PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS
Programa de Pós-graduação em Odontologia

Bárbara Resende Gorgoni

ANÁLISE DAS TENSÕES GERADAS EM IMPLANTES COM O USO DE CONEXÃO TIPO ATTACHMENT E DOIS TIPOS DE COBERTURA OCLUSAL: estudo por elementos finitos

Belo Horizonte
2013

Bárbara Resende Gorgoni

ANÁLISE DAS TENSÕES GERADAS EM IMPLANTES COM O USO DE CONEXÃO TIPO ATTACHMENT E DOIS TIPOS DE COBERTURA OCLUSAL: estudo por elementos finitos

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia - Mestrado da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia - Área de Concentração: Implantodontia.

Orientador: Wellington Corrêa Jansen
Coorientador: Paulo Roberto Gomes do Nascimento

Belo Horizonte
2013

FICHA CATALOGRÁFICA
Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

Gorgoni, Bárbara Resende
G667a Análise das tensões geradas em implantes com o uso de conexão tipo attachment e dois tipos de cobertura oclusal : estudo por elementos finitos / Bárbara Resende Gorgoni. Belo Horizonte, 2013.
48f.: il.

Orientador: Wellington Corrêa Jansen
Coorientador: Paulo Roberto Gomes do Nascimento
Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

1. Implantes dentários. 2. Prótese dentária fixada por implante. 3. Métodos dos elementos finitos. I. Jansen, Wellington Corrêa. II. Nascimento, Paulo Roberto Gomes do. III. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

SIB PUC MINAS

CDU: 616.314-089.843

Bárbara Resende Gorgoni

ANÁLISE DAS TENSÕES GERADAS EM IMPLANTES COM O USO DE CONEXÃO TIPO ATTACHMENT E DOIS TIPOS DE COBERTURA OCLUSAL: estudo por elementos finitos

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de Concentração: Implantodontia.

COMPOSIÇÃO DA BANCA EXAMINADORA:

1- Prof. Dr. Eduardo Lemos de Souza – UFMG
2- Prof. Dr. Emílio Akaki – PUC Minas
3- Prof. Dr. Wellington Corrêa Jansen – PUC Minas

DATA DA APRESENTAÇÃO E DEFESA: 31 de julho de 2013

A dissertação, nesta identificada, foi aprovada pela Banca Examinadora

Belo Horizonte, 26 de agosto de 2013

Prof. Dr. Wellington Corrêa Jansen
Orientador

Prof. Dr. Martinho Campolina Rebello Horta
Coordenador do Programa de Pós-graduação em Odontologia - Mestrado

AGRADECIMENTOS

A minha mãe e irmã pela paciência e apoio em realizar mais esse sonho;

Ao meu pai, que em vida foi um grande incentivador;

Ao Prof. Dr. Wellington Corrêa Jansen pelos valiosos ensinamentos, por transmitir seus conhecimentos, confiança e orientação deste trabalho.

Ao Prof. Paulo Roberto Gomes do Nascimento pelos ensinamentos, e disposição nesta constante busca pelo saber.

A todos os meus colegas de curso, em especial aqueles que fizeram parte da minha turma de mestrado, Idalísio, Edson, Mário, Roberto, por terem sido tão presentes em minha vida, durante os anos de curso, sendo grandes amigos em todos os momentos.

Á Osvaldo pela confecção do desenho 3D.

Á Gabriel pela dedicação em desenvolver o projeto na engenharia.

Á Bernardo por produzir a malha e executar a simulação, com esta equipe seria possível realizar este trabalho.

A Silvania, Angélica, Ana Paula, Denise, Alenice, Marli, Lú e Cris, que sempre estiveram comigo me ajudando de alguma forma para a conclusão deste curso.

RESUMO

O uso de prótese total e prótese parcial removível de extremo livre leva ao desgaste da superfície oclusal de acrílico gerando uma discrepância do plano oclusal, alteração da dimensão vertical de oclusão, comprometendo assim a retenção, estabilidade, conforto, estética e satisfação do paciente. Os implantes dentários contribuem para a solução da maioria destes problemas quando está associada ao tipo de material, com diferentes módulos de elasticidade, que recobre a superfície oclusal das coroas. Porém, quando em função, estas superfícies são submetidas a cargas oclusais e o seu comportamento quanto às tensões geradas é diferente do comportamento de dentes naturais. O objetivo deste trabalho foi, utilizando a análise por Elementos Finitos, avaliar qualitativa e quantitativamente as tensões geradas na área periimplantar de implantes com conexão do tipo attachment variando-se a cobertura oclusal com resina acrílica e liga metálica. Os resultados mostraram que a diferença entre a tensão encontrada não mostrou diferença significativa entre as duas coberturas oclusais, o que indica que o uso de superfície metálica não altera na distribuição de tensão das partes envolvidas.

Palavras chave: Implantes dentários. Overdenture. Método de elementos finitos.

ABSTRACT

The use of dentures and removable partial denture free end leading to the occlusal surface wear acrylic generating a discrepancy occlusal plane, modification of occlusal vertical dimension , thus compromising the retention, stability, comfort, aesthetics and patient satisfaction. Dental implants contribute most to the solution of these problems when it is associated with the type of material with different modulus of elasticity, which covers the occlusal surface of the prostheses. However, when due, these surfaces are subjected to occlusal loads and their behavior as the stress generated is different from the behavior of natural teeth. The aim of this study was, using the Finite Element analysis, evaluate qualitatively and quantitatively the tensions generated in the peri-implant area using internal connection implants with attachments, varying occlusal coverage, acrylic resin and metal alloy. The results show that no significant difference between the two occlusal coverage, indicating that use of the metal surface does not change the stress distribution.

.

Keywords: Dental implants. Overdenture. Finity elements analysis.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 13

2 OBJETIVOS 15
2.1 Objetivo Geral 15
2.2 Objetivos Específicos 15

3 MATERIAL E MÉTODOS 16

4 ARTIGO 20

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS 47

REFERÊNCIAS 48

1 INTRODUÇÃO

Os implantes dentários surgiram no século XX através de Brånemark et al. (1969) como uma opção segura para reabilitar pacientes totalmente edentados. Neste trabalho descreveram pela primeira vez um processo de reparação que se inicia após instalação cirúrgica do implante podendo originar uma união biológica entre osso e metal, denominado de osseointegração.

Abordando especificamente a reabilitação de pacientes edêntulos os planejamentos inicialmente propunham como tratamento para paciente edentado total na maxila e com extremidade livre bilateral posterior na mandíbula a instalação de prótese total maxilar e prótese parcial removível Classe I de Kennedy na mandíbula.

Este clássico apresentava, em primeiro lugar, uma condição de conforto, principalmente na região posterior da boca por favorecer a função mastigatória. Todavia, a efetividade mastigatória diminui devido à reabsorção óssea fisiológica que ocorre sob a base da prótese removível mandibular, com isso o paciente induz a mastigação na região anterior, criando uma alavanca que gera desadaptação na região posterior podendo resultar aumento volumétrico das tuberosidades que por sua vez pode estar relacionado a um aumento mucoso ou à pneumatização do seio maxilar. Além disso, esta conformação pode gerar extrusão dos dentes naturais inferiores anterior, hiperplasia papilar palatina, reabsorção óssea na região anterior da maxila; sinais clínicos específicos que constituem a Síndrome da Combinação (SC) (KELLY apud CUNHA; ROCHA; PELLIZZER, 2007).

Em indivíduo totalmente dentado no arco inferior e edentado no arco superior, o uso e a falta de manutenção dessas próteses, após instalação das mesmas, leva ao desgaste do material dos dentes artificiais da dentadura gerando uma discrepância do plano oclusal, perda da dimensão vertical de oclusão, posicionamento anterior da mandíbula. Podendo assim, comprometer a retenção, estabilidade, conforto, estética e satisfação do paciente.

Diferentemente de um dente natural que apresenta um grau de mobilidade à custa de um ligamento periodontal, no implante as cargas são diretamente transferidas ao osso, em conseqüência da ausência de um mecanismo amortecedor ou de distribuição de tensões.

Rangert et al. (1995) afirmaram que uma das consequências de uma sobrecarga no implante seria inicialmente uma reabsorção e esta poderia gerar ou contribuir para fraturas de componentes de implantes. A tensão e deformação desenvolvidas pelas cargas oclusais são frequentemente descritas e associadas às perdas ósseas em torno dos implantes, parafusos frouxos e fraturados, fratura de implantes e do material restaurador (SCHWARZ, 2000; BERGLUNDH; PERSSON; KLINGE, 2002; NEDIR et al. 2006).

Çiftçi & Canay (2000) constataram após análise pelo método de elemento finito, variações de tensões geradas pela carga mastigatória em função do material de revestimento das próteses sobre os implantes osseointegrados.

É consenso na literatura que a biomecânica dos implantes seria menos prejudicial para o osso adjacente se houvesse um sistema que permitisse mobilidade semelhante ao ligamento periodontal (SCHWARZ, 2000; BERGLUNDH; PERSSON; KLINGE, 2002; NEDIR et al. 2006). Uma das tentativas de minimizar esta tensão gerada em prótese sobre implante é a utilização de um material de superfície oclusal que dissipe esta força, ou que pelo menos, cause menos transmissão de forças ao implante e osso.

Há diferentes tipos de materiais de superfície oclusal que podem ser utilizados em prótese sobre implante. Os materiais se diferem quanto ao módulo de elasticidade. Os materiais mais comumente usados na superfície oclusal de uma prótese implantosuportada são a resina, porcelana e o metal. Segundo Anusavice (1998) a resina possui um comportamento resiliente, com capacidade de absorver impacto e parte da energia quando recebe tensões, sendo que o mesmo não ocorre para uma porcelana e/ou metal que é rígida.

