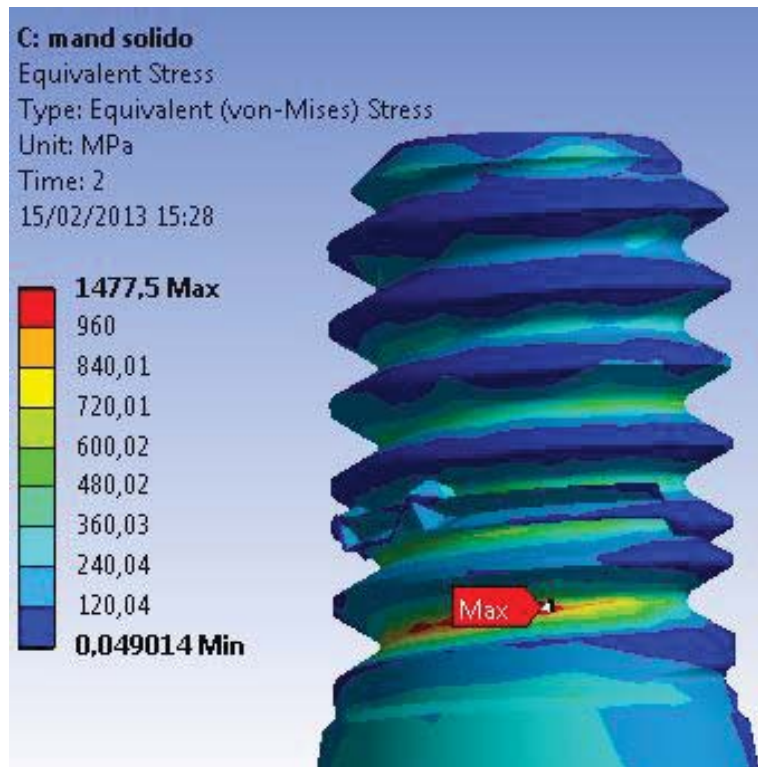


Figure 2 – Maximum stress found at R1 (Abutment retaining screw), 2s, for the M1 model.

The abutment retaining screw in the trespassing screw version had a more stable behavior. The geometry provided a more uniform flow of stresses through the connection. In addition, the lower σ_t for preload application decreased the stress values at the first grooves of the abutment retaining screw (120 to 450 MPa), shown in Figure 3. In the upper section of the screw or the abutment retaining screw head, stress varied from 300 to 555 MPa in the direction of the applied load,

combining a safety factor with no negative influence from the preload application.

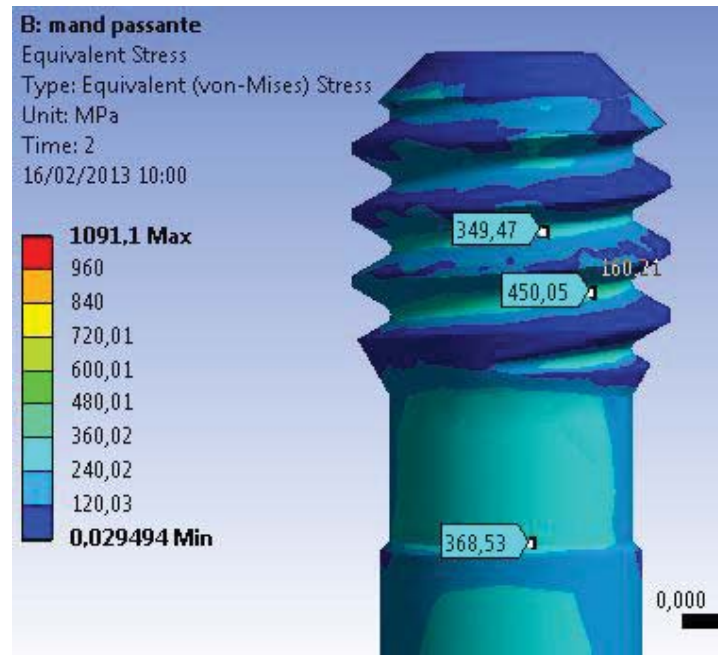


Figure 3 – Abutment retaining grooves (M2), presenting the stress concentration values lower than the σ_y .

