

Camilo Andres Villabona Lopez

**ANÁLISE PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS DA  
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM TECIDO ÓSSEO  
PERIIMPLANTAR, COMPONENTES PROTÉTICOS E  
IMPLANTES COM CONEXÃO CONE MORSE E HEXÁGONO  
EXTERNO REABILITADOS COM DIFERENTES DESENHOS  
PROTÉTICOS NA REGIÃO ANTERIOR DA MAXILA**

Florianópolis  
2017



Camilo Andres Villabona Lopez

**ANÁLISE PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS DA  
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM TECIDO ÓSSEO  
PERIIMPLANTAR, COMPONENTES PROTÉTICOS E  
IMPLANTES COM CONEXÃO CONE MORSE E HEXÁGONO  
EXTERNO REABILITADOS COM DIFERENTES DESENHOS  
PROTÉTICOS NA REGIÃO ANTERIOR DA MAXILA**

Tese submetida ao Programa de  
Pós-Graduação em Odontologia da  
Universidade Federal de Santa  
Catarina para a obtenção do Grau  
de Doutor em Odontologia, área de  
concentração Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Antônio  
Carlos Cardoso.

Coorientador: Prof. Dr. Marco  
Antônio Amorim Vasco.

Florianópolis  
2017

## Ficha Catalográfica

Villabona Lopez, Camilo Andres

ANÁLISE PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS DA  
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM TECIDO ÓSSEO PERIIMPLANTAR,  
COMPONENTES PROTÉTICOS E IMPLANTES COM CONEXÃO CONE MORSE E  
HEXÁGONO EXTERNO REABILITADOS COM DIFERENTES DESENHOS  
PROTÉTICOS NA REGIÃO ANTERIOR DA MAXILA / Camilo Andres  
Villabona Lopez ; orientador, Antônio Carlos Cardoso ;  
coorientador, Marco Antônio Amorim Vasco. - Florianópolis,  
SC, 2017.

136 p.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Santa  
Catarina, Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós  
Graduação Multidisciplinar em Saúde.

Inclui referências

1. Saúde. 2. Análise de Elementos Finitos . 3.  
Implantação Dentária . 4. Próteses e Implantes . 5. Prótese  
Parcial Fixa . I. Cardoso, Antônio Carlos . II. Vasco,  
Marco Antônio Amorim . III. Universidade Federal de Santa  
Catarina. Programa de Pós-Graduação Multidisciplinar em  
Saúde. IV. Título.

Camilo Andres Villabona Lopez

**ANÁLISE PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM TECIDO ÓSSEO PERIIMPLANTAR, COMPONENTES PROTÉTICOS E IMPLANTES COM CONEXÃO CONE MORSE E HEXÁGONO EXTERNO REABILITADOS COM DIFERENTES DESENHOS PROTÉTICOS NA REGIÃO ANTERIOR DA MAXILA**

Esta tese foi julgada adequada para obtenção do título de Doutor em Odontologia, área de concentração Implantodontia, e aprovada em sua forma final pelo Programa Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina.

Florianópolis, 23 de fevereiro de 2017.

---

Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Izabel Cristina Santos Almeida  
Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade  
Federal de Santa Catarina

**Banca Examinadora:**

---

Prof. Dr. Antônio Carlos Cardoso  
Orientador, Universidade Federal de Santa Catarina

---

Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Andrea Candido dos Reis  
Membro Externo, Universidade de São Paulo

---

Prof. Dr. Bruno Henriques  
Membro, Universidade Federal de Santa Catarina

---

Prof. Dr. Cesar Benfatti  
Membro, Universidade Federal de Santa Catarina

---

Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Elisa Oderich  
Membro, Universidade Federal de Santa Catarina

---

Prof. Dr. Edival Magalhães Júnior  
Membro Externo, ABO-DF



## DEDICATÓRIA

Para os meus pais **Guillermo Villabona Pinilla e Ludy López Morantes** pelo imenso amor apoio e motivação constante durante todos os anos da minha vida. Não existem palavras de agradecimento e sim existe o mais claro amor para vocês, sou afortunado por tê-los perto de mim, ainda influenciando o caminho da minha vida com os seus exemplos. Esse amor refletido pela união familiar, faz dos meus irmãos **Laura Milena Villabona Lopez e Juan Pablo Villabona Lopez** os meus melhores amigos que sempre estiveram dia a dia acrescentando neste processo o maior apoio para meu futuro pessoal e profissional. À nova geração desta família **Alejandro Garzon Villabona** que sua nobreza me inspira a ser um exemplo de evolução.

À minha companheira, amiga e namorada **Alana de Castro Pereira** que há aproximadamente três anos tem sido meu pilar de vida pessoal e profissional. Sua ajuda nesta etapa de vida foi súbita e importante para o desenvolvimento acadêmico e clínico. Obrigado pelas correções desta tese. A sua disposição e atenção me trouxeram até este ponto de vida.





## AGRADECIMENTOS

### Meu agradecimento especial...

Aos professores do **CEPID** a quem atribuo o maior respeito e grande admiração como pessoas e profissionais. Sinto-me orgulhoso e abençoado por Deus por chegar neste departamento e encontrar todos os senhores, pois cada dia e cada um de vocês, me ensinou, educou, orientou e ajudou incondicionalmente. Palavra de agradecimento é pouco e espero algum dia retribuir essa grande atenção que tiveram comigo, levarei o CEPID sempre no meu coração.

Ao meu orientador **Prof. Dr. Antônio Carlos Cardoso** pelas suas palavras que foram construindo em mim motivação para esforçar-me cada dia em ser uma melhor pessoa e um melhor profissional. Seus ensinamentos me trouxeram evolução e desenvolvimento neste âmbito. Ao **Prof. Dr. Ricardo de Sousa Magini** pela a sua atenção me recebendo nesta cidade a quatro anos. Sua liderança, o seu perfil e suas expressões me inspiram. Ao **Prof. Dr. Cesar Benfatti** um profissional da nova geração que eu gostaria de ser influenciado e seguir a minha vida como acadêmico. Sua simpatia profissional e como pessoa é a melhor qualidade. Ao **Prof. Dr. Marco Aurelio Bianchini** quem admiro pela sua organização de trabalho em equipe. Obrigado por brindar a sua confiança em mim, agradeço a sua atenção e ensinamentos.

À **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Martha Liliana Rincon Rodrigues** professora da Universidade Santo Tomas de Aquino da Colômbia, agradeço seu apoio, trabalho e parceria durante todos os anos que estive em comissão de estudos, obrigado por acreditar em mim por estar do meu lado, estarei sempre grato pelos seus conselhos e palavras de motivação que hoje ainda estão encaminhados para exercer a docência na minha antiga escola de formação como cirurgião dentista na Universidade Santo Tomas de Aquino, Bucaramanga, Santander, Colômbia.

À **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Elisa Oderich** pela sua ajuda incondicional nas correções desta tese. Agradeço a motivação e simpatia durante o processo acadêmico e trabalho clínico.

Agradeço a todos os **professores do CEPID**, também aos **funcionários da UFSC**, em especial **Silvani** e **Ana** que direta ou

indiretamente trabalharam e ajudaram para o meu desenvolvimento profissional, agradeço seu tempo, trabalho e dedicação.

**Aos meus companheiros de estudo do Departamento de Implantodontia do CEPID** que se tornaram meus grandes amigos. Meu respeito e admiração a todos vocês como profissionais e fundamentalmente como pessoas. Gostaria que a vida continuasse aportando no meu futuro um entorno laboral de convivência que nestes últimos tem-se construído junto com os professores.

Ao meu coorientador **Prof. Dr. Marco Antônio Amorim Vasco**, pelas suas aulas de Análise dos Elementos Finitos que iniciaram no ano 2009 e foram fundamentais para o desenvolvimento de pesquisas, dissertação de mestrado e tese de doutorado. Seguirei nesta linha de pesquisa aprimorando-a e trabalhando nos conceitos e metodologia para minha futura carreira acadêmica.

Ao **Fray. Tiberio Polania Ramirez O.P e Fray. Guillermo León Villa Hincapié O.P** por sua confiança e colaboração no início deste longo camino desde o ano 2008, sendo hoje o **Fray Jesús Antonio Ceballos Giraldo O.P. e Dra. Martha Juliana Rodríguez Gómez** os diretores que incondicionalmente depositaram em mim a confiança para a finalização desta longa jornada. Agradeço a **equipe da Faculdade de Odontologia da Universidade Santo Tomas de Aquino** por acreditarem em mim e por todo suporte legal.

A todos meus familiares **Avó Edelmira, Henry, Dom Alfonso, Jairo, Luz Marina, Elvira, Chumara, Raul e Germai** sempre me apoiaram, ajudaram em qualquer momento da minha vida.

A família de Castro Pereira: **Vó Zenaide, Ingrah, Alan, Gabriel, Natália, Abílio, Soraya, Edilberto, Lais, Tiago, Liane, Alberto, Vinicius, Beatriz e Kika** por me receberem, pelo apoio, amizade, carinho e amor para conosco.

Ao **Vinicius Santini** e à **Nina Carvalho** que por sua amizade e apoio incondicional muito ajudaram e contribuíram no desenvolvimento nestes anos, grato a vocês pelo carinho que deram para conosco.

Aos meus grandes amigos **Artur Wanderlei** e **Patrícia Medeiros** que caminhamos juntos desde o primeiro dia que cheguei na Universidade, obrigado meus parceiros por estarem sempre apoiando em todos os momentos e levarei vocês no meu coração a vida toda ¡e na Colombia!

A todos os caros professores e companheiros do **Departamento da Dentística** que também contribuíram com ensinamentos pessoais e profissionais.

À **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Iara Augusta Orsi**, pela sua orientação e apoio na iniciação desta longa jornada acadêmica stricto sensu, obrigado pelos ensinamentos de vida pessoal, acadêmica e na introdução desta linha de pesquisa em Elementos Finitos, sua orientação me motivaram a crescer, aprimorar e pesquisar mais este tema acadêmico e continuarei levando esta ciência no meu futuro processo como docente.

Agradeço a todos os professores **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Andrea Cândido dos Reis**, **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza**, **Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon**, **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Léa Assed Bezerra da Silva**, **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Helena de Freitas Oliveira Paranhos**, **Prof. Dr. Valdir Antonio Muglia**, **Prof. Dr. Raphael Freitas de Souza**, as secretárias e demais funcionários do Departamento de Materiais Dentários e Próteses da Universidade de São Paulo em Ribeirão Preto por todo suporte nos inícios desta vida acadêmica. Suas influências me ajudaram a finalizar toda a Pós-Graduação.

Aos **professores da especialização em Periodontia da São Leopoldo Madic**, em Curitiba, Paraná, em especial à **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Tatiana Miranda Deliberador**, ao **Prof. Dr. Felipe Rychuv Santos**, à **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Carmen Lucia Mueller Storrer**, ao **Prof. Dr. Tertuliano Ricardo Lopes** e **meus companheiros de turma**. Obrigado pela amizade, solidariedade e trabalho.

Ao **Prof. Dr. Edival Magalhães Júnior**, ao **Prof. Dr. Luis André Mendonça Mezzomo**, ao **Prof. Ms. Leonardo Bez**, **demais professores e companheiros da especialização em Implantodontia da Faculdade Avantis Instituição UNIQUE** obrigado pelos ensinamentos teóricos, clínicos, práticos e laboratoriais de prótese e implantodontia, além do companheirismo e apoio durante esses anos.

À **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Izabel Cristina Santos Almeida**, pelo seu trabalho, dedicação ao programa de Pós-graduação.

À **CAPES** e o seu programa de convênios **PEC-PG** pelo apoio ao cidadão estrangeiro, pela possibilidade de estudar e nos manter aqui neste maravilhoso país que é o Brasil. Obrigado.

*¡Meu Amado senhor Jesus Cristo por estar sempre me acompanhando em todos os momentos da minha vida, obrigado Senhor por involucrar à minha família, parentes, companheiros, amigos, colegas e pessoas boas no meu caminho de vida, oro para que continue abençoando-os com seu amor incondicional e enchendo nossos corações de muita paz, saúde, sucesso, sabedoria, união e felicidade!*

## RESUMO

O objetivo desse estudo foi analisar pelo método dos elementos finitos a distribuição e picos de tensão em prótese parcial fixa (12-22) e prótese parcial fixa com cantiléver distal bilateral (11-21) suportadas por implantes de hexágono externo e cone morse na região anterior da maxila. As duas situações clínicas foram simuladas em terceira dimensão, analisadas e comparadas qualitativamente segundo o mapa de cores e quantitativamente por meio dos Critérios de Rankine para infraestrutura e cerâmica, o Critério equivalente Von Mises para os implantes, pilares e parafusos passantes e o Critério Mohr Coulomb para o tecido ósseo periimplantar. O teste foi realizado com aplicações de carga de 400 N com angulação de 45° em relação ao longo eixo da prótese. Foi observado que as tensões na cerâmica diminuíram 103% e 110% para próteses sem cantiléver sendo o pico de maior tensão na região da extensão distal. Independentemente do tipo de desenho protético os pilares cone morse diminuíram 38% dos picos de tensão em relação ao hexágono externo. Em contrapartida a conexão hexágono externo reduziu os valores dos picos de tensão em 20% na região óssea periimplantar em relação à conexão cone morse. De acordo com as limitações deste estudo, evidenciou-se que independentemente da conexão protética, a prótese parcial fixa com cantiléver distal bilateral aumentou os picos de tensão na cerâmica. Independentemente do tipo de desenho protético, a conexão cone morse aumentou os picos de tensão no osso periimplantar e o hexágono externo no pilar. A plotagem gráfica da distribuição de tensões evidenciou que os picos de tensão na infraestrutura, parafuso protético e implante foram similares entre os grupos analisados.

**Palavras chaves:** Análise de Elementos Finitos 1. Engenharia Biomédica 2. Implantação Dentária 3. Próteses e Implantes 4. Prótese Parcial Fixa 5.



## ABSTRACT

The aim of the present study was to analyze the mechanics of the distribution and stress peaks in fixed partial prostheses (12-22) and fixed partial prostheses with a bilateral distal cantilever (11-21) supported by external hexagon and morse taper in the anterior region of the maxilla. The two clinical situations were simulated in three dimension, analyzed and compared qualitatively according to the color map and quantitatively using the Rankine criteria for the infrastructure and ceramics, the Von Mises equivalent criterion for implants, abutments and screws and the Mohr Coulomb criterion for the peri-implant bone tissue. The test was performed with load applications of 400 N with an angle of 45° in relation to the long axis of the prosthesis. It was observed that the ceramic stress decreased 103% and 110% for the non-cantilevered prostheses with the peak of greater stress in the distal exstress region. Regardless of the type of prosthetic design, the morse taper abutments decreased 38% of the stress peaks in relation to the external hexagon, and external hexagon reduced the values of the stress peaks 20% in the peri-implantar osseous region in relation to the cone morse connection. According to the limitations of the present study, it was shown that, independently of the prosthetic connection, the fixed partial prosthesis with a bilateral distal cantilever increased the stress peaks in the ceramics. Regardless of the type of prosthetic design, the cone morse connection increased the stress peaks in the peri-implantar bone and the external hexagon in the abutment. The graphical plot of the stress distribution showed that the stress peaks in the infrastructure, prosthetic screw and implant were similar between the analyzed groups.

**Key Words:** Finite Element Analysis 1. Biomedical Engineering 2. Prostheses and Implants 3. Dental Implantation 4. Denture, Partial, Fixed 5.





## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1**- Imagem da maxila dentada (A); Maxila edêntula vista frontal (B); e Maxila edêntula vista palatina (C) ..... 46
- Figura 2** - Modelos dos incisivos retirados do modelo dentado (A) e posicionados no modelo de maxila edêntula (B) ..... 47
- Figura 3** - Imagens dos implantes e pilares em posição. Modelo hexágono externo (A e B) e cone morse (C e D) ..... 48
- Figura 4** - Grupos Tridimensionais: HE para prótese parcial fixa com cantiléver distal bilateral (HE-PPFc) (A); HE para prótese parcial fixa (HE-PPF) (B); CM para prótese parcial fixa com cantiléver distal bilateral (CM-PPFc) (C) e CM para prótese parcial fixa (CM-PPF) (D)..... 49
- Figura 5** - Vista lateral do posicionamento dos implantes (A) HE e (B) CM simulando a saucerização ..... 50
- Figura 6** - Emergência dos cilindros da prótese nos implantes laterais (A) e centrais (B) ..... 50
- Figura 7** - Coroas unitárias para os desenhos protéticos (HE e CM) (A). Pônticos criados e sua relação ao único modelo de barra (B) ..... 51
- Figura 8** - (A, D) Vista vestibular com cerâmica e osso cortical periimplantar semitransparente para visualização de estruturas internas, (B, E) vista palatina e (C, F) lateral sem transparência ..... 51
- Figura 9** - (A, D) Vista vestibular com cerâmica e osso cortical periimplantar semitransparente para visualização de estruturas internas, (B, E) vista palatina e (C, F) lateral sem transparência ..... 52
- Figura 10** - Vistas palatal (A, B) e lateral (C) e da estrutura antagonista sobre a prótese ..... 52

<b>Figura 11</b> - Vista de algumas malhas nos diferentes modelos. Modelo maxilar (A), Implante HE e mini pilar (B), Prótese parcial fixa cantiléver (C), osso periimplantar (D), corte transversal do modelo ósseo para prótese parcial fixa (E) e PPF sem base óssea (F) .....	55
<b>Figura 12</b> - Vista vestibular e palatino da distribuição de tensão no recobrimento cerâmico .....	61
<b>Figura 13</b> - Vista incisal e cervico-coronal da distribuição de tensão no recobrimento cerâmico .....	62
<b>Figura 14</b> - Vista vestibular e palatino da distribuição de tensão na infraestrutura .....	65
<b>Figura 15</b> - Vista incisal e cervico-coronal da distribuição de tensão na infraestrutura .....	66
<b>Figura 16</b> - Vista mesial dos parafusos protéticos do lado direito das próteses implantossuportada .....	69
<b>Figura 17</b> - Vista em corte transversal dos parafusos protéticos do lado direito das próteses implantossuportada .....	69
<b>Figura 18</b> - Vista HE-PPF-mesial (A) e em corte transversal (B) dos parafusos passantes do lado direito das próteses implantossuportada .....	71
<b>Figura 19</b> - Vista HE-PPF-incisal (A) e vista palatina (B) dos pilares do lado direito das próteses implantossuportada .....	72
<b>Figura 20</b> - Vista HE-PPFc-mesial (A) em corte transversal (B) dos parafusos passantes do lado direito das próteses implantossuportada .....	72
<b>Figura 21</b> - Vista HE-PPFc (A) em corte transversal (B) dos pilares do lado direito .....	73
<b>Figura 22</b> - Vista CM-PPF-mesial (A) em corte transversal (B) dos pilares do lado direito .....	73

<b>Figura 23</b> - Vista CM-PPFc-mesial (A) em corte transversal (B)) dos pilares do lado direito .....	74
<b>Figura 24</b> - Vista externa da distribuição de tensão nos implantes do elemento direito .....	76
<b>Figura 25</b> - Vista em corte longitudinal da distribuição de tensão nos implantes do elemento direito .....	77
<b>Figura 26</b> - Vista da plataforma dos implantes da distribuição de tensão do elemento direito .....	77
<b>Figura 27</b> - Vista incisal da distribuição de tensão no osso periimplantar e vista em corte transversal do lado direito de todos os grupos .....	80
<b>Figura 28</b> - Vista distal da conexão entre lateral e central mostrando que pela forma estética, a porção apical é mais fina que a cervical na conexão .....	90
<b>Figura 30</b> - Vista em corte da região de pico de tensão nos implantes HE .....	96



## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1-</b> Grupos dos modelos virtuais .....	49
<b>Tabela 2-</b> Módulo de Young e Coeficiente de Poisson dos materiais .	53
<b>Tabela 3 -</b> Valor de pico de tensão nas cerâmicas segundo o critério de Rankine (em MPa) e seu percentual em relação à resistência flexural da cerâmica feldspática .....	60
<b>Tabela 4 -</b> Valores de picos na infraestrutura segundo o critério de Rankine (em MPa) e seu percentual em relação a resistência a tração do cobalto-cromo .....	64
<b>Tabela 5 -</b> Valores de picos de tensão nos parafusos protéticos segundo o critério de von Mises (em MPa) e seu percentual em relação ao limite de escoamento do titânio .....	25
<b>Tabela 6 -</b> Valores de picos de tensão nos pilares e parafusos segundo o Critério de Von Mises (em MPa) e seu percentual em relação ao limite de escoamento do titânio .....	68
<b>Tabela 7 -</b> Valores de picos de tensão nos implantes segundo o critério de von Mises (em MPa) e seu percentual em relação ao limite de escoamento do titânio .....	70
<b>Tabela 8 -</b> Valores de picos de tensão no osso segundo o critério de Mohr Coulomb e seu percentual em relação ao maior pico do modelo controle (CM-PPFc esquerdo = 100%) .....	78
<b>Tabela 9 -</b> Síntese dos dados percentuais e picos de tensão para todos os grupos analisados .....	82



## LISTA DE GRÁFICOS

<b>Gráfico 1</b> - Valor de pico de tensão nas cerâmicas segundo critério de Rankini MPa .....	60
<b>Gráfico 2</b> - Valor de pico de tensão nas infraestruturas segundo Critério de Rankine (em MPa) .....	64
<b>Gráfico 3</b> - Picos de tensão nos parafusos protéticos segundo Critério de von Mises em MPa .....	68
<b>Gráfico 4</b> - Valores de Picos de tensão nos pilares e parafusos passante do pilar segundo Critério de von Mises (em MPa) .....	71
<b>Gráfico 5</b> - Resultados nos implantes segundo critério de von Mises (em MPa) .....	76
<b>Gráfico 6</b> - Valores de picos de tensão no osso segundo Critério de Mohr Coulomb .....	79
<b>Gráfico 7</b> - Síntese dos dados percentuais e picos de tensão para todas as análises .....	83





## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

MEF - Método dos Elementos Finitos

TC - Tomografia Computadorizada

PPF - Prótese Parcial Fixa

PPFc - Prótese Parcial Fixa com cantiléver distal bilateral

HE - Hexágono Externo

CM - Cone Morse

CAD - Desenho Assistido por Computador

MPa - Megapascal



## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	31
<b>2. OBJETIVOS</b> .....	41
2.1. OBJETIVO GERAL .....	41
2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	41
<b>3. MATERIAL E MÉTODO</b> .....	45
3.1. PRÉ-PROCESSAMENTO .....	45
3.1.1. Base óssea .....	45
3.1.2. Edição dos modelos da maxila .....	47
3.1.3. Modelos dos implantes e pilares .....	47
3.1.4. Edição dos modelos (implantes, pilares e parafusos protéticos) .....	48
3.1.5. Modelos das próteses implantossuportadas .....	49
3.2. PROCESSAMENTO .....	53
3.2.1. Análise pelo Método dos Elementos Finitos (MEF) .....	53
<b>4. RESULTADOS</b> .....	59
4.1. PÓS-PROCESSAMENTO .....	59
4.1.1. Cerâmica .....	59
4.1.1.1. Análise dos resultados para cerâmica .....	63
4.1.2. Infraestrutura .....	63
4.1.2.1. Análise das tensões na infraestrutura .....	67
4.1.3. Parafusos protéticos .....	67
4.1.3.1. Análise das tensões nos parafusos protéticos .....	70
4.1.4. Pilares e parafusos passantes .....	70
4.1.4.1. Análise das tensões nos pilares e parafusos passantes .....	74
4.1.5. Implantes .....	75
4.1.5.1. Análise das tensões nos implantes .....	78
4.1.6. Osso periimplantar .....	78
4.1.6.1. Análise dos resultados para osso periimplantar .....	81
4.2. SÍNTESE DOS RESULTADOS .....	81
4.3. TESTE DE HIPÓTESE .....	84
<b>5. DISCUSSÃO</b> .....	87
<b>6. CONCLUSÕES</b> .....	101
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	103
<b>APÊNDICE – Artigo em Inglês</b> .....	119



Introdução

---



## 1. INTRODUÇÃO

A estética, função, saúde e o tempo sempre estarão relacionados nos tratamentos clínicos como padrão de excelência na reabilitação oral implantossuportada, sendo determinada pelo equilíbrio entre a harmonia da estética branca e rosa. A substituição dos dentes perdidos na região anterior da maxila é uns dos tratamentos clínicos mais desafiantes para a obtenção de resultados estéticos e funcionais. É necessário estabilidade e equilíbrio entre o comportamento mecânico dos biomateriais, bem como a resposta biológica dos tecidos periimplantares (FU; LEE; WANG, 2011; BARTER e DENT, 2010; BUSER; MARTIN; BELSER, 2004).

Vários fatores mecânicos e biológicos devem ser considerados e estão diretamente relacionados entre o implante e a prótese, tais como, inclinação, diâmetro, comprimento, forma ou *design* dos implantes, material empregado, quantidade e qualidade óssea, tipo de superfície de implante, cirurgia, posicionamento, conexão, pilar e prótese, relação coroa-implante, plataforma oclusal, tipo de carregamento, inserção implantar, condições sistêmicas do paciente, parafunção, condições de higiene, atividade motora do paciente, fatores iatrogênicos, tipo de material antagonista, (MAMINSKAS et al., 2016; PITA et al., 2011; BARTER e DENT, 2010; BUSER, MARTIN e BELSER, 2004; SPIEKERMANN et al., 2000).

Os fatores de risco biológico têm sido pesquisados desde os anos 1950 por Capozzi, Formiggini e Herschfus. Na década de 60 a descoberta do sucesso biológico do contato direto entre o osso e a superfície de titânio foi atribuída a Branemark, propiciando tratamentos e estudos de implantes osseointegrados em reabilitações sobre pacientes desdentados totais com próteses tipo protocolo (ELIASSON et al., 2006; GERAMY e MORGANO 2004; DING et al., 2003; WINKLER; MORRIS; OCHI, 2000 JEMT; LINDEN; LEKHOLM, 1992; BRANEMARK et al., 1969; HERSCHFUS 1955; CAPOZZI 1954; FORMIGGINI 1954).

Após a introdução do conceito da osseointegração nos anos 80 em publicações por Adell et al. (1981) os fatores de risco mecânicos foram estudados principalmente em pacientes parcialmente edêntulos reabilitados com próteses parcial fixa implantossuportadas de hexágono externo. Esta conexão entre o pilar implante são relacionadas aos maiores problemas mecânicos, tais como afrouxamento, fratura dos parafusos e pilares e também à reabsorção óssea periimplantar atribuída à colonização bacteriana na interface pilar implante (DING et al., 2009a, 2009b; BARBOSA et al., 2008; ELIASSON et al., 2006; GERAMY e

MORGANO, 2004; MORRIS et al., 2004; DING et al., 2003; AKÇA e IPLIKCIOGLU, 2001; AKÇA e IPLIKCIOGLU, 2002; DE MORAES et al., 2002; ATTARD e ZARB, 2002; IPLIKCIOGLU e AKÇA, 2002; WINKLER; MORRIS; OCHI, 2000; NORTON, 1997; JEMT, LINDEN e LEKHOLM, 1992; BARNETT e KRUMP, 1987; ADELL et al., 1981).

