

**UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ**  
**Mirelle Nery Henrique**

**INFLUÊNCIA DA PLACA OCLUSAL PLANA SOBRE  
PRÓTESE FIXA DE TRÊS ELEMENTOS NAS TENSÕES  
INDUZIDAS EM DIFERENTES SISTEMAS PROTÉTICOS  
SOBRE IMPLANTES**

**Taubaté – SP**  
**2018**

**UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ**  
**Mirelle Nery Henrique**

**INFLUÊNCIA DA PLACA OCLUSAL PLANA SOBRE  
PRÓTESE FIXA DE TRÊS ELEMENTOS NAS TENSÕES  
INDUZIDAS EM DIFERENTES SISTEMAS PROTÉTICOS  
SOBRE IMPLANTES**

Tese apresentada para obtenção do  
Título de Doutora pelo Programa de Pós-  
Graduação em Odontologia do  
Departamento de Odontologia da  
Universidade de Taubaté.

Área de concentração: Prótese Dentária.

Orientadora: Prof<sup>ª</sup>. Dra. Laís Regiane da  
Silva Concílio

Coorientador: Prof. Ms. Ricardo Armini  
Caldas

**Taubaté – SP**  
**2018**

**MIRELLE NERY HENRIQUE**

Data: \_\_\_\_\_

Resultado: \_\_\_\_\_

**BANCA EXAMINADORA**

Prof<sup>ª</sup>. Dra. Laís Regiane da Silva Concílio

Universidade de Taubaté

Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof<sup>ª</sup>. Dra. Marina Amaral

Universidade de Taubaté

Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof<sup>ª</sup>. Dra. Cristiane Aparecida de Assis Claro

Universidade de Taubaté

Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges

UNESP

Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão

UNICAMP

Assinatura: \_\_\_\_\_

Dedico esta tese aos mestres de minha vida: meu pai Antonio Paulo Henrique (*in memoriam*) e minha mãe Marinalva Bonfim Nery Henrique, que me ensinaram a viver com dignidade, doando-se inteiros e renunciando a seus sonhos, para que muitas vezes pudessem realizar os meus. Obrigado pela compreensão, carinho e incentivo constantes, que tanto contribuíram para que fosse possível a concretização de meus ideais e pelos exemplos de vida. Devo a vocês todas as minhas conquistas e mais esta vitória alcançada. Vocês são e sempre serão meus alicerces!

Aos meus irmãos Diane e Gláucio, companheiros de todos os momentos, de todas as horas. Somos muito mais que irmãos, somos amigos e compartilhamos de uma amizade e de um amor sem dimensões. Só tenho a agradecer pelo apoio incondicional e por tantas alegrias juntos.

A vocês devo tudo que sou!

Obrigada por tudo!

A vocês, o meu amor eterno!

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, em primeiro lugar, pelo dom da vida, pelos ensinamentos diários, pelas pessoas que colocou em meu caminho, por tudo o que me proporciona e pela oportunidade de realizar meus sonhos, dando-me forças nos momentos mais difíceis. Obrigada Senhor!

À Universidade de Taubaté, instituição de excelência, por possibilitar meu aprendizado em seu Curso de Pós-graduação.

À minha orientadora, professora Doutora Laís Regiane da Silva Concílio, agradeço não apenas pelos ensinamentos transmitidos, mas também por ter me recebido sempre com tanto carinho e me ajudado de tantas formas. Obrigada por compreender os momentos de dificuldades.

Ao Professor Mestre Ricardo Armini Caldas, coorientador dessa tese, cujo auxílio foi indispensável à execução desta pesquisa.

A todos os professores do Curso de Doutorado em Odontologia da UNITAU, que não mediram esforços para o ensinar, colocando suas experiências e conhecimentos a disposição para minha melhor formação.

Aos Professores Doutores Marina Amaral, Cristiane Aparecida de Assis Claro, Alexandre Luiz Souto Borges e Valentim Adelino Ricardo Barão, pelo aceite em participar da Banca desta Tese, tendo desde já a certeza de que suas críticas e sugestões serão essenciais para o meu aperfeiçoamento profissional.