Stress concentrations values at R2 of M1 model (1s time) range between 200 and 250 MPa along the extension of the connection. When occlusal loads were applied, the values reached 760 MPa in the direction of the applied force (Figure 4), maintaining a safety factor. For M2 (Figure 5), the R2 structure walls are thinner, and, consequently, presents

the maximum stress values of M2 model. In the direction of the applied load, the stress magnitude was 1091 MPa. However, analyzing the opposite side (tensile forces side) the stress values ranged between 155 and 405 MPa, which are below the proportional limit of the material.

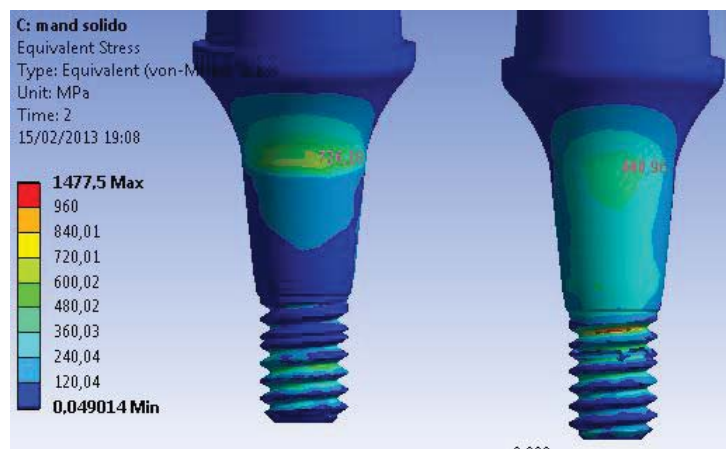


Figure 4 – Abutment neck (R2) stress values for the M1 model. Left side – direction of applied force; Right side – opposite side of applied force.

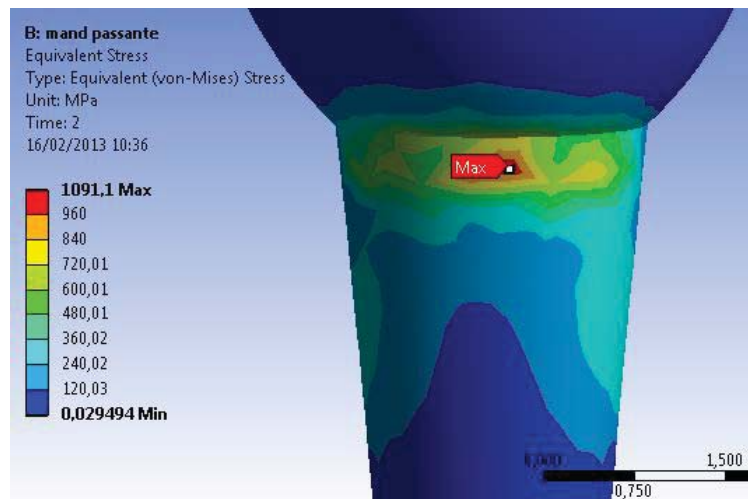


Figure 5 – Maximum stress concentration for the M2 model – compressive forces.

Regarding the preload application results, no values above the materials yield stress were observed for both models. Figures 6A and 6B show the global stress distribution after preloading.

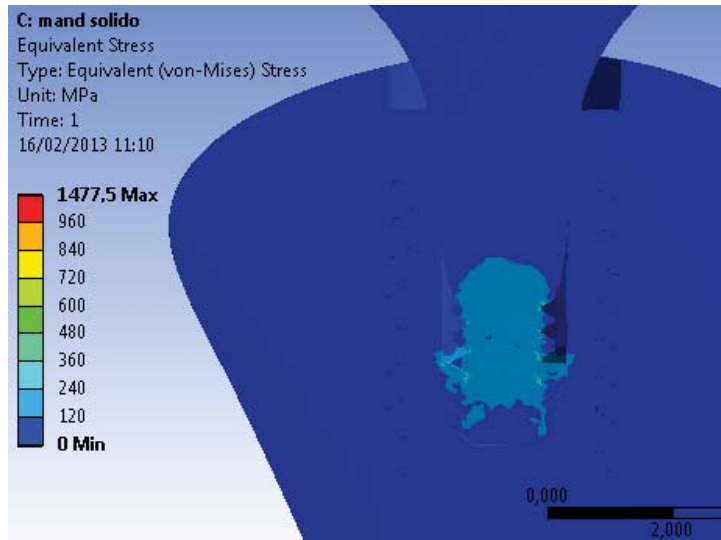


Figure 6A – Preloading effect on M1 model.