Visando uma adequação e melhorando às propriedades mecânicas das peças, na década de 90 foram desenvolvidos implantes e pilares protéticos de macrogeometria cônica conhecida como cone morse. Este tipo de conexão reduziu parcialmente o acúmulo e a proliferação de bactérias entre o implante e o pilar propiciando menor incidência de complicações biológicas. O comportamento mecânico da conexão cônica (tipo cone morse) tornou-se mais estável pela adaptação neste tipo de plataforma friccional entre as paredes cônicas diminuindo o pico de tensão nas estruturas. Com isso, protege a interface pilar implante e o osso periimplantar das forças parafuncionais (TORCATO et al., 2015; DO NASCIMENTO et al., 2011; ALOISE, J. P. et al. 2010; KARL et al., 2004; BELSER et al., 2000; SUTTER et al., 1993).

Resumidamente a principal diferença entre a conexão cônica e a hexagonal pode ser atribuída ao comportamento das distâncias biológicas. Clinicamente conexão cônica propicia tratamentos estéticos devido à conservação do tecido ósseo periimplantar e pela estabilidade mecânica dos componentes que diminuem o pico de tensão e distribuem favoravelmente os gradientes de tensão na reabilitação oral implantossuportada. Atualmente estas duas conexões são as mais usadas para tratar pacientes parcialmente edêntulos. Embora a conexão tipo cone morse seja referida como a mais vantajosa, a conexão hexagonal continua sendo usada pela sua versatilidade (TORCATO et al., 2015; BARROS et al., 2010; BROGGINI et al., 2006; COCHRAN et al., 1997).

A interface pilar implante é uma área importante para o equilíbrio de uma reabilitação oral sobre implantes e sua estabilidade pode ser comprometida pelas forças excessivas da mastigação, interferências oclusais, bruxismo, condições sistêmicas, entre outros fatores (TORCATO et al., 2015; GEORGIPOULOS et al., 2007; CHUN et al., 2006; AKÇA; CEHRELIN; IPLIKCIOGLU, 2003; HANSSON et al., 2000).

Maminskas et al. (2016) realizaram uma revisão sistemática acerca dos riscos do impacto mecânico sobre a interface periimplante e a influência protética na estabilidade através de estudos dos elementos finitos. Os autores observaram que em todos os estudos incluídos na pesquisa o impacto da carga é referido principalmente na interface pilar



implante direcionando o pico de tensão diretamente ao osso periimplantar. Também, afirmaram que a carga no sentido não axial aumenta o pico de tensão no osso periimplantar sendo prejudiciais para a reabilitação oral.

Existem na literatura vários tratamentos para controlar o risco biológico e mecânico. Por esta razão, é fundamental estudar o comportamento clínico de cada peça de uma reabilitação protética. Estudos de acompanhamento tem sugerido evitar implantes adjacentes e distribuir-los mais distantes à linha média do sorriso para favorecer uma reabilitação estética na região anterior da maxila (VAILATI e BELSER, 2007).

Para uma reabilitação anterior, como primeira opção autores sugerem a instalação de dois implantes nos incisivos laterais, reabilitados com prótese parcial fixa (PPF) de quatro elementos com dois pânticos substituindo os incisivos centrais. Sugerem como segunda opção um implante na posição de um incisivo central e no incisivo lateral reabilitado com PPF e cantiléver distal unilateral. Como terceira opção sugerem a instalação de dois implantes centrais reabilitados com PPF com cantiléver distal bilateral. A última opção de tratamento seria quatro coroas individuais implantossuportadas (VAILATI e BELSER, 2007).

A primeira opção de tratamento evita implantes adjacentes, possui elevada resistência mecânica, ótimos resultados estéticos devido à posição dos implantes distantes à linha média e têm o custo reduzido. A segunda opção evita implantes adjacentes e limita o cantiléver, sendo a sua escolha dada principalmente pela quantidade óssea disponível. A terceira opção permite uma distância mínima 2 mm entre implantes, o cantiléver é de pequena extensão. Este tipo de procedimento deve ser realizado com um preciso posicionamento dos implantes centrais para conseguir perfil de emergência adequado de arquitetura papilar entre os incisivos centrais. A última opção não é recomendada pois aumenta a incidência de complicações, sendo difícil alcançar um perfil de emergência natural, além de representar maior custo de tratamento e alta exigência estética da coroa cerâmica (VAILATI e BELSER, 2007).

Estudos de análise retrospectiva relataram o sucesso de 10 anos em sessenta próteses com cantiléver sobre 115 implantes dentários de Straumann em 36 pacientes monitorados. Os resultados evidenciaram ausência de fratura de implante, falhas de pilares, fraturas de cerâmica e infraestruturas, recessão ou perda óssea radiográfica. Os autores concluíram que os resultados positivos ao longo prazo das reabilitações devem-se a fatores como, uso de diâmetros de implantes maiores de 4,0

mm, boa relação coroa-implante e a eliminação dos parafusos de fixação (BECKER, 2004).

Estudos clínicos referem o cantiléver distal de um elemento como não prejudicial para a estética, função, saúde e tempo da reabilitação oral. No entanto, não garantem o sucesso nos resultados clínicos, pois uma adaptação estável e passiva estaria condicionada a quantidade de força (parafunção) de cada paciente. Os estudos de mecânica oral *in vitro* e *in vivo* sinalizam que quando existe tensões devido a forças produzidas principalmente por bruxismo, os picos de tensão serão responsáveis pelo colapso estrutural e desadaptação das peças e componentes (KAN et al., 2011; GENG et al., 2004; KARL et al., 2004).

Um dos fatores de risco a ser considerado é o bruxismo e está relacionado diretamente à solução protética (MAMINSKAS et al., 2016). O comportamento mecânico das tensões é considerado importante nas pesquisas em próteses sobre implante já que mostra como um biomaterial se comporta individualmente e conjuntamente frente à carga da mastigação (KARL et al., 2004; ULBRICH et al., 2000; WATANABE et al., 2000; ASSIF; MARSHAK; HOROWITZ, 1996).

Uma carga mastigatória gera uma tensão que é distribuída na restauração. O alto pico de tensão afeta a integridade de uma estrutura quando é submetida a vários ciclos. Ao longo do tempo é a fadiga quem causa danos irreversíveis e produz os problemas nas estruturas. Portanto, quanto maior seja o pico de tensão, maior será o processo de fadiga afetando a integridade estrutural dos componentes (MAMINSKAS et al., 2016; YOKOYAMA et al., 2004). Para entender o mecanismo que cada estrutura realiza frente à reabilitação oral, o Método de Análise dos Elementos Finitos (MEF) vem sendo utilizado na área da saúde desde os anos 60 (HUANG e LEDLEY, 1969).

O MEF é uma técnica numérica utilizada na engenharia para resolver problemas de mecânica contínua, análise térmica, dinâmica, electromagnética, fluidos etc. Es usada na Odontologia principalmente em materiais sólidos e/ou dúcteis (GENG; TAN; LIU, 2001; MISCH, 1994). Os biomateriais de propriedades dúcteis ou frágeis utilizados na reabilitação oral implantossuportada possuem a tendência de deformação e/ou fratura afetando o equilíbrio da reabilitação. Para isso estudos *in vitro* e teste de análises de ruptura e fadiga têm sido realizados para impedir esse tipo de problema. Contudo, a maioria das análises pelo MEF simulam uma única carga, que gera uma força/tensão que é distribuída como uma energia por todo o complexo reabilitador (MAMINSKAS et al., 2016).

O início da utilização do MEF na Implantodontia se deu em meados dos anos 70 com o objetivo de analisar a mecânica e a distribuição de pico de tensão dos biomateriais para o entendimento das reações biológicas frente aos estímulos mecânicos dos componentes. Essa tensão ocasionam patologias dos tecidos periodontais e periimplantares levando ao insucesso nos tratamentos clínicos (ANITUA et al., 2010 a, 2010b; BERGKVIST et al., 2008; WAKABAYASHI et al., 2008; HIMMLOVÁ et al., 2004; AKÇA e IPLIKÇIOGLU, 2002; AKÇA e IPLIKÇIOGLU, 2001; DETOLLA et al., 2000; WEINSTEIN et al., 1976).

Uma carga mastigatória e o seu respectivo ciclo nunca vai chegar aos limites proporcionais dos biomateriais. Portanto a aplicação de uma única carga não apresenta risco a danos irreversíveis, apenas após vários ciclos repetitivos de cargas (frequência) e por longo período. Por esta razão a frequência de uma única tensão quando um pico está mais próximo ao limite de proporcionalidade pode levar a falhas por fadiga. O pico e a concentração de tensão máxima aceleram esse processo afetando o complexo mecânico das estruturas. Sendo assim, quanto maior for o pico, maior será o risco (MAMINSKAS et al., 2016; ZARONE et al., 2006; ZARONE et al., 2003; GENG; TAN; LIU, 2001).

Esta linha de pesquisa *in vitro* isoladamente não é recomendada para prever o comportamento real que a estrutura pode ter *in vivo*, devido às propriedades anisotrópicas, heterogêneas e não lineares que os tecidos em seres humanos apresentam. Recomenda-se a associação aos estudos *in vivo* para uma análise mais adequada. Porém, o MEF ainda é uma das ferramentas mais usadas para descrever as possíveis comportamentos biológicos em tecidos periimplantares (MAMINSKAS et al., 2016; SILVA et al., 2010; DETOLLA et al., 2000; GERAMY e MORGANO, 2004).

Contrariamente ao comportamento dos tecidos vivos, os materiais usados na Implantodontia e reabilitações orais possuem propriedades mecânicas compatíveis ao sistema de análise por MEF, e sugeridos na literatura para avaliação do comportamento mecânico das estruturas não vivas (WAKABAYASHI et al., 2008; LOTTI et al., 2006; GENG et al., 2004; AKÇA e IPLIKÇIOGLU, 2002; AKÇA e IPLIKÇIOGLU, 2001; GENG, TAN e LIU, 2001; DETOLLA et al., 2000; HOLMGREN et al., 1998; CLELLAND et al., 1991).

Inicialmente programas como SolidWorks foram usados na etapa de pré-processamento que compreende edição e elaboração das estruturas, forma, tamanho, macrogeometria da base óssea, implantes, pilares, parafusos dos pilares, parafusos protéticos, infraestruturas e os desenhos das próteses implantossuportadas em modelos tridimensionais.

Este programa tem como objetivo realizar os desenhos assistidos por computador, porém calcula matematicamente as análises de processamento e pós-processamento com limitações no seu sistema operativo. Para isso, todos os modelos devem ser exportados para o programa chamado Ansys, sendo este quem determina por meio de cálculos ou equações de forma automática com auxílio de um computador (TABATA et al., 2011; LOTTI et al., 2006; PETRIE e WILLIAMS, 2005; YOKOYAMA et al., 2005; YOKOYAMA et al., 2004 AKÇA; CEHRELI; IPLIKÇIOGLU, 2003; HOLMGREN et al., 1998).

Para entender os resultados desta linha de pesquisa chamada etapa de pós-processamento, é importante conhecer o funcionamento de uma estrutura tridimensional dentro do software Ansys. Um modelo de estudo é guardado na base de dados do programa, por exemplo: “modelo da reabilitação oral com prótese parcial fixa implantossuportada”. Cada estrutura (parafusos, implantes, pilares, infraestrutura, cerâmica) deve ser relacionada com as propriedades mecânicas do material. Utilizam-se dois parâmetros essenciais: o Coeficiente de Poisson, que se refere à deformação transversal e longitudinal em um eixo de tração axial; e, o módulo de elasticidade, definido pela relação entre tensão e deformação, que é a descrição matemática da tendência que um material tem a se deformar elasticamente quando uma força é aplicada (BERGKVIST et al., 2008; HSU et al., 2007; LOTTI et al., 2006; ROMEED et al., 2004; YOKOYAMA et al., 2004; TADA et al., 2003; AKÇA e IPLIKÇIOGLU, 2002; AKÇA e IPLIKÇIOGLU, 2001; GENG, TAN e LIU, 2001).

Cada estrutura é submetida a uma carga e isso desenvolve uma tensão e proporcionalmente uma deformação. Para esta pesquisa os resultados foram comparados de acordo com o limite de escoamento do material (tensão máxima antes de ocorrer deformação plástica). Portanto, a medida que aumenta a tensão aumenta a deformação do material estudado além do limite de proporcionalidade. Quando uma tensão deforma um material dentro do limite proporcional existe uma tendência de ele voltar ao seu estado original (deformação elástica), porém quando o material deforma além deste limite, ocorre a deformação plástica e a estrutura não retorna ao seu estado original (LOTTI et al., 2006; PETRIE e WILLIAMS, 2005; GENG et al., 2004; GENG, TAN e LIU, 2001).

Embora existam estudos similares para esta linha de pesquisa, a discussão dos resultados deve explicar o pós-processamento de forma individual. Considerando-se que fatores como método de pré-processamento, materiais usados, desenhos, forma, tamanho, áreas, limitações de cálculo, comprimentos do implante e sua macrogeometria, inserção dos implantes, critérios de análise das tensões, digitação de

dados, software, hardware, refinamento de malhas, propriedades mecânicas, tipo de contatos entre as estruturas, quantidade de força, direção de carga, força aplicada, entre outros fatores variam em cada estudo. Por esta razão, cada estudo com análise dos elementos finitos é próprio, inovador, individual, suficiente e único (MAMINSKAS et al., 2016; WINTER et al., 2011; DING et al., 2009; DING et al., 2008; TADA et al., 2003; GENG; TAN; LIU, 2001).

Este estudo tem como objetivo analisar por meio do Método de Elementos Finitos a distribuição e pico de tensão em próteses implantossuportadas na região anterior da maxila e tem como hipótese nula que, os picos de tensão na cerâmica, infraestrutura, parafuso protético, pilar, implante e osso periimplantar serão iguais entre os grupos de próteses parcial fixa com e sem cantiléver suportadas pelo sistema de conexão hexágono externo e cone morse.



Objetivos

---





## **2. OBJETIVOS**

### **1.1. OBJETIVO GERAL**

Analisar a distribuição e pico de tensão em Prótese Parcial Fixa (PPF) e Prótese Parcial Fixa com cantiléver distal bilateral (PPFc) sobre implantes de Hexágono Externo (HE) e Cone Morse (CM) na região anterior da maxila pelo Método dos Elementos Finitos (MEF).

### **1.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

a) Analisar a distribuição e pico de tensão na cerâmica de PPF e PPFc sobre implantes de conexão HE e CM;

b) Analisar a distribuição e pico de tensão em infraestrutura de PPF e PPFc sobre implantes de conexão HE e CM;

c) Analisar a distribuição e pico de tensão do parafuso protético de PPF e PPFc sobre implantes de conexão HE e CM;

d) Analisar a distribuição e pico de tensão dos pilares de PPF e PPFc sobre implantes de conexão HE e CM;

e) Analisar a distribuição e pico de tensão de implantes HE e CM reabilitados com PPF e PPFc;

f) Analisar a distribuição e pico de tensão em osso periimplantar de PPF e PPFc sobre implantes de conexão HE e CM.



Materiais e Métodos

---



### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

A análise pelo MEF deve seguir uma ordem operacional computacional e é formada por três etapas. A primeira etapa, chamada de pré-processamento é constituída pela construção dos modelos virtuais através de um processo de desenho computacional editados no software SolidWorks 2015 (Dassault Systemes, SolidWorks Corps, Massachusetts, EUA) e compreende na elaboração da modelagem macrogeométrica da base óssea, implantes, pilares, parafusos dos pilares, parafusos protéticos, infraestruturas e os desenhos das próteses implantossuportadas.

Após a edição de cada um dos modelos de desenho computadorizados, uma segunda etapa é realizada por meio de cálculos computacionais automáticos através do software de elementos finitos Ansys Workbench V16.2 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, EUA). Esses cálculos compõem os passos necessários para criar uma malha chamada “elementos finitos” em cada uma das estruturas de todos os modelos tridimensionais e tem como objetivo a obtenção das informações qualitativas (distribuição das tensões) e numéricas (picos de tensão).

Finalmente o pós-processamento é a análise desses resultados qualitativos propriamente dita por meio da escala de cores (azul, amarelo, verde e vermelho) e discussão percentual dos resultados numéricos obtidos a partir das informações pertencentes às tensões de acordo com os critérios de análise para cada modelo.

#### 3.1. PRÉ-PROCESSAMENTO

##### 3.1.1. Base óssea

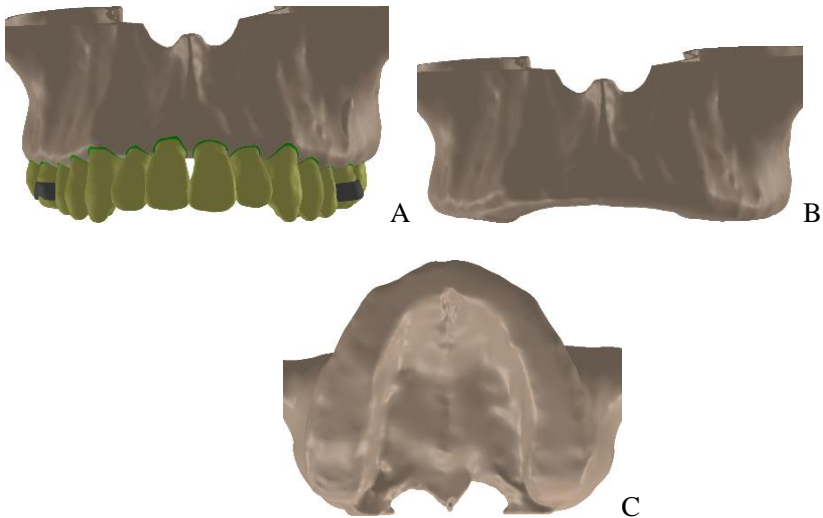
O modelo geométrico computadorizado tridimensional da base óssea pode ser realizado a partir de diversas operações como por exemplo o desenho manual tridimensional realizado diretamente no software CAD (Computer Aided Design). Este método de edição é simplificado, portanto, não representa uma estrutura próxima à realidade clínica. Outro método é a realização direta por escaneamento de um prototipado ósseo. Embora represente uma estrutura real o alto custo de equipamentos dificulta esta opção.

A construção de modelos geométricos ósseos com base em tomografia computadorizada (TC) é uma opção atual, porém o desenvolvimento desta operação deve ser criterioso para conseguir um modelo ósseo adequado. Representa um desafio devido à geometria

irregular e exportação dos dados de tomografia computadorizada de um software para outro (VILLABONA, 2012).

Com avanços na área da informática, esta linha de pesquisa é beneficiada e tornou viável a utilização de modelos geométricos qualificados e detalhados, favorecendo assim as simulações computadorizadas dos estudos pelo MEF na área da saúde. Portanto, a comunidade científica pode optar por modelos geométricos ósseos tridimensionais através de tomografias disponíveis para uso livre (não comercial) com o objetivo de melhorar a precisão das simulações computadorizadas. Entre as desvantagens desta técnica está o custo, tempo, mão de obra e/ou processamento das estações de trabalho e atrasos nas pesquisas.

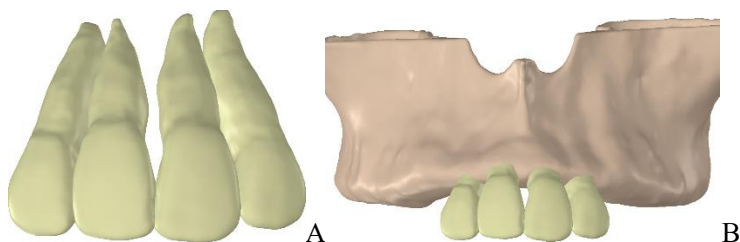
Com objetivo de demonstrar as opções ao pesquisador, o presente trabalho optou pela realização da base óssea do modelo tridimensional da maxila desdentada resultantes do processo de edição óssea da maxila disponíveis para pesquisa acadêmica (VASCO et al., 2015). Os passos de reconstrução da tomografia utilizada já foram descritos na literatura (VASCO et al., 2016). A figura 1 mostra imagens dos modelos originais.



**Figura 1-** Imagem da maxila dentada (A); Maxila edêntula vista frontal (B); e Maxila edêntula vista palatina (C).

### 3.1.2. Edição dos modelos da maxila

Utilizando o software SolidWorks 2015 (Dassault Systemes, SolidWorks Corp, Massachusetts, EUA), a partir do modelo de maxila dentada foram extraídos os quatro incisivos e posicionados na mesma posição anatômica no modelo da maxila edêntula, como mostra a Figura 2. Os incisivos serviram para determinar a geometria externa das próteses, enquanto a maxila edêntula serviu para determinar a base óssea.



**Figura 2** - Modelos dos incisivos retirados do modelo dentado (A) e posicionados sobre o modelo de maxila edêntula (B).

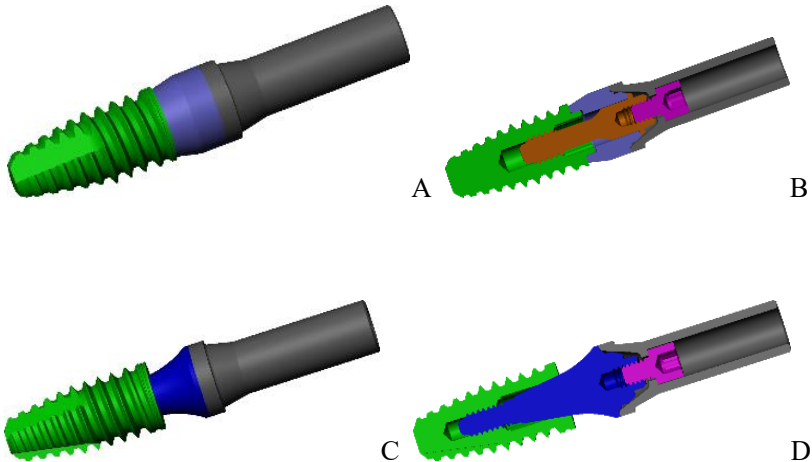
Para adequar a espessura óssea ao diâmetro dos modelos de implantes fornecidos pelo fabricante (S.I.N. Sistema de Implante, São Paulo, SP, Brasil), a maxila e incisivos sofreram um aumento volumétrico de 15%. A espessura do osso cortical foi manualmente definida em 3 mm (MORRIS et al., 2004; MISCH, 1990).

### 3.1.3. Modelos dos implantes e pilares

Para a realização dos ensaios da simulação pelo método dos elementos finitos foram utilizados implantes HE, (Strong SW HE, plataforma protética 4,5 mm, diâmetro de 4,3 mm e 10 mm de comprimento) e implantes CM, (Strong SW MORSE, plataforma protética 4,5 mm, diâmetro 4,3 mm, 10 mm de comprimento (S.I.N. Sistema de Implante, São Paulo, SP, Brasil). Os modelos computadorizados tridimensionais dos implantes e pilares foram fornecidos pelo fabricante.

Os pilares HE e CM foram selecionados de acordo com as especificações do fabricante para próteses múltiplas parafusadas (Mini-

abutment 4,1 mm HE, altura de cinta de 2,0 mm com parafuso protético) e (Mini-abutment–Strong SW Morse, altura de cinta de 2,0 mm com parafuso protético) (S.I.N. Sistema de Implante, São Paulo, SP, Brasil). A Figura 3 mostra imagens dos implantes e pilares utilizados no presente trabalho.

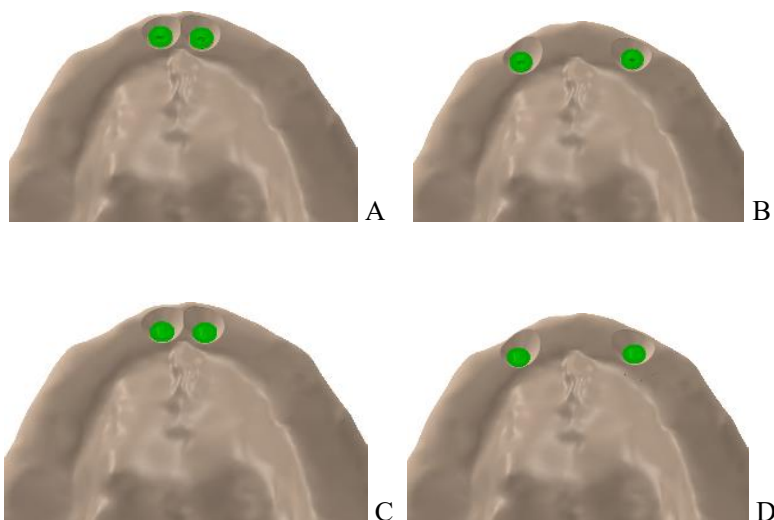


**Figura 3** - Imagens dos implantes e pilares em posição. Modelo hexágono externo (A e B) e cone morse (C e D).

#### **3.1.4. Edição dos modelos (implantes, pilares e parafusos protéticos)**

A edição dos modelos foi realizada no software SolidWorks 2015 (Dassault Systemes, SolidWorks Corps, Massachusetts, EUA) cujo processo de desenho computadorizado definiu o modelo de dois casos clínicos PPFc com pilares 11-21 e PPF com pilares 12-22 (Figura 4).



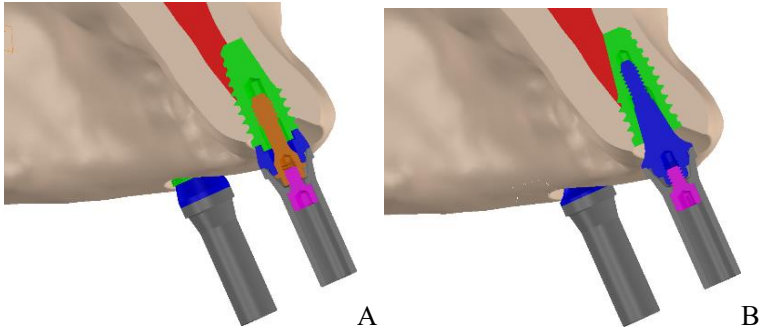


**Figura 4** - Grupos Tridimensionais: HE para prótese parcial fixa com cantiléver distal bilateral (HE-PPFc) (A); HE para prótese parcial fixa (HE-PPF) (B); CM para prótese parcial fixa com cantiléver distal bilateral (CM-PPFc) (C) e CM para prótese parcial fixa (CM-PPF) (D).