À Faculdade de Odontologia da UFJF, inspiradora de um sonho que ora acabo de realizar. Em especial à Diretora Professora Doutora Maria das Graças Afonso Miranda Chaves, por seu exemplo de excelência e por estar sempre disposta a me ajudar. Obrigada pela credibilidade, confiança e grande oportunidade de lá iniciar minhas atividades do ensino na bela Odontologia.

Aos colegas do doutorado, por termos caminhado juntos nesse desafio compartilhando horas no aprofundamento do saber profissional, trocando ideias e atingindo metas comuns.

Aos funcionários da secretaria de Pós-graduação da UNITAU, pela eficiência e agilidade dos serviços administrativos durante o curso.

Aos meus discentes, pelo respeito e carinho.

Aos meus amigos, que de uma forma ou de outra me incentivaram e brindaram com suas amizades e afagos.

A todos, minha eterna gratidão!

“Não sei se estou perto ou longe demais, se peguei o rumo certo ou errado. Sei apenas que sigo em frente, vivendo dias iguais de forma diferente. Já não caminho mais sozinha, levo comigo cada recordação, cada vivência, cada lição. E, mesmo que tudo não ande da forma que eu gostaria, saber que já não sou a mesma de ontem me faz perceber que valeu a pena. Procure ser uma pessoa de valor, em vez de procurar ser uma pessoa de sucesso. O sucesso é só consequência”.

(Albert Einstein)

Henrique MN. Influência da placa oclusal plana sobre prótese fixa de três elementos nas tensões induzidas em diferentes sistemas protéticos sobre implantes [tese]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia; 2018. 98p.

## RESUMO

**Objetivo:** Verificar, pelo método dos elementos finitos, a influência da placa oclusal plana sobre uma prótese fixa de três elementos cimentada em região posterior de maxila utilizando implantes hexágono externo (HE) e cone Morse (CM) com pilares de titânio (Ti) e zircônia estabilizada por ítrio (Y-TZP) em região de primeiro pré-molar, com cargas axial e oblíqua de 100 e 300N. **Metodologia:** Para cada grupo foi criado um modelo virtual tridimensional constituído de um bloco ósseo cortical e esponjoso simulando a região de primeiro pré-molar a primeiro molar maxilar, utilizando-se dois implantes HE ou CM (4 x 11mm) com pilares de Ti e Y-TZP na região de primeiro pré-molar e somente de Ti na região de primeiro molar. O segundo pré-molar foi o pântico da prótese. A prótese fixa de três elementos com infraestrutura em zircônia e recobrimento em Y-TZP foi cimentada, além da utilização ou não de placa oclusal plana confeccionada em resina acrílica na referida região. Carregamentos axiais e oblíquos totalizando 100 e 300N foram aplicados diretamente sobre a região oclusal da prótese fixa com e sem a interposição da placa oclusal plana. **Resultados:** Os valores de tensões por tração em tecido ósseo com implantes CM apresentaram valores entre 4 a 19% inferiores aos implantes HE. As menores diferenças foram observadas no carregamento oblíquo com placa oclusal, tendo redução de 4% (Ti-Y-TZP) e 9% (Ti-Ti). Quando se avaliou as tensões compressivas, observou-se que os implantes HE apresentaram valores inferiores aos implantes CM, com valores em média de 15% menores. Em relação aos elementos protéticos, os pilares em Y-TZP dos implantes CM, as razões de tensões referentes aos pré-molares sofreram redução no valor de 43 a 74%. Ao contrário, os pilares dos implantes dos molares (Ti) sofreram aumento de 10% com a substituição dos pilares em pré-molar, sendo a única exceção dos grupos com carregamento oblíquo sem placa, em que ocorreu uma redução de 18% (molar) e 43% (pré-molar). Nos pilares em Y-TZP com conexão HE as razões de tensões referentes aos pré-molares sofreram redução no valor de 67% a 72%. No entanto, essa redução foi menos significativa para os pilares dos molares, que sofreram redução de 6% com a substituição dos pilares em pré-molar. Os valores de tensão não apresentaram a relação 1:3 com o aumento da carga (100 para 300N) devido às não linearidades de contato consideradas nas análises. **Conclusões:** No sistema ósseo, o implante CM induziu menores tensões por tração; no entanto, induziu maiores tensões por compressão. Para o sistema protético, a melhor combinação foi a utilização de implantes CM tanto nas regiões de pré-molar quanto em molar. Menores reduções de tensões foram percebidas quando se utilizou implante CM e pilares em Ti. De forma geral, foi observado aumento relevante nas tensões no carregamento oblíquo, na ausência de placa oclusal, independentemente da carga aplicada.