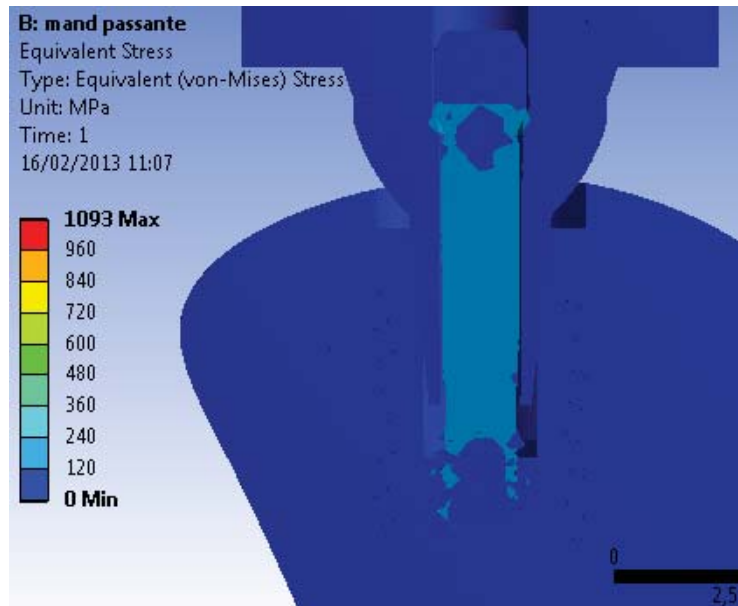


Figure 6B – Preloading effect on M2 model.

When the parts of both models were analyzed separately, the beginning of the abutment retaining screw was observed to be the region of higher concentration of stresses during preloading. For both models, the highest stress values, which were lower than the values required for permanent deformation, were concentrated at the deepest portion of the grooves. In addition, the first grooves support most part of the efforts. At the screw body, the highest stress value found was 140 MPa for both models.

In this study, maximum strain values vary from 15 to 105 μm for M1 and M2 experimental models (Figures 7A and 7B).

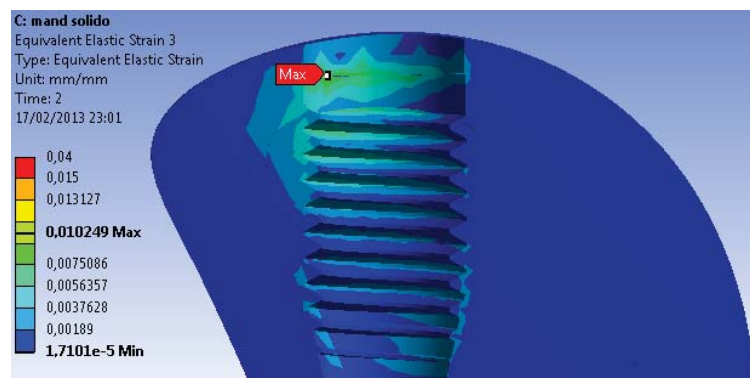


Figure 7A -- EQV strain for the M1 model.

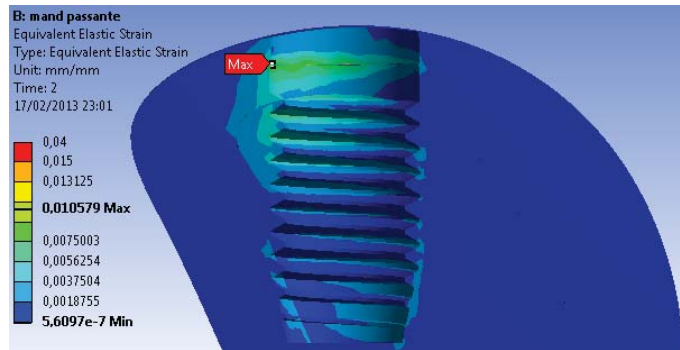


Figure 7B -- EQV strain for the M2 model. Note the higher strain for this model, however average values are similar to M1 model.