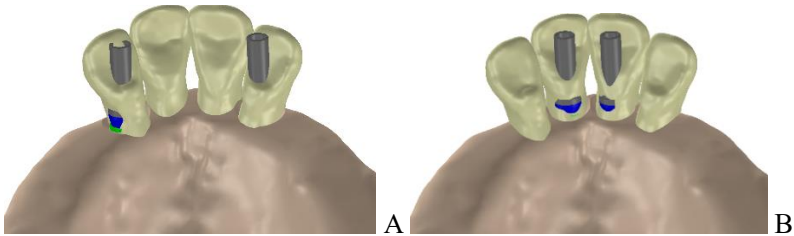
Os modelos virtuais (base óssea, implantes, pilares, parafusos e próteses implantossuportadas) para cada simulação clínica foram divididos em quatro grupos, sendo eles: conexão Hexágono Externo com cantiléver distal bilateral – (HE-PPFc) e sem cantiléver – (HE-PPF); e outro à conexão Cone Morse com cantiléver distal bilateral – (CM-PPFc) e sem cantiléver – (CM-PPF). (Tabela 1).

**Tabela 1-** Grupos dos modelos virtuais.

Grupos
(HE-PPF) (HE-PPFc)
(CM-PPF) (CM-PPFc)



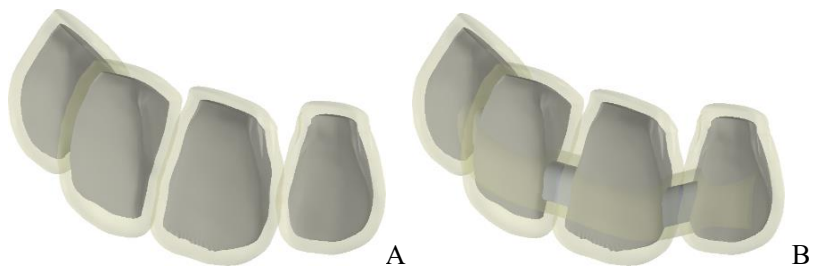
**Figura 5** - Vista lateral do posicionamento dos implantes (A) HE e (B) CM simulando a saucerização.



**Figura 6** - Emergência dos cilindros da prótese nos implantes laterais (A) e centrais (B).

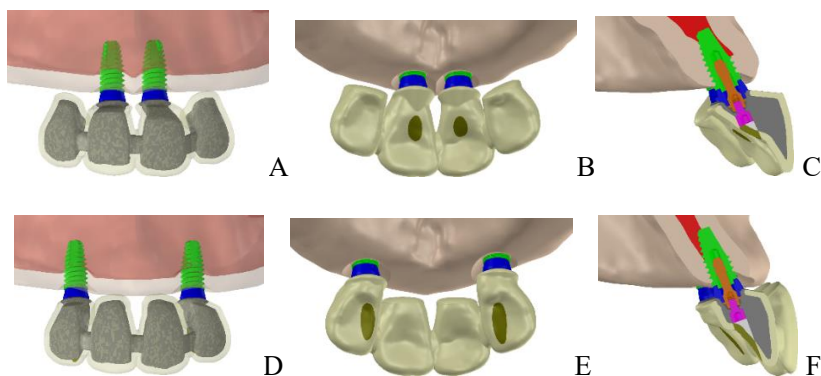
### 3.1.5. Modelos das próteses implantossuportadas

O desenho de todas as coroas protéticas foi editado no software SolidWorks 2015 (Dassault Systemes, SolidWorks Corps, Massachusetts, EUA). A simulação virtual foi realizada por geometrias de acordo com as dimensões estabelecidas pelas porções coronária dos dentes (11,12, 21 e 22). Para padronizar os modelos, foram geradas coroas unitárias e pânticos no espaço de cada dente e um único modelo de barra para unir todas as combinações de coroas e pânticos nos diferentes modelos. A cerâmica (imagem simulada com transparência) foi modelada com uma espessura mínima de 1 mm e a infraestrutura metálica com um mínimo de 0,3 mm (Figura 7).



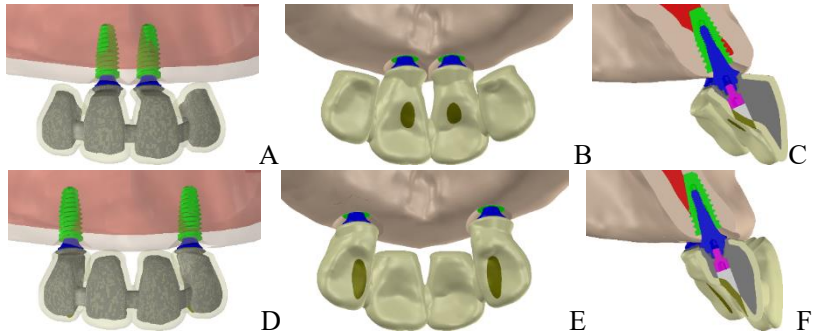
**Figura 7** - Coroas unitárias para os desenhos protéticos (HE e CM) (A).  
Ponticos criados e sua relação ao único modelo de barra (B).

Modelos da prótese parcial fixa com cantiléver distal bilateral (Figura 8. A-C) e prótese parcial fixa (Figura 8. D-F) para implantes de hexágono externo (Figura 8 A-F).



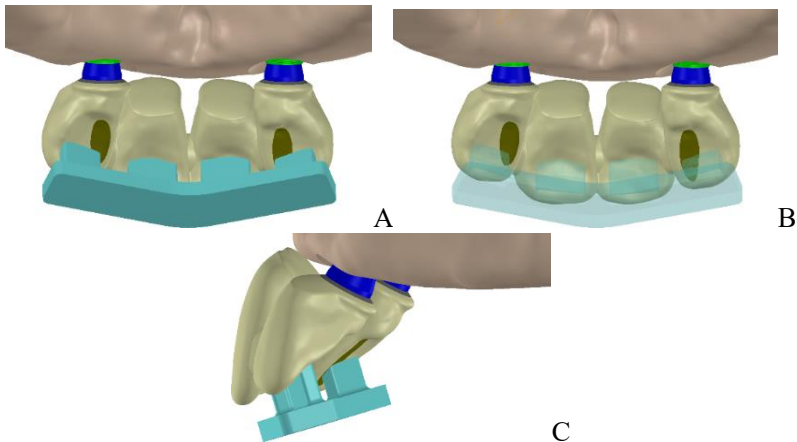
**Figura 8** - Vista vestibular com cerâmica e osso cortical periimplantar semitransparente para visualização de estruturas internas (A, D), vista palatina (B, E) e lateral sem transparência (C, F).

Modelos da prótese parcial fixa com cantiléver distal bilateral (Figura 9. A-C) e prótese parcial fixa (Figura 9. D-F) para implantes cone morse (Figura 9 A-F).



**Figura 9** - Vista vestibular com cerâmica e osso cortical periimplantar semitransparente para visualização de estruturas internas (A, D), vista palatina (B, E) e lateral sem transparência (C, F).

Para padronizar o local de aplicação de cargas, uma única geometria foi modelada com angulação de  $45^\circ$  em relação ao longo eixo das coroas com apoio entre o terço médio-incisal da face palatina das coroas de todos os modelos tridimensionais (Figura 10).



**Figura 10** - Vistas palatal (A, B) e lateral (C) e da estrutura antagonista sobre a prótese.

### 3.2. PROCESSAMENTO

Os modelos editados na etapa de pré-processamento foram importados para o software de elementos finitos Ansys Workbench V11 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, EUA). Para sinalizar o tipo de material que compreende cada material, as estruturas (desenho protético, parafusos, implante, pilar e osso) foram analisadas e modeladas de acordo com as suas propriedades mecânicas, sendo digitado os valores correspondentes ao módulo de elasticidade e Coeficiente de Poisson retirados da literatura (Tabela 2), todos os materiais simulados foram considerados como isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos.

**Tabela 2-** Módulo de Young e Coeficiente de Poisson dos materiais:

<b>Material</b>	<b>Módulo de Young (GPa)</b>	<b>Coeficiente de Poisson</b>
Cerâmica feldspática	70	0, 19
Liga cromo-cobalto	218	0.33
Titânio grau IV	105	0,37
Titânio grau V	113,8	0,342
Osso cortical	13, 7	0, 3
Osso medular	1, 37	0, 3

(LEE et al., 2012; FREITAS et al., 2010; MATWEB, 2008; ZARONE et al., 2006; SKITASCIOUGLU et al., 2004;).

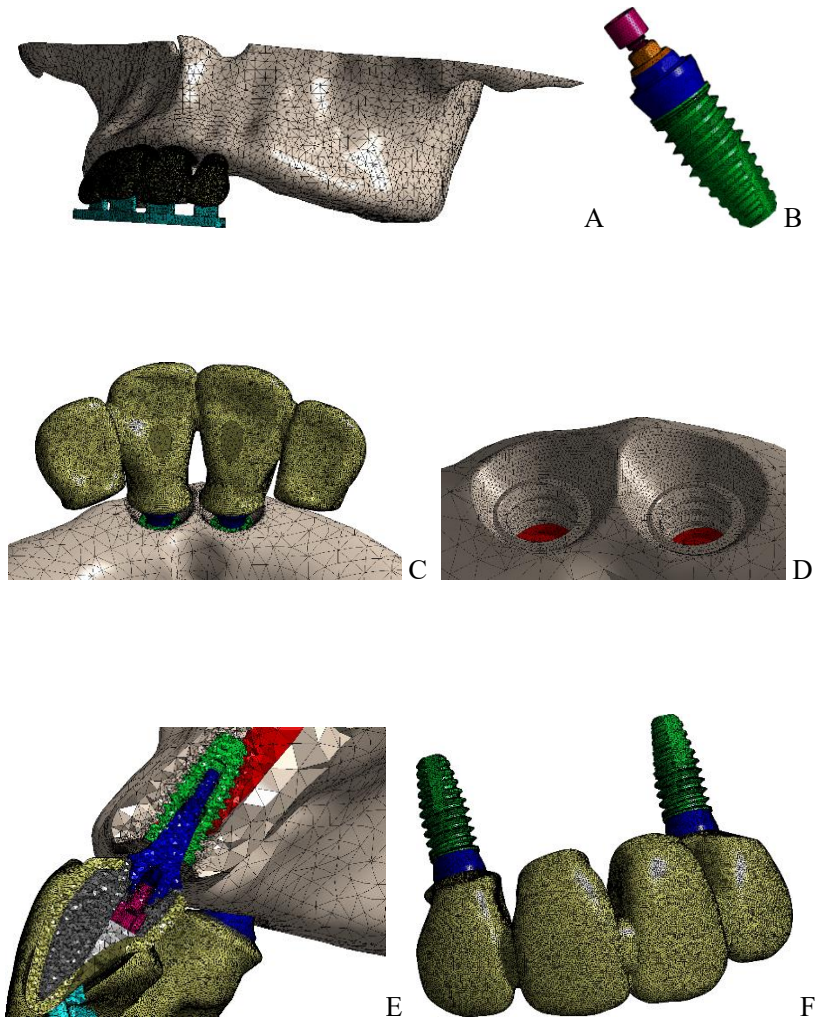
#### 3.2.1. Análise pelo Método dos Elementos Finitos (MEF)

É um método numérico que utiliza equações parciais diferenciais para analisar as estruturas de forma automática. Os modelos virtuais em posição foram gravados com suas respectivas propriedades mecânicas no software Ansys (LEE et al., 2012; FREITAS et al., 2010; MATWEB, 2008; ZARONE et al., 2006; SKITASCIOUGLU et al., 2004;).

Em alguns casos, o software Ansys não reproduz o modelo virtual exportado do software SolidWorks. Isso se deve a uma limitação que o programa possui e que, em muitos casos, o pesquisador deve entender para não perder tempo na etapa de pré-processamento –

processamento. Portanto, com o objetivo de obter a discretização dos modelos virtuais no software Ansys foi considerado como uma alternativa a manipulação da macrogeometria dos modelos virtuais no programa SolidWorks (VILLABONA, 2012).

Após o software de simulação de elementos finitos Ansys ter processado a exportação dos modelos virtuais provenientes do programa SolidWorks, a malha foi gerada para cada estrutura com elementos tetraédricos de 10 nós. Para as regiões que correspondem áreas críticas como interface pilar-implante e/ou implante-osso periimplantar foi realizado um processo de refinamento da malha sendo o número de nós e elementos gradualmente aumentado. O número de nós/elementos variou de 2.195.844/1.383.277 a 2.313.124/1.461.077. A plotagem gráfica e numérica dos dados foi registrada, avaliada e comparada. A Figura 11 mostra exemplos de algumas malhas criados.



**Figura 11** - Vista de algumas malhas nos diferentes modelos. Modelo maxilar (A), Implante HE e mini pilar (B), Prótese parcial fixa com cantiléver (C), osso periimplantar (D), corte transversal do modelo ósseo para prótese parcial fixa (E) e PPF sem base óssea (F).

Este recurso possui uma limitação, por ser incapaz de simular as tensões de torção, que ocorrem devido à maior área de contato entre as roscas do parafuso e implante em relação à área de contato da cabeça do implante e do pilar. Essa diferença pode ocasionar torção do corpo do parafuso durante a aplicação do torque (Bolt-tightening Handbook. Catalogue n° TSI 1101, 2001). Portanto, um parafuso trava primeiro na porção das roscas, porém ainda gira um pouco na cabeça, causando tensões de torção/cisalhamento na porção intermediária). Devido ao efeito de acomodação dos parafusos para implantes dentários descrito na literatura (WINKLER et al., 2003), é provável que essas tensões, se ocorrerem, desapareçam nesta situação clínica.

Para o presente trabalho, foi verificado o refinamento de malha com um pré-torque de 30N no pilar. Nessa pré-simulação, a carga no parafuso foi ajustada até representar um valor de pico de 75% do limite de proporcionalidade do titânio, pelo Critério de tensões equivalentes de Von Mises, com um intervalo de tolerância de 1%. O limite de escoamento utilizado foi de 880 MPa para o titânio de grau cinco (MATWEB, 2008). A aplicação da pré-tensão finaliza o primeiro passo de simulação.

O segundo passo refere-se à aplicação da carga mastigatória, sendo aplicada uma carga oblíqua de 400 N (TORCATO et al., 2015; ZHANG et al., 2008; HSU et al., 2007) que representa o primeiro contato de um paciente com hábitos de parafunção. A carga foi direcionada na superfície palatina em região média entre a cervical e incisal das coroas protéticas com inclinação de 45° em relação ao longo eixo do implante (REINHARDT et al., 1983), tendo a estrutura antagonista como referência. Suportes rígidos foram adicionados nas áreas em que a maxila se conectaria ao restante do crânio. As simulações foram não lineares em relação ao contato. Finalmente na etapa do processamento o impacto simulando a carga oclusal gerou uma tensão à reabilitação implantossuportada. O comportamento foi visualizado e analisado gráfica e numericamente na etapa de pós-processamento.



Resultados

---



## 4. RESULTADOS

### 4.1. PÓS-PROCESSAMENTO

As simulações foram analisadas numérica e qualitativamente de acordo com os critérios de análise:

1. Critério Rankine para a infraestrutura e cerâmica;
2. Critério equivalente Von Mises para os implantes, pilares e parafusos;
3. Critério Mohr Coulomb para o tecido ósseo periimplantar.

Os resultados entre os lados de um mesmo modelo apresentam as mesmas tendências qualitativas, portanto foram apresentados ou plotados os gráficos do lado direito, mesmo se houver diferenças quantitativas os resultados numéricos foram apresentados nos dois lados (direito e esquerdo) em algumas das análises dos modelos.

Os resultados de cada modelo foram analisados individualmente, organizando-se da seguinte forma: 1. Cerâmica; 2. Infraestrutura; 3. Parafusos protéticos; 4. Pilares; 5. Implantes; e 6. Osso periimplantar.

Os resultados qualitativos foram descritos de acordo com o mapa de cores, sendo a cor vermelha o pico mais alto de tensão seguida pela amarela, verde e finalmente pelos tons de azuis que representam ausência de tensão. Para análise quantitativa a cerâmica foi analisada de acordo com o percentual em relação à resistência flexural da cerâmica feldspática; a infraestrutura com seu percentual em relação a resistência à tração do cobalto/cromo; nos parafusos da prótese, pilares e implantes de acordo com seu percentual em relação ao limite de escoamento do titânio e osso periimplantar com o percentual em relação ao maior pico do modelo ósseo periimplantar.

#### 4.1.1. Cerâmica

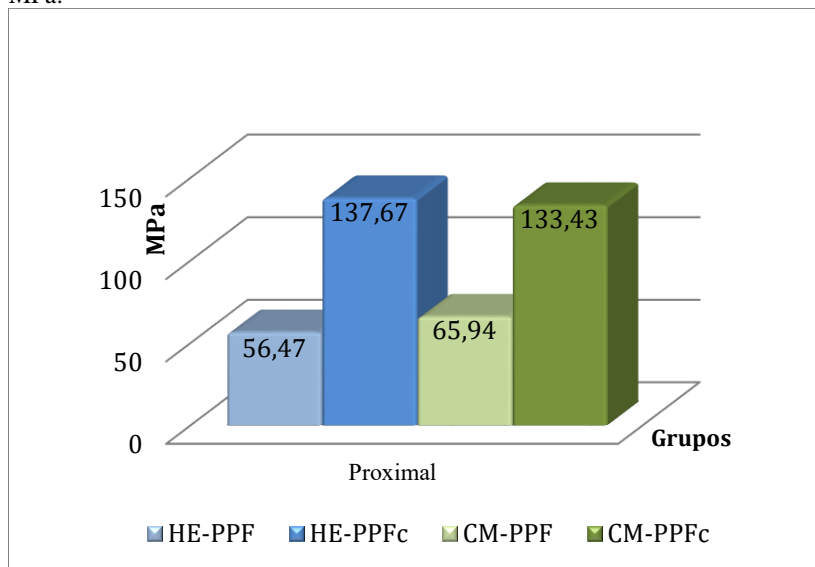
As cerâmicas foram analisadas pelo Critério de Rankine, também chamado critério da tensão normal máxima. Considerando que são estruturas frágeis e, portanto, mais suscetíveis a fraturas sob tensões de tração. Este critério analisa seletivamente as tensões máximas principais, que correspondem as maiores tensões de tração no corpo. Os resultados também foram considerados proporcionalmente em relação à resistência flexural de uma cerâmica feldspática para uso odontológico (69,74 MPa) (GIORDANO et al., 1995).

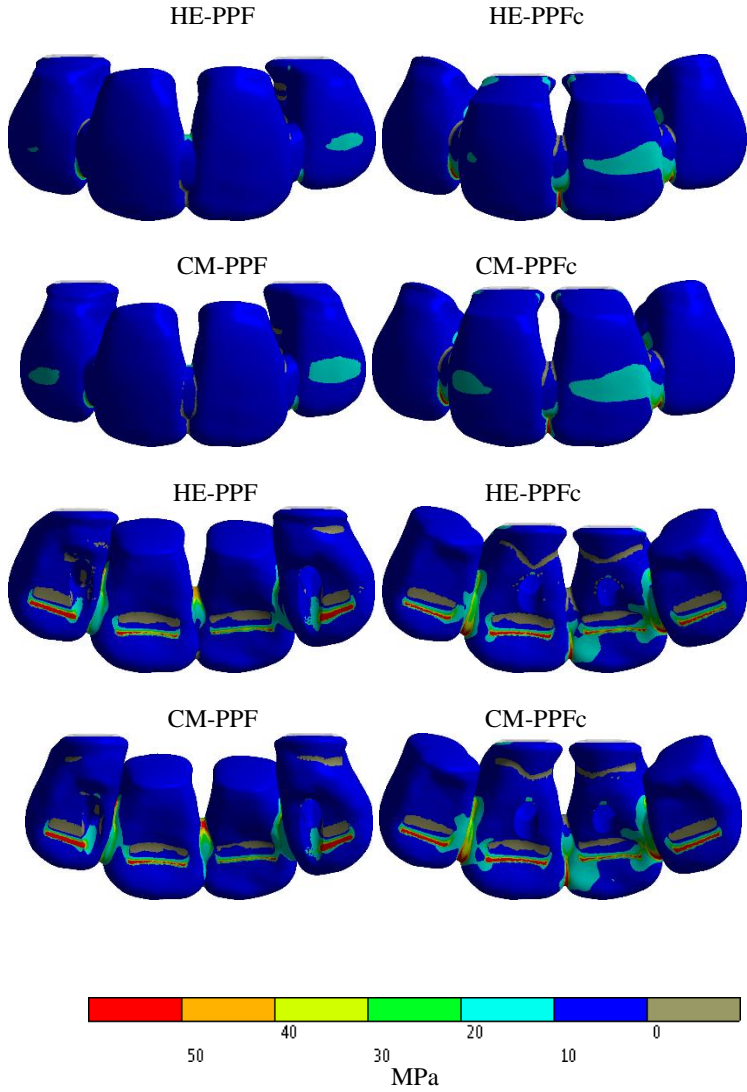
A Tabela 3, o Gráfico 1 e as Figuras 12 e 13 demonstram os resultados para as cerâmicas.

**Tabela 3** - Valor de pico de tensão nas cerâmicas segundo o Critério de Rankine (em MPa) e seu percentual em relação à resistência flexural da cerâmica feldspática:

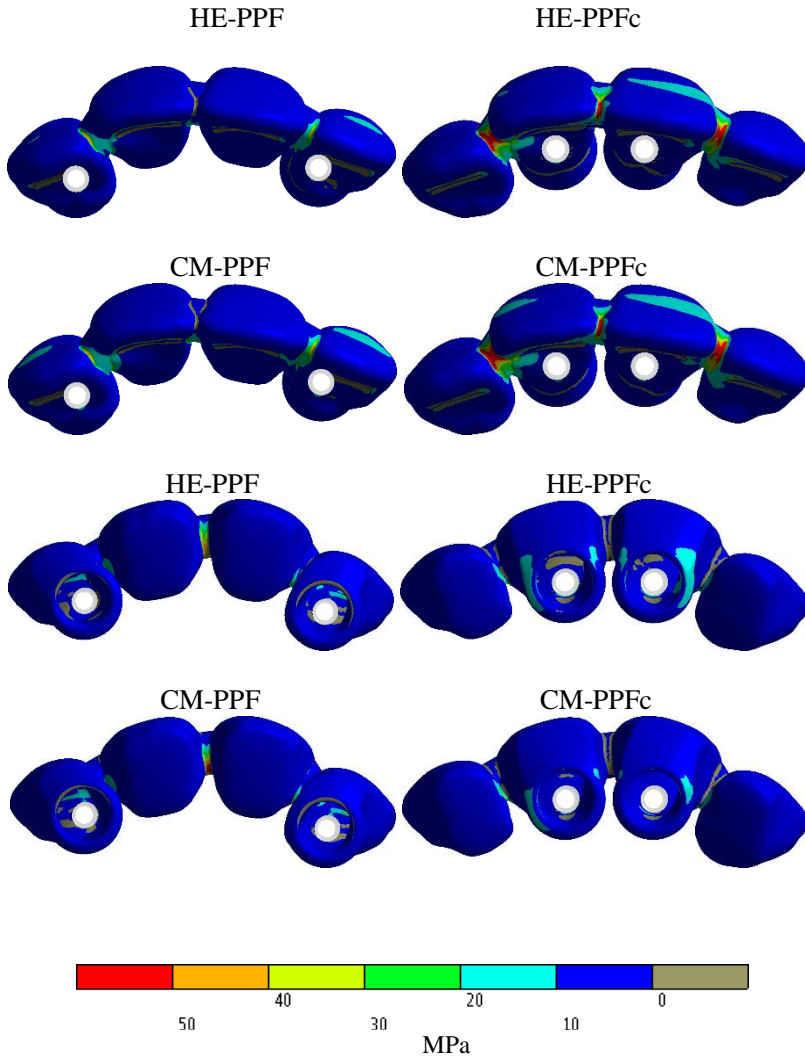
<b>Tipo de contato</b>	<b>HE-PPF</b>	<b>HE-PPFc</b>	<b>CM-PPF</b>	<b>CM-PPFc</b>
<b>Proximal</b>	56,47/81%	137,67/197%	65,94/94%	133,43/191%
<b>Média total:</b>	81%	197%	94%	191%

**Gráfico 1** - Valor de pico de tensão nas cerâmicas segundo critério de Rankini MPa:





**Figura 12** - Vista vestibular e palatino da distribuição de tensão no recobrimento cerâmico.



**Figura 13** - Vista incisal e cervico-coronal da distribuição de tensão no recobrimento cerâmico.

#### *4.1.1.1. Análise dos resultados para cerâmica*

O valor de pico nas cerâmicas segundo o Critério de Rankine (em MPa) e seu percentual em relação à resistência flexural da cerâmica feldspática, o método quantitativo de análise dos elementos finitos evidenciou que o pico de tensão mais elevado (137,67/197%) e (133,43/191%) foram para as próteses com cantiléver, independentemente da conexão protética as tensões diminuíram 103% e 110% para próteses sem cantiléver.

Qualitativamente analisando os resultados da cerâmica, ocorreram duas zonas de picos de tensão. A primeira é na porção superior da área de contato entre a cerâmica e a estrutura antagonista na face palatina media-incisal de cada coroa e a segunda se refere às regiões proximais. Nas próteses com cantiléver, os maiores picos ocorreram na região incisal da conexão entre os incisivos centrais e centrais com laterais. Nas próteses fixas (pilares nos laterais) o pico foi evidenciado na região cervical da conexão entre incisivo central e lateral.

#### **4.1.2. Infraestrutura**

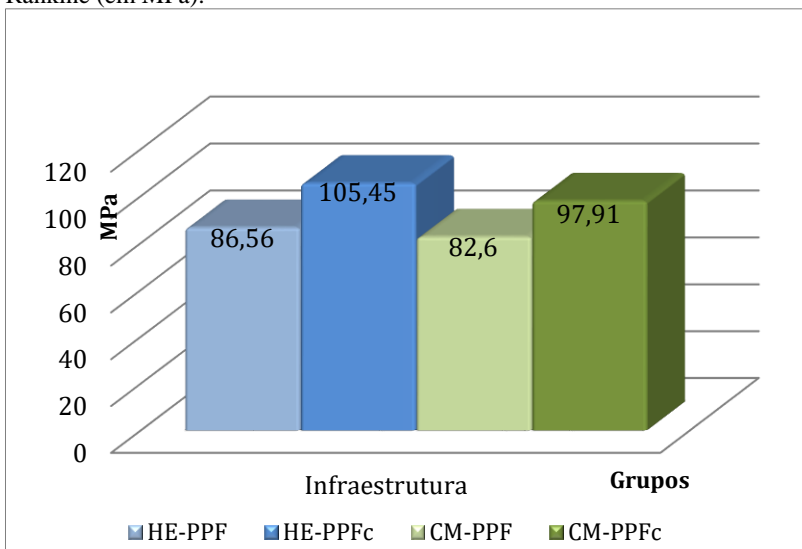
As infraestruturas foram analisadas pelo Critério de Rankine, também chamado critério da tensão normal máxima. O critério analisa seletivamente as tensões máximas principais, que correspondem as maiores tensões de tração no corpo. Os resultados também foram considerados proporcionalmente em relação à resistência a tração de uma liga de cobalto-cromo para uso odontológico (710 MPa) (MORRIS, 1990).