O objetivo deste trabalho foi avaliar o comportamento de materiais de cobertura oclusal, dentes artificiais em resina acrílica e oclusal metálica, em próteses acopladas em implantes utilizando conexão externa tipo attachment quanto às tensões geradas por forças aplicadas a estas superfícies.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Neste estudo, definiu-se como objetivo central, analisar qualitativa e quantitativamente as tensões geradas em prótese tipo overdenture acoplada com encaixe de precisão com dois tipos de materiais oclusais, utilizando-se, para tal, o método de elementos finitos, tridimensionais.

2.2 Objetivos Específicos

a) avaliar as tensões geradas em uma prótese tipo overdenture acoplada a um encaixe de precisão com superfície oclusal de resina acrílica, quando aplicada uma força pontual de 100N ao longo eixo do implante;
b) avaliar as tensões geradas em uma prótese tipo overdenture acoplada a um encaixe de precisão com superfície oclusal metálica, quando aplicada uma força pontual de 100N ao longo eixo do implante.

3 MATERIAL E MÉTODOS

Para realização do experimento foi utilizado o Método de Elementos Finitos (MEF) por meio do programa SolidWorks® Office Premium 2012 proveniente da Dassault Systèmes SolidWorks® Corp. (Vélizy, França) com o qual se construiu os modelos virtuais considerando apenas os desenhos de cada componente (esse processador pode importar modelos geométricos de programas como CAD (Computer Aided Design) para serem usados como base da modelagem CAE (Computer Aided Engeneering). Estes modelos são exportados para o programa Hypermesh® responsável por fazer as malhas de cada componente da montagem, transformando-os em conjuntos de elementos que se ligam por nós para o cálculo das tensões geradas. Portanto, esse último atua como pré processador dos elementos finitos. Há um terceiro programa, Abaqus® também da Dassault Systèmes SolidWorks® Corp. (Vélizy, França) que calcula as tensões geradas. O último programa utilizado foi o HyperView® realizando a leitura e interpretação dos resultados. O HyperView® e o Hypermesh® são provenientes da empresa Altair Hyperworks.

O sistema de implante foi modelado como uma unidade de corpo único com seu pilar e cápsula. O osso cortical e esponjoso, também foi modelado de forma que apresentassem a secção transversal da mandíbula humana. Inicialmente, cada estrutura do sistema de implantes passou por um medidor de perfil e um paquímetro, finalizando assim a geometria final do modelo.

Este programa (Hypermesh®) gera a malha de elementos finitos, composta por 113753 nós e 568414 elementos tetraédricos (CTETRA), com quatro faces de aplicação de carga, que é indicada para a maioria dos modelos sólidos, permitindo a transferência de pressões, aplicadas na região da superfície oclusal das coroas envolvidas em cada uma das simulações experimentais. O coeficiente de Poisson e o Módulo de Elasticidade de cada um dos elementos que compõe os modelos foram determinados de acordo com a literatura pertinente e apresentados na tabela.

Tabela 01 - Propriedades dos materiais utilizados nos Modelos de Elemento Finitos

Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coeficiente de Poisson
Osso cortical	15.0000	0,30
Osso esponjoso	1.500	0,30
Titânio	110.000	0,33
Cobalto-cromo	218.000	0,33

Fonte: OLIVEIRA, 2008.

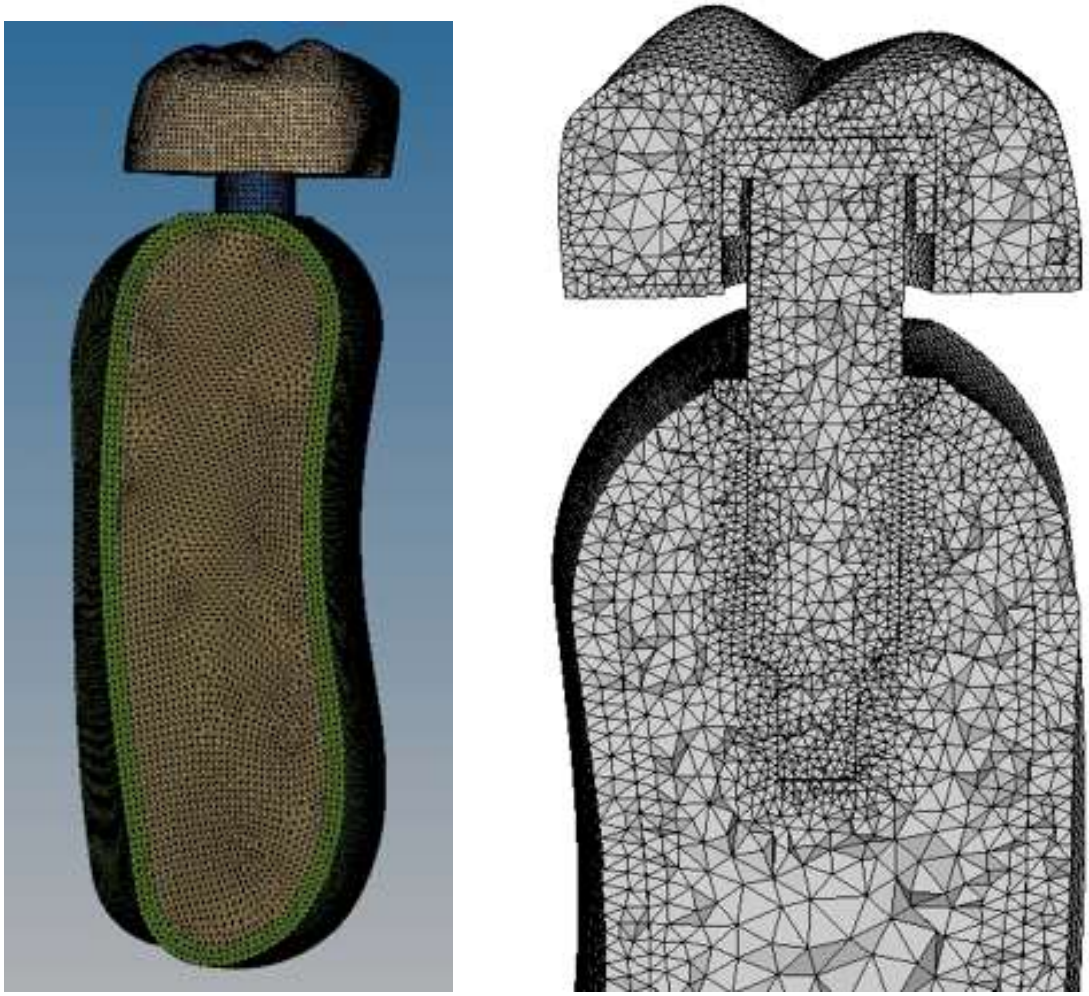
No processamento utilizaram-se características elásticas para cada um dos elementos, de modo a possibilitar a avaliação do comportamento elástico, bem como tensões, deformações e deslocamentos que cada componente anatômico sofreu em cada uma das situações propostas.

Os MEF's foram obtidos a partir de imagens de implantes de hexágono interno (3i Biomet® Palm Beach Gradens, Florida, USA) acoplado a componente Locator® (SternGold) e a coroa de resina acrílica termicamente ativada e coroa metálica em liga de Cobalto-Cromo.

Figura 1 - Modelo esquemático da sequência clínica de encaixes da coroa, locator®, cápsula, implante, do sistema 3i Biomet®

Fonte: Elaborado pela autora.

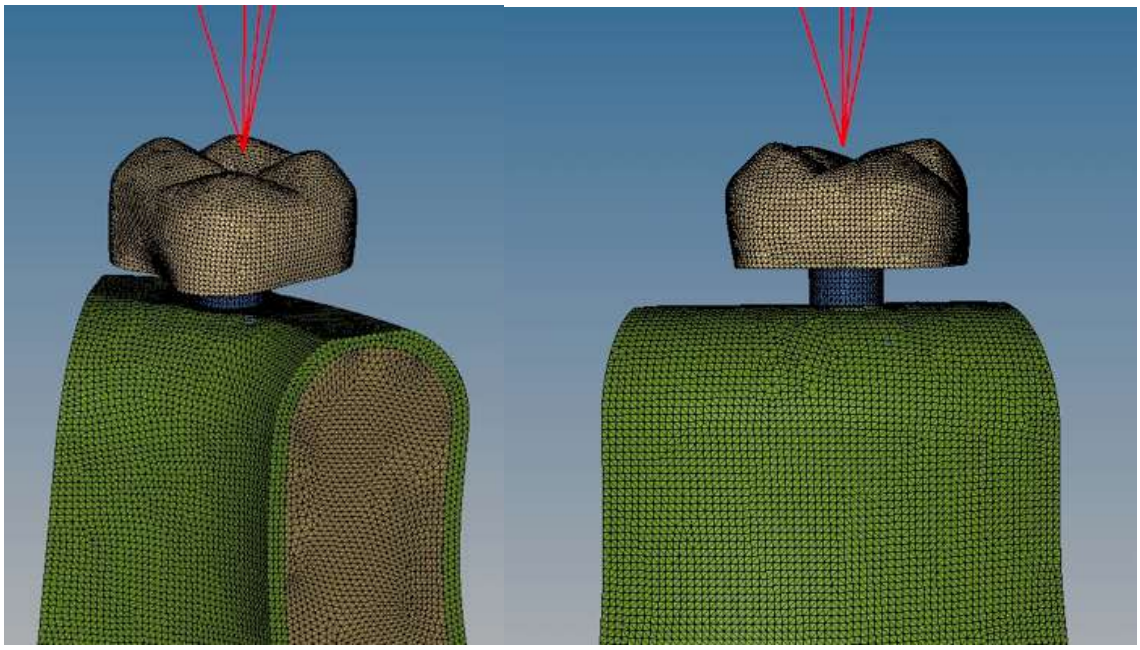
Figura 2 - Geração da malha



Fonte: Elaborado pela autora.