DISCUSSION

In general, M1 model showed higher stress values at the region of the first grooves of abutment retaining screw. Despite small areas of deformation, the stress distribution of the implant–abutment–prosthesis–adjacent bone assembly was more uniform. The values above the yield stress, concentrated at the grooves of the retaining screw retainer, are associated with higher preload value.

M2 model presented the lowest stress values showing a mechanical behavior with lower values above the proportionality limit.

However, the tapered neck region presented a stress concentration above the rupture limit with large areas of permanent deformation. The applied preload is sufficient to maintain the abutment in position and the friction is responsible for the connection security, allowing free displacement conditions through the retaining screw and the implant neck.

The biomechanical performance of the assembly implant - abutment - prosthesis - adjacent bone at the function environment is much differentiated, and depends on the prosthetic connection chosen by the dentist. The Morse taper connections reduced mechanical problems¹⁴, such as loosening and loss of the screw, because of a frictional resistance, making these connections safer.

The slope of the inner cone promotes a more uniform dissipation of stress at the assembly implant - abutment - prosthesis - adjacent bone¹⁴. This safer connection is a result of the high pressure between the homologous conical walls of the abutment and the implant, and the resulting frictional resistance².

In addition to the mechanical safety, the biological safety of this connection is of great importance. Any vertical connection mismatch and thinner prosthetics structure walls can generate high stress concentration areas¹⁵.

The universal abutment model with trespassing screw showed similar behavior to the thinner component structure walls, which promoted high stress concentrations with stress values above the yield strength σ_y , as described in the previously mentioned study.

Based on Falckner¹³ method, the materials friction coefficient is inversely proportional to the preload generated. This shows the importance of applying the correct torque to the trespassing screw, following the manufacturer's instructions.

The most reliable analysis of bone behavior is based on equivalent von Mises strain values or EQV strain, representing the displacement behavior of the model. A displacement greater than 150 μm is harmful for the bone: could induce fibrous encapsulation or loss of osseointegration^{16 17}. Conversely, a displacement between 15 and 105 μm have a positive influence on osseointegration¹⁸, stimulating the deposition of a bone with better mechanical qualities. The highest strain values for both models did not exceed 105 μm , demonstrating that both regions have a similar behavior independently of the type of retaining screw of the abutment Morse connection, even though the solid universal post can distribute smoothly the stress generate by the occlusal force through the connection and the marginal bone.

CONCLUSIONS

The behavior obtained in Model 1, solid version of universal post, showed that the connection is safer and more effective to dissipate stress, the two models behavior were very similar at the opposite side load of load application, the Model 2, with trespassing screw, showed higher values of EQV stress in the neck of the post.

The preload application in the Model 1 increases values EQV stress in the region of retainer screw when the non axial load was applied, in the Model 2 the preload application showed higher EQV stress than when the non axial load was applied.

The EQV strain values for bone showed a displacement varying from 15 to 105 μm characterizing beneficial behavior to bone tissue.

References

1. Wiskott HW, Nichols J, Belser UC. Stress Fatigue: Basic Principles and Prosthodontic Implications. *The International Journal of Prosthodontics*, 1995;9(2):105-116.
2. Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004;92(5):434-440.
3. Binon P. Implants and Components: Entering the New Millennium. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 2000;15(1):77-93.
4. Nagasawa S, Hayano K, Niino T, Yamakura K, Yoshida T, Mizoguchi T, Terashima N, Tamura K, Ito M, Yagasaki H, Kubota O, Yoshimura M. Nonlinear Stress Analysis of Titanium Implants by Finite Element Method. *Dental Materials Journal* 2008;27(4):633-9.
5. Coppedê AR, Bersani E, De Mattos MDAG, Rodrigues RC, Sartori IA, Ribeiro RF. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *The International Journal of prosthodontics*, 2009;22(3):283-286.
6. Alves Filho A. – Elementos finitos: A base da tecnologia CAE. São Paulo: Erica Ltda, 2000.
7. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001;85(6):585-607.