A Tabela 4, o Gráfico 2 e as Figuras 14 e 15 na página seguinte demonstram os resultados para a infraestrutura.

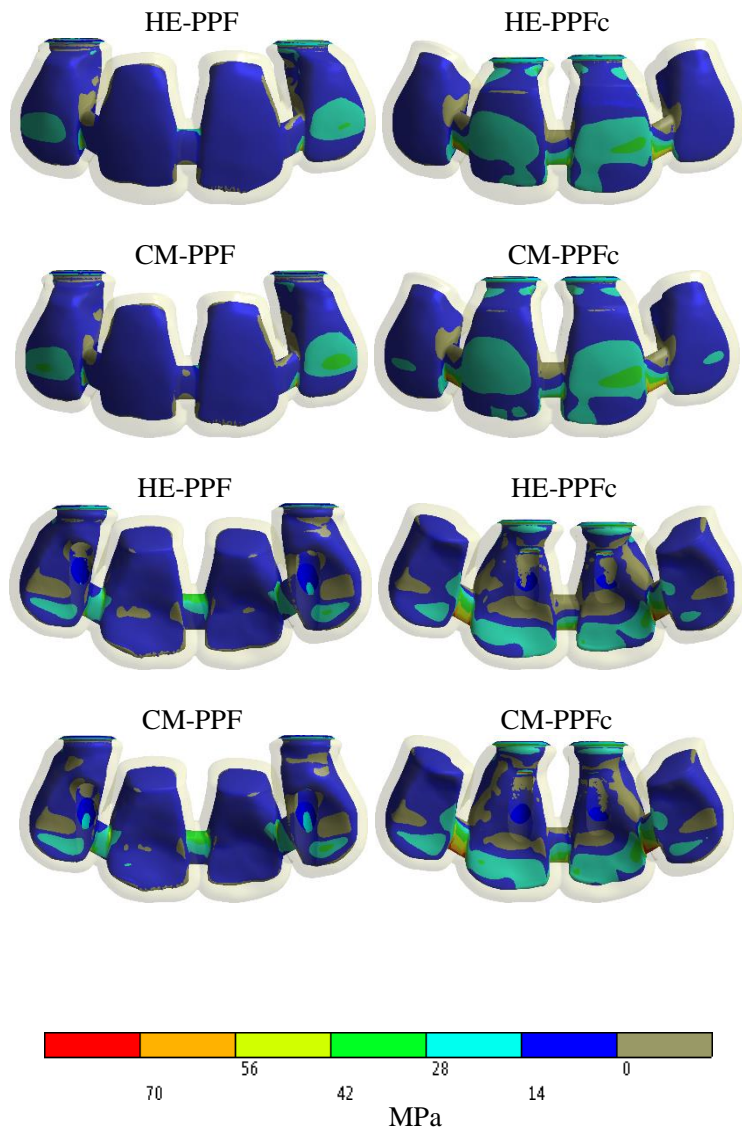
**Tabela 4** - Valores de picos na infraestrutura segundo o Critério de Rankine (em MPa) e seu percentual em relação a resistência a tração do cobalto-cromo:

Infraestrutura	HE-PPF	HE-PPFc	CM-PPF	CM-PPFc
<b>Valor de pico</b>	86,56/12%	105,45/15%	82,6/11%	97,91/14%
<b>Média total</b>	12%	15%	11%	14%

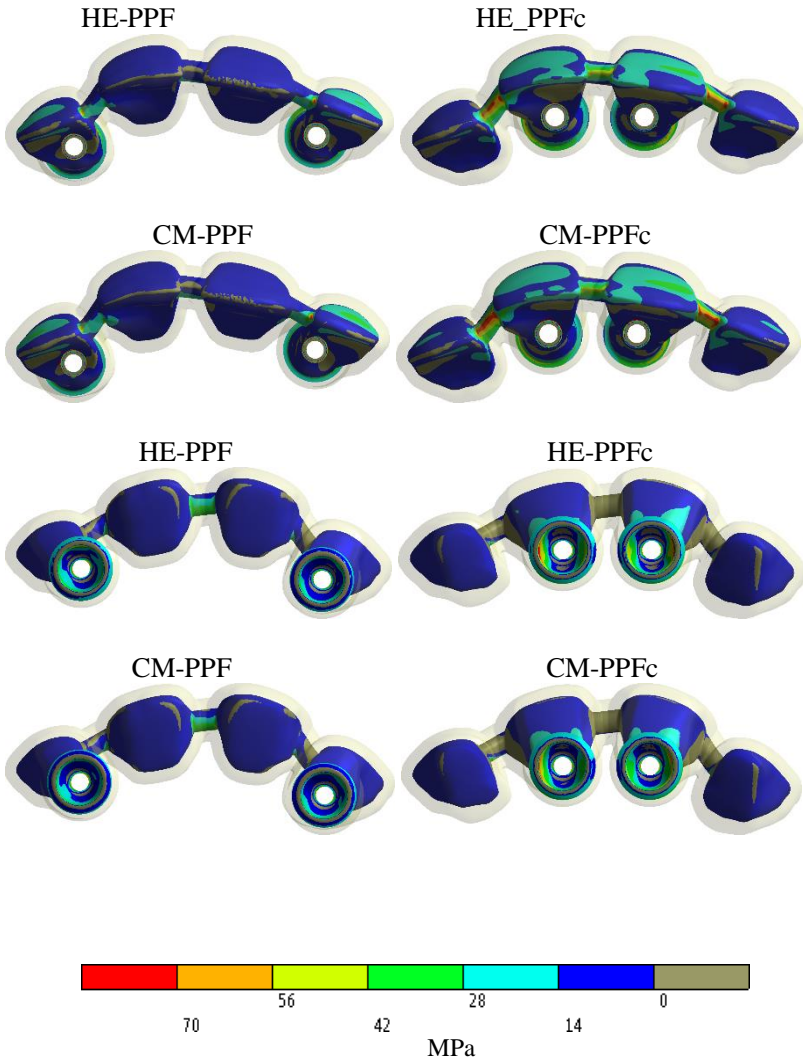
**Gráfico 2** - Valor de pico de tensão nas infraestruturas segundo Critério de Rankine (em MPa):







**Figura 14** - Vista vestibular e palatino da distribuição de tensão na infraestrutura.



**Figura 15** - Vista incisal e cervico-coronal da distribuição de tensão na infraestrutura.

#### *4.1.2.1. Análise das tensões na infraestrutura*

A análise pelo método quantitativo dos elementos finitos evidenciou que o valor de pico de tensão na infraestrutura segundo o Critério de Rankine (em MPa) e seu percentual em relação a resistência a tração do cromo-cobalto, a tensão mais elevada (105,45/ 15%) foi verificada em HE-PPFc diminuindo a tensão 1%, 3% e 4% para CM-PPFc, HE-PPF e CM-PPF respectivamente. Na análise, o maior pico de tensão correspondente a HE-PPFc 105,45= 100%, as tensões diminuíram 22%, 18%, 8% em CM-PPF, HE-PPF e CM-PPFc respectivamente.

A plotagem gráfica da distribuição das tensões em PPF em sistema HE e CM evidencia baixos picos de tensão na estrutura. Porém, altos picos foram evidenciados nas próteses com cantiléver independentemente da conexão, sendo em áreas de cantiléver ou da união com o pântico distal por vestibular, palatino e incisal e na área de assentamento do cilindro da barra por distal.

#### **4.1.3. Parafusos protéticos**

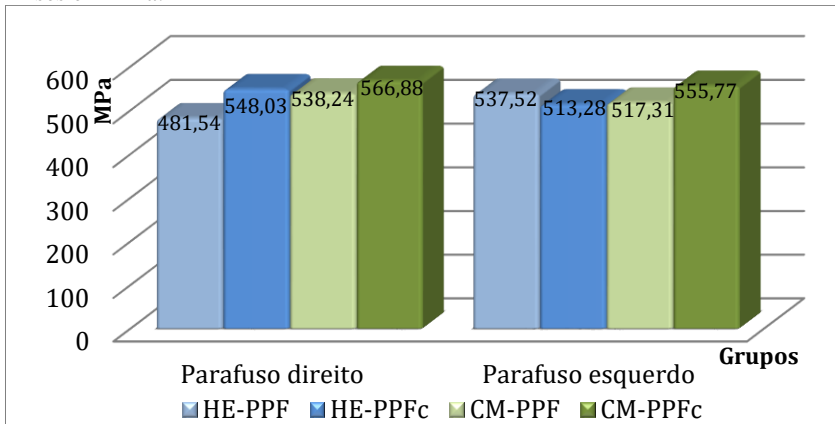
Os parafusos de fixação da prótese foram analisados pelo Critério de Von Mises devido as características dúcteis do titânio. Os resultados também foram considerados proporcionalmente em relação ao limite de escoamento (tensão máxima antes de ocorrer deformação plástica) de 880 MPa para o titânio de grau cinco (MATWEB, 2008).

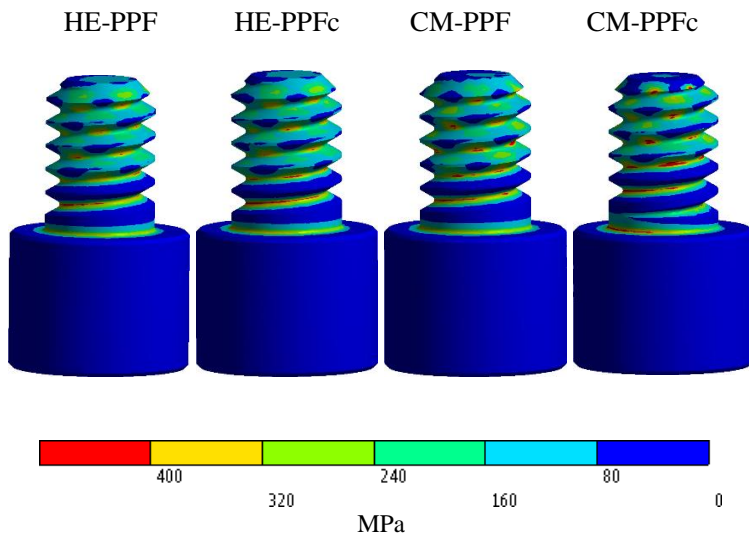
A Tabela 5, o Gráfico 3 e as Figuras 16 e 17 demonstram os resultados para os parafusos da prótese.

**Tabela 5** - Valores de picos de tensão nos parafusos protéticos segundo o Critério de von Mises (em MPa) e seu percentual em relação ao limite de escoamento do titânio:

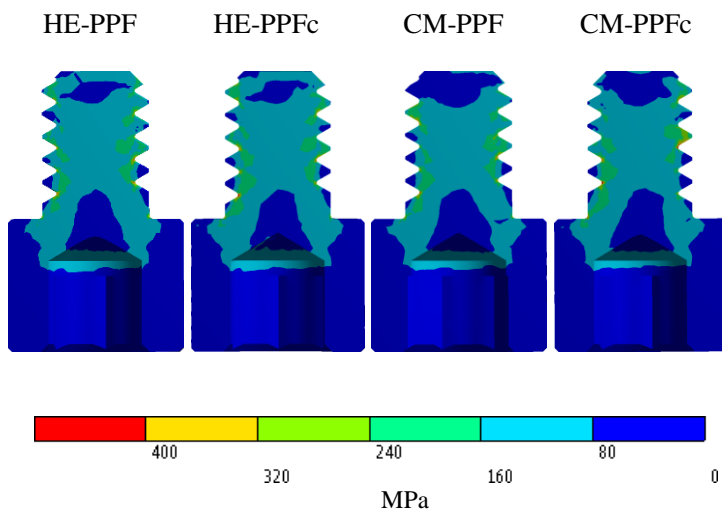
Parafuso	HE-PPF	HE-PPFc	CM-PPF	CM-PPFc
<b>Direito</b>	481,54/54%	548,03/62%	538,24/61%	566,88/64%
<b>Esquerdo</b>	537,52/61%	513,28/58%	517,31/59%	555,77/63%
<b>Média total %:</b>	57%	60%	60%	63%

**Gráfico 3** - Picos de tensão nos parafusos protéticos segundo Critério de von Mises em MPa:





**Figura 16** - Vista mesial dos parafusos protéticos do lado direito das próteses implantossuportadas.



**Figura 17** - Vista em corte transversal dos parafusos protéticos do lado direito das próteses implantossuportadas.

#### 4.1.3.1. Análise das tensões nos parafusos protéticos

Os valores de picos de tensão nos parafusos segundo o Critério de von Mises (em MPa) e seu percentual em relação ao limite de proporcionalidade do titânio o método quantitativo da análise dos elementos finitos evidenciou semelhanças nas variações de pico sendo 3% de diminuição das tensões quando simulada a reabilitação com PPF para uma mesma conexão e 6% para as diferentes conexões.

A plotagem gráfica da distribuição das tensões para HE- PPF, HE-PPFc, CM-PPF e CM PPFc evidenciaram picos de tensão na união entre as roscas, e sua distribuição é gerada homogeneamente em toda área do corpo do parafuso.

#### 4.1.4. Pilares e parafusos passantes

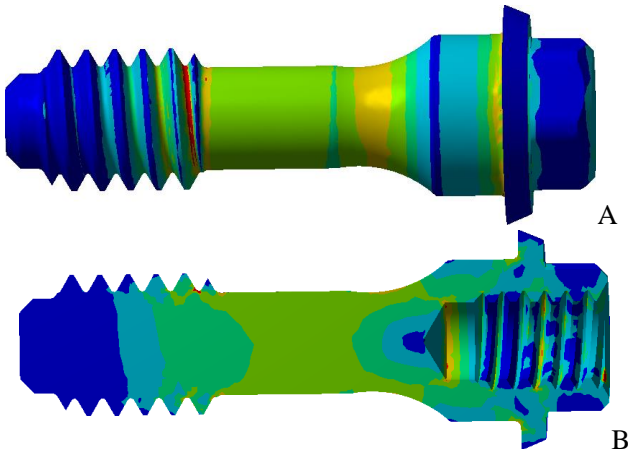
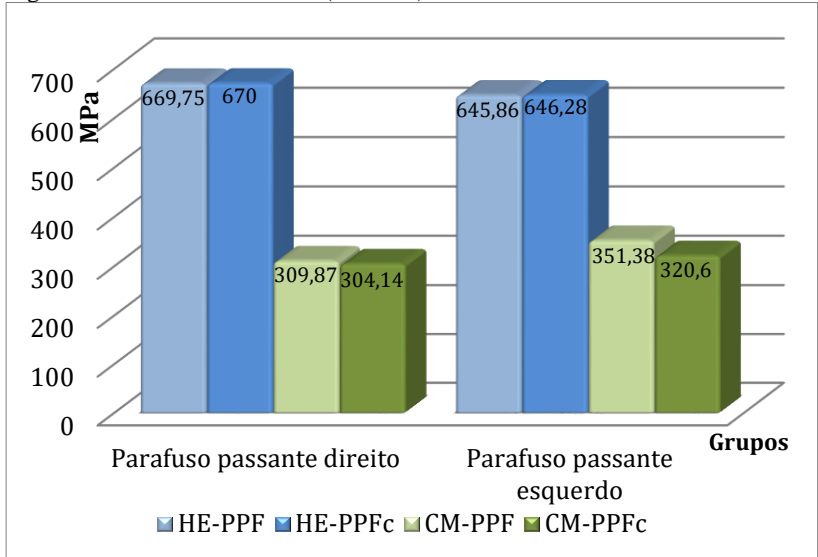
Os pilares e parafusos passantes foram considerados mesmo grupo para facilitar a comparação e analisados pelo Critério de Von Mises devido as características dúcteis do titânio. Os resultados também foram considerados proporcionalmente em relação ao limite de escoamento (tensão máxima antes de ocorrer deformação plástica) de 880 MPa para o titânio de grau cinco (MATWEB, 2008).

A Tabelas 6, o Gráfico 4 e as Figuras 18 a 23 demonstram os resultados para os pilares e seus respectivos parafusos de retenção.

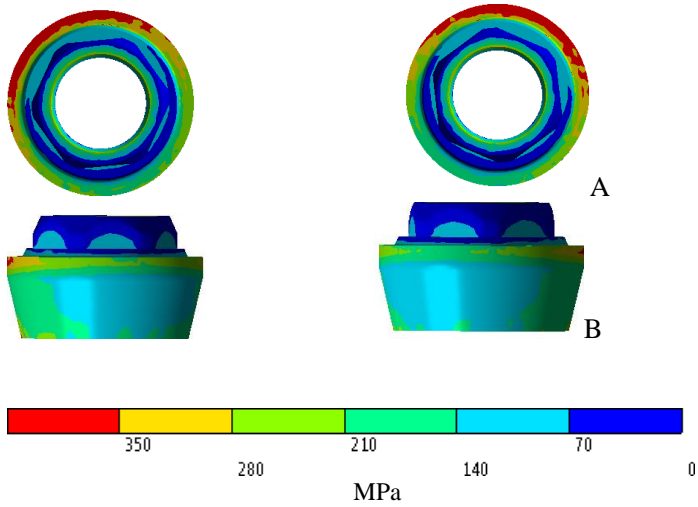
**Tabela 6** - Valores de picos de tensão nos pilares e parafusos segundo o Critério de Von Mises (em MPa) e seu percentual em relação ao limite de escoamento do titânio:

<b>Pilar e Parafuso</b>	<b>HE-PPF</b>	<b>HE-PPFc</b>	<b>CM-PPF</b>	<b>CM-PPFc</b>
<b>Pilar* direito</b>	261,78*/29%	220,6*/25%	309,87/35%	304,14/34%
<b>Parafuso** direito</b>	<b>669,75**/76%</b>	<b>670**/76%</b>		
<b>Pilar*esquerdo</b>	235,04*/26%	240,3*/27%	351,38/40%	320,6/36%
<b>Parafuso**esquerdo</b>	<b>645,86**/73%</b>	<b>646,28**/73%</b>		
<b>Média total %:</b>	*27%	*26%	37%	35%
	**74%	**74%		

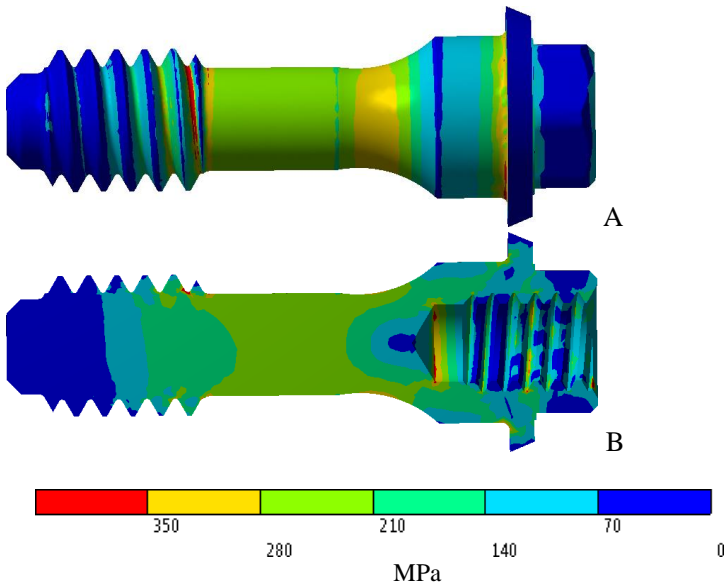
**Gráfico 4** - Valores de Picos de tensão nos pilares e parafusos passante do pilar segundo Critério de von Mises (em MPa):



**Figura 18** - Vista HE-PPF-mesial (A) e em corte transversal (B) dos parafusos passantes do lado direito das próteses implantossuportadas.

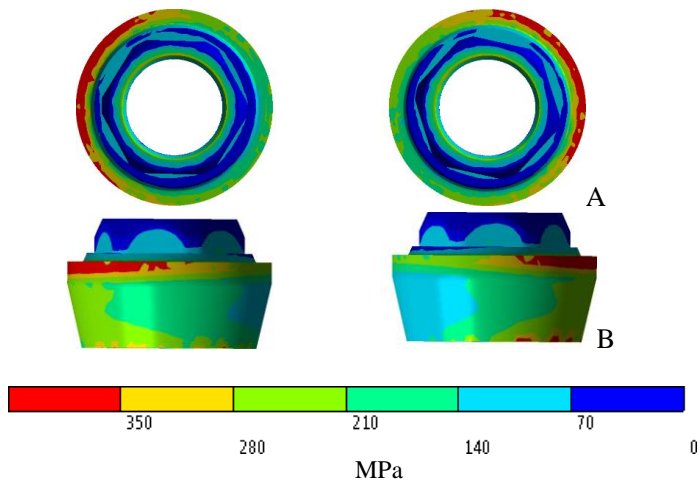


**Figura 19** - Vista HE-PPF-incisal (A) e vista palatina (B) dos pilares do lado direito das próteses implantossuportadas.

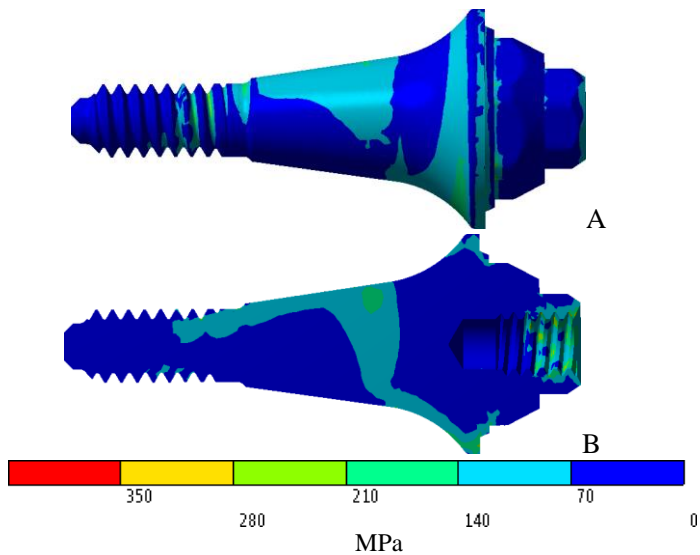


**Figura 20** - Vista HE-PPFc-mesial (A) em corte transversal (B) dos parafusos passantes do lado direito das próteses implantossuportadas.

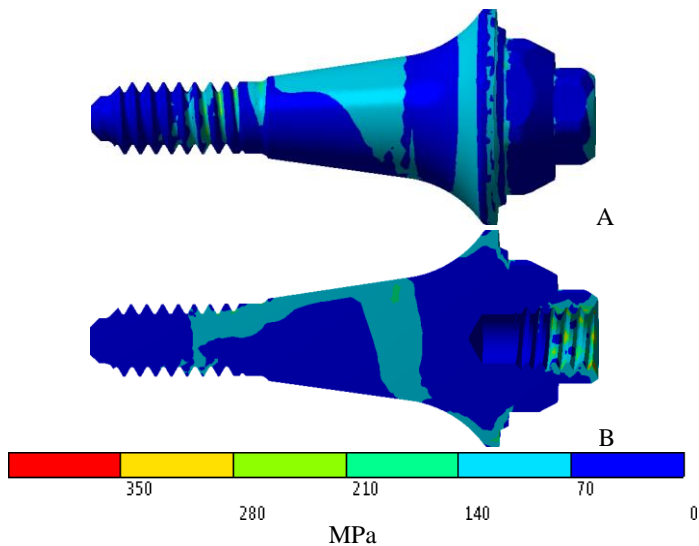




**Figura 21** - Vista HE-PPFc (A) em corte transversal (B) dos pilares do lado direito.



**Figura 22** - Vista CM-PPF-mesial (A) em corte transversal (B) dos pilares do lado direito.



**Figura 23** - Vista CM-PPFc-mesial (A) em corte transversal (B) dos pilares do lado direito.

#### *4.1.4.1. Análise das tensões nos pilares e parafusos passantes*

Os valores de picos de tensão nos pilares e parafusos passantes segundo o Critério de Von Mises (em MPa) e seu percentual em relação ao limite de proporcionalidade do titânio, segundo o método quantitativo da análise dos elementos finitos não evidenciou variações de picos nos pilares e parafusos passantes para ambas as reabilitações PPF e/ou PPFc para uma mesma conexão.

Ao comparar os resultados entre as diferentes conexões, foram analisados os picos mais altos gerados entre as estruturas que compõe o pilar HE (parafuso passante ou pilar). A análise evidenciou que o pico de tensão mais elevado (76%) foi no parafuso passante das próteses com implantes de hexágono externo (HE-PPF e HE-PPFc), o menor valor de pico (36% em média) foi encontrado em CM-PPF e CM-PPFc. De acordo com a média total o percentual de tensões diminuiu 38% quando usamos pilares cone morse.

Na plotagem gráfica da distribuição das tensões para HE- PPF e HE-PPFc foram evidenciados altos picos de tensão na região da primeira rosca e área interna do parafuso passante da zona de assentamento com o pilar, área vestíbulo mesial e distal de todos os pilares, e vestíbulo distal adjacente ao cantiléver para HE-PPFc. Os pilares CM para ambos os

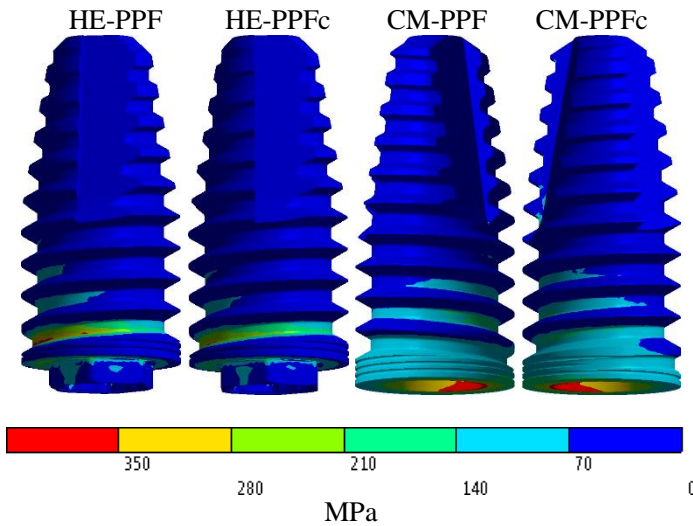
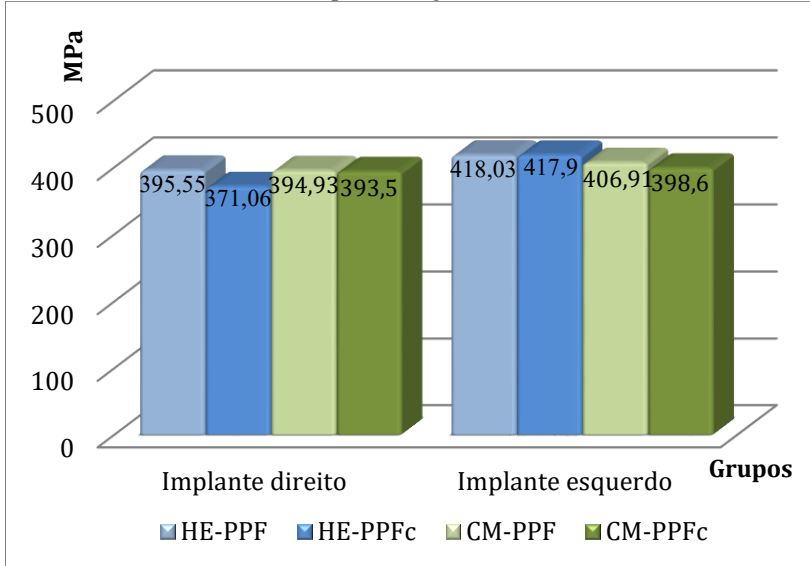
desenhos protéticos CM-PPF e CM PPFc não mostraram altos picos de tensão e sua distribuição gerou picos baixos no entorno das primeiras roscas.