Uma vez finalizados todos os MEFs, os modelos foram submetidos ao carregamento de 100N distribuídos equalitariamente nas quatro pontas de cúspide do molar inferior (25N em cada cúspide do modelo).

Figura 3 – Resultante da incidência de carga com vista mésio-lingual e vestibular.



Fonte: Elaborado pela autora.

4 ARTIGO

ANÁLISE DAS TENSÕES GERADAS EM IMPLANTES COM O USO DE CONEXÃO TIPO ATTACHMENT E DOIS TIPOS DE COBERTURA OCLUSAL: estudo por elementos finitos

Será submetido ao periódico Arquivo Brasileiro de Odontologia (Qualis B5).

As normas do periódico podem ser acessadas em: http://periodicos.pucminas.br/index.php/Arquivobrasileirodontologia/about/submissions#authorGuidelines.

ANÁLISE DAS TENSÕES GERADAS EM IMP{LANTES COM O USO DE CONEXÃO TIPO ATTACHMENT E DOIS TIPOS DE COBERTURA OCLUSAL: estudo por elementos finitos

Bárbara Resende Gorgoni[1], Paulo Roberto Gomes do Nascimento[2], Wellington Corrêa Jansen[3]

Artigo baseado em dissertação do Programa de Pós-graduação em Odontologia – Mestrado da PUC Minas

Correspondência:
Prof. Wellington Corrêa Jansen
Programa de Mestrado em Odontologia da
Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais
Av. Dom José Gaspar, 500 - Pr. 46
30.535-901 – Belo Horizonte/MG – Brasil
Fone: +55-31-3319-4414; Fax: +55-31-3319-4415
E-mail: wellington.jansen@gmail.com

[1] Mestranda do Programa de Pós-graduação da PUC Minas.
[2] Professor Assistente IV do Departamento de Odontologia da PUC Minas.
[3] Professor Adjunto IV do Departamento de Odontologia da PUC Minas.

RESUMO - O uso de prótese total e prótese parcial removível de extremo livre leva ao desgaste da superfície oclusal de acrílico gerando uma discrepância do plano oclusal, alteração da dimensão vertical de oclusão, comprometendo assim a retenção, estabilidade, conforto, estética e satisfação do paciente. Os implantes dentários contribuem para a solução da maioria destes problemas quando está associada ao tipo de material, com diferentes módulos de elasticidade, que recobre a superfície oclusal das coroas. Porém, quando em função, estas superfícies são submetidas a cargas oclusais e o seu comportamento quanto às tensões geradas é diferente do comportamento de dentes naturais. O objetivo deste trabalho foi, utilizando a análise por Elementos Finitos, avaliar qualitativa e quantitativamente as tensões geradas na área periimplantar de implantes com conexão do tipo attachment variando-se a cobertura oclusal com resina acrílica e liga metálica. Os resultados mostraram que a diferença entre a tensão encontrada não mostrou diferença significativa entre as duas coberturas oclusais, o que indica que o uso de superfície metálica não altera na distribuição de tensão das partes envolvidas.

Palavras chave: Implantes dentários. Overdenture. Método de elementos finitos.

ANALYSIS OF THE TENSIONS GENERATED IN IMPLANTES WITH THE USE OF CONNECTION TIPO ATTACHMENT AND TWO TYPES OF COVERING OCLUSAL: study for finite element analysis

ABSTRACT -The use of dentures and removable partial denture free end leading to the occlusal surface wear acrylic generating a discrepancy occlusal plane, modification of occlusal vertical dimension , thus compromising the retention, stability, comfort, aesthetics and patient satisfaction. Dental implants contribute most to the solution of these problems when it is associated with the type of material with different modulus of elasticity, which covers the occlusal surface of the prostheses. However, when due, these surfaces are subjected to occlusal loads and their behavior as the stress generated is different from the behavior of natural teeth. The aim of this study was, using the Finite Element analysis, evaluate qualitatively and quantitatively the tensions generated in the peri-implant area using internal connection implants with attachments, varying occlusal coverage, acrylic resin and metal alloy. The results show that no significant difference between the two occlusal coverage, indicating that use of the metal surface does not change the stress distribution.

Keywords: Dental implants. Overdenture. Finity elements analysis.

INTRODUÇÃO

Os implantes dentários surgiram no século XX[1] como uma opção segura para reabilitar pacientes totalmente edentados. Neste trabalho descreveram pela primeira vez um processo de reparação que se inicia após instalação cirúrgica do implante podendo originar uma união biológica entre osso e metal, denominado de osseointegração.

Abordando especificamente a reabilitação de pacientes edêntulos os planejamentos inicialmente propunham como tratamento para paciente edentado total na maxila e com extremidade livre bilateral posterior na mandíbula a instalação de prótese total maxilar e prótese parcial removível Classe I de Kennedy na mandíbula.

Este planejamento clássico apresentava, em primeiro lugar, uma condição de conforto, principalmente na região posterior da boca por favorecer a função mastigatória. Todavia, a efetividade mastigatória diminui devido à reabsorção óssea fisiológica que ocorre sob a base da prótese removível mandibular, com isso o paciente induz a mastigação na região anterior, criando uma alavanca que gera desadaptação na região posterior podendo resultar aumento volumétrico das tuberosidades que por sua vez pode estar relacionado a um aumento mucoso ou à pneumatização do seio maxilar. Além disso, esta conformação pode gerar extrusão dos dentes naturais inferiores anterior, hiperplasia papilar palatina, reabsorção óssea na região anterior da maxila; sinais clínicos específicos que constituem a Síndrome da Combinação (SC) (Kelly apud[2]).

Em indivíduo totalmente dentado no arco inferior e edentado no arco superior, o uso e a falta de manutenção dessas próteses, após instalação das mesmas, leva ao desgaste do material dos dentes artificiais da dentadura gerando uma discrepância do plano oclusal, perda da dimensão vertical de oclusão, posicionamento anterior da mandíbula. Podendo assim, comprometer a retenção, estabilidade, conforto, estética e satisfação do paciente.

Diferentemente de um dente natural que apresenta um grau de mobilidade à custa de um ligamento periodontal, no implante as cargas são diretamente transferidas ao osso, em conseqüência da ausência de um mecanismo amortecedor ou de distribuição de tensões.

Uma das consequências[3] de uma sobrecarga no implante seria inicialmente uma reabsorção e esta poderia gerar ou contribuir para fraturas de componentes de implantes. A tensão e deformação desenvolvidas pelas cargas oclusais são frequentemente descritas e associadas às perdas ósseas em torno dos implantes, parafusos frouxos e fraturados, fratura de implantes e do material restaurador. Constatou-se após análise pelo método de elemento finito, variações de tensões[7] geradas pela carga mastigatória em função do material de revestimento das próteses sobre os implantes osseointegrados.[4,5,6]

É consenso na literatura que a biomecânica dos implantes seria menos prejudicial para o osso adjacente se houvesse um sistema que permitisse mobilidade semelhante ao ligamento periodontal.[4,5,6] Uma das tentativas de minimizar esta tensão gerada em prótese sobre implante é a utilização de um material de superfície oclusal que dissipe esta força, ou que pelo menos, cause menos transmissão de forças ao implante e osso.

Há diferentes tipos de materiais de superfície oclusal que podem ser utilizados em prótese sobre implante. Os materiais se diferem quanto ao módulo de elasticidade. Os materiais mais comumente usados na superfície oclusal de uma prótese implantosuportada são a resina, porcelana e o metal. A resina possui um comportamento resiliente, com capacidade de absorver impacto e parte da energia quando recebe tensões, sendo que o mesmo não ocorre para uma porcelana e/ou metal que é rígida.[8]

O objetivo deste trabalho foi avaliar o comportamento de materiais de cobertura oclusal, dentes artificiais em resina acrílica e oclusal metálica, em próteses acopladas em implantes utilizando conexão externa tipo attachment quanto às tensões geradas por forças aplicadas a estas superfícies.