8. Merz BR, Hunenbart S, Belser CU. Mechanics of the Implant-Abutment Connection: An 8-Degree Taper Compared to a Butt Joint Connection. *International journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 2000;15(4):519-6.
9. Pessoa RS, Muraru L, Marcantonio JRE, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, Jaecques SVN. Influence of Implant Connection Type on the Biomechanical Environment of Immediately Placed Implants – CT-Based Nonlinear, Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Clinical Implants Dentistry and Related Research*, 2010;12(3):1-16.
10. Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials*. 10th Edition. Philadelphia: W. B. Saunders Company, 1996.
11. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1996;75(1):18-32.
12. Moaveni S. *Finite element analysis: theory and application with ANSYS*. New Jersey: Prentice-Hall, Upper Saddle River, 2003.
13. Bickford JH. *An Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints*. Nova Iorque, Marcel Dekker Inc., 1990.
14. Bozkaya D, Muftu S. Mechanics of the tapered interference fit dental implants. *Journal of biomechanics*, 2003;36(11):1649-1658.
15. Bacchi A, Consani RL, Mesquita MF, dos Santos MB. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D

finite element analysis. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2013;71(1):1-7.

17. Brunski JB. Biomechanical factors affecting bone-dental interface. *Clinical Materials*, 1992;10(3):153-201

18. Geris L, Andreykiv A, van Oosterwyck H, Sloten JV, van Keulen F, Duyck J, Naert I. Numerical simulation of tissue differentiation around loaded titanium implants in a bone chamber. *Journal of Biomechanics*, 2004;37(5):763-9.

19. Vandamme K, Geris L, Sloten JV, Puers R, Duyck J. The effect of micro-motion on the tissue response around immediately loaded roughened titanium implants in the rabbit. *European Journal of Oral Sciences*, 2007;115(1):21-9.

Table 1 – Description of the study models

	Bone Area	Implant Dimensions	Connection	Abutment	Prostheses
M1	Mandible 1 st Molar	3.75 x 7 mm	Morse taper 11,5°	Solid Universal Post	Metal- ceramic
M2	Mandible 1 st Molar	3.75 x 7 mm	Morse taper 11,5°	Universal post with screw	Metal- ceramic

Table 2 – Materials mechanical properties values.

	Elastic modulus (E) MPa	Poisson's ratio (ν)	Yield point (σ_y) MPa
Cortical bone	14.000	0.30	60-70
Medular bone	1.000	0.30	-
Ti G4	105.000	0.34	626
Ti6Al4V	110.000	0.34	960
Cr - Co	218.000	0.33	900
Feldspatic ceramic	68.900	0.28	69

Table 3 – Number of nodes and elements for each experimental model.

	M1		M2	
	Nodes	Elements	Nodes	Elements
Total	123218	72983	117197	68440

Table 4 – Maximum stress values for experimental models M1

M1	R 1	R 2	R 3	R 4
Preload (MPa)	460.51	204.4	X	140
Preload + Occlusal force (MPa)	1477.55	760	70 - 80	512

Table 5 – Maximum stress values for experimental models M2

M2	R 1	R 2	R 3	R4
Preload (MPa)	574.55	X	X	150
Preload + Occlusal force (MPa)	450	1091	70-80	1000

LEGENDS

Figure 1A - Von Mises stresses results showing the point of maximum stress for M1.

Figure 1B - Von Mises stresses results showing the point of maximum stress for M2

Figure 2 – Maximum stress found at R1 (Abutment retaining screw), 2s, for the M1 model.

Figure 3 – Abutment retaining grooves (M2), presenting the stress concentration values lower than the σ_y .

Figure 4 – Abutment neck (R2) stress values for the M1 model. Left side – direction of applied force; Right side – opposite side of applied force.

Figure 5 – Maximum stress concentration for the M2 model – compressive forces.

Figure 6A – Preloading effect on M1 model.

Figure 6B – Preloading effect on M2 model.

Figure 7A -- EQV strain for the M1 model.

Figure 7B -- EQV strain for the M2 model. Note the higher strain for this model, however average values are similar to M1 model.