**Palavras-chaves:** Prótese Dentária Fixada por Implante; Placas Oclusais; Análise de Elementos Finitos.



Henrique MN. Influence of a flat occlusal splint on a three-elements fixed prosthesis in stresses induced on implants for different prosthetic systems [tese]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia; 2018. 96p.

## ABSTRACT

**Purpose:** To investigate, by using the finite element method, the influence of the occlusal splint on a three-element implant-supported fixed prosthesis in the upper maxillary region with and without using an external hexagon (HE) implant and Morse Taper (MT) with titanium (Ti) and yttria-stabilized zirconia (Y-TZP) abutments with loads of 100N and 300N axial and oblique. **Methods:** For each group, a three-dimensional virtual model was created consisting of a cortical and spongy bone block simulating the region from first premolar to the maxillary first molar using two HE or MT implants (4 x 11mm) with Ti and Y-TZP abutments in the first premolar region and only Ti in the first molar region. The second premolar was the pontic of the prosthesis. The three-element fixed prosthesis with a zirconia infrastructure and Y-TZP coating was cemented, in addition to using a flat occlusal splint made of acrylic resin in said region. Combined axial and oblique loads of 100N and 300N were applied directly over the occlusal region of the fixed prosthesis with and without interposition of the flat occlusal splint. **Results:** The tensile stress on MT implant bone tissue produced values that were 4-19% lower than those of HE implants. The lowest differences were observed for oblique loading with an occlusal splint, with a 4% (Ti-Y-TZP) and 9% (Ti-Ti) decrease. When the compressive stresses were evaluated, HE implants produced lower values than MT implants, with values that were 15% lower on average. Regarding the prosthetic elements and the Y-TZP abutments in MT implants, the decrease in the stress ratios for the premolars ranged from 43 to 74%. On the contrary, molar implant abutments (Ti) increased 10% with the replacement of the premolar abutments, the only exception being the splint less oblique loading groups, in which there was an 18% (molar) and 43% (premolar) decrease. For the HE connection Y-TZP abutments, the premolar stress ratios had their values decreased by 67 to 72%. However, this decrease was less significant for the molar abutments, which decreased 6% with the replacement of the premolar abutments. The stress values did not produce a ratio of 1:3 with the load increase (100N to 300N) due to the non-linearity of the contacts considered in the analysis. **Conclusion:** In the bone system, the MT implant induced lower tensile stresses. However, it induced higher compressive stresses. For the prosthetic system, the best combination was the use of MT implants in both premolar and molar regions. Lower stress decreases were observed when using MT implants and Ti abutments. In general, a significant increase was observed in the oblique loading stresses in the absence of occlusal splints, regardless of the applied load.

**Keywords:** Implant Fixed Dental Prosthesis; Occlusal Splints; Finite Element Analysis.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Representação dos modelos geométricos.....	56
Figura 2 - Implantes com conexão CM e HE (4 x 11mm) NeoPoros®.....	56
Figura 3 - Ilustração da modelagem em 3D.....	57
Figura 4 - Representação da malha.....	58
Figura 5 - Região de suporte fixo.....	58
Figura 6 - Condição de contorno da placa oclusal.....	59
Figura 7 - Representação da aplicação de carga.....	61
Quadro 1 - Evidenciação do estudo.....	63
Figura 8 - Fluxograma dos grupos de estudo distribuídos de acordo com as variáveis analisadas.....	63
Gráfico 1 - Tensões por tração em tecido ósseo.....	65
Figura 9 - Tensões por tração em tecido ósseo.....	65
Gráfico 2 - Tensões por compressão em tecido ósseo.....	66
Figura 10 - Tensões por compressão em tecido ósseo.....	67
Figura 11 - Tensão modificada de von Mises em tecido ósseo.....	67
Gráfico 3 - Razão de von Mises em implantes com conexão CM.....	69
Gráfico 4 - Razão de von Mises em implantes com conexão HE.....	70
Figura 12 - Tensão de von Mises em implantes.....	71
Gráfico 5 - Razão de tensões em intermediários com conexão CM.....	72
Gráfico 6 - Razão de tensões em intermediários com conexão HE.....	73
Figura 13 - Razão de tensão em intermediários CM.....	74
Figura 14 - Razão de tensão em intermediários HE.....	75