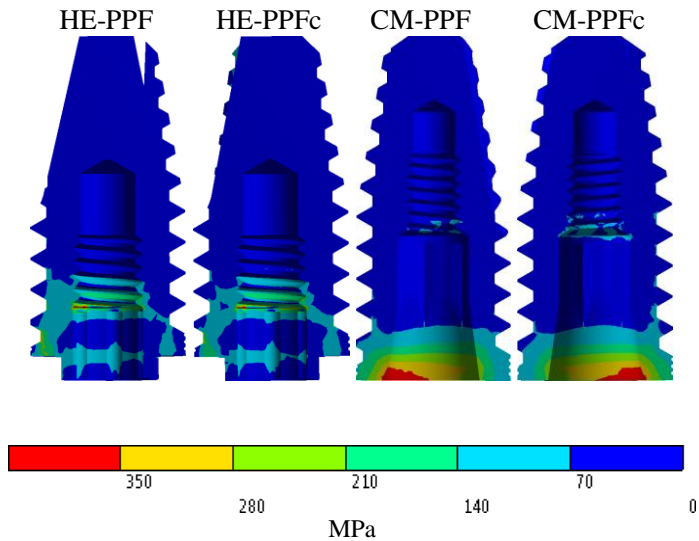
#### 4.1.5. Implantes

Os implantes foram analisados pelo Critério de von Mises devido as características dúcteis do titânio. Os resultados também foram considerados proporcionalmente em relação ao limite de escoamento (tensão máxima antes de ocorrer deformação plástica) de 550 Mpa=100% para o titânio de grau quatro (MATWEB, 2008). A Tabela 7, o Gráfico 5 e as Figuras 24 a 26 demonstra os resultados para os implantes.

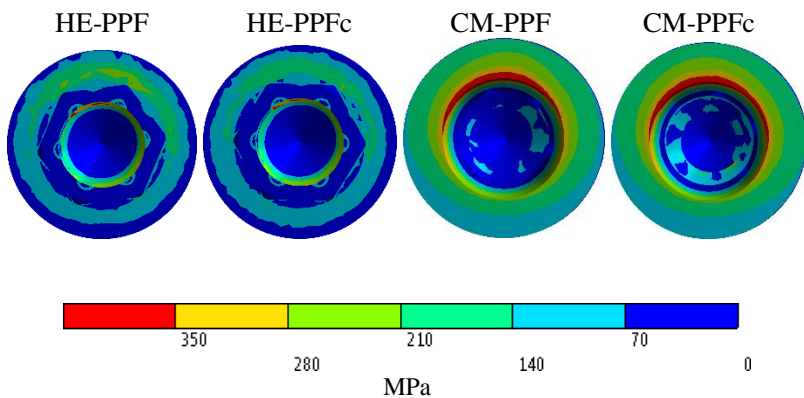
**Tabela 7** - Valores de picos de tensão nos implantes segundo o critério de von Mises (em MPa) e seu percentual em relação ao limite de escoamento do titânio.

<b>Implante</b>	<b>HE- PPF</b>	<b>HE-PPFc</b>	<b>CM-PPF</b>	<b>CM-PPFc</b>
<b>Direito</b>	395,55/72%	371,06/67%	394,93/72%	393,5/71%
<b>Esquerdo</b>	418,03/76%	417,9/76%	406,91/74%	398,6/72%
<b>Média total %:</b>	74%	71 %	73%	71%

**Gráfico 5** - Resultados nos implantes segundo Critério de Von Mises (MPa):**Figura 24** - Vista externa da distribuição de tensão nos implantes do elemento direito.



**Figura 25** - Vista em corte longitudinal da distribuição de tensão nos implantes do elemento direito.



**Figura 26** - Vista da plataforma dos implantes da distribuição de tensão do elemento direito.

#### *4.1.5.1. Análise das tensões nos implantes*

No método quantitativo em relação ao limite de proporcionalidade para o titânio grau quatro, a análise dos elementos finitos evidenciou que o pico de tensão mais elevado (**418,03/76%**) foi para a reabilitação de HE-PPF. O menor valor de pico (371,06/67%) foi encontrado em HE-PPFc.

As reabilitações HE-PPFc e CM-PPFc reduziram os valores dos picos em 29% nos implantes, sendo 27% para CM-PPF e 26% para HE-PPF.

A plotagem gráfica da distribuição das tensões para HE-PPF e HE-PPFc evidenciou na região da parede externa e interna do hexágono, plataforma do implante e três primeiras roscas internas sendo a primeira rosca registrada com o maior valor de pico de tensão. Para o sistema cone morse, a distribuição dos picos altos de tensão foi encontrada na porção inicial da parede cônica por mesial, distal e vestibular. Não foram registradas tensões na primeira rosca nas conexões cônicas.

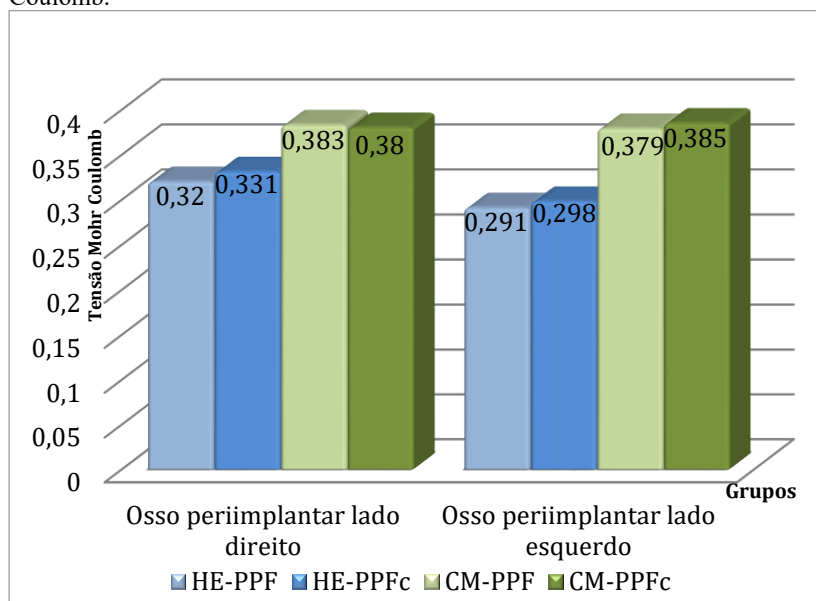
#### **4.1.6. Osso periimplantar**

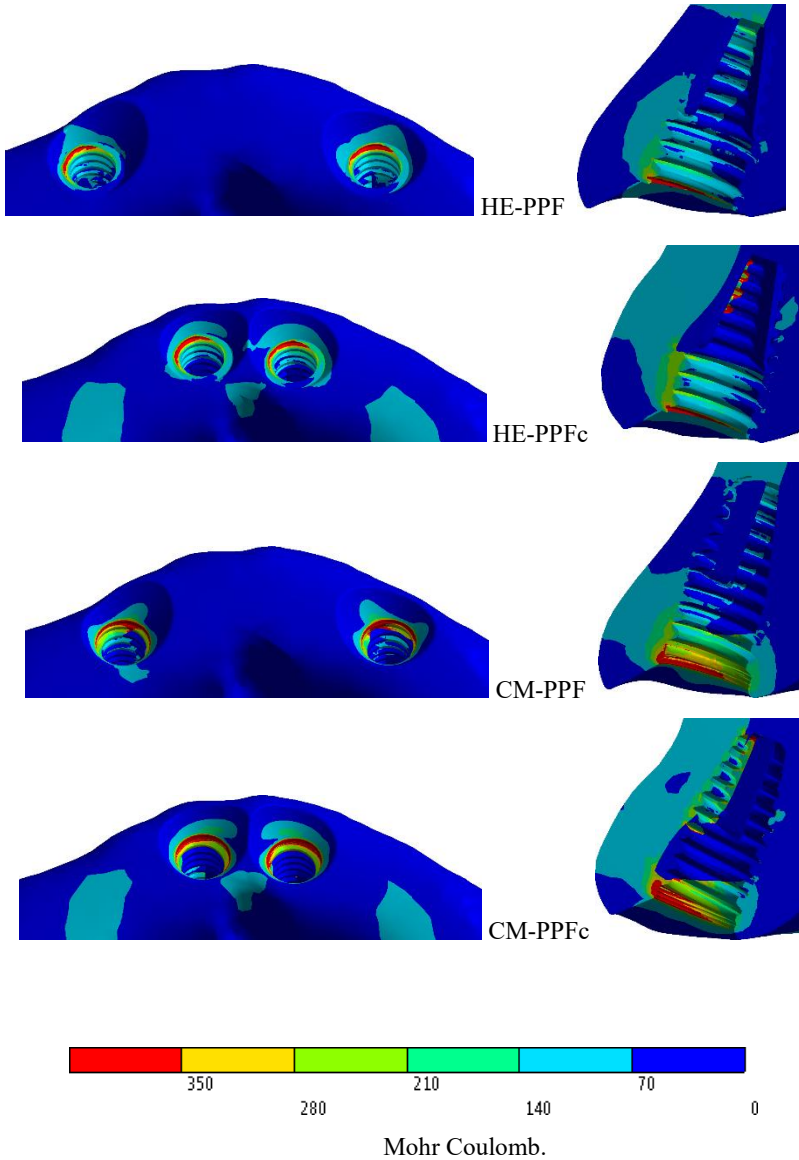
A Tabela 8, o Gráfico 6 e a Figura 27 demonstram os resultados do osso periimplantar. Os percentuais são gerados em relação ao maior pico de tensão encontrado no osso sendo (CM-PPFc) =100%.

**Tabela 8** - Valores de picos de tensão no osso segundo o Critério de Mohr Coulomb e seu percentual em relação ao maior pico do modelo controle (CM-PPFc esquerdo = 100%):

Osso	HE-PPF	HE-PPFc	CM-PPF	CM-PPFc
<b>Direito</b>	0,320/83%	0,331/85%	0,383/99%	0,380/98%
<b>Esquerdo</b>	0,291/75%	0,298/77%	0,379/98%	0,385/100%
<b>Média total %</b>	79%	81%	98%	99%

**Gráfico 6** - Valores de picos de tensão no osso segundo Critério de Mohr Coulomb.





**Figura 27** - Vista incisal da distribuição de tensão no osso periimplantar e vista em corte transversal do lado direito de todos os grupos.



#### 4.1.6.1. Análise das tensões no osso periimplantar

A análise pelo método quantitativo dos elementos finitos evidenciou que o pico de tensão mais elevado (**0,385/100%**) foi para a reabilitação CM-PPFc. O menor valor de pico (0,291/75%) foi encontrado para HE-PPF.

Quando analisados os resultados quantitativos segundo a média percentual, a reabilitação HE-PPF reduziu os valores dos picos em 20% na região periimplantar, sendo 18% para HE-PPFc.

Na plotagem gráfica da distribuição das tensões para HE foram evidenciadas na região óssea periimplantar vestibulo-mesial ao nível da primeira rosca do implante. Houve picos de tensão máxima na região óssea apical ao nível das quatro últimas roscas dos implantes para HE-PPFc. Para o sistema CM, a distribuição de picos altos das tensões foi encontrada ao nível ósseo das três primeiras roscas da região cervical do implante, e também no nível médio e apical para CM-PPFc.

## 4.2. SÍNTESE DOS RESULTADOS

Os resultados quantitativos foram agrupados de acordo com a média percentual de cada análise correspondente à cerâmica, infraestrutura, parafuso protético, pilares CM, parafuso passante HE, implante e osso periimplantar. Adicionalmente, foram incluídos os resultados qualitativos de acordo com os maiores picos de tensão observados para cada estrutura avaliada (Tabela 9 e Gráfico 7).

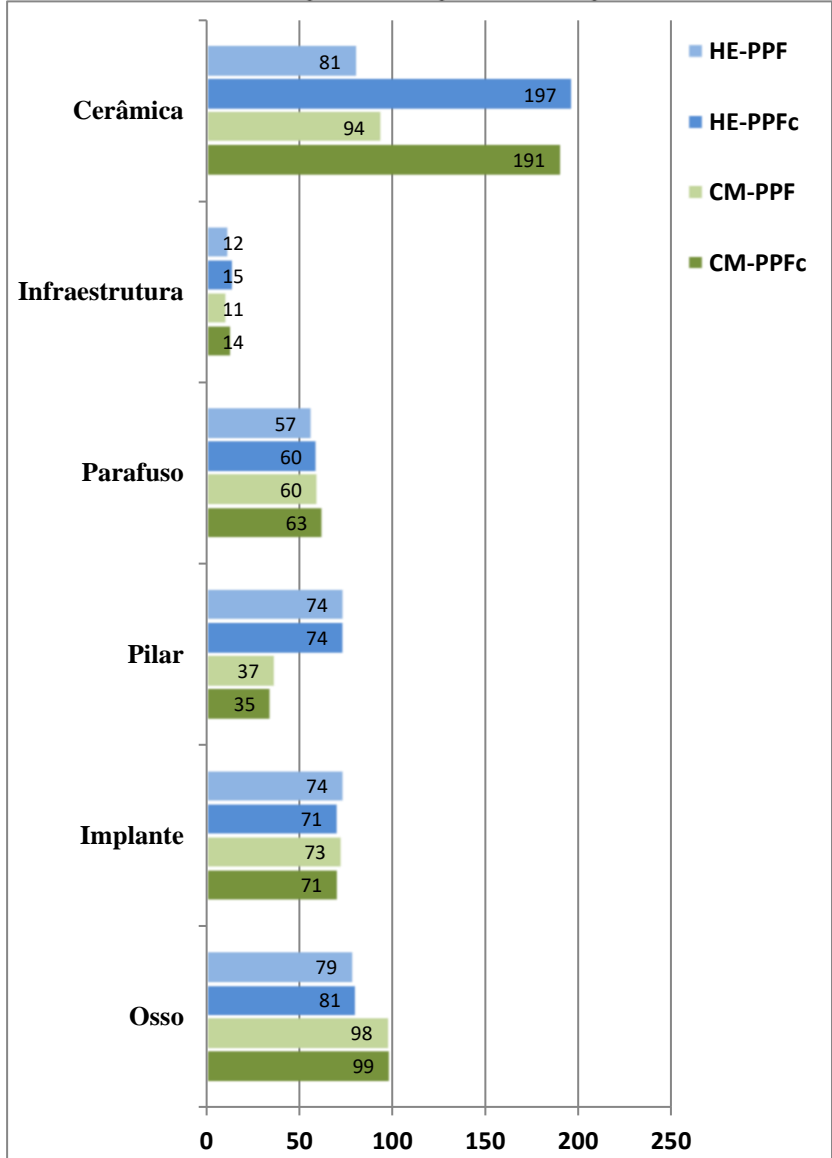
A análise dos dados em gráficos de barras foi realizada para relacionar os maiores picos de tensão para cada estrutura conforme a avaliação quantitativa segundo a média percentual da Tabela 9. Implante, parafusos protético e infraestrutura tiveram semelhança nos picos de tensão. Porém nos pilares, cerâmica e osso foi observada uma diferença no comportamento mecânico (Gráfico 7).

Analisando as barras agrupadas, observa-se que independentemente do tipo de desenho protético, a conexão cone morse apresentou maiores picos de tensão no osso periimplantar e o hexágono externo no pilar. Independentemente da conexão protética, o desenho com cantiléver evidenciou os maiores picos na cerâmica.

**Tabela 9 - Síntese dos dados percentuais e picos de tensão para todos os grupos analisados.**

Grupos	Análise	Cerâmica %	Infraestrutura %	Parafuso %	Pilar %	Implante %	Oso %	Média %
<b>HE-PPF</b>	Quantí.	81	12	57	74	74	79	62
	Quali.	1. Entre centrais	N/A	1. Entre rosca e rosca.	1. Primeira rosca do parafuso e m-d-v do pilar.	1. Primeira rosca interna.	1. Ao nível da primeira rosca.	
<b>CM-PPF</b>	Quantí.	94	11	60	37	73	98	62
	Quali.	1. Entre centrais	N/A	1. Entre rosca e rosca.	N/A	1. Parede interna cervical por v-m-d.	1. Ao nível da primeira rosca.	
<b>HE-PPFc</b>	Quantí.	197	15	60	74	71	81	83
	Quali.	1. Entre centrais e laterais	1. Entre centrais e laterais.	1. Entre rosca e rosca.	1. Primeira rosca do parafuso e v-d do pilar	1. Primeira rosca interna.	1. Ao nível da primeira rosca e as quatro ultimas.	
<b>CM-PPFc</b>	Quantí.	191	14	63	35	71	99	78
	Quali.	1. Entre centrais e laterais	1. Entre centrais e laterais.	1. Entre rosca e rosca.	N/A	1. Parede interna cervical por v-m-d.	1. Ao nível da primeira e última rosca.	

**Gráfico 7 - Síntese dos dados percentuais e picos de tensão para todas as análises:**



## 4.3. TESTE DE HIPÓTESE

Resumo de Teste de Hipótese

	Hipótese nula	Teste	Sig.	Decisão
1	Os picos de tensão da <b>CERÂMICA</b> é a mesma entre as categorias de GRUPOS	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,029 <sup>1</sup>	Rejeitar a hipótese nula.
2	Os picos de tensão da <b>INFRAESTRUTURA</b> é a mesma entre as categorias de GRUPOS	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,343 <sup>1</sup>	Reter a hipótese nula.
3	Os picos de tensão do <b>PARAFUSO</b> é a mesma entre as categorias de GRUPOS	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,200 <sup>1</sup>	Reter a hipótese nula.
4	Os picos de tensão do <b>PILAR</b> é a mesma entre as categorias de GRUPOS	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,029 <sup>1</sup>	Rejeitar a hipótese nula.
5	Os picos de tensão do <b>IMPLANTE</b> é a mesma entre as categorias de GRUPOS	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,686 <sup>1</sup>	Reter a hipótese nula.
6	Os picos de tensão do <b>OSSO</b> é a mesma entre as categorias de GRUPOS	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,029 <sup>1</sup>	Rejeitar a hipótese nula.

São exibidas significâncias assintóticas. O nível de significância é ,05.

<sup>1</sup>A exata significância é exibida para este teste.

Foi realizado teste não paramétrico agrupando todos os resultados quantitativos de tensão do lado direito e esquerdo de cada estrutura avaliada. A análise Teste U de Mann-Whitney foram comparados entre dois grupos de acordo com os resultados do gráfico 7, sendo amostras independentes entre os desenhos protéticos (PPFc com PPF) para o recobrimento em cerâmica e (HE com CM) para infraestrutura, parafusos protéticos, pilar, implant e osso periimplantar.

Díscussão

---



## 5. DISCUSSÃO

De acordo com os resultados deste estudo, os picos de tensão na cerâmica, nos pilares e no osso periimplantar são diferentes entre os subgrupos, portanto, rejeita-se a hipótese nula. Contrariamente, o teste evidenciou semelhanças nos picos de tensão na infraestrutura, parafuso e implante entre os grupos aceitando-se, então, a hipótese nula.

O pico de tensão mais elevado foi para PPFc independentemente da conexão protética; as tensões diminuíram para próteses sem cantiléver. A PPFc é considerada, em geral, um tratamento clínico de maior risco devido ao funcionamento mecânico da alavanca na reabilitação e à resolução estética dos tecidos periimplantares. A mecânica dos componentes que integra uma prótese com cantiléver funciona como os braços de alavanca distais, aumentando os movimentos de flexão e consequentemente a tensão adjacente ao cantiléver possibilitando maior risco de reabsorção óssea periimplantar (SUEDAM et al., 2016). Isto muitas vezes compromete a altura dos tecidos moles que estão mantendo estética da papila entre os incisivos centrais. Sendo assim os resultados estéticos, funcionais e saúde periimplantar podem ser prejudicados. Por consequência, desde os anos 90 vários pesquisadores não recomendam seu uso e sim tratamentos alternativos, pois o cantiléver, mesmo em pequena extensão, pode propiciar concentração de tensões nas regiões do osso periimplantar e pescoço do implante mais expressivo em área vestibular do que nas áreas mesial ou distal (BEVILACQUA et al., 2010; SILVA et al., 2010; CAGLAR et al., 2006; YOKOYAMA et al., 2004; ZARONE et al., 2003)

Embora o desenho com cantiléver tenha sido documentado como o mais alto risco estético e funcional, devido a concentração de tensões excederem a capacidade de suporte fisiológico de osso periimplantar, alguns autores defendem que os braços de alavanca ativos não representam qualquer risco. Adicionando o uso de implantes com diâmetros amplos e comprimento maiores este sistema pode propiciar estabilidade e equilíbrio biomecânico possibilitando uma distribuição homogênea das cargas dinâmicas e diminuindo forças compressivas nos pilares e implantes (SEMPER; HEBERER; NELSON, 2010; HALG; SCHMID; HAMMERLE, 2008; JACKSON, 2003; FROST 1987). Semper, Heberer e Nelson (2010) e Jackson (2013), afirmaram que o cantiléver é uma opção de tratamento e foi desenhado com o objetivo de cobrir a região que possui reduzida quantidade óssea sendo insuficiente o tratamento cirúrgico com implantes. Contudo, os autores afirmam que

esse desenho cantiléver possibilita uma biomecânica estável para as estruturas de uma reabilitação implantossuportada.

Contrariamente, estudos retrospectivos com controle de até 36 meses realizado por Mumcu, Bilhan e Cekici (2011), apresentaram a avaliação clínica e radiográfica do nível ósseo marginal de próteses fixas implantossuportadas. Esse estudo tinha como objetivo observar como o cantiléver afeta nas mudanças no nível ósseo ao redor dos implantes. A análise estatística mostrou que a perda óssea distal e mesial aumentou a partir do 12º a 24º mês significativamente. A partir do 36º mês, a perda óssea distal com cantiléver foi maior, enquanto a perda óssea mesial não foi significativamente afetada pela presença do cantiléver. Os resultados deste estudo corroboram com a informação de que o comportamento mecânico da prótese cantiléver induz maior concentração de tensões na região distal e mesial adjacente ao braço de alavanca. Este fato pode ser considerado como um indicador de risco à perda óssea periimplantar.

Igualmente, os resultados do presente estudo estão de acordo com Correa et al., (2014) que investigaram o comportamento mecânico de diferentes posições de implante na reabilitação implantossuportada. Modelos tridimensionais da maxila foram criados com base no MEF, sendo grupo de próteses com pilares em incisivos laterais (IL), próteses cantiléver com pilares nos incisivos centrais (IC) e implantes posicionados um no incisivo central e o outro no incisivo central (IC-IL). Uma carga de 150N foi aplicada em cada coroa. A análise das estruturas mostrou que o menor deslocamento protético foi observado no grupo IL. O valor máximo da tensão foi mostrado no tecido cortical e no implante com cantiléver do grupo IC-IL. Os autores concluíram que o uso de um cantiléver conduziu a uma maior concentração de tensões no implante e na estrutura óssea adjacente ao cantiléver. Os implantes que estavam localizados nos incisivos laterais limitavam o deslocamento da estrutura protética.

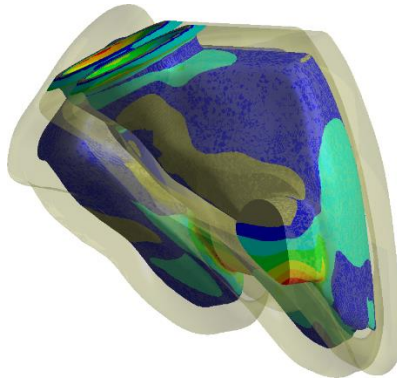
Os achados do presente estudo corroboram com os estudos de Maminskas et al., (2016) que comparam próteses com e sem cantiléver pelo MEF. Os autores identificaram a influência da estabilidade protética do cantiléver por meio de uma revisão sistemática que incluiu artigos entre 2011 e 2016. A investigação concluiu que as próteses com cantiléver possibilitam maior risco de instabilidade periimplantar e protética.

Nesse contexto, os resultados quantitativos desta pesquisa também mostraram que as cargas parafuncionais, como a simulação, levariam a rápida fratura da cerâmica nas próteses cantiléver e, portanto, não possibilita uma mecânica satisfatória à reabilitação implantossuportada.



Analisando os resultados da cerâmica qualitativamente observa-se a ocorrência de duas zonas de picos de tensão. A primeira na área de contato entre a cerâmica e a estrutura antagonista e a segunda nas regiões proximais. De acordo com Suedam et al., (2016); Giordano, Cima e Pober (1995) o contato de uma estrutura rígida com outra gera uma área de compressão na região cervical do contato e uma área de tração na região apical do contato adjacente à zona de compressão. Pela estrutura antagonista ser configurada com um material rígido, essas concentrações de tensões foram bem localizadas. A segunda se refere às regiões proximais. Nas próteses com cantiléver, os maiores picos ocorreram na região incisal da conexão entre os incisivos centrais com laterais especificamente na área adjacente ao cantiléver. Isso ocorreu devido a geometria relativamente fina da região e à tendência de separação entre as coroas que é maior quando existe o cantiléver. É relatado na literatura que este tipo de desenho estrutural e os implantes apresentam maior concentração de tensões nas áreas, mesial e/ou distal, adjacentes à extensão (SUEDAM et al., 2016).