REVISÃO DA LITERATURA

A osseointegração tem a cada dia, aumentado as alternativas de planejamento dos tratamentos. Porém precisamos considerar a distinta relação de um dente natural com o tecido ósseo e a relação de um implante e o tecido ósseo.[9]

Entre dente e osso existem fibras colágenas, vasos sanguíneos e tecido intersticial, com possibilidade de movimentos fisiológicos do dente tanto no sentido vertical como no horizontal, que é o ligamento periodontal. No caso dos implantes, existe aposição direta de tecido ósseo na superfície do implante, sem evidencias de tecido conjuntivo separando-as, originando o processo de osseointegração. Desta maneira a força transmitida para uma prótese implanto suportada irá atuar quase que diretamente sobre o tecido ósseo enquanto que em prótese dento suportadas temos um sofisticado sistema periodontal capaz de dissipar forças que atinjam o tecido ósseo. Muitos avanços têm sido feitos em próteses, porém o grande problema ainda é a reabsorção do rebordo alveolar e o controle ou prevenção das mudanças nos tecidos moles secundárias provocadas por perda óssea. A parte anterior da maxila é a mais susceptível do arco superior para resistir ao estresse e quando os dentes anteriores inferiores tocam neste suporte basal o trauma é inevitável. Muitos pacientes tem extensão distal nas próteses inferiores, mas esta forma não era vista como prevenção para este caso. Extrusão dos dentes anteriores inferiores remanescentes e grande perda óssea na parte posterior inferior ocorrem no rebordo sob as bases da prótese parcial além de hiperplasia papilar e crescimento das tuberosidades. Estas cinco mudanças caracterizam a Síndrome da Combinação. Estas alterações degenerativas nestes pacientes ocorrem mais que a perda óssea anterior da maxila.[10]

Overdentures melhoram a qualidade de vida dos pacientes desdentados e contribui significativamente para o bem estar psicológico dos pacientes. Estes relataram maior satisfação com a Overdenture, em vez de próteses totais convencionais.[11]

Estudos *in vitro* demonstraram, utilizando, cargas com impacto nas coroas sobre implantes que diferentes materiais protéticos possuem influências significativas nas forças transmitidas aos implantes. Foi observada nestes estudos uma redução significativa do impacto quando utilizado resina acrílica se comparado à cerâmica ou liga de ouro.[12,13]

Nenhum efeito[14] significativo foi observado nas forças transmitidas por diferentes materiais de cobertura de prótese sobre implantes. Outros[12,15] sugeriram a cobertura de prótese sobre implantes com materiais menos rígidos do que a cerâmica ou metal, como por exemplo, a resina acrílica.

O efeito de amortecimento de cinco materiais restauradores utilizados em próteses sobre implantes, quando submetidos a forças de impacto. Esses materiais foram utilizados em próteses sobre um implante unitário, sendo eles liga de ouro, liga nobre para metalocerâmica, porcelana, resina fotoativada, resina polimerizada por calor e pressão. Os autores verificaram que as duas resinas reduziram as forças de impacto em 50% quando comparadas as porcelana ou às ligas metálicas. Concluíram que quanto mais duro e rígido o material, maior a carga transmitida ao suporte e inversamente, quanto mais resiliente o material, menor o estresse transmitido ao suporte. Foi demonstrado que com a resina de micropartículas, a força de impacto reduziria, porém, um ponto negativo do uso de resina seria a sua baixa resistência à abrasão, o que constitui uma barreira para uma oclusão estável a longo prazo.[13]

Implantes não se movimentam, enquanto os dentes, devido ao ligamento periodontal, estão sujeitos a mudanças de posição. Devido a esta situação, a distribuição de cargas se altera e os implantes podem ser submetidos a uma porcentagem maior de força.[3]

As propriedades mecânicas são aquelas definidas pelas leis da mecânica, que é a ciência que lida com as interações entre energia e forças entre os corpos. Uma propriedade importante em próteses é a resistência, que se refere à capacidade de um material resistir a forças aplicadas, sem fraturas ou deformações excessivas. A resistência também pode ser

conceituada como o nível médio de tensões no qual um material exibe certa quantidade de deformação plástica, ou no qual ocorre a fratura em muitos corpos de prova com o mesmo tamanho e forma. A tensão é a força por unidade de área agindo nos átomos de um plano ou material. Quando uma força externa age em um corpo, uma reação ocorre para se opor a essa força com igual magnitude e sentido oposto. A força aplicada dividida pela área na qual atua é chamada de tensão. Sempre que uma tensão está presente, há uma deformação induzida. A deformação pode ser elástica ou plástica ou uma combinação de ambas. A deformação elástica é reversível e desaparece quando a força é removida. Já uma deformação plástica representa uma deformação permanente do material, que não se recupera após a remoção da força. O módulo de elasticidade descreve a rigidez relativa de um material. Quanto maior o seu valor, maior a tensão necessária para que exista uma deformação no material.[8]

Os efeitos dos materiais utilizados nas superfícies oclusais na distribuição de tensões por próteses sobre implantes foram avaliados utilizou-se para tanto um modelo mandibular fotoelástico no qual foram inseridos dois implantes. As subestruturas foram confeccionadas em Ni-Cr e revestidas por cinco materiais diferentes: acrílico, porcelana, duas resinas compostas fotoativadas e a própria liga de Ni-Cr. Houve aplicação de cargas verticais e oblíquas que induziram diferentes resultados. A maior concentração de estresse foi verificada com a prótese em porcelana, seguida pela de acrílico. As resinas compostas apresentaram comportamento equivalente, enquanto que o menor estresse foi verificado com a prótese em Ni-Cr. Os autores concluem que as próteses sobre implantes deveriam ser construídas com as oclusais metálicas ou em resina composta fotoativada.[16]

O pico de força entre superfície de resina acrílica e cerâmica foram comparados, e não se encontrou nenhuma diferença significativa na medição de pico de forças em relação ao abutment.[17]

Foi realizado um estudo clínico que não mostrou nenhuma diferença significativa na altura óssea marginal entre implantes que suportam a prótese com superfície oclusal de resina composta ou de porcelana.[18]

Quanto mais duro e rígido o material, maior a carga transmitida ao suporte e menor o tempo de resposta. Quanto mais resiliente o material, maior o tempo de resposta e menor o estresse. Com isso, recobrindo a estrutura metálica com resina de micropartículas, pode levar a redução da força de impacto, porém as resinas não oferecem uma resistência a abrasão que permita uma relação oclusal estável.[13]

Medidas *in vivo* das forças transmitidas por uma prótese fixa com oclusais em cerâmica, e uma overdenture, totalmente em resina, retida sobre 5 implantes foram avaliados. Como metodologia utilizou transdutores piezoelétricos que permitiram registros de força em 3 dimensões. Verificaram que os padrões mastigatórios foram similares e que a transmissão de forças para os implantes foi semelhante para ambos os tipos de próteses.[19]

Um estudo através do método de análise por elemento finito para avaliar quatro tipos diferentes de materiais restauradores sobre implantes: porcelana resina a base de polimetil metacrilato, resina composta de micropartículas e ionômero de vidro modificado. Foram instalados dois implantes de 4,0mm x 13,0mm Calcitek® na mandíbula na região do segundo pré molar e segundo molar. Foi modelada uma estrutura de níquel cromo representando uma ponte entre o segundo pré molar e o segundo molar e sobre esta, foi modelado o material restaurador com uma espessura de 1,5 mm em que cargas foram medidas nos sentidos: horizontal, oblíqua 30º e vertical. Como resultado foi observado que a resina acrílica absorve mais impacto que a porcelana, resina de micropartículas e ionômero de vidro modificado por resina, devido ao seu baixo módulo de elasticidade.[20]

Extensômetros para medir a força transferida a um implante após a aplicação de um choque *in vivo* e *in vitro*, sobre coroas em dois tipos de materiais para revestimento oclusal

como resina e porcelana foram utilizados e houve uma diferença entre o tempo de transmissão da força nos modelos *in vivo* e *in vitro*. A diferença se deve provavelmente à resiliência do dente antagonista, do osso alveolar e pela ação muscular. Observaram que os diferentes materiais oclusais não levaram a diferenças nos resultados entre os pacientes Afirmaram que a diferença entre a resiliência da resina acrílica e da cerâmica não seria suficiente para causar uma modificação clínica significativa na transmissão de forças por próteses. Sugere-se ainda a criação de um modelo *in vitro* com menor resiliência para demonstrar esse fenômeno. Dessa forma, os autores afirmaram que o material oclusal não é um fator que interfere sobre a transmissão de forças aos implantes.[21]

Uma análise de tensões por elementos finitos de implantes osseointegrados com diferentes materiais da coroa protética foi realizada comparando-se próteses sobre implantes mediante variação do material da coroa protética. Uma análise comparativa entre porcelana, resina composta CHARISMA®, resina indireta ARTGLAS® e resina acrílica BIOTONE® foi realizada. Constatou-se que a coroa de porcelana absorve as menores tensões, porém transmite para a região inferior do pilar intermediário, próximo ao osso cortical de suporte, as maiores tensões quando comparada com as coroas de resina composta e acrílica.[22]

Em tratamentos reabilitadores protéticos implantosuportados, pode-se optar por diferentes tipos de materiais de cobertura oclusal. Estes se diferem quanto ao módulo de elasticidade e resiliência, refletindo na absorção de impacto. O tipo de material pode ter influência na magnitude das tensões geradas durante a função mastigatória. Avaliaram as tensões geradas em prótese unitária sobre implante com diferentes tipos de materiais de superfície oclusal, por meio da análise fotoelástica, no intuito de esclarecer qual material seria mais indicado para esta modalidade de tratamento. Foram confeccionados quatro modelos padrões de uma hemimandíbula, em resina fotoelástica, representativa de um arco edêntulo atrófico e divididos em quatro grupos distintos variando comprimento do implante, material

de cobertura oclusal (liga Ni-Cr, cerômero e porcelana) e angulação do implante. Foi aplicada uma força de 100 N perpendicular à superfície oclusal das coroas. Utilizou-se uma máquina fotográfica acoplada a um polariscópio para observação das franjas no modelo fotoelástico e posterior análise. Em todos os modelos verificou-se uma concentração de tensão no ápice e na região cervical do implante e uma variação de tensões em função do material protético de cobertura oclusal. Sendo a superfície metálica a que menos tensão gerou e não houve diferença significativa entre os resultados para as superfícies de cerômero e de cerâmica. O implante angulado apresentou maior tensão que o não angulado independente do seu tamanho.[23]