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Configuração dos contatos.....	59
Tabela 2 - Propriedades dos materiais.....	60
Tabela 3 - <i>Bioperformance</i> .....	68
Tabela 4 - Razão das tensões para implantes com conexão CM.....	76
Tabela 5 - Razão das tensões para implantes com conexão HE.....	76
Tabela 6 - Razão das tensões para intermediários de implantes conexão CM.....	76
Tabela 7 - Razão das tensões para intermediários de implantes conexão HE.....	77

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

$\mu\text{m}$	Micrômetro
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
CAD/CAM	<i>Computer Aided Design/Computer Aided Engineering</i>
CM	Cone Morse
GPa	Gigapascal
HE	Hexágono externo
HI	Hexágono interno
Kgf	Quilograma força
LE	Limite de escoamento
MEF	Método de Elementos Finitos
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
mm	Milímetro
$\text{Mm}^2$	Milímetro quadrado
MPa	Megapascal
N	Newton
$\text{N/cm}^2$	Newton por centímetro quadrado
PPF	Prótese parcial fixa
RT	Resistência a tração
TC	Tomografia computadorizada
Y-TZP	Zircônia estabilizada com ítrio

## LISTA DE SÍMBOLOS

%	Percentual
>	Maior que
®	Marca registrada
≤	Menor ou igual
<	Menor que
=	Igual
Ag-Pd	Prata-Paládio
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Alumina
Au	Ouro
Au-Pt-Pd	Ouro-Platina-Paládio
Co-Cr	Cobalto-Cromo
Hz	Hertz
Ni-Cr	Níquel-Cromo
°	Graus de liberdade
°C	Graus Celsius
Ti	Titânio
Ti-6Al-4V	Titânio-6Alumínio-4Valádio
ZrO <sub>2</sub>	Zircônia
$\sigma_{\max}$	Tensão máxima principal
$\sigma_{vM}$	Tensão equivalente de von Mises

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>14</b>
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	<b>20</b>
2.1 Implantes Hexágono Externo e Cone Morse .....	20
2.2 Pilares Metálicos e Cerâmicos .....	26
2.3 Bruxismo e Implante – Placa Oclusal .....	33
2.4 Estudos Utilizando Método de Elementos Finitos .....	39
<b>3 OBJETIVOS</b> .....	<b>54</b>
3.1 Objetivo geral .....	54
3.2 Objetivos específicos .....	54
<b>4 METODOLOGIA</b> .....	<b>55</b>
4.1 Componentes protéticos .....	61
4.2 Tecido ósseo .....	62
4.3 Evidenciação do estudo .....	63
<b>5 RESULTADOS</b> .....	<b>64</b>
5.1 Tecido ósseo .....	64
5.2 Componentes protéticos .....	68
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	<b>78</b>
<b>7 CONCLUSÃO</b> .....	<b>86</b>
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>87</b>



## 1 INTRODUÇÃO

O uso de próteses dentárias implantossuportadas propiciou ao cirurgião-dentista a capacidade de substituir dentes perdidos de uma forma mais previsível. Avanços contínuos nos materiais constituintes dos implantes e nos componentes protéticos têm ocorrido, permitindo melhores resultados estéticos e benefícios para a osseointegração (Nevins et al., 2011). Um dos grandes desafios da Implantodontia atual é obter um sistema de conexão entre implante e prótese dentária que satisfaça as necessidades biomecânicas e estéticas, seja de fácil manuseio, que resista às cargas funcionais mastigatórias e que possua aceitável longevidade clínica (Bidez & Misch, 2008; Santos, 2013). Devido à grande versatilidade de tipos de implantes e interfaces protéticas, compete ao profissional escolher o mais indicado para cada planejamento, levando-se em conta as características biomecânicas do sistema de implantes, sua experiência e custo final ao paciente (Santos, 2013).