Na prótese parcial fixa (pilares nos laterais) o pico foi evidenciado na região cervical da conexão entre incisivo central e lateral, com picos próximos na região de conexão cervical central. Teoricamente a região central teria uma tendência maior de acúmulo de tensões por ser a região onde ocorre a maior flexão/deformação do sistema (SUEDAM et al., 2016). Contudo, neste estudo a região com uma tendência maior de acúmulo de tensões foi verificado entre central e lateral devido a geometria nessa área ser mais fina e com ângulos mais agudos, o que favoreceu o acúmulo de tensões (Figura 28). Esse ângulo de contato proximal é determinado pela geometria dos dentes e pode variar de paciente para paciente (HALG; SCHMID; HAMMERLE, 2008; AKÇA; IPLIKÇIOGLU, 2002). Adicionalmente nos modelos com cantiléver por não haver apoio nas coroas dos laterais, o componente vertical (tendência a intrusão) da carga, apresenta risco de aumentar o tracionamento nessa região incisal do contato proximal nas cerâmicas por ser essa área mais estreita que a cervical.



**Figura 28** - Vista distal da conexão entre lateral e central mostrando que pela forma estética, a porção incisal na conexão é mais fina que a cervical.

Esse comportamento mecânico da distribuição da tensão também foi similar na infraestrutura, mas com diferença no pico de tensão. Essa diferença foi similar no modelo HE (variação de 3%) em relação ao CM (variação de 3%), demonstrando que o sistema HE e CM não possui impacto significativo nos resultados da infraestrutura nas condições analisadas. Contudo, em relação à resistência da liga, as tensões apresentadas estão muito distantes da sua resistência a tração, o que indica uma vida útil longa em condições clínicas normais. Considerando o resultado, a infraestrutura possui baixo risco de falha por fratura e expectativa de vida útil longa.

Na plotagem gráfica da distribuição das tensões nos parafusos protéticos para todos os grupos estudados foram evidenciados picos de tensão na união entre rosca e rosca, sendo a sua distribuição gerada principalmente por tensões abaixo do limite de proporcionalidade do titânio e distribuída homogeneamente em toda área da primeira até a última rosca do corpo do parafuso. Esse resultado corrobora com os achados de Patterson e Johns, (1992) e Burguete et al. (1994) onde apontam que os parafusos apresentaram picos de tensão nas primeiras roscas devido à macrogeometria das mesmas que oferecem maior resistência ao estiramento do parafuso causado pela pré-tensão do torque.

Segundo Goheen (1994), o torque se trata de um movimento produzido por uma força tangencial igual a força multiplicada pela distância do ponto de aplicação da força ao centro de rotação do parafuso “raio” ( $T = f \times r$ ) e seu valor de unidade é expresso em Newtons por centímetro (N.cm). O entendimento teórico é necessário, já que uma reabilitação com parafusos de fixação pode ser afetada por multifatores

como: geometria das roscas, diâmetro do parafuso, tipo de material, coeficiente de fricção, dureza e velocidade de torque. Os fatores que variam um torque correto ou ideal são característicos de cada empresa comercial, sugerindo até 75% de um torque máximo em relação ao limite de proporcionalidade. Na presente pesquisa todos os parafusos foram padronizados com uma pré-carga igual para os grupos, em média de 60% em relação ao limite de proporcionalidade. Contudo, seguir as recomendações comerciais de cada empresa evita deformações irreversíveis (ORMIANER, et al., 2012; LEWINSTEIN; BANKS-SILLS; ELIASI, 1995; RANGERT; JEMT; JÖRNEUS, 1989; RICHTER, 1989; LUNDGREN; FALK; LAURELL, 1989).

Nesta pesquisa deve-se considerar que os parafusos protéticos já possuem um considerável acúmulo de tensão mesmo antes da aplicação da carga, por consequência apresentaram menores picos em relação ao pico de tensão de pré-carga de 660 MPa. Corroborando com essas considerações, vários estudos na literatura justificam que isso é devido à relação entre flexão, que aumenta os picos de tensão no pré-torque, e da intrusão que os diminui, no momento da carga dinâmica (HEMMINGS; SCHMITT; ZARB, 1994; ZARB e SMITH, 1990; BOUAZZA-JUANES et al., 2015; SAHABI et al., 2013; MARTINI et al., 2012; JUNIOR et al., 2013).

Igualmente, concordando com os resultados desta pesquisa, Fabrega (1996) considera que quando o parafuso é apertado, este sofre um processo de estiramento ou alongamento e conseqüentemente produz uma tensão de tração ao longo do corpo e tensão de compressão nas áreas ativas de união. Esse fenômeno é conhecido como pré-tensão devido a associação de diferentes forças estáticas e dinâmicas produzidas no parafuso. Os resultados deste estudo estão de acordo pois, mesmo com a aplicação de carga dinâmica, as tensões diminuíram ou se mantiveram semelhantes nos picos de tensão sob carga mastigatória.

Esse fenômeno também pode ser explicado de acordo com Burguete (1994) e Goheen (1994) que salientaram que uma máxima pré-tensão no parafuso causa um efeito protetor contra cargas dinâmicas, mantendo a estabilidade mecânica dos mesmos. Fabrega (1996) concorda e julga que uma pré-carga estática ideal do parafuso é a máxima possível sem ir além do limite de elasticidade, pois nessas condições o parafuso sofre uma deformação reversível retornando a sua forma original quando a força dinâmica é retirada. Contrariamente, se não há o torque adequado no parafuso, este sofrerá flutuações na carga cíclica pré-stressal devido as cargas dinâmicas, e conseqüentemente, a instabilidade do pilar como

afrouxamento, fratura e/ou deformação irreversível causados por estímulos repetitivos ao longo do tempo.

As complicações clínicas associadas a prótese implantossuportada são relatadas na literatura principalmente no anos 1990 surgindo concomitantemente aos estudos clássicos de biomecânica para o entendimento da relação das estruturas com os tecidos. A fratura e o afrouxamento de parafusos de fixação, de pilares, de implantes, de próteses foram as principais falhas mecânicas estudadas na reabilitação oral implantossuportada (ALLEN; MCMILLAN; SMITH, 1997; HEMMINGS; GUNNE; JEMT; LINDEN, 1994; KALLAS e BESSING, 1994; SCHMITT; ZARB, 1994; JEMT e LEKHOLM, 1993; JOHNS, 1992; NAERT et al., 1992; TOLMAN; LANEY, 1992; JEMT, 1991; VAN STEENBERGHE, 1990; ZARB e SMITH, 1990).

Becker (2004) realizou um estudo de análise retrospectiva, com o objetivo de relatar o sucesso de dez anos de próteses fixas com cantiléver suportadas por implantes, sendo 70 próteses com cantiléver sobre 115 implantes Straumann em 36 pacientes monitorados ao longo do período. Os resultados mostraram que não houve fratura de implante, fratura de pilar, fratura de cerâmica, fratura de prótese, recessão gengival, bem como nenhuma perda óssea radiográfica foi observada. Concluíram que os resultados positivos ao longo prazo das reabilitações com cantiléver deve-se a vários fatores como uso de diâmetros de implantes maiores de 4,0 mm, boa relação coroa implante e a eliminação dos parafusos de fixação e utilização de próteses cimentadas. Relacionando os resultados desta pesquisa com o estudo de Becker, pode-se sugerir que o comportamento mecânico das estruturas melhora quando não usamos uma reabilitação parafusada, ou seja, um dos problemas pode estar relacionado com a mecânica dos parafusos e pilares de prótese com cantiléver distal.

Vailati e Belser (2007) salientaram que as soluções protéticas que utilizam dois implantes pilares correspondentes aos incisivos centrais não são recomendados e só deve ser considerado como exceção, uma vez que também estão associados com alto risco estético. Os autores sugerem que o uso do cantiléver distal ainda necessita de estudos de comportamento mecânico na região anterior da maxila.

Com relação aos valores de tensão nos pilares e parafusos segundo o Critério de von Mises (em MPa) e seu percentual em relação ao limite de proporcionalidade do titânio, esta pesquisa não evidenciou variações de picos nos pilares e/ou parafusos passantes para ambas as reabilitações PPF e/ou PPFc e sim para uma mesma conexão. A análise evidenciou que o pico de tensão mais elevado (76%) foi no parafuso

passante da reabilitação de próteses com implantes de conexão hexágono externo (HE-PPF e HE-PPFc). O menor valor de pico (36% em média) correspondeu para as próteses com implantes cone morse (CM-PPF e CM-PPFc). De acordo com a média total percentual as tensões diminuem 38% quando se utilizam pilares cone morse.

Os resultados desta pesquisa concordam com o estudo de Borie et al. (2016) onde mostraram que as tensões de tração em prótese com cantiléver foram menores em conexões cone morse em relação ao hexágono externo e em prótese convencionais foram similares independentemente do tipo de conexão protética. Os modelos HE com cantiléver apresentaram tensões na plataforma e no parafuso de fixação sendo encontrados picos maiores entre a primeira e terceira rosca do implante.

Igualmente na presente pesquisa, na geometria HE ocorrem contatos entre superfícies horizontais, (como o contato entre plataforma e o pilar) e essa disposição de superfícies minimiza movimentos intrusivos ao mesmo tempo que oferece pouca resistência contra movimentos de flexão. Por esta razão existe a tendência de afrouxamento e fratura dos pilares HE por serem menos resistentes que os pilares CM. Por outro lado, na conexão CM o contato é de conexões oblíquas/cônicas (contato entre a parede externa do cone com a parede interna do implante) que facilitam a intrusão do pilar dentro do implante, ao mesmo tempo que minimizam movimentos de flexão devido á maior área de contato no diâmetro do pilar que diminui os picos de tensão como pode ser observado na Tabela 6 (BOUAZZA-JUANES et al., 2015; SAHABI M et al., 2013; JUNIOR et al., 2013; MARTINI et al., 2012).

Deve-se considerar que os pilares e parafusos passantes já possuem um acúmulo de tensões mesmo antes da aplicação da carga, com tensão de até 660 MPa devido à pré-tensão. Foi observado que os parafusos passantes dos modelos HE sofreram pequena variação nas tensões, de cerca de 0,2% da tensão pré-carga. Isso provavelmente ocorreu por conta da flexão causada pela carga possuir uma tendência de aumentar os picos de tensão. Por outro lado, a carga também causa uma ligeira intrusão do pilar e esses dois fatores se balancearam. Deve-se lembrar que o torque do parafuso pré-carga gera um estiramento/tracionamento entre a cabeça e a porção das roscas, o que ocasiona os picos de tensão. Contudo quando ocorre uma carga compressiva essa distância diminui pela deformação dos pilares aproximarem a porção das roscas com a cabeça. Já nos modelos CM foi observado uma grande diminuição dos picos. Provavelmente, isso foi evidenciado devido a geometria cônica da conexão favorecer um movimento intrusivo ao mesmo tempo que

minimiza um movimento de flexão (BOUAZZA-JUANES et al., 2015; JUNIOR et al 2013; SAHABI et al., 2013; MARTINI et al., 2012; BURGUETE et al., 1994; PATTERSON e JOHNS, 1992).

No presente estudo, a plotagem gráfica da distribuição das tensões para HE- PPF e HE-PPFc foram evidenciadas na região da primeira rosca e área interna do parafuso da zona de assentamento com o pilar, área vestibular, mesial e distal de todos os pilares, e vestibulo-distal adjacente ao cantiléver para HE-PPFc. Os pilares CM para ambos os desenhos protéticos CM-PPF e CM PPFc não evidenciaram altos picos de tensão e a sua distribuição foi homogênea que cercam as primeiras roscas.

Corroborando com os achados do presente estudo, os resultados obtidos de acordo com Borie et al. (2016) demonstraram que os valores máximos de tensão equivalente de von Mises foram localizados na região vestibular e área adjacente ao cantiléver nas próteses com extensão distal e na região mesio-vestibular de prótese parcial fixa.

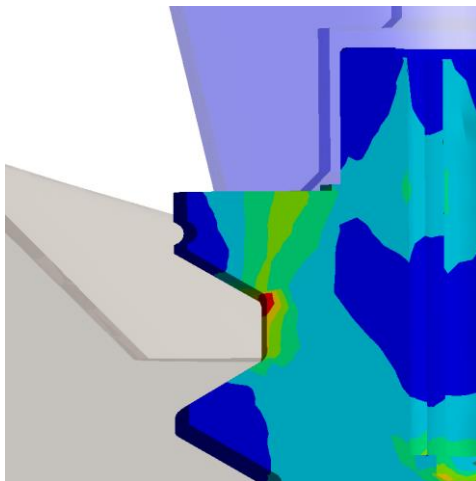
Como explicado pelo estudo Tsugei e Hagiwara (2009), os picos de tensão na região superior dos parafusos/pilares ocorrem devido a geometria das roscas e pela pressão do parafuso. No caso dos pilares HE, os picos ocorreram no ângulo entre plataforma do pilar e superfície externa causado pelo ângulo vivo suscetível a concentração de tensões.

Quando analisados os resultados quantitativos para os implantes segundo a média percentual em relação ao limite de proporcionalidade, as variações entre os grupos CM e HE foram pequenas. Dessa forma, pode-se afirmar que as análises foram semelhantes quanto ao risco de fratura do implante. A distribuição das tensões para HE foram evidenciados na primeira na rosca interna. Para o sistema cone morse, a distribuição de altos picos de tensão foi encontrada na porção inicial da parede cônica por mesial, distal e vestibular. Similarmente com os resultados de Borie et al. (2016) que observaram em implantes de conexão cônica o maior pico de tensão na superfície interna região cervical do implante e na união com o pilar.

Quanto aos implantes CM, deve-se considerar que já possuem um considerável acúmulo de tensões devido a pré-tensão do parafuso antes da aplicação da carga sendo que os picos de tensão ocorreram no ângulo entre a plataforma e o cone interno. Isso se deve a geometria em ângulo vivo da região, propensa ao acúmulo de tensões pela pré-tensão das paredes internas do cone morse com o desenho interno do implante.

Contrariamente, implantes HE mostraram maiores picos de tensão na primeira rosca interna provavelmente pela tendência de flexão do implante, ou pela forma do desenho. Observando uma aproximação da vista em corte da região de pico de tensão (Figura 30), observa-se que a

rosca inicial do implante se aprofunda rapidamente logo abaixo da plataforma. Isso gera uma estrutura relativamente fina que ao receber as tensões transmitidas pelo pilar e a plataforma concentra tensões na região do ângulo da rosca.



**Figura 30** - Vista em corte da região de pico de tensão nos implantes HE.

A literatura relata que a perda da crista óssea periimplantar está diretamente associada com elevados picos de tensão localizados na interface do pilar-implante e no osso cortical em contato com a plataforma do implante (DEMENKO et al., 2011; BEVILACQUA et al., 2011; DEGIDI; NARDI; PIATTELLI, 2011; DING et al., 2009; QUIAN et al., 2009).

Para Fu et al. (2011) esses estímulos de tensão contribuem para resultados insatisfatórios pois comprometem a harmonia da reabilitação na região anterior da maxila, conhecida também, como zona estética.

Somado aos resultados insatisfatórios, outros estudos acrescentam que o carregamento não axial é o vetor mais patológico para a estabilidade biomecânica de interface pilar-implante, plataforma do implante e interface óssea periimplantar pois aumentam os picos de tensão (DEMENKO et al., 2011; GALINDO-MORENO et al., 2011; FAZI et al., 2011; KIMURA et al., 2011; ANITUA et al., 2010b; KARL et al., 2004; AKÇA; IPLIKÇIOGLU, 2002).

O objetivo do estudo de Maminskas et al. (2016), além de identificar a influência de estabilidade protética com cantiléver, foi também de revisar sistematicamente os riscos do impacto mecânico sobre

o osso periimplantar por meio de estudos dos elementos finitos. Os resultados desta pesquisa bibliográfica nas bases de dados MEDLINE e EMBASE, mostraram que os riscos de instabilidade periimplantar e protética estavam relacionados com: carga não axial, próteses com cantiléver, relação coroa-implante, tipo de conexão protética, propriedades de materiais e carga dinâmica de dente antagonista. A estabilidade do osso periimplantar foi relacionada com a plataforma *switch*. Estes achados estão de acordo com a presente pesquisa, que evidenciou o pico de tensão mais elevado no osso periimplantar para a reabilitação de CM-PPFc, e o menor valor de pico encontrado foi para HE-PPF.

O tipo de conexão pilar-implante afeta a concentração de tensões no osso periimplantar. Estudos clínicos e por meio do MEF mostraram que a plataforma *switch* apresenta benefícios biológicos e mecanicamente diminuem as concentrações de tensão no osso cortical periimplantar (BOUAZZA-JUANES et al., 2015; SAHABI et al., 2013; PAUL; PADMANABHAN; SWARUP, 2013; HAREL et al., 2013; MARTINI et al., 2012; MELEO et al., 2012).

Borie et al. (2016) avaliaram os comportamentos biomecânicos de próteses múltiplas implantossuportadas de conexão cônica e hexagonal simulando dois casos clínicos na região anterior da maxila. A primeira com implantes com comprimentos 8.5 e 10 mm e 4.0 mm de diâmetro para próteses com pilares (11-21) e a segunda com implantes 3,75 mm de diâmetro como pilares (12-22). Seus resultados mostraram que a aplicação de uma carga estática de 150 N nos quatro incisivos e com ângulo de 45 graus com o eixo longo do implante e o tipo de desenho protético evidentemente influenciaram as tensões periimplantares sendo a conexão cônica quem exibiu menores tensões na reabilitação oral. Contrariamente, o presente estudo ao analisar as tensões no osso periimplantar de uma reabilitação com pilares centrais ou laterais com mesmo sistema de conexão protética, encontrou os picos de tensão semelhantes para todos os grupos estudados. Porém, relacionando o tipo de desenho protético para uma diferente conexão (HE - CM) foram reduzidos os valores dos picos na região periimplantar.

A presente pesquisa demonstrou que os modelos CM apresentaram picos de tensão maiores no osso periimplantar que nos modelos HE. Lembrando que tensão é calculada através da força dividida pela área e quanto menor a área para força similar menor a tensão. Esta discussão pode ser analisada a respeito do eixo de alavanca entre os implantes. Considerando que as coroas possuem a mesma forma e o mesmo ponto de aplicação de carga, o fato dos implantes CM terem suas plataformas



posicionadas mais abaixo da crista que a conexão HE, aumentou o tamanho de alavanca (maior área existente entre o ponto de carga e o osso periimplantar) e, conseqüentemente, aumentou as tensões.

Na plotagem gráfica da distribuição das tensões para HE foram evidenciados picos de tensão na região óssea periimplantar vestibulomesial ao nível da primeira rosca do implante. Houve picos altos de tensão na região óssea apical ao nível das quatro últimas roscas dos implantes para HE-PPFc. Para o sistema cone morse, a distribuição dos picos altos de tensão foi observada ao nível ósseo nas três primeiras roscas da região cervical do implante, e também no nível médio e apical para CM-PPFc.

Corroborando com os achados deste estudo e de acordo com Isidor (2006), as cargas aplicadas são transferidas diretamente para o osso periimplantar, sendo o contato da plataforma e o osso a área de maior concentração de tensões. Igualmente Borie et al. (2016) acrescentaram que as principais tensões para todos os modelos estudados foram sempre observadas região óssea periimplantar área da cortical óssea correspondente ao início da plataforma do implante. Não foram observadas tensões na região apical para próteses com cantiléver.

Maminskas et al. (2016) salientaram que as forças dinâmicas se transformam em energia que é distribuída por meio de tensões ao longo de uma reabilitação oral implantossuportada. Esta energia ou tensão afeta cada estrutura dúctil e é diretamente proporcional às propriedades de cada material, à forma, ao tamanho, à macrogeometria e à posição.

Segundo Santiago Junior et al. (2013) e Arun, Mahesh e George (2013) a energia transmitida para o osso periimplantar é determinada em torno do pescoço do implante ao nível do osso cortical. Fatores como carga oblíqua e forças de flexão são determinantes para o micromovimento (deslocamento) do implante no osso. Outros parâmetros também influenciaram na energia do osso periimplantar, tais como desenhos protéticos com cantiléver e relação coroa-implante poderiam aumentar a flexão do implante e picos de tensão periimplantares (SUEDAM et al., 2016). Os resultados desta pesquisa estão de acordo, pois as concentrações de tensão apicais nos modelos com próteses cantiléver ocorreram porque a inserção óssea apical promove uma resistência ao movimento de flexão da coroa, ao mesmo tempo que por ser uma pequena área de material rígido oferecendo resistência. As tensões nessa pequena área têm maiores intensidades (MAMINSKAS et al., 2016; HAREL et al., 2013).

Em um estudo retrospectivo Mumcu, Bilhan e Ali Cekici (2011) pesquisaram a avaliação clínica e radiográfica do nível ósseo marginal de

próteses fixas implantossuportadas. Foi observado como o cantiléver afeta as mudanças no nível ósseo ao redor dos implantes. Os resultados de 36 meses mostraram que a perda óssea distal foi significativa em relação à mesial. Porém, os autores sinalaram que não existe um consenso sobre o efeito do cantiléver nos ossos periimplantares de prótese fixa, devido aos multifatores associados como idade, sexo, tamanho do implante, extensão do cantiléver. Igualmente estudos como Geng, Tan e Liu (2001), Eskitascioglu et al. (2004) e Baggi et al. (2008) também sugeriram o efeito das tensões no osso, comprometimento sistêmico, higiene oral, tabagismo, uso de medicamentos, mecânica dos pilares, diâmetros, tratamentos de superfície, tipo de conexão, ajuste oclusal, bruxismo, estruturas adjacentes, saúde periodontal, traumatismos, tipos de materiais, torque, manutenção, patologias, dieta, número e comprimento de implantes, tipo de esplintagem da prótese, função mastigatória entre outros fatores que impossibilitam chegar num valor exato da perda óssea periimplantar.

Observa-se que não existe na literatura científica um valor quantitativo exato que determina um valor de pico que comprometa os resultados biológicos e leve ao insucesso de próteses fixas implantossuportadas (HARTOG et al., 2011; SEMPER; HEBERER; NELSON, 2010; DING et al., 2009; HALG; SCHMID; HAMMERLE, 2008; ESKITASCIOGLU et al., 2004; TADA et al., 2003; AKÇA; IPLIKÇIOGLU, 2001; GENG; TAN; LIU, 2001; BARBIER et al., 1998). Igualmente segundo a revisão sistemática de Maminskas et al. (2016) informaram que em função da heterogeneidade dos estudos de análise de elementos finitos e à expressão de seus resultados, é impossível realizar metanálises ou revisões sistemáticas para encontrar um consenso dos riscos de impacto mecânico sobre a tensão óssea periimplantar.

Conclusões

---



## 6. CONCLUSÕES

De acordo com as limitações deste estudo e com o método de análise dos elementos finitos, segundo os resultados desta simulação pôde-se concluir que:

De acordo ao caso clínico simulado, a Prótese Parcial Fixa sobre implantes Cone Morse (PPF-CM) apresentou o melhor comportamento na distribuição e picos de tensão em relação ao demais grupos.

Independentemente do tipo de conexão (HE ou CM), em geral, o desenho de próteses com cantiléver (PPFc) conduziu a uma maior concentração e picos de tensão em todas as estruturas avaliadas, evidenciando impacto significativo na cerâmica.

Os sistemas de conexão HE - CM e os tipos de desenho protético PPF - PPFc não possuem impacto significativo nos picos de tensão na infraestruturas, parafusos protéticos e implantes nas condições analisadas.

Independentemente do tipo de desenho protético PPF - PPFc, a conexão hexágono externo possui impacto significativo no aumento das tensões no pilar e o cone morse no osso periimplantar de acordo à simulação clínica modelada.

Sugere-se estudos avaliando a distribuição e picos de tensão no desenho macrogeométrico do conector da barra metálica da infraestrutura. O nível de inserção da plataforma cone morse em relação ao hexágono externo e o desenho macrogeométrico da plataforma e primeira rosca do implante (S.I.N. Sistema de Implante, São Paulo, SP, Brasil).



## REFERÊNCIAS

ADELL, R. et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int. J. Oral Surg.**, v. 10, n. 6, p. 387-416, Dec 1981.

ALLEN PF, McMillan AS, Smith DG, Complications and maintenance requirements of implant-supported prostheses provided in a UK dental hospital. **Br Dent J.** 1997; 182:298-302

AKÇA, K.; CEHRELI, M. C.; IPLIKÇIOĞLU, H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 14, n. 4, p. 444-54, Aug 2003.

AKÇA, K.; IPLIKÇIOĞLU, H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 16, n. 5, p.722-30, Sep-Oct 2001.

AKÇA, K.; IPLIKÇIOĞLU, H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever exstress in mandibular posterior edentulism. **J. Oral Rehabil.**, v. 29, n. 4, p. 350-6, Apr 2002.

ALOISE, J. P. et al. Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants in vitro. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 21, n. 3, p. 328-35, Mar 2010.

ANITUA, E.; ORIVE, G. Short implants in maxillae and mandibles: a retrospective study with 1 to 8 years of follow-up. **J. Periodontol.**, v. 81, n. 6, p. 819-26, Jun 2010.

ANITUA, E. et al. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. **Int. J. Perio. Rest. Dent.**, v. 30, n. 1, p. 89-95, Feb 2010.

ASSIF, D.; MARSHAK, B.; HOROWITZ, A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. **J. Prosthet. Dent.**, v. 75, n. 3, p. 285-91, Mar 1996.

ATTARD, N.; ZARB, G. A. Implant prosthodontic management of posterior partial edentulism: long-term follow-up of a prospective study. **J. Can. Dent. Assoc.**, v. 68, n. 2, p. 118-24, Feb 2002.

BAGGI, L. et al. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. **J. Prosthet. Dent.**, v. 100, n. 6, p. 422-31, Dec 2008.

BARBIER, L. et al. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. **J. Oral Rehabil.**, v. 25, n. 11, p. 847-58, Nov 1998.

BARBOSA, G. A. et al. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. **Braz. Dent. J.**, v. 19, n. 4, p. 358-63, 2008.

BARRETO M.; FRANCISCHONE C.E.; FILHO H.N. Two prosthetic crowns supported by a single implant: an esthetic alternative for restoring the anterior maxilla. **Quintessence Int.** 2008 Oct;39(9):717-25.

BARNETT, B. G.; KRUMP, J. L. Implant dentistry: the significance of a team approach. **J Prosthet. Dent.**, v. 58, n. 1, p. 69-73, Jul 1987.

BARROS, et al. Influence of interimplant distances and placement depth on peri-implant bone remodeling of adjacent and immediately loaded Morse cone connection implants: a histomorphometric study in dogs. **Clin Oral Implants Res.** 2010 Apr 1;21(4):371-8.

BARTER, S.; DENT, M. Computer-aided implant placement in the reconstruction of a severely resorbed maxilla-a 5-year clinical study. **Int. J. Perio. Rest. Dent.**, v. 30, n. 6, p. 627-37, Dec 2010.

BECKER CM. Cantilever fixed prostheses utilizing dental implants: a 10-year retrospective analysis. **Quintessence Int.** 2004 Jun;35(6):437-41.

BELSER, U. C. et al. Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 11, p. 126-45, 2000. Supplement 1.

BERGKVIST, G. et al. A finite element analysis of stress distribution in



bone tissue surrounding uncoupled or splinted dental implants. **Clin. Implant. Dent. Relat. Res.**, v. 10, n. 1, p. 40-6, Mar 2008.