Foram observadas as maiores concentrações de tensão na crista do osso cortical, e esse por sua vez pode receber tensões de forma melhor que o osso trabecular, pois sua resistência máxima à compressão é de 140 a 170 MPa. A transferência de carga na interface implante osso depende da geometria do implante, do tipo de carga aplicada, da propriedade dos materiais do implante e da prótese, qualidade e quantidade de osso circundante. Sendo que a magnitude da força de mordida é dependente da direção da força.[24]

Em prótese rígida a distribuição de força depende da rigidez e da flexibilidade de cada componente, além do tipo de suporte médio (osseointegração).[25]

Ao longo dos anos, mais características foram adicionadas à Síndrome da Combinação (SC) como perda da dimensão vertical de oclusão, discrepância do plano oclusal, desfavorável adaptação das próteses, mudanças periodontais. Todavia essas alterações nem sempre estão associadas a SC. A forma de prevenir essas alterações é evitar tal combinação de próteses.[26]

Extrair os dentes inferiores anteriores não seria a melhor opção, mas sim manter dentes posteriores como pilares por meio de tratamento endodôntico e periodontal. Uma prótese de sobreposição na parte inferior poderia também estabilizar a oclusão e evitar o desenvolvimento da síndrome.[27]

O efeito de três materiais diferentes de prótese sobre implante e o stress gerado ao redor dos implantes submetidos às cargas foi realizado e os materiais utilizados nas próteses foram resina composta, resina acrílica e liga de ouro. Foi concluído que os três materiais testados possuem a mesma influência de stress transmitido ao osso.[17]

Em estudo os valores mais elevados de estresse foram encontrados no osso cortical perto do pescoço do implante, e os autores relataram que na literatura, as ações da mastigação são simuladas por forças nodais variando de 50 a 150 N.[28]

MATERIAL E MÉTODOS

Para realização do experimento foi utilizado o Método de Elementos Finitos (MEF) por meio do programa SolidWorks® Office Premium 2012 proveniente da Dassault Systèmes SolidWorks Corp. (Vélizy, França) com o qual se construiu os modelos virtuais considerando apenas os desenhos dos componentes (esse processador pode importar modelos geométricos de programas como CAD (Computer Aided Design) para serem usados como base da modelagem CAE (Computer Aided Engeneering)). Estes modelos são exportados para o programa Hypermesh® responsável por fazer as malhas de cada componente da montagem, transformando-os em conjuntos de elementos que se ligam por nós para o cálculo das tensões geradas. Portanto, esse último atua como pré processador dos elementos finitos. Há um terceiro programa, Abaqus® também da Dassault Systèmes SolidWorks Corp. (Vélizy, França) que calcula as tensões geradas. O último programa utilizado foi o HyperView® realizando a leitura e interpretação dos resultados. O HyperView® e o Hypermesh® são provenientes da empresa Altair Hyperworks.

O sistema de implante foi modelado como uma unidade de corpo único com seu pilar e cápsula. O osso cortical e esponjoso, também foi modelado de forma que apresentassem a secção transversal da mandíbula humana. Inicialmente, cada parte passou por um medidor de perfil e um paquímetro, finalizando assim a geometria final do modelo.

Este programa gera a malha de elementos finitos, composta por 113753 nós e 568414 elementos tetraédricos (CTETRA), com quatro faces de aplicação de carga, que é indicada para a maioria dos modelos sólidos, permitindo a transferência de pressões, aplicadas na região da superfície oclusal das coroas envolvidas em cada uma das simulações experimentais. O coeficiente de Poisson e o Módulo de Elasticidade de cada um dos elementos que compõe os modelos foram determinados de acordo com a literatura pertinente e apresentados na tabela.

Tabela 01 - Propriedades dos materiais utilizados nos Modelos de Elemento Finitos

Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coeficiente de Poisson
Osso cortical	15.0000	0,30
Osso esponjoso	1.500	0,30
Titânio	110.000	0,33
Cobalto-cromo	218.000	0,33

Fonte: OLIVEIRA, 2008.[29]

No processamento utilizaram-se características elásticas para cada um dos elementos, de modo a possibilitar a avaliação do comportamento elástico, bem como tensões, deformações e deslocamentos que cada componente anatômico sofreu em cada uma das situações propostas.

Os MEF's foram obtidos a partir de imagens de implantes de hexágono interno (3i Biomet® Palm Beach Gradens, Florida, USA) acoplado a componente Locator® (SternGold) e a coroa de resina acrílica termicamente ativada e coroa metálica em Cobalto-Cromo.

Figura I: Modelo esquemático da sequência clínica de encaixes da coroa, locator®, cápsula, implante, do sistema 3i Biomet®

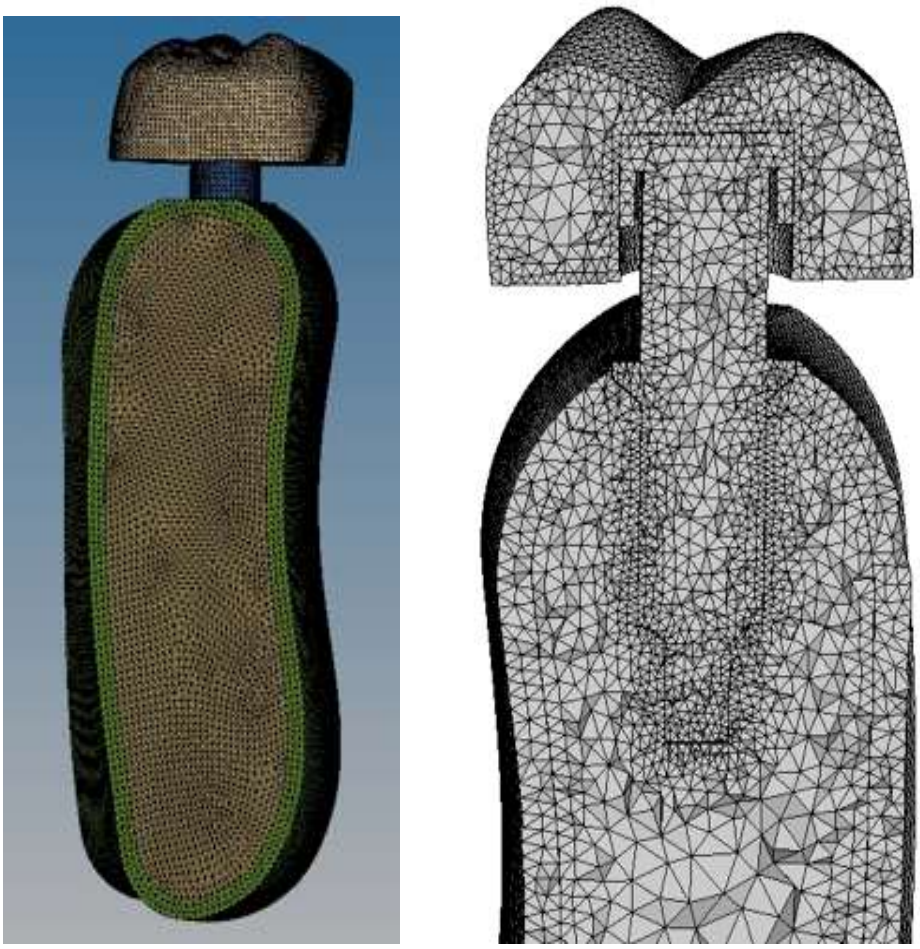


Figura II: Geração da malha

Uma vez finalizados todos os MEFs, os modelos foram submetidos ao carregamento de 100N distribuídos equalitariamente nas quatro pontas de cúspide do molar inferior (25N em cada cúspide do modelo).

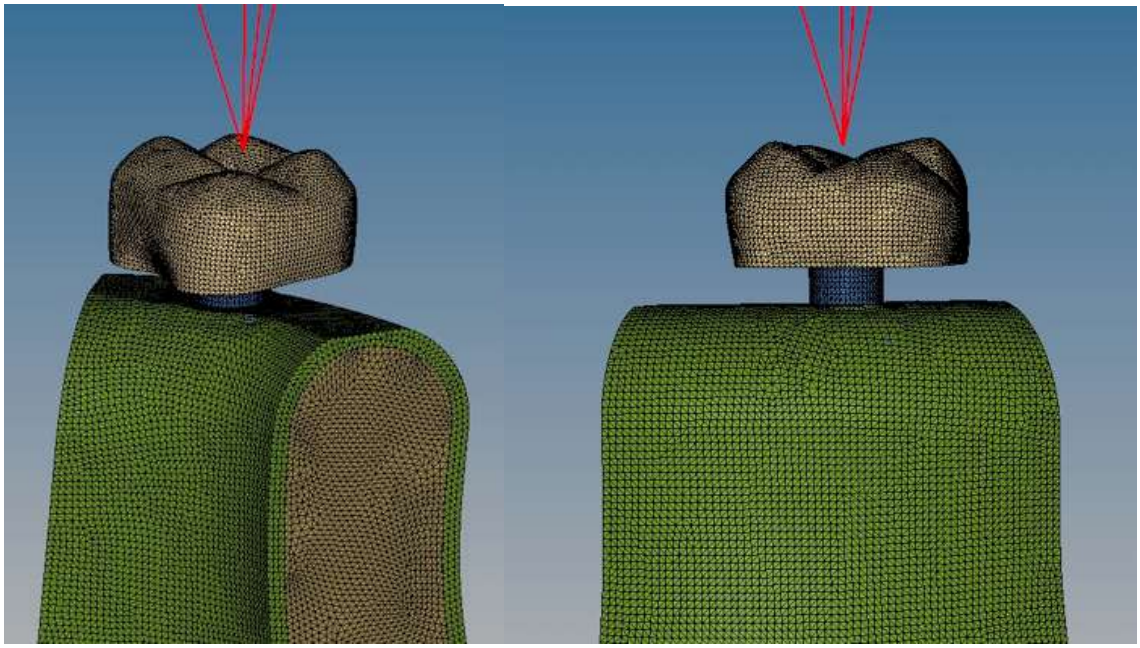


Figura III: Incidência de carga com vista mésio-lingual e vestibular

RESULTADOS

A análise das figuras IV a XI nos permite visualizar as tensões geradas nas duas condições experimentais. Observa-se também que as tensões são comparativamente semelhantes localizando-se na porção mais cervical do implante. Observando a escala de Von Mises nesta região podemos de forma aproximada, quantificar estas tensões, concentradas principalmente na face língual do implante. Estes valores foram de 74,75 MPa para o modelo 1 (Superfície em resina acrílica) e para o modelo 2 (superfície metálica) foi de 75,07 MPa.