Devido à ausência de ligamento periodontal, os implantes, ao contrário dos dentes naturais, reagem biomecanicamente diferente às forças oclusais (Kim et al., 2005; Koyano & Esaki, 2015). Acredita-se que os mesmos estejam mais propensos a sobrecargas oclusais, que muitas vezes são consideradas uma das causas potenciais de perda óssea peri-implantar (Tosun et al., 2003; Kim et al., 2005; Francischone & Carvalho, 2010; Mangano et al., 2010; Wang et al., 2013; Morais, 2014; Koyano & Esaki, 2015) e de falhas na prótese e/ou implante (Tosun et al., 2003; Kim et al., 2005; Koyano & Esaki, 2015). Fatores relacionados à sobrecarga como grandes cantiléveres, parafunção, desenho oclusal inadequado e contato prematuro influenciam negativamente a longevidade do implante (Kim et al., 2005).



Então, é importante controlar a oclusão dentro do limite fisiológico e, assim, proporcionar um menor risco de sobrecarga ao implante para garantir sua sobrevivência em longo prazo (Kim et al., 2005; Teixeira et al., 2012; Koyano & Esaki, 2015; Marsico et al., 2017).

A biomecânica é determinante no sucesso dos tratamentos, bem como a compreensão do mecanismo de transferência de carga para o implante e deste para o tecido ósseo (Skalak, 1983, 1988). Algumas das complicações biomecânicas mais relatadas são desapertos ou fraturas de parafusos de intermediários e de próteses (Adell et al., 1981; Binon, 2000; Merz et al., 2000; Cibirka et al., 2001; Khraisat et al., 2002; Diez et al., 2012). Hábitos parafuncionais podem ser fatores de risco relacionados à fratura de implantes e afrouxamento de parafusos devido aos carregamentos oclusais excessivos (Becker & Becker, 1995).

O nível ósseo peri-implantar é um dos critérios de sucesso dos implantes odontológicos e, radiograficamente, tem sido considerado sucesso a perda em altura da crista óssea alveolar de até 1,5 mm no primeiro ano e 0,2 mm nos anos subsequentes (Canullo et al., 2010). Portanto, a perda óssea é clinicamente relevante porque, além de reduzir o suporte ósseo biomecânico das restaurações, geralmente é acompanhada de recessão de tecidos moles (Cocchetto et al., 2010; Salimi et al., 2011; Rocha et al., 2015).

Ainda que o nível de reabsorção óssea seja influenciado por vários fatores em conjunto, como técnica cirúrgica (Becker et al., 2005; Atieh et al., 2010) micromovimentações do implante e da prótese (King et al., 2002; Atieh et al., 2010), cargas excessivas sobre o implante (Kim et al., 2005; Atieh et al., 2010) dentre outros, é comprovado que implantes com sistema de plataforma *switching* apresentam certas vantagens em relação aos implantes combinados (componente

protético padrão para o tipo de implante), como preservação do nível da crista óssea (Atieh et al., 2010; Salimi et al., 2011; Rocha et al., 2015). Além disso, usando um componente protético de menor tamanho, concentra-se a área de força sobre o implante fora da zona da crista óssea marginal (Maeda et al., 2007; Atieh et al., 2010). Há uma teoria que assume que a mudança na conexão componente protético/implante, auxilia na manutenção do espaço biológico e reduz, assim, a perda óssea da crista marginal (Atieh et al., 2010; Salimi et al., 2011; Koyano & Esaki, 2015; Rocha et al., 2015).

A utilização dos sistemas de implantes conexão hexágono externo (HE) se tornou popular, por ser o sistema precursor da osseointegração e também por ser o tipo de implante mais divulgado, tornando-o popular entre os cirurgiões-dentistas (Santos, 2013). O sistema cone Morse (CM) surgiu como alternativa ao HE devido à sua melhor estabilidade, menor *gap* e promovendo selamento bacteriano. Neste sistema, o pilar é unido ao implante por meio de uma conexão cônica interna. Esta conexão fixa o sistema por fricção mecânica entre a parede externa do pilar e a parede interna do implante (Bozkaya & Müftü, 2003; Pellizzer et al. 2013). Em dois artigos distintos publicados por Bozkaya & Müftü, (2003) e por Mangano et al. (2011) constatou-se que a força de união entre os componentes, é proporcional à força de inserção, evitando que o componente “macho” seja removido facilmente do componente “fêmea”, mesmo ao tentar girá-lo ou aplicar uma força axial de intensidade razoável. A angulação total das paredes de conexão CM é de 6-16°, o que proporciona um contato íntimo entre implante/pilar, oferecendo uma maior estabilidade mecânica do mesmo.