BEVILACQUA, M. et al. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. **J. Prosthet. Dent.**, v. 105, n. 1, p. 5-13, Jan 2011.

BORIE E., et al. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Biomechanical Behaviors of Implants with Different Connections, Lengths, and Diameters Placed in the Maxillary Anterior Region. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2016 Jan-Feb;31(1):101-10.

BRÅNEMARK, P. I. et al. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand. **J. Plast. Reconstr. Surg.**, v. 3, n. 2, p. 81-100, 1969.

BROGGINI, N., et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. **Journal of Dental Research** 85: 473–478. (2006)

BOUAZZA-JUANES K, et al. Effect of platform switching on the peri-implant bone: A finite element study. **J Clin Exp Dent.** 2015 Oct 1;7(4):e483-8.

BUSER, D.; MARTIN, W.; BELSER, U. C. Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, v. 19 Suppl, p. 43-61, 2004.

BURGUETE RL, JOHNS RB, KING T, PATTERSON EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J Prosthet Dent.** 1994 Jun; 71 (6):592-9.

CAGLAR, A. et al. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. **Int. J. Oral. Maxillofac. Implants**, v. 21, n. 1, p. 36-44, Jan-Feb 2006.

CALVO-GUIRADO JL, et al. Crestal bone loss evaluation in osseotite expanded platform implants: a 5-year study. **Clin Oral Implants Res.** 2011 Dec; 22 (12):1409-14.

CAPOZZI, L. Clinical and histological study of subperiosteal inclusions

for prosthesis. **Rev. Stomatol.**, v. 55, n. 8-9, p. 622-5, Aug-Sep 1954.

CHUN, H. J. et al. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 21, n. 2, p. 195-202, Mar-Apr 2006.

COCHRAN, D.L., et al. Biologicwidth around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. **Journal of Periodontology** 68: 186–198. (1997)

CLELLAND, N. L. et al. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 6, n. 4, p. 391-8, 1991.

CORRÊA CB, et al. Mechanical behavior of dental implants in different positions in the rehabilitation of the anterior maxilla. **J Prosthet Dent**. 2014 Apr;111(4):301-9.

DANTAS, S. M. A. et al. Implante Cone Morse Self-Drilling Implant with Internal Torque. Parte I: product development. **Innovations Implant J. Biom. Esthet.**, v. 1, n. 1, p. 63- 69, Maio 2006.

DEGIDI, M.; NARDI, D.; PIATTELLI, A. One abutment at one time: non-removal of an immediate abutment and its effect on bone healing around subcrestal tapered implants. **Clin. Oral. Implants Res.**, v. 22, n. 11, p. 1303-7, Nov 2011.

DE MORAIS ALVES DA CUNHA, T.; DE MORAIS E. J.; ELIAS, C. N. Finite element stress analysis in osseointegrated: variation of prosthetic Crow material. **R. B. O.**, v. 59, n. 2, p. 128 - 132, Mar-Abr 2002.

DEMENKO, V. et al. Ultimate masticatory force as a criterion in implant selection. **J. Dent. Res.**, v. 90, n. 10, p. 1211-5, Oct 2011.

DEN HARTOG, L. et al. Single implants with different neck designs in the aesthetic zone: a randomized clinical trial. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 22, n. 11, p. 1289-97, Nov 2011.

DELLINGES MA, TEBROCK OC. A measurement of torque values obtained with hand-held drivers in a simulated clinical setting. **J Prosthodont.** 1993 Dec;2(4):212-4.

DETOLLA, D. H. et al. Role of the finite element model in dental implants. **J. Oral Implantol.**, v. 26, n. 2, p. 77-81, 2000.

DING, T. A. et al. Evaluation of the ITI Morse taper implant/abutment design with an internal modification. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 18, n. 6, p. 865-72, Nov-Dec 2003.

DING, X. et al. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v. 11, n. 4, p. 279-87, Dec 2009.

DING, X. et al. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. **J. Prosthodont.**, Hoboken, v. 18, n. 5, p. 393-402, Jul 2009.

ELIASSON, A. et al. Fixed partial prostheses supported by 2 or 3 implants: a retrospective study up to 18 years. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 21, n. 4, p. 567-74, Jul-Aug 2006.

ESKITASCIOGLU, G. et al. 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. 144-50, Feb 2004.

FAZI, G. et al. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 26, n. 4, p. 752-9, Jul-Aug 2011.

FONSECA, J. Ferramentas de simulação em mecânica: elementos finitos. Material compilado para a disciplina de Elementos Finitos para Graduação e Pós-graduação em Engenharia Mecânica. **U.F.R.G.S.**, p. 88, 2002.

FORMIGGINI, M. S. Dental prosthesis in edentulous mouth by means of direct intramaxillary fixation. **Riv. Ital. Stomatol.**, v. 9, n. 7, p. 814-22, Jul 1954.

FU, J. H.; LEE, A.; WANG, H. L. Influence of tissue biotype on implant esthetics. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 26, n. 3, p. 499-508, May-Jun 2011.

FREITAS, A. C. et al. All-ceramic crowns over single implant zircon abutment. Influence of young's modulus on mechanics. **Implant Dent.**, v. 19, n. 6, p. 539-48, Dec 2010.

FROST, H. M. Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. **Anat. Rec.**, v.219, n.1, p.1 9, Sep 1987.

GALINDO-MORENO, P. et al. Clinical and radiographic evaluation of early loaded narrow diameter implants - 1-year follow-up. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 23, n. 5, p. 609-16, May 2012.

GENG, J. P.; TAN, K. B.; LIU, G. R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **J. Prosthet. Dent.**, v. 85, n. 6, p. 585-98, Jun 2001.

GENG, J. P. et al. Finite element analysis of an osseointegrated stepped screw dental implant. **J. Oral Implantol.**, v. 30, n. 4, p. 223-33, 2004.

GEORGIPOULOS, B. et al. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. **J. Oral Implantol.**, v. 33, n. 5, p. 243-56, 2007.

GERAMY, A.; MORGANO, S. M. Finite element analysis of three designs of an implantsupported molar crown. **J. Prosthet. Dent.**, v. 92, n. 5, p. 434-40, Nov 2004.

GIORDANO R, CIMA M, POBER R. Effect of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics. **Int J Prosthodont.** 1995 Jul-Aug;8(4):311-9.

GOHEEN KL, ET AL. Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1994 Mar-Apr;9(2):149-55

GIMÉNEZ FABÉGA, J. Consideraciones biomecánicas y de oclusión en prótesis sobre implantes. **ROE** 1996; 1(1): 63-76.

GUNNE J, JEMT T, LINDEN B. Implant treatment in partially edentulous patients: A report on prostheses after 3 years, **Int J Prosthodont** 1994;7:143-148

HAACK JE, et al. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1995 Sep-Oct; 10(5):529-36.

HÄLG, G. A.; SCHMID, J.; HÄMMERLE, C. H. Bone level changes at implants supporting crowns or fixed partial dentures with or without cantilevers. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 19, n. 10, p. 983-90, Oct 2008.

HEMMINGS KW, SCHMITT A, ZARB GA. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: A 5-year report, **Int J Oral Maxillofac Implants** 1994;9:191-196

HANSSON, S. Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v. 2, n. 1, p. 33-41, 2000.

HAREL N, et al. Bone microstrain values of 1-piece and 2-piece implants subjected to mechanical loading. **Implant Dent**. 2013 Jun;22(3):277-81.

HERSCHFUS. Progress report of implants: Histopathologic findings in dogs and a clinical report in a human. **J. Implant Dent.**, v. 19, n. 2, 1955.

HIMMLOVÁ, L. et al. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. **J. Prosthet. Dent.**, v. 91, n. 1, p. 20-5, Jan 2004.

HOLMGREN, E. P. et al. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. **J. Oral Implantol.**, v. 24, n. 2, p. 80-8, 1998.

HSU, M. L. et al. Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 22, n. 2, p. 301-9, Mar-Apr 2007.

HUANG HK, LEDLEY RS. Numerical experiments with a linear force-displacement tooth model. **J Dent Res.** 1969;48(1):32-7.

ISIDOR F. Influence of forces on peri-implant bone. **Clin Oral Implants Res** 2006;17:S8-18.

JACKSON, B. J. Occlusal principles and clinical applications for endosseous implants. **J. Oral Implantol.**, v. 29, n. 5, p. 230-4, 2003.

JEMT T, LEKHOLM U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: A 5-year follow-up report, **Int J Oral Maxillofac Implants** 1993;8:635-640,

JEMT T. Failures and complications in 391 consecutively inserted prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup, **Int J Oral Maxillofac Implants** 1991;6:270-276

JEMT, T.; LINDÉN, B.; LEKHOLM, U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 7, n. 1, p. 40-4, 1992.

JOHNS RB, et al. A multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants, **Int J Oral Maxillofac Implants** 1992;7:513-522

JÖRN D, et al. Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. **J Prosthet Dent.** 2014 Aug;112(2):340-8.

KALLAS T, BESSING C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1994; 9:169-178,

KAN, J. Y. et al. Classification of sagittal root position in relation to the anterior maxillary osseous housing for immediate implant placement: a cone beam computed tomography study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 26, n. 4, p. 873-6, Jul-Aug 2011.

KARL, M. et al. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 19, n. 1, p.

30-7, Jan-Feb 2004.

KIMURA, K. et al. Three-dimensional finite element analysis of fixed complete-arch prostheses supported by 4 immediate-loaded implants in the completely edentulous maxilla using clinical computerized tomography data. **J. Oral Implantol.**, v. 37 Spec No, p. 96-105, Mar 2011.

KUMAR, G.; MAHESH B.; GEORGE D. Three dimensional finite element analysis of stress distribution around implant with straight and angled abutments in different bone qualities. **J Indian Prosthodont Soc.** 2013 Dec;13(4):466-72.

LEE, J. S.; LIM, Y. J. Three-dimensional numerical simulation of stress induced by different lengths of osseointegrated implants in the anterior maxilla. **Comput. Methods. Biomech. Biomed. Engin.**, Mar 2012.

LEWINSTEIN I, BANKS-SILLS L, ELIASI R. Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantiléver prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1995 May-Jun;10(3):355-66.

LOTTI, R. S. et al. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **R. Dental Press. Ortodon. Ortop. Facial.**, v. 11, n. 2, p. 35-43, Mar-Apr 2006.

LUNDGREN D, FALK H, LAURELL L. Influence of number and distribution of occlusal cantiléver contacts on closing and chewing forces in dentitions with implant-supported fixed prostheses occluding with complete dentures. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1989 Winter;4(4):277-83.

MAEDA, Y.; SATOH, T.; SOGO, M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. **J. Oral Rehabil.**, v. 33, n. 1, p. 75-8, Jan 2006.

MAMINSKAS J, et al. The Prosthetic Influence and Biomechanics on Peri-Implant Strain: a Systematic Literature Review of Finite Element Studies. **J Oral Maxillofac Res.** 2016 Sep 9;7(3): e 4.

MARTINI AP, et al. Straight and angulated abutments in platform switching: influence of loading on bone stress by three-dimensional finite element analysis. **J Craniofac Surg.** 2012 Mar;23(2):415-8.

MERZ, B. R.; HUNENBART, S.; BELSER, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 15, n. 4, p. 519-26, Jul-Aug 2000.

MELEO D, et al. Fixture-abutment connection surface and micro-gap measurements by 3D micro-tomographic technique analysis. **Ann Ist Super Sanita.** 2012;48(1):53-8.

MISCH, C. E.; BIDEZ, M. W. Implant protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium*, v. 15, p. 1330- 1342, Oct 1994. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. **Int J Oral Implantol.** 1990;6(2):23-31.

MORRIS, H. F. et al. Aicrg, Part I: A 6-year multicentered, multidisciplinary clinical study of a new and innovative implant design. **J. Oral Implantol.**, v. 30, n. 3, p. 125-33, 2004.

MORRIS HF. Properties of cobalt-chromium metal ceramic alloys after heat treatment. **J Prosthet Dent.** 1990 Apr;63(4):426-33.

MATWEB - Online Materials Information Resource. Blacksburg, Virginia: Automation Creations, Inc.; 2008 [cited 2008 21/07/2008]; Available from: [www.matweb.com](http://www.matweb.com).

MCGLUMPHY EA, MENDEL DA, HOLLOWAY JA. Implant screw mechanics. **Dent Clin North Am.** 1998 Jan;42(1):71-89.

MUMCU E, BILHAN H, CEKICI A. Marginal bone loss around implants supporting fixed restorations. **J Oral Implantol.** 2011 Oct;37(5):549-58.

NAERT, I. et al. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. **J. Prosthet. Dent.**, v. 68, n. 6, p. 949-56, Dec 1992.



NASCIMENTO C, et al. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of an external-hex implant after saliva incubation. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2011 Jul-Aug;26(4):782-7.

NORTON, M. R. An in-vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a abut joint interface in implant desing. **Clin. Oral Implant Res.**, v. 8, n. 4, p. 290-298, 1997.

NOVAES AB, et al. Influence of interimplant distances and placement depth on papilla formation and crestal resorption: a clinical and radiographic study in dogs. **J Oral Implantol.** 2009;35(1):18-27.

OATIS. Analyzing Bolt Prestress in the ANSYS Workbench Platform. **Tips & Tricks.**, V. 1, n. 4, p. 28-29, 2007.

ORMIANER Z, et al. Stress and strain patterns of 1-piece and 2-piece implant systems in bone: a 3-dimensional finite element analysis. **Implant Dent.** 2012 Feb;21(1):39-45.

PATTERSON EA, JOHNS RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1992 Spring;7(1):26-33.

PAUL S, PADMANABHAN TV, SWARUP S. Comparison of strain generated in bone by “platform-switched” and “non-platform-switched” implants with straight and angulated abutments under vertical and angulated load: a finite element analysis study. **Indian J Dent Res.** 2013 Jan-Feb;24(1):8-13.

PETRIE, C. S.; WILLIAMS, J. L. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite element analysis. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 16, n. 4, p. 486-94, Aug 2005.

PITA MS, et al. Prosthetic platforms in implant dentistry. **J Craniofac Surg.** 2011 Nov;22(6):2327-31.

QIAN, L. et al. Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 24, n. 5, p. 877-86, Sep-Oct 2009.

RANGERT B, JEMT T, JÖRNEUS L. Forces and moments on Branemark implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1989 Fall;4(3):241-7.

REINHARDT, R. A. et al. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. **J Dent Res**, v. 62, n. 9, p. 1002-8, Sep 1983.

RICHTER EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. **J Prosthet Dent**. 1989 May;61(5):602-9.

ROMEED, S. A.; FOK, S. L.; WILSON, N. H. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. **J. Oral Rehabil.**, v. 33, n. 3, p. 209-15, Mar 2006.

SANTIAGO JUNIOR JF, et al. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. **Mater Sci Eng C Mater Biol Appl**. 2013Dec 1;33(8):4700-14.

SAHABI M, et al. Biomechanical effects of platform switching in two different implant systems: a three-dimensional finite element analysis. **J Dent (Tehran)**. 2013 May;10(4):338-50

SEMPER, W.; HEBERER, S.; NELSON, K. Retrospective analysis of bar-retained dentures with cantilever exstress: marginal bone level changes around dental implants over time. **Int J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 25, n. 2, p. 385-93, Mar-Apr 2010.

SILVA, G. C. et al. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 25, n. 2, p. 239-46, Mar-Apr 2010.

SUEDAM V, et al. Effect of cantilever length and alloy framework on the stress distribution in peri-implant area of cantilevered implant-supported fixed partial dentures. **J Appl Oral Sci**. 2016 Apr; 24(2):114-20.

SUTTER, F. et al. The new restorative concept of the ITI dental implant system. Design and engineering. **Int. J. Perio. Rest. Dent.**, v. 13, n. 5, p. 408-431, 1993.

SKY Linear Motion & Precision Technologies. **Bolt-tightening Handbook**. Catalogue n° TSI 1101 AE April 2001 Printed in France.

TABATA, L. F. et al. Platform switching: biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 26, n. 3, p. 482-91, May-Jun 2011.

TADA, S. et al. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 18, n. 3, p. 357-68, May-Jun 2003.

TORCATO LB, et al. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: a 3D finite element analysis. **J Prosthet Dent**. 2015 Nov;114(5):644-51.

TOLMAN DE, LANEY WR, Tissue-integrated prosthesis complications. **Int. Oral Maxillofac Implants**. 1992;7:477-484.

TSUGE T, HAGIWARA Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. **Dent Mater J**. 2009 Jul;28(4):373-81.

ULBRICH, N. L. et al. Estudo da distribuição das tensões no sistema de implantes IMZ nos três elementos intramóveis com cargas verticais. **PCL: Rev. Bras. Prótese Clín. Lab.**, Curitiba, v. 2, n. 5, p. 32-38, 2000.

VASCO M.A.A., et al. A method for constructing teeth and maxillary bone parametric model from clinical CT scans. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization.**, 2015 Vol. 3, No. 3, 117–122

VASCO M.A.A., et al. Utilização de tomografias computadorizadas de baixa resolução para construção de modelos geométricos detalhados de mandíbulas com e sem dentes. **Rev. int. métodos numér. cálc. diseño ing**. 2016;32(1):1–6.

VAILATI, F.; BELSER, U. C. Replacing four missing maxillary incisors with regular- or narrow-neck implants: analysis of treatment options. **Eur. J. Esthet. Dent.**, v. 2, n. 1, p. 42-57, 2007.

VAN STEENBERGHE D, LEKHOLM U, BOLENDER C, ET AL. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: A prospective multicenter study on 558 fixtures, **Int Oral Maxillofac Implants** 1990;5:272-281.

VILLABONA L., C.A. Análise pelo método dos elementos finitos da distribuição de tensões em componentes protéticos posicionados em implantes com conexão cone morse na região anterior da maxila. Ribeirão Preto, 2012. 119 p. : il. ; 30 cm **Dissertação de Mestrado**, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP..

WAKABAYASHI, N. et al. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. **J. Dent.**, v. 36, n. 7, p. 463-71, Jul 2008.

WATANABE, F. et al. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 15, n. 2, p. 209-18, Mar-Apr 2000.

WEINSTEIN, A. M. et al. Stress analysis of porous rooted dental implants. **J. Dent. Res.**, v.55, n. 5, p. 772-7, Sep-Oct 1976.

WINTER, W. et al. Effect of geometric parameters on finite element analysis of bone loading caused by nonpassively fitting implant-supported dental restorations. **Quintessence Int.**, v. 42, n. 6, p. 471-8, Jun 2011.

WINKLER, S.; MORRIS, H. F.; OCHI, S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. **Ann. Periodontol.**, v. 5, n. 1, p. 22-31, Dec 2000.

WINKLER S, et al. Implant screw mechanics and the settling effect: overview. **J Oral Implantol.** 2003;29(5):242-5.

YOKOYAMA, S. et al. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, v. 91, n. 3, p. 234-40, Mar 2004.

YOKOYAMA, S. et al. Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant retained 1-piece or multiple superstructures. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 20, n. 4, p. 578-83, Jul-Aug 2005.

ZARB GA, SMITH A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part III: Problems and complications encountered, **J Prosthet Dent** 1990;64:185-194.

ZARONE, F. et al. Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 14, n. 1, p.103-14, Feb 2003.

ZARONE F, et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. **Dent Mater.** 2006 Nov;22(11):1035-44.

ZHANG, X. H. et al. Fatigue cyclic loading test of an auro-galvanofforming ceramic bridge. **Chin Med J (Engl)**, v. 121, n. 19, p. 1896-9, Oct 2008.



## APÊNDICE

### Artigo em Inglês para *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*.

#### **Mechanical analysis in implant supported fixed partial prostheses in the anterior region of the maxilla: Study by the finite element method.**

##### *Stress peaks in implant supported prostheses.*

**Objective:** To analyze, by the finite element method, the mechanics of the distribution and stress peaks in fixed partial prostheses (12-22) and fixed partial prosthesis with a bilateral distal cantilever (11-21) supported by an external hexagon connection and morse taper implants in the anterior region of the maxilla.

**Materials and Methods:** The two clinical situations were simulated in three dimension, analyzed and compared according to the Rankine Criteria, according to Von Mises and Mohr Coulomb. The test was performed with applications of 400 N screw load with 45° angulation in relation to the long axis of the prosthesis.

**Results:** The stress in the ceramics decreased 103% and 110% for prostheses without a cantilever, the peak of greater stress being in the distal exstress region. Regardless of the type of prosthetic design, the morse taper decreased 38% of the stress peaks in the abutments in relation to the external hexagon. The external hexagon reduced the stress peak values by 20% in the peri-implantar bone region in relation to the morse cone connection.

**Conclusions:** It was evidenced that the connection system does not have a significant impact on the stress peaks in the ceramics, infrastructure, screw and implant in the analyzed conditions. The fixed partial prosthesis with the bilateral distal cantilever showed a significant impact, increasing the stress peaks in the ceramic. Regardless of the type of prosthetic design, the morse cone connection increased the stress peaks in the peri-implantar bone and the external hexagon in the abutment. The stress peaks in the infrastructure, prosthetic screw and implant were similar between the analyzed groups.

**Key Words:** Finite Element Analysis 1. Biomedical Engineering 2. Prostheses and Implants 3. Dental Implantation 4. Denture, Partial, Fixed 5.

## INTRODUCTION

Aesthetics, function, health and time will always be related in clinical treatments as a standard of excellence in implant-supported oral rehabilitation, being determined by the balance between the harmony of the white aesthetic (prosthesis) and pink (gingiva). The replacement of missing teeth in the anterior maxilla is one of the most challenging and difficult clinical treatments to obtain aesthetic and functional results due to the stable integration and balance between the mechanical behavior of the biomaterials, as well as the biological response of the peri-implant tissues (BARTER e DENT, 2010; BUSER, MARTIN e BELSER, 2004; FU, LEE e WANG, 2011).

Several mechanical and biological factors should be considered and are directly related to the implant, such as positioning, inclination, diameter, length, shape or implant design, type of prosthetic connection, prosthetic abutments, prosthetic drawing, material employed, surgical technique, bone quantity and quality, implant surface type, crown-implant relationship, occlusal platform, loading type, implant insertion, patient's systemic conditions, parafunction, hygiene conditions, patient's motor activity, iatrogenic factors and type of antagonist material (BARTER e DENT, 2010; BUSER, MARTIN e BELSER, 2004; MAMINSKAS *et al.*, 2016; PITA *et al.*, 2011; SPIEKERMANN *et al.*, 2000).

The implant-abutment joint is a susceptible and important area for the balance of oral rehabilitation in implants and its stability can be compromised by the excessive dynamic forces of mastication (AKÇA, CEHRELIN e IPLIKCIOGLU, 2003; CHUN *et al.*, 2006; GEORGIOPOULOS *et al.*, 2007; HANSSON *et al.*, 2000; TORCATO *et al.*, 2015).

Masticatory load generates a stress that is distributed to each restorative material. The high stress peak affects the integrity of a structure when it is subjected to several repetitive cycles over time, and the fatigue causes irreversible damages and produces problems in the structures. Therefore, the higher the stress peak, the greater the fatigue process affecting the structural integrity of the components (MAMINSKAS *et al.*, 2016; YOKOYAMA *et al.*, 2004).

In order to understand the mechanism that each structure performs in oral rehabilitations, the Finite Element Method Analysis (FEM) has been used in the health area since the 1960s (HUANG and LEDLEY, 1969) and began in implantology around 1976 with the objective of analyzing the mechanics of the distribution and stress peaks



of the biomaterials in order to understand the biological reactions against the mechanical stimuli of the components that cause pathologies of the periodontal and peri - implant tissues, which lead to failures in clinical treatments (ANITUA *et al.*, 2010 a, 2010b; AKÇA e IPLIKÇIOĞLU, 2001; 2002; BERGKVIST *et al.*, 2008; DETOLLA *et al.*, 2000; HIMMLOVÁ *et al.*, 2004; WAKABAYASHI *et al.*, 2008; WEINSTEIN *et al.*, 1976).

The EH connection was the first to emerge on the market and has been used to this day, due to its easy prosthetic resolution. This type of connection has presented mechanical and biological problems, however, there are conditions to achieve stability in performance such as the gingival phenotype, which makes this connection a determinant in the choice of treatments of the anterior region of the maxilla (COCHRAN *et al.*, 2009; DANTAS *et al.*, 2006; DING *et al.*, 2003; MAEDA; SATOH; SOGO, 2006)

The internal connections appeared later, the conical being one of the most used and studied *in vitro* and *in vivo*. According to the FEM, this type of connection reduces the amount of stress at the implant-abutment interface and perimplantar bone implant, and can be justified by the internal design of the walls that present greater contact and retention depth by the conical nature that adequately distributes stress gradients (BOVINE *et al.*, 2004), which is responsible for the mechanical and biological protection due to the accommodation of the peri-implant soft tissues in their macrogeometry, reducing microfibers and bacterial percolation (BARBOSA *et al.*, 2008; DING *et al.*, 2003; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; MORRIS *et al.*, 2004; AKÇA; CEHRELI; IPLIKÇIOĞLU, 2003; NORTON, 1997)). The objective of the present study was to analyze the mechanics of the distribution and stress peaks in fixed partial protheses supported by external hexagon and morse taper implants in the anterior maxilla by the finite element method.

## **MATERIALS AND METHODS**

In the analysis by the Finite Element Method (FEM), a virtual computational operational order was made up of three stages. The first stage, called processing, is the construction of the virtual models through a computer design process edited in the SolidWorks 2015 software (Dassault Systemes, SolidWorks Corps, USA) and included in the elaboration of the macrogeometric impression of the bone base, implants, abutments, bypass screws, prosthetic screws, infrastructures and the fixed partial prosthetic designs (FPP) 12-22 with a 11-21 pontic and fixed

partial prosthesis with bilateral distal cantilever (FPPc) 11-12 with a 12-22 pontic.

After the editing of each of the computerized design models, a second step was performed using automatic computational calculations using the Ansys Workbench V16.2 finite element software (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA). These calculations compose the steps necessary to create a mesh called "finite elements" in each structure of all three-dimensional models that aims to obtain qualitative (stress distribution) and numerical (stress peaks) information.

Finally, the post-processing is the analysis of these qualitative results by means of the color scale and percentage discussion of the numerical results obtained from the information referring to the stress according to the analysis criteria for each model analyzed.

## **1. Pre-processing**

The three-dimensional geometric model of the bone base was performed from academic computed tomography (VASCO MAA et al., 2015). Using the SolidWorks software, the four incisors were extracted and positioned in the edentulous maxilla model to determine the external geometry of the prostheses. The bone thickness and teeth had a 15% volumetric increase to fit the implant diameter.