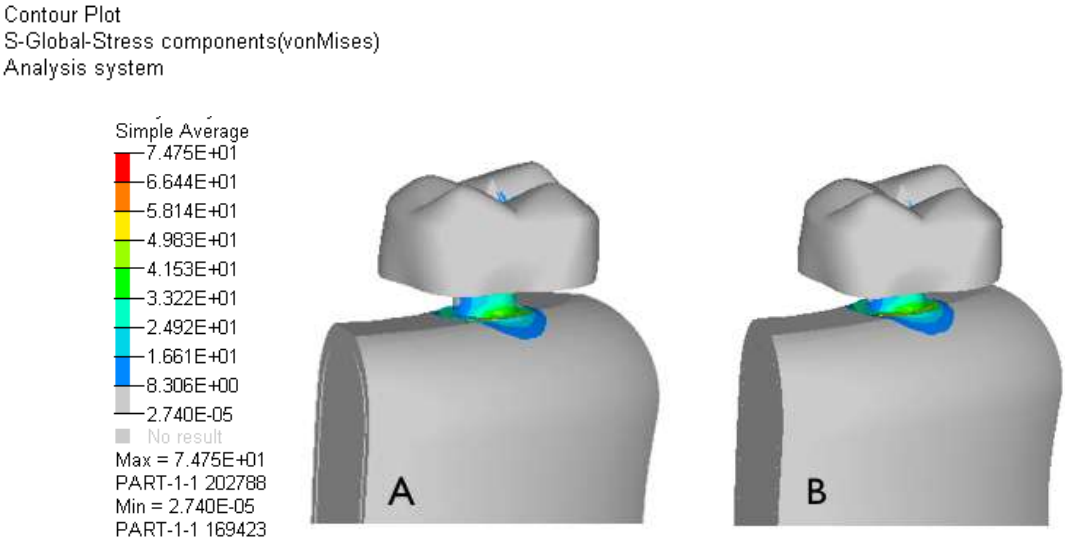


Figura IV: **A)** Tensão gerada na superfície acrílica, **B)** Tensão gerada na superfície metálica

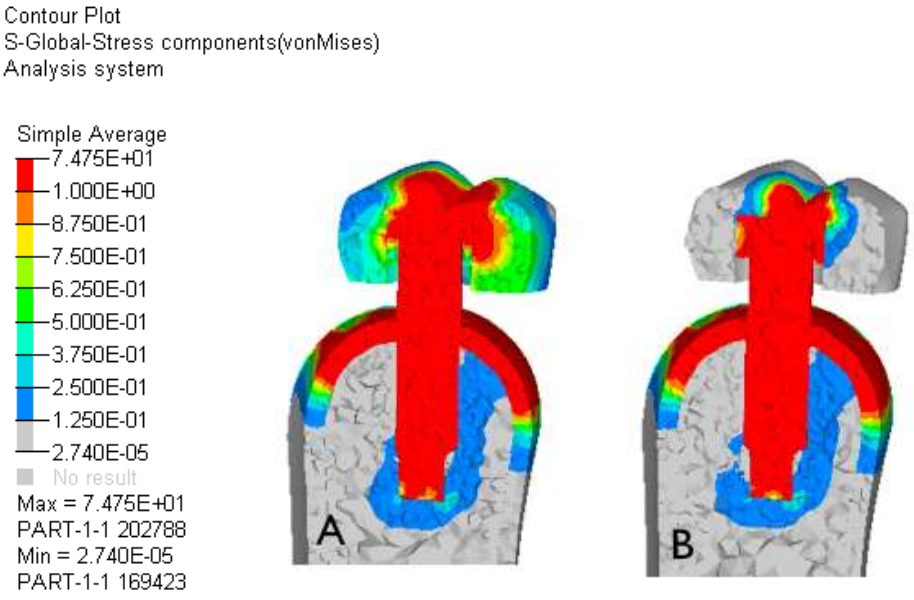


Figura V: Seção lateral: **A)** Tensão gerada na superfície acrílica, **B)** Tensão gerada na superfície metálica.

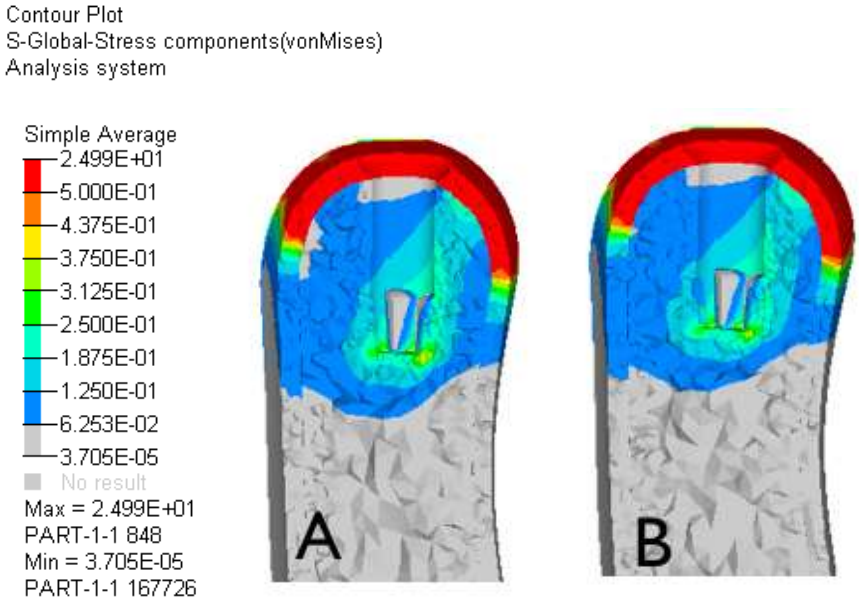


Figura VI: Corte sagital: A)Tensão gerada no osso cortical e medular na superfície acrílica, B)Tensão gerada no osso cortical e medular na superfície metálica.

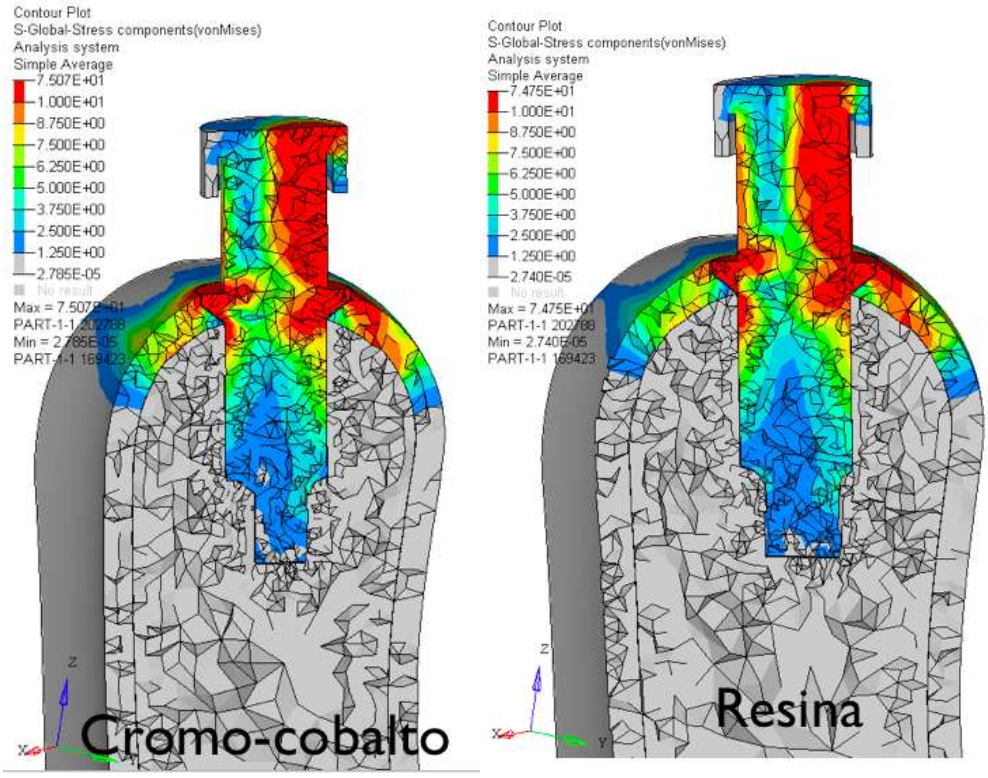


Figura VII: Distribuição da tensão no conjunto implante, locator, capsula e osso.