A gengiva é um parâmetro fundamental para o sucesso estético (Fradeani, 2006). Uma deficiência estética comum é a aparência acinzentada dos tecidos

moles peri-implantares. Próteses sobre implante que utilizam pilares de titânio (Ti), certas vezes, apresentam uma coloração metálica através dos tecidos peri-implantares, prejudicando a estética (Boudrias et al., 2001; Yildirim et al., 2000, 2003; Ekfeldt et al., 2011; van Brakel et al., 2011; Stimmelmayer et al., 2013; Zembic et al., 2013, 2014). Este problema é particularmente evidente na presença de uma linha de sorriso alta e/ou tecidos peri-implantares finos (van Brakel et al., 2011; Yildirim et al., 2000, 2003).

Com a evolução da Implantodontia houve uma preocupação em solucionar problemas estéticos e funcionais do tratamento reabilitador. Fatores relacionados à estética estão intimamente ligados aos pilares que, ao longo do tempo, passaram por transformações, buscando soluções adequadas (Bottino et al., 2005). Os materiais dentários à base de cerâmica têm sido largamente utilizados, tanto para próteses quanto para pilares estéticos sobre implantes (Bottino et al., 2004, 2005; Ekfeldt et al., 2011; Gomes & Montero, 2011; Nevins et al., 2011). Os pilares cerâmicos podem ser constituídos de Alumina ( $Al_2O_3$ ), Zircônia ( $ZrO_2$ ) e Alumina-Zircônia ( $Al_2O_3-ZrO_2$ ) e, classificados em pré-fabricados e personalizados (Kucey & Fraser, 2000; Bottino et al., 2005). Pilares pré-fabricados de zircônia estabilizada com ítrio (Y-TZP) têm se mostrado úteis na região estética e também indicados em região posterior para a substituição dos pré-molares e molares devido a sua resistência e impacto positivo sobre a saúde dos tecidos moles peri-implantares (Kucey & Fraser, 2000; Nothdurft & Pospiech, 2009, 2010; Ekfeldt et al., 2011). Contudo, um preparo inadequado e severo nessa cerâmica também pode introduzir falhas profundas, gerando áreas de tensão, reduzindo sua resistência mecânica (Azevedo et al., 2007; Oliva et al., 2010).

As estratégias a serem adotadas em próteses sobre implantes, como o estabelecimento de um correto padrão oclusal, guias de desoclusão favoráveis e o monitoramento da oclusão por meio de ajustes oclusais influenciam positivamente no controle biomecânico de sobrecargas. Principalmente em pacientes que apresentarem comportamentos parafuncionais, em que o prognóstico das reabilitações protéticas sobre implantes torna-se mais desfavorável (Rangert et al., 1995; Lobbezoo et al., 2006; Rilo et al., 2008).

Alguns autores (Misch, 2002; Tosun et al., 2003) consideram o bruxismo um fator de risco e não uma contraindicação para implantes, ressaltando, que sua presença deve alterar dramaticamente o plano de tratamento. Contraditoriamente, outros autores (McCoy & 2002; Gittelson, 2005) consideram-no uma contraindicação, principalmente se a causa da perda do dente onde serão colocados os implantes for devido à parafunção. Forças oclusais anormais, como aquelas causadas por bruxismo ou apertamento dental, podem também contribuir para complicações protéticas (Perel, 1994). Esses hábitos não contraindicam os tratamentos com próteses sobre implantes, mas devem ser diagnosticados e compensados no modelo final das reabilitações protéticas. Diante dessas situações, o uso adjuvante de um protetor, ou seja, uma placa interoclusal torna-se recomendável, especialmente durante o sono para prevenir os efeitos deletérios dos hábitos noturnos (Saba, 2001; Gross, 2008; Teixeira et al., 2012; Marsico et al., 2017).