Virtual models of external hexagon (EH) implants (S.I.N. Implant System, São Paulo, SP, Brazil) with a 4.5 mm prosthetic platform, 4.3 mm and 10 mm diameters, and Morse Taper implants (CM) were used. ) with a 4.5 mm prosthetic platform, 4.3 mm diameter and 10 mm length were used.

The EH and CM abutments were selected according to the manufacturer's specifications for screwed multiple prostheses (EH Mini-abutment 4.1 mm, 2.0 mm strap height with prosthetic screw) and Mini-abutment-Strong SW Morse, strap height 2.0 mm with prosthetic screw).

The implants were positioned parallel to their long axis in the bone base according to the vestibular portion of the crest and rehabilitated in the same position in the distal mesio and palatine vestibule, only varying the depth of the implant in relation to the bone crest. The platform of the EH implant was positioned 0.7 mm below the height of the bone crest, with 0.82 mm saucerization, compatible with platform switch treatments (CALVO-GUIRADO *et al.*, 2011), and for the CM connection, the platform was positioned 2 mm infraosseo, but without saucerization and only with the bone loss referring to the installation of the implant.

1.1 In order to standardize the models, unitary and pontic crowns were generated in the space of each tooth and a single bar model to join all combinations of crowns and pontics in the different models. The ceramic (simulated image with transparency) was modeled with a minimum thickness of 1 mm and the metallic infrastructure with a minimum of 0.3 mm.

In order to standardize the load application site, a single geometry was modeled with an angle of 45° in relation to the long axis of the crowns with support between the mid-incisal third of the palatal aspect of the crowns of all three-dimensional models.

## **2. Processing**

The models edited in the preprocessing step were imported into the Ansys Workbench V11 finite element software (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA). The structures (ceramics, infrastructure, prosthetic screw, implant, abutment, perpendicular screw and peri-implant bone) were analyzed and modeled according to their mechanical properties corresponding to the modulus of elasticity and Poisson's coefficient from the literature (Table 1) (FREITAS *et al.* 2010; ZARONE *et al.* 2006<sup>1</sup>; SKITASCIUGLU *et al.* 2004<sup>2</sup>; MATWEB 2016<sup>3</sup>; LEE *et al.* 2012<sup>4</sup>). All the simulated materials were considered as isotropic, homogeneous and linearly elastic.

### **2.1 Finite Element Method Analysis (FEM)**

Next, the Ansys finite element simulation software processed the export of the virtual models from the SolidWorks program, and the mesh was generated for each structure with 10-node tetrahedral elements. For regions that correspond to critical areas such as the implant -abutment interface and / or peri-implant bone implant, a mesh refinement process was performed where the number of nodes and elements gradually increased and ranged from 2.195.844 / 1.383.277 to 2.313.124 /1.461.077.

Non-linear contacts of the frictional type were simulated with a coefficient of friction value of 0.2 to simulate the contact between titanium surfaces (JORN *et al.*, 2014), configured between the implants and abutments and between the abutments and the bar, except for the contacts between the head of the prosthesis screws and the bar and between the head of the implant screws and the abutments in the EH implants, in which a contact with infinite coefficient of friction was used.

This last contact was selected to add stability of convergence to the simulation and is based on the premise that after applying the torque, the screw head should no longer rotate under normal masticatory loads. All the other contacts were considered with a union that does not allow sliding or gap formations, respecting the terminology "bonded" in the finite elements software.

The models were simulated in two steps. The first step refers to the pre-stressing of the screws. During a torque applied to the screw, this would ideally have stress of 65% (HAACK *et al.*, 1995) at 75% (McGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998) of the stresses of its yield limit to balance the retention with the resistance of the screw. However, for the same screw torque, there are large variations in stress depending on factors such as coefficient of friction, lubrication and calibration of the instruments used (DELLINGES and TEBROCK, 1993; GOHEEN *et al.*, 1994). Therefore, to better standardize the stress on the screw to simulate this prestress, a specific feature of the Ansys finite element software, called "bolt prestress", was used for this purpose. This allows the pre-torque stress to be applied with a predetermined force or with a screw length adjustment (OATIS, 2007).

This feature has a limitation because it is incapable of simulating the torsional stress that occur due to the greater area of contact between the screw and implant threads in relation to the contact area of the implant head and the abutment. This difference can cause twisting of the screw body during torque application (SKF, 2001) - ie a screw locks first in the thread portion, but still rotates slightly in the head, causing torsional / shear stresses in the intermediate portion. However, due to the accommodation effect of the dental implant screws described in the literature (WINKLER *et al.*, 2003), it is probable that these stress, if they occur, will disappear in this clinical situation.

For the present work, the mesh refinement was verified with a pre-torque of 30N in the abutment. In this pre-simulation, the load on the screw was adjusted to a peak value of 75% of the titanium proportionality limit by the von Mises equivalent stress criterion, with a tolerance interval of 1%. The yield limit was 880 MPa for grade five titanium (MATWEB, 2016). The pre-stressing application ends the first simulation step.

An oblique load of 400 N was applied (HSU *et al.*, 2007; ZHANG *et al.*, 2008; TORCATO *et al.*, 2015), which represents the first contact of a patient with parafunctional habits. The load was directed at the mid-palatal surface between the cervical and incisal crowns of the prosthetic crowns with a 45 ° inclination to the long axis of the implant

(REINHARDT *et al.*, 1983) with the antagonistic structure as a reference. Rigid supports were added in the areas where the maxilla would connect to the rest of the skull. The simulations were non-linear in relation to the contact. Finally, in the processing stage, the impact simulating the occlusal load generated a stress to the implant-supported rehabilitation. The behavior was visualized and analyzed graphically and numerically in the post-processing step.

## **RESULTS**

### **3. Post-processing**

The simulations were analyzed numerically and qualitatively according to the criteria of analysis: 1. Rankine criterion for the infrastructure and ceramics. 2. Von Mises equivalent criterion for the implants, abutments and screws. 3. Mohr Coulomb criterion for peri-implant bone tissue. The results of each model were analyzed individually as follows: 1. Ceramics, 2. infrastructure, 3. prosthetic screws, 4. abutments, 5. implants and 6. peri-implant bone.

The qualitative results were described according to the color map, with the red color being the highest peak of stress followed by the yellow, green and finally by the shades of blue representing absence of stress. For quantitative analysis, the ceramic was analyzed according to the percentage in relation to the flexural strength of the feldspathic ceramics; The infrastructure with its percentage in relation to the tensile strength of cobalt / chromium; in the prosthesis screws, abutments and implants according to their percentage in relation to the yield limit of the titanium and peri-implant bone with the percentage in relation to the highest peak of the bone model.

### **3.1 Analysis of the results for the ceramic**

The highest stress peak (137.67 / 197%) and (133.43 / 191%) were for the FPPc regardless of the prosthetic connection; The stress decreased 103% and 110% for the FPP. However, the FPPc have peaks greater than twice the FPP. Qualitatively in the results of the ceramic, there were two zones of stress peaks. The first is in the upper portion of the contact area between the ceramic and the antagonistic structure on the medial-incisal palatine face of each crown and the second refers to the proximal regions. In protheses with a cantilever, the greatest peaks occurred in the incisal region of the connection between the central and central incisors in the lateral. In the fixed protheses (lateral abutments) the peak was evidenced

in the cervical region of the connection between the central and lateral incisor.

### **3.2 Analysis of the stress in the infrastructure**

The highest stress peak (105.45 / 15%) was verified in the EH-FPPc, decreasing the stress 1%, 3% and 4% for the CM-FPPc, EH-FPP and CM-FPP, respectively. When the highest stress peak corresponding to the EH-FPPc  $105.45 = 100\%$  was analyzed, the stress decreased 22%, 18% and 8% in the CM-FPP, EH-FPP and CM-FPPc, respectively. The graphical plot of the distribution of stresses in the FPP in the EH and CM systems shows low stress peaks in the structure. However, high peaks were evident in the prostheses with a cantilever irrespective of the connection, being in the cantilever areas or the union with the distal pontic by the vestibular, palatal and incisal and in the seating area of the bar cylinder in the distal.

### **3.3 Stress analysis in the prosthetic screws**

The stress values obtained similarities in the peak variations, with a 3% decrease in stress when simulating with a FPP rehabilitation for the same connection and 6% for the different connections. The graphical plot of stress distribution for EH-FPP, EH-FPPc, CM-FPP and CM FPPc showed stress peaks in the joint between the threads, and their distribution is generated homogeneously throughout the entire body of the screw.

### **3.4 Analysis of stresses in the abutments**

It was observed that there were no variations of peaks in the abutments and bypass screws for both the FPP and / or FPPc rehabilitations for the same connection. The analysis showed that the highest stress peak (76%) was in the EH-FPP and EH-FPPc bypass screws, the lowest peak value (36% on average) was found in the CM-FPP and CM-FPPc. According to the total average, the percentage of stresses decreased by 38% when using morse taper abutments. In the graphical plotting of the stress distribution for the EH-FPP and EH-FPPc, the high stress peaks were observed in the region of the first thread and internal area of the screw in the settlement zone with the abutment, mesial and distal vestibule area of all abutments, and the distal vestibule adjacent to the cantilever for the EH-FPPc. The CM abutments for both the CM-

FPP and CM FPPc prosthetic designs did not show high stress peaks, and their distribution generated low peaks around the first threads.

### **3.5 Analysis of stress in the implants**

In the quantitative method in relation to the proportionality limit for grade four titanium, the analysis of finite elements showed that the highest stress peak (418.03 / 76%) was for the EH-FPP rehabilitation. The lowest peak value (371.06 / 67%) was found in the EH-FPPc. The EH-FPPc and CM-FPPc rehabilitations reduced peak values by 29% in the implants, 27% for the CM-FPP and 26% for the EH-FPP. The graphical plot of the stress distribution for the EH-FPP and EH-FPPc are presented in the region of the external and internal wall of the hexagon implant platform and the three first internal threads, with the first thread registered with the highest stress peak value. For the morse taper system, the distribution of the high stress peaks was found in the initial portion of the conical wall by the mesial, distal and vestibular. No stresses were recorded on the first thread in the conical connections.

### **3.6 Analysis of the peri-implantar bone stress**

The highest peak stress (0.385 / 100%) was for the CM-FPPc rehabilitation. The lowest peak value (0.291 / 75%) was found for the EH-FPP. When analyzing the quantitative results according to the mean percentage, the EH-FPP rehabilitation reduced peak values by 20% in the peri-implantar region, with 18% for the EH-FPPc. In the graphical plot, the distribution of stress for the EH were evidenced in the perimplantar vestibulo-mesial bone region at the level of the first implant thread. There were peak stresses in the apical bone region at the level of the last four threads of the implants for the EH-FPPc. For the CM system, the distribution of high stress peaks was found at the bone level of the first three threads of the cervical region of the implant, and also at the mid and apical level for the CM-FPPc.

### **3.7 Synthesis of the results**

The analysis of the data in the bar graphs showed similarity in the stress peaks of the implant, prosthetic screws and infrastructure. However, a difference was observed between the peaks in the abutments, ceramic and bone for each group.

It was observed that regardless of the type of prosthetic design, the cone-morse connection presented higher stress peaks in the peri-implantar bone and the external hexagon in the abutment. Regardless of the prosthetic connection, the cantilever design showed the highest peaks in the ceramic. According to the result of the analysis, the null hypothesis is considered: The stress peaks in the ceramics, infrastructure, prosthetic screw, abutment, implant and periimplantrar bone are similar between the subgroups.

## DISCUSSION

According to the results of the present study, the stress peaks in the ceramics, abutment and peri-implant bone are different between the groups, therefore, the null hypotheses are rejected. In contrast, the test showed similarity in the stress peaks in the infrastructure, screw and implant between the groups, thus the null hypothesis is accepted.

The highest stress peak was for the FPPc regardless of the prosthetic connection; the stress decreased for the prostheses without a cantilever. The FPPc is generally considered to be a higher risk in clinical treatment due to the mechanical functioning of the lever in rehabilitation and the aesthetic resolution of the peri-implant tissues. The mechanics of the components that integrate a cantilever prosthesis function as the distal lever arms, increasing the bending movements and consequently the stress adjacent to the cantilever, allowing a greater risk of peri-implant bone resorption (SUEDAM V, *et al.*, 2016). This often compromises the height of soft tissues that are maintaining the aesthetics of the papilla between the central incisors. Thus, aesthetic, functional and peri-implant health outcomes may not be guaranteed. As a consequence, since the 1990s, several researchers have not recommended its use, but rather alternative treatments, since the cantilever, even in small exstress, can provide a concentration of stress in the regions of the peri-implantar bone and neck of the implant, more in the vestibular area than in the mesial or distal areas (SILVA *et al.*, 2010; ZARONE *et al.*, 2003; YOKOYAMA *et al.*, 2004; ÇAGLAR *et al.*, 2006; BEVILACQUA *et al.*, 2010).

Although the cantilever design has been documented as the highest aesthetic and functional risk due to the concentration of stress that exceed the physiological support capacity of the peri-implantar bone, some authors argue that the active lever arms pose no risk. In addition to the use of implants with large diameters and longer lengths, this system can provide stability and biomechanical balance, allowing a homogenous distribution of dynamic loads and reducing compressive forces in the



abutments and implants (HALG; SCHMID; JACKSON, 2003, FROST 1987). Semper; Heberer; Nelson and Jackson, stated that this cantilever design enables stable biomechanics for the structures of implant-supported rehabilitation.

In contrast, retrospective follow-up studies of up to 36 months performed by Emre Mumcu, Hakan Bilhan, Ali Cekici (2011) observed that the cantilever affects changes in the bone level around the implants. Statistical analysis showed that the distal and mesial bone loss increased significantly from 12 to 24 months. From 36 months, the distal bone loss with a cantilever was higher, while the mesial bone loss was not significantly affected by the presence of the cantilever. The results of the present study corroborate that the mechanical behavior of the cantilever prostheses induces greater stress concentrations in the distal and mesial region adjacent to the lever arm. This fact can be considered as an indicator of risk for peri-implant bone loss.

Likewise, the results of the present study are in agreement with Correa *et al.* (2014) who investigated the mechanical behavior of different implant positions in implant-supported rehabilitation in the anterior region of the maxilla. The authors concluded that the use of a cantilever led to a higher concentration of stress in the implant and in the bone structure adjacent to the lever arm. Implants that were located on the lateral incisors limited the displacement of the prosthetic structure.

When comparing prostheses with and without a cantilever by the FEM, Maminskas J. *et al.*, (2016), and in agreement with the findings of the present study, identified by means of a systematic review, the influence of the prosthetic stability of the cantilever. The authors observed that the prostheses with a cantilever allow greater risk of peri-implant and prosthetic instability. In this context, the quantitative results of the present research also showed that parafunctional loads, such as simulated loads, would lead to rapid ceramic fracture in the cantilever prostheses and therefore does not allow a satisfactory mechanic to implant-supported rehabilitation.

When analyzing the results of the ceramic qualitatively, the occurrence of two zones of stress peaks was observed. The first in the area of contact between the ceramic and the antagonist structure and the second in the proximal regions. According to Suedam V, *et al.*, (2016); Giordano R, Cima M, Pober R (1995), the contact of a rigid structure with another generates a compression area in the cervical region of the contact and a traction area in the apical region of the contact adjacent to the compression zone. Because the antagonist structure is configured as a rigid material, such stress concentrations were well localized. The second

refers to the proximal regions. In cantilever prostheses, the highest peaks occurred in the incisal region of the connection between the central incisors with lateral ones specifically in the area adjacent to the cantilever. This was due to the relatively thin geometry of the region and the tendency of separation between the crowns which is greater when the cantilever exists. It is reported in the literature that in this type of structural design, the implants present a higher concentration of stress in the mesial and / or distal areas, adjacent to the exstress (SUEDAM V. *et al.*, 2016).

In the fixed partial prosthesis (lateral abutments), the peak was evidenced in the cervical region of the connection between the central and lateral incisors, with proximal peaks in the region of the central cervical connection. Theoretically, the central region would have a greater tendency of accumulation of stress because it is the region where the greatest flexion / deformation of the system occurs. However, in the present study, the region between the central and lateral was found because the geometry in this area was thinner and with more acute angles, which favored the accumulation of stress. This angle of proximal contact is determined by the geometry of the teeth and can vary from patient to patient (AKÇA; IPLIKÇIOĞLU, 2002; HALG; SCHMID; HAMMERLE, 2008). Additionally, in the models with a cantilever, because there is no support in the lateral crowns, the vertical component (tendency for intrusion) of the load presents a risk of increasing the traction in this incisal region of the proximal contact in the ceramics because this area is narrower than the cervical one.

Becker (2004) conducted a retrospective analysis study with the objective of reporting the success of 10 years of fixed prostheses with a cantilever supported by implants. The results showed that there was no implant fracture, abutment fracture, skull fracture, prosthesis fracture, gingival recession as well as no radiographic bone loss. They concluded that the long-term positive results of cantilever rehabilitation are due to several factors such as the use of implant diameters greater than 4.0 mm, a good crown-to-implant ratio, and the elimination of fixation screws and the use of cemented prostheses. Relating the results of the present research to the study by Becker, it can be suggested that the mechanical behavior of the structures improves when we do not use a screwed rehabilitation, that is, one of the problems is related to the mechanics of the screws and prosthetic abutments with a distal cantilever.

In the present research, it should be considered that the prosthetic screws already have a considerable accumulation of stress even before the application of the load, consequently presenting smaller peaks in relation

to the pre-load stress peak of 660 MPa. Corroborating these considerations, the studies of Hemmings KW, Schmitt A, Zarb GA 1994; Zarb GA, Smith A, 1990). (JR et al., 2002) appreciate the relationship of flexion which increases the stress peaks in the moment of initial load and intrusion which decreases in the simulation of masticatory load (dynamic load).

Equally corroborating with the results of the present research, Fabrega J, (1996) considers that when the screw is tightened, it undergoes a stretching or elongation process and consequently produces a tensile stress along the body and compression in the active areas of union. This phenomenon is known as pre-stress due to the association of different static and dynamic forces (masticatory loads) produced in the screw. The results of the present study are in agreement because even with the application of dynamic load, the stress decreased or remained similar in the stress peaks under masticatory load.

This phenomenon can also be explained according to Burguete RL (1994) and Goheen KL 1994, who stressed that a maximum pre-stress in the screw causes a protective effect against dynamic loads while maintaining the mechanical stability of the same. Fabrega J (1996) agrees and judges that an ideal static preload of the screw is the maximum possible without going beyond the elasticity limit, because under these conditions the screw undergoes a reversible deformation returning to its original form when the dynamic force is withdrawn. Conversely, if the screw is not tightened properly, it will undergo prestressary cyclical load fluctuations due to dynamic loads, and consequently, the instability of the abutment such as irreversible afroxing, fracture and / or deformation caused by repetitive stimuli over time.

The results of the present research showed that regardless of the type of prosthetic design, stress decrease 38% when using morse taper abutments. Similarly, and in agreement with the results of Borie *et al.*, (2016) who also showed tensile stress in implant-supported prosthesis were smaller in cone-morse connections in relation to the external hexagon. The EH models with a cantilever showed stress in the platform and in the fixation screw, higher peaks being found between the first and third threads of the implant.

Also in the present research, in the EH geometry, contacts between horizontal surfaces occur (such as the contact between the platform and abutment), and this arrangement of surfaces minimizes intrusive movements while offering little resistance against bending movements. For this reason, there is a tendency for the EH abutments to loosen and fracture for being less resistant than the CM abutments. On

the other hand, in the CM connection, the contact is of oblique / conical connections (contact between the outer wall of the cone and the inner wall of the implant) that facilitate intrusion of the abutment into the implant, while minimizing flexion movements due to a greater area of contact in the diameter of the abutment that decreases the stress peaks (BOUAZZA-JUANES K, *et al.*, 2015, SAHABI M, *et al.*, 2013; MARTINI AP, *et al.*, 2012; JUNIOR JF *et al.*, 2013).

It was observed that the bypass screws of the EH models suffered a slight variation in the stress, around 0.2% of the pre-load stress. This probably occurred because of the flexion caused by the load having a tendency to increase the stress peaks. On the other hand, the load also causes a slight intrusion of the abutment and these two factors have balanced. It should be remembered that the torque of the preload screw generates a draw / pull between the head and the threaded portion, which causes the stress peaks. However, when a compressive load occurs, this distance decreases by the deformation of the abutments to approximate the portion of the threads with the head. In the CM models, a large decrease of the peaks was observed. This was probably evidenced due to the conical geometry of the connection, favoring an intrusive movement while minimizing a bending movement (PATTERSON EA, JOHNS RB, 1992; BURGUETE RL *et al.*, 1994) (BOUAZZA-JUANES K. *et al.*, 2004, SAHABI M. *et al.*, 2013, MARTINI AP. *et al.*, 2012, JUNIOR JF. *et al* 2013)

As explained by the Takuma Tsugei and Yoshiyuki Hagiwara 2009 study, the stress peaks in the upper region of the screws / abutments occur due to the geometry of the threads and the screw pressure. In the case of EH abutments, the peaks occurred at the angle between the platform of the abutment and the external surface caused by the live angle susceptible to the stress concentration. However, in all of these abutments, the peaks remained far from the limit of the titanium flow and, extrapolating to a situation of clinical fatigue, the CM and EH abutments predict a great useful life under the analyzed conditions.

In the graphical plotting of the distribution, the EH stress were evidenced in the first internal thread. For the Morse taper system, the distribution of high stress peaks were found in the initial portion of the conical wall by the mesial, distal and vestibular. Similarly to the results of Borie *et al.* (2016), it was observed that in conical connection implants, the greatest stress peak was in the internal surface cervical region of the implant and in the union with the abutment.

Regarding the CM implants, it should be considered that they already have a considerable accumulation of stress due to the pre-stress

of the screw before the application of the load, with the stress peaks occurring at the angle between the platform and the internal cone. This is due to the living angular geometry of the region, prone to the accumulation of stress by the prestressing of the internal walls of the morse cone with the internal design of the implant.

The type of abutment-implant connection affects the concentration of stress in the peri-implant bone. Clinical and FEM studies have shown that the switch platform has biological benefits and mechanically decrease the stress concentrations in the peri-implant cortical bone (BOUAZZA-JUANES K, *et al.*, 2015; SAHABI M *et al.*, 2013; PAUL S, PADMANABHAN (1997) and Mellie D *et al.* (2005).

The study by Maminskas *et al.* (2016) reported that the risks of peri-implant and prosthetic instability were related to: non-axial load, cantilever prostheses, crown-implant relationship, prosthetic connection type, material properties and dynamic load of the tooth antagonist. Stability of the peri-implant bone was related to the switch platform.

Borie *et al.*, (2016) evaluated the biomechanical behaviors of multiple implants supported by conical and hexagonal connection simulating two clinical cases in the anterior region of the maxilla. Their results showed that the application of a static load of 150 N in the four incisors, and with a 45 degree angle with the long axis of the implant and the type of prosthetic design, evidently influenced the peri-implant stress, and the conical connection was the one who exhibited lesser stress in oral rehabilitation.

Contrary to Borie's study, the present study showed that CM models presented higher stress peaks in peri-implantar bone than in EH models. According to Santiago Junior JF *et al.* (2013) and Arun Kumar G, Mahesh B, George D (2013), Maminskas j, *et al.*, (2016) the energy transmitted to peri-implant bone is determined around the neck of the implant at the level of the cortical bone. Factors such as oblique loading and flexural forces are determinant for micromovement (displacement) of the implant in the bone. Other parameters also influenced the peri-implant bone energy, such as cantilever prosthetic designs and the crown-implant relationship could increase implant flexion and priimplant stress peaks (SUEDAM *et al* 2016). These findings corroborate with the results of the present study because the apical stress concentrations in the cantilever models occurred because the apical bone insertion promoted a resistance to the flexion movement of the crown at the same time as being a small area of rigid material, offering resistance. The stress in this small area have higher intensities (MAMINSKAS j, *et al.*, 2016; HAREL N. *et al.*, 2013).

In a retrospective study, Emre Mumcu, Hakan Bilhan, and Ali Cekici, (2011) investigated the clinical and radiographic evaluation of the marginal bone level of fixed implant-supported prostheses. It observed how the cantilever affects changes in the bone level around the implants. The results of 36 months showed that the distal bone loss was significant in relation to the mesial one. However, the authors pointed out that there is no consensus on the effect of the cantilever in peri-implant bones of fixed prostheses due to multifactors associated with age, sex, implant size, cantilever exstress. Also studies like Geng; Tan; Liu, (2001); Eskitascioglu *et al.* (2004) also reported the effect of bone stress, systemic impairment, oral hygiene, smoking, drug use, abutment mechanics, diameters, surface treatments, type of occlusal adjustment, bruxism, adjacent structures, periodontal health, traumatism, types of materials, torque, maintenance, pathologies, diet, number and length of implants, type of splint of the prosthesis, masticatory function among other factors that make it impossible to reach an exact value of peri-implant bone loss.

It is observed that there is no exact quantitative value in the scientific literature that determines a peak value that compromises the biological results and leads to the failure of implant-supported fixed prostheses (AKÇA; IPLIKÇIOĞLU, 2001; BARBIER *et al.*, 1998; DING *et al.* 2009; GENG; TAN; LIU 2001; HALG; SCHMID; HAMMERLE 2008; HARTOG *et al.* 2011; SEMPER; HEBERER; NELSON 2010; TADA *et al.* 2003; ESKITASCIOĞLU *et al.* 2001) in which the results of the present study are presented in Table 1 and Table 2. The systematic review of Maminkas j, *et al.* (2016) reported that because of the heterogeneity of the finite element analysis studies and the expression of their results, it is impossible to perform meta-analyzes or systematic reviews to find a consensus of the risks of mechanical impacts on peri-implant bone stress.

## CONCLUSIONS

According to the limitations of the present study and the finite element analysis method, according to the results of this simulation, it can be concluded that:

- Regardless of the design and type of prosthetic connection, the stress distribution is located mainly in the periimplantar bone region, implant platform, three first implant threads and the proximal joint between the prosthetic crowns.

- Regardless of the type of prosthetic connection, in general, the design of cantilevered prostheses led to a higher concentration and stress peaks in all structures evaluated, suggesting the fixed partial prosthesis for the first treatment option.
- The FPPc showed higher stress peaks in the seating area of the cylinder with the abutment adjacent to the exstress and in the medullary bone apical area of the implant for both types of connections and doubled the tensile stress peaks in the prosthetic ceramics with respect to the FPP. Regardless of the prosthetic design, the external hexagon connection led to greater stress in the first implant thread in relation to the morse taper.
- The EH presented double the stress in the abutments in relation to the CM, but the CM increased greater stress peaks in the periimplantar bone in relation to the EH.
- The EH and CM connection system does not have a significant impact on the stress peaks in the ceramic, infrastructure, screw and implant under the analyzed conditions.
- The FPPc showed a significant impact on the stress peak in the ceramic coating.
- The EH and CM connection showed a significant impact on the stress peak in the abutments and peri-implant bone.