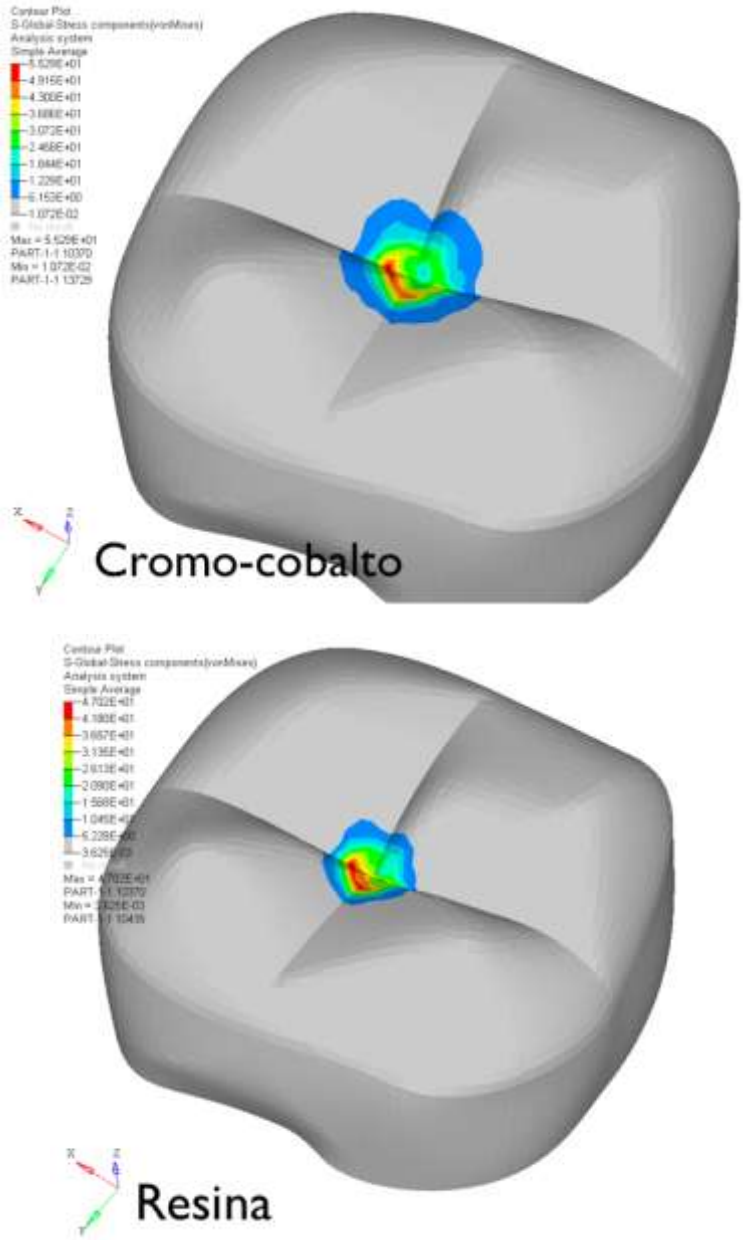
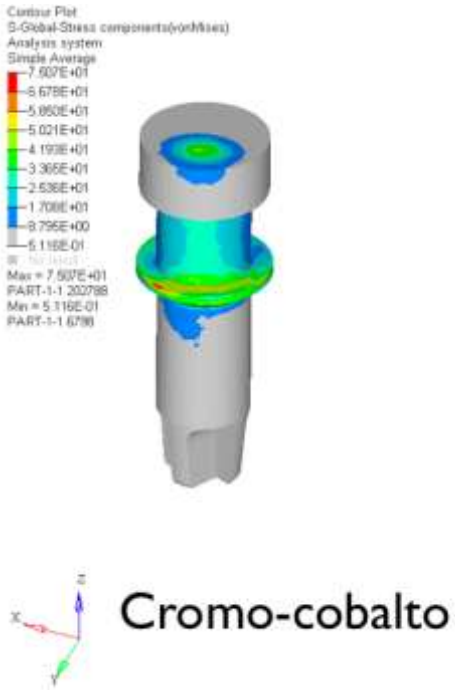


Figura VIII: Distribuição da tensão no material restaurador das coroas



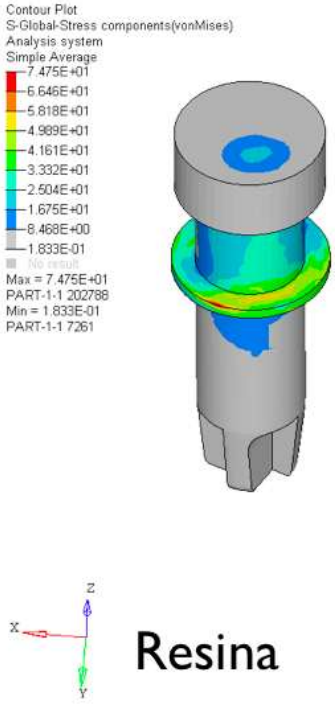


Figura IX: Distribuição da tensão no conjunto implante, locator®

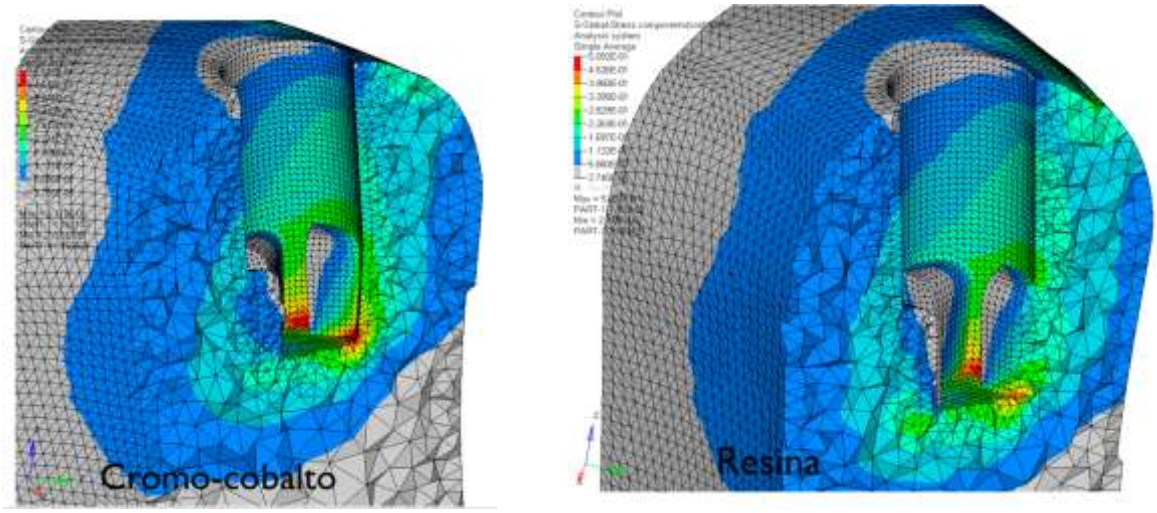


Figura X: Distribuição da tensão no osso medular

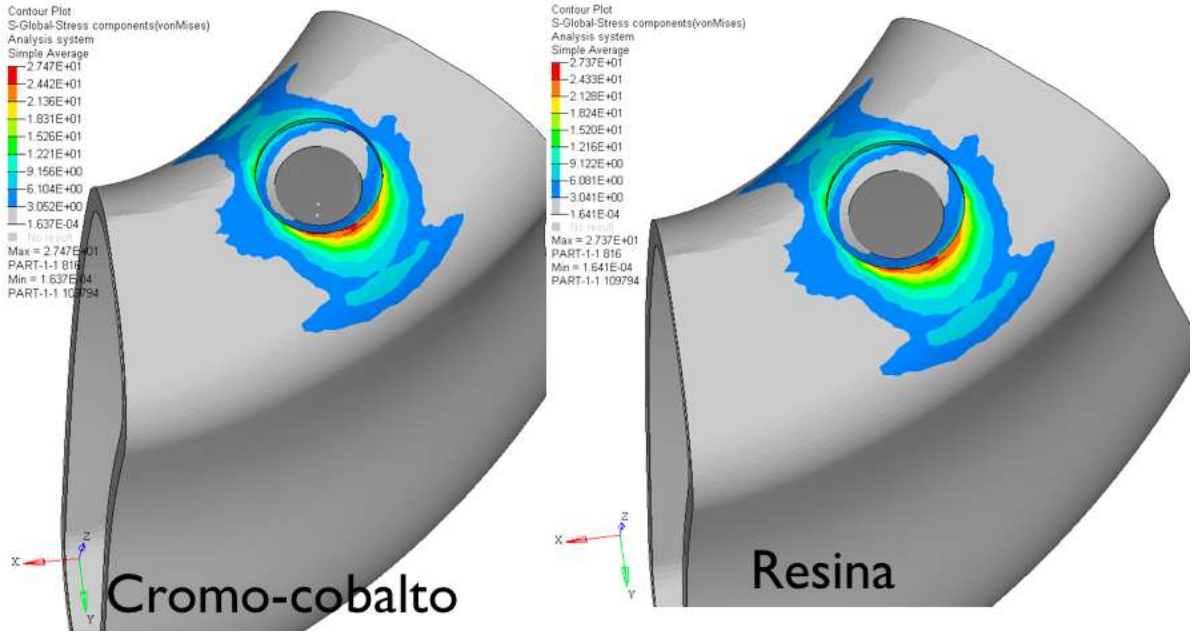


Figura XI: Distribuição da tensão no osso cortical

DISCUSSÃO

Neste estudo em que o objetivo foi avaliar as tensões geradas em uma prótese sobre implante acoplada a um attachment de precisão (Locator®) diferenciando os materiais de cobertura oclusal, usando a método de elementos finitos, foi possível analisar como ocorre o carregamento dessas próteses.