O uso da placa oclusal é recomendado como parte do tratamento reabilitador, a sua utilização não é uma forma de tratamento para o bruxismo, ela irá atuar como um coadjuvante, diminuindo os efeitos causados por este hábito parafuncional (Melo et al., 2007). Marsico et al. (2017) evidenciaram que houve uma redução de tensão

nos modelos com implantes HE e implantes hexágono interno (HI) quando utilizada a placa oclusal. Sendo que, para os modelos com os implantes HI, o uso da placa oclusal plana apresentou melhores resultados quando comparado aos implantes HE.

O Método de Elementos Finitos (MEF) é uma ferramenta bastante utilizada em Engenharia e a utilização da mesma para análise de problemas biomédicos tem crescido significativamente (Corso & Marczak, 2006). Este método de análise numérica permite obter dados sobre a distribuição de tensões quantificadas, o que possibilita a identificação de pontos críticos. Aliado à avaliação clínica, pode trazer grandes avanços no conhecimento das diferentes situações que ocorrem na cavidade bucal (Cruz et al., 2003). Após estes trabalhos surgiram, e continuam surgindo, diversas pesquisas que utilizam o MEF para avaliar novos componentes, novas configurações, materiais e formas de implantes dentários (Lehmann & Elias, 2008).

Desta forma, existe a necessidade de comparar o comportamento dos pilares protéticos fabricados em Titânio-6Alumínio-4Vanádio (Ti-6Al-4V) com os Y-TZP no tocante à distribuição de tensões, em especial na região posterior de maxila, após aplicação de forças normais e sobrecarga, à luz da metodologia dos elementos finitos.

A hipótese alternativa é de que a utilização da placa oclusal plana sobre uma prótese fixa maxilar posterior de três elementos reduz a concentração de tensões em todo o sistema ósseo e protético em carregamentos oblíquos, e os intermediários em Ti e Zr apresentam comportamentos distintos nesta mesma situação.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Implantes Hexágono Externo e Cone Morse

É notório que implantes HE têm seu valor histórico e indicativos de planejamento protético implantossuportado, principalmente em próteses fixas, porém, estudos vêm demonstrando a necessidade de rever alguns conceitos quanto às falhas biomecânicas e na instabilidade dos tecidos peri-implantares. Os sistemas de interface protética cônica vêm ao encontro dos anseios de se obter um equilíbrio entre as características biológicas e mecânicas dos implantes dentários.

Em seus estudos Bränemark et al. (1977) criaram e desenvolveram a plataforma regular, um implante composto por um HE e componente protético de mesmo diâmetro. Este implante foi e é largamente utilizado nas clínicas odontológicas durante as últimas décadas, com grande índice de sucesso.

Adell et al. (1981) realizaram o primeiro trabalho longitudinal com a utilização dos implantes Bränemark (HE). Nesse trabalho, 2.768 implantes, de 371 pacientes foram avaliados em um período de 15 anos. O índice de sucesso de osseointegração observado na maxila foi de 81% e de 91% na mandíbula. Verificaram uma reabsorção de 1,2mm no primeiro ano de função, com perda de 0,1mm a cada ano subsequente. Os autores relacionaram o sucesso com a qualidade do procedimento cirúrgico e da reabilitação protética, estabelecendo protocolos bem definidos para isso, e ressaltaram a importância de um íntimo

contato entre o osso e o implante para que ocorra a osseointegração.

Sutter et al. (1993) apresentaram o CM à Implantodontia, demonstrando que esse novo sistema de conexão era fundamentado no travamento por fricção similar ao CM usado na Engenharia Mecânica, em que qualquer encaixe cônico entre superfícies metálicas com um ângulo  $\leq 8^\circ$  criava um travamento por assentamento sobre fricção, conceito que foi apoiado no fato de o torque de afrouxamento da interface cone parafuso ser 7-24% maior que o torque de aperto, na primeira inserção, quando comparado com uma conexão retida por parafusos simples, conexão HE e HI.