A análise pelo MEF como característica marcante a obtenção de informações diretas sobre as tensões geradas no modelo, em conseqüência de uma força aplicada permitindo assim comparar padrões de tensões na região adjacente ao implante após aplicação de 100N de força distribuídas em quatro pontos correspondentes às pontas de cúspide de um molar inferior.

A literatura não é consensual em afirmar qual tipo de material seria mais interessante de se usar para cobertura oclusal em prótese sobre implante em função das tensões transmitidas à região periimplantar. Para alguns autores,[12,13,14,16,17,18,19,21] não foi encontrada diferença significativa nas forças mastigatórias, nem no padrão de mastigação em função da diferenciação do material de cobertura oclusal. Estes achados corroboram aos encontrados neste estudo.

A divergência dos resultados dos estudos quanto ao material de cobertura oclusal poderia ser explicada também pelos diferentes materiais com diferentes fabricantes. Sabemos que hoje, na odontologia, há diferentes marcas de materiais de cobertura com diferentes características de resistência, logo, não há uma padronização nos estudos quanto a este quesito, não podendo ter efeitos comparativos com outros estudos. Neste estudo, a coroa de metal obteve um comportamento de transmissão de tensões semelhante à resina.[16]

A forma de aplicação da força também foi uma particularidade no trabalho. Visando estar mais próximo da realidade, foi aplicada a força em quatro pontos simulando um dente antagonista, com pontos de contatos semelhantes totalizando uma força de 100N.

Nas figuras observa-se uma concentração maior de tensões na face vestibular o que leva-se a pensar que neste modelo pode ter ocorrido uma decomposição de força para a face lingual. Isto provavelmente ocorreu devido às características anatômicas da superfície oclusal de um molar com seus planos anatômicos inclinados.

O que se percebe é que todos os estudos possuem vários elementos variáveis em suas metodologias que podem levar a conclusões diferentes, portanto não há consenso no que se refere a este tema. Porém os resultados dos estudos mostram que há uma concentração de tensões predominantes na região cervical dos implantes e na região apical, o que se confirma com a literatura do ponto de vista qualitativo. As variações ocorrem quando a análise é quantitativa.

A geração de tensões na área periimplantar de implantes odontológicos independentemente do modelo de análise, ainda necessita maiores estudos. A sensibilidade do método para detectar e localizar as tensões, bem como a padronização dos dados que alimentam estes métodos deveriam ser estudados.

CONCLUSÕES

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

a) as menores tensões de von Mises no sistema implante-prótese foram encontradas no modelo 1;
b) em relação aos componentes protéticos: locator, capsula, coroa e implantes, os maiores picos e extensão de tensões foram encontrados no implante do modelo 2;
c) a diferença entre a tensão encontrada no modelo 1 e 2 não tem valor significativo, o que indica que o uso de superfície metálica não altera na distribuição de tensão das partes envolvidas;

REFERÊNCIAS

1. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson Bo, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraósseous anchorage of dental prosthesis. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg. 1969; 3(2):81-100.
2. Cunha LAP, Rocha EP, Pellizzer EP. Prevalência da Síndrome de Kelly em usuários de prótese parcial removível. RGO, Porto Alegre, 2007 out/dez; 55(4):325-8.
3. Rangert B, Krough HJ, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a restropective clinical analysis. Int J Oral Maxillofac Implant, 1995; (10): 326-34.
4. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. Clin Oral Implant Res. 2000; 11(Suppl.):156-8.
5. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complication in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 year. J Clinl Periodont. 2002 Aug; 29(8)Suppl. 3:197-12.
6. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Belser C, Samson J. Prosthetic complications with dental implants: from an up-to-8-year experience in private practice. Int J Oral Maxillofac Impl, 2006; 21(6):919-28.
7. Çiftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implantsupported fixed restorations. Int J Oral Maxillofac Implant, 2000; 15:571-82.
8. Anusavice KJ. Materiais dentários. 10ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan; 1998.
9. Oguz E, Oguz D. The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis. Clinic Oral Invest, 2010: 411-16.
10. Ellsworth K. Changes caused by a mandibular removable partial denture oppesing a maxillary complete denture. J Prosth Dent, California, 1972 Feb; 27(2):140-50.

11. Pasciuta M, Grossmann Y, Finger IM. A prosthetic solution to restoring the edentulous mandible with limited interarch space using an implant-tissue-supported overdenture: a clinical report. J Prosthet Dent, 2005; 93:116-20.
12. Skalak R. Aspects of biomechanical considerations. In: Branemark PI, Albrektsson T. (eds). Tissueintegrated protheses: Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintenssence; 1985. p. 117-28.
13. Gracis CE, Nicholls JI, Chalupnik JD, Yuadelis RA. Shock-absorving behavior of five restorative materials used on implants. Int J Prosth, 1991; 9(3):282-4.
14. Ismael Y, Kukunas S, Pipko D, Eibiary W. Comparative study of various occlusal materials used on implants. J Dent Res, 1989; 68:962.
15. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Proth Dent, 1983; 50(3):399.
16. Inan O, Kesin B. Evaluation of the effects of restorative materials used for occlusal surfaces of implant-supported prostheses on force distribution. Implant Dent, 1999; 8(3):311.
17. Stegaroiu R, Khraisat A, Nomura S, Miyakawa O. Influence of superstruture materials on strain around on implant under 2 loading condition: A technical investigation. Int J Oral Maxillofac Implant, 2004;19(5):735-42.
18. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. J Prosth Dent, 1992; 67(2):.236-45.
19. Mericske-Stern R, Venetz E, Fahrlander F, Burgin W. *In vivo* force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: a pilot study. J Prosthet Dent, 2000; 84(5):535-47.

20. Çiftçi Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant supported fixed prosthesis using different veneering materials. Int J Prosth, 2001; 14(5): 406-11.

21. Bassit R, Lindstrom H, Rangert B. *In vivo* registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant-supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implant. 2002; 17(1):17-23.

22. Elias C, Moraes E, Moraes M. Análise de tensões por elementos finitos em implantes osseointegrados: variação do material da coroa protética. RBO. 2002; 59(2):128-32.

23. Ferreira YF. Tensões geradas em prótese sobre implante com diferentes materiais restauradores: estudo fotoelástico. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Programa de Pós-graduação em Odontologia PUC Minas. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2010, 86p.

24. John I, Rangarajan V, Ravindra C, Savadi KS, Kumar S, Kumar PS, Indian J. A Finite Element Analysis of Stress Distribution in the Bone, Around the Implant Supporting a Mandibular Overdenture with Ball/O Ring and Magnetic Attachment. Prosth Soc, 2012 Jan/Mar; 12(1):37-44.

25. Lawrence A, Weinberg DDS, Kruger B. Biomechanical considerations when combining tooh-supported and implant-supported protheses. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, New York, 1994; 78:22-7.

26. Palmqvist LDS, Gunnar EC, Wall B. The combination syndrome: A literature review. J Prosth Dent, 2003 Sept; 90(3):270-5.

27. Ellsworth K. Changes caused by a mandibular removable partial denture oppesing a maxillary complete denture. J Prosth Dent. California, 2003 Sept; 90(3):213-9.

28. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison

between rigid and resilient attachment configurations. Med Eng Phys. 2008 Mar; 30(2):218-25.

29. Oliveira GG. Comportamente biomecânico do sistema prótese/implante em função da união e alinhamento em modelos de elementos finitos. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Programa de Pós-graduação em Odontologia PUC Minas. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2008, 62p.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

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

a) as menores tensões de von Mises no sistema implante-prótese foram encontradas no modelo 1;
b) em relação aos componentes protéticos: locator, capsula, coroa e implantes, os maiores picos e extensão de tensões foram encontrados no implante do modelo 2;
c) a diferença entre a tensão encontrada no modelo 1 e 2 não tem valor significativo, o que indica que o uso de superfície metálica não altera na distribuição de tensão das partes envolvidas;
d) com o uso de superfície de metal conseguimos manter por mais tempo a dimensão vertical de oclusão do paciente.

REFERÊNCIAS

ANUSAVICE, K.J. **Materiais dentários.** 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan,1998.

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

BRANEMARK, P.I. et al. Intraósseous anchorage of dental prosthesis. I. Experimental studies. **Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery** , v.3, n.2, p. 81-100, 1969.

ÇIFTÇI, Y.; CANAY, S. The effect of veneering materials on stress distribution in implantsupported fixed restorations. **International Journal of Oral Maxillofacial Implant,** 15:571-82, 2000.

CUNHA, L.A.P.; ROCHA, E.P.; PELLIZZER, E.P. Prevalência da Síndrome de Kelly em usuários de prótese parcial removível. **Revista Gaúcha de Odontologia,** Porto Alegre, v.55, n.4, p. 325-328, out./dez. 2007.

NEDIR, R. et al. Prosthetic complications with dental implants: from an up-to-8-year experience in private practice. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants,** v.21, n. 6, 919-928, 2006.

OLIVEIRA, G.G. **Comportamente biomecânico do sistema prótese/implante em função da união e alinhamento em modelos de elementos finitos.** 2008. 62f. [Dissertação Mestrado em Odontologia] - Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Programa de Pós-graduação em Odontologia, Belo Horizonte.

RANGERT, B. et al. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, n.10, p. 326-334, 1995.

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