De acordo com Binon (1996), o implante HE tornou-se uma opção simplificada, sendo adotado como padrão pelos implantodontistas devido a maiores estudos longitudinais e a maior diversidade de componentes protéticos disponíveis, pois sua construção é padronizada e permite a utilização de componentes de diversas fábricas, contudo, é ainda responsável por algumas dificuldades como à estabilidade mecânica da prótese devido à altura do hexágono.

Meirelles (2003) analisou a distribuição de tensões pela simulação de esforços mastigatórios em torno a implantes dentários cilíndricos rosqueados HE e HI. Foram utilizados dois implantes de 3,75 x 10mm HE e HI (Master Screw e Master Conect AR, Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil). O carregamento de 10kgF foi aplicado por um dispositivo mecânico acoplado a uma célula de carga com 15° de inclinação em relação ao implante. Cada implante foi levado individualmente ao polariscópio circular para a visualização e interpretação das franjas fotoelásticas, obtendo-se valores numéricos que correspondem à ordem de franja para cada ponto traçado em torno do implante sobre a imagem obtida. Foi possível observar padrões

de distribuição de tensões distintos quanto à região entre os implantes. O implante HE apresentou valores maiores na primeira rosca e na região cervical, enquanto o implante HI apresentou valores maiores na região apical do implante. Nas demais regiões os valores encontrados foram similares.

Para Davi (2006), os implantes HE apresentam muitos componentes para solucionar limitações estéticas e mecânicas, além de alta previsibilidade e facilidade de trabalho. Neste sistema de implante, desenvolvido na década de sessenta, a inserção cirúrgica é realizada utilizando um montador parafusado ao implante para transmitir o torque durante a instalação no leito ósseo.

Em avaliações clínicas, Urdaneta & Marincola (2007) descreveram que, quando do uso de implantes de interface cônica, o CM diminuiu o problema de solturas de componentes protéticos e mostrou alto desempenho ao longo do tempo, alcançando 99% de sucesso em um período de dez anos em restaurações unitárias.

No entendimento de Coppedê et al. (2009) são os implantes introduzidos na Odontologia na década de sessenta e que passaram por um período de intensa pesquisa e desenvolvimento. Neste sistema o implante é constituído de uma porção intraóssea, em Ti e um pilar protético transmucoso, sobre o qual é confeccionado o trabalho protético de opção. Estes dois componentes, neste sistema, são parafusados um ao outro utilizando-se parafusos de ouro (Au) ou de Ti. A interface de contato destes componentes é geralmente uma interface antirrotacional, na forma de um hexágono com paredes axiais paralelas. A altura reduzida do hexágono não garante estabilidade ao pilar e as forças oclusais são concentradas no parafuso de fixação. Essa condição leva a um maior risco de afrouxamento ou fratura do parafuso. Existe uma correlação direta entre o desajuste dos hexágonos e afrouxamento da junta. O movimento rotacional do pilar ao redor do hexágono do



implante pode causar uma junta parafusada instável. O carregamento mecânico oblíquo em um implante HE parece prejudicar a preservação do torque de instalação do pilar, mesmo assim, a conexão em HE continua a ser a mais popular nos últimos tempos.

Gil et al. (2009) relatam que o comprimento dos implantes HE pode influenciar a resistência e estabilidade na interface implante/conector. Assim, o HE de maior comprimento demonstrou melhor desempenho na resistência a esforços mecânicos e melhorou a estabilidade mecânica dos implantes.

De acordo com Mangano et al. (2009), o conceito CM apresenta um princípio conhecido por “solda fria”, caracterizado pela alta pressão de contato e resistência friccional entre as superfícies do implante e do pilar. Um estudo clínico retrospectivo para acompanhamento de oitenta implantes CM instalados em 69 pacientes para reabilitação protética, todos os pacientes estavam com espaço edêntulo há pelo menos um ano antes da instalação do implante. Os implantes receberam as próteses e foram acompanhados em função por um período médio de três anos e meio. Dois implantes foram removidos no segundo estágio cirúrgico por ausência de osseointegração. Após dois anos em função, um implante foi removido devido à doença peri-implantar e foi observada fratura de dois componentes protéticos e afrouxamento de um pilar. Confirmaram que a alta estabilidade protética da conexão CM favoreceu os resultados satisfatórios com a ocorrência de poucas complicações mecânicas e biológicas.

Utilizando implantes de conexão CM, Aloise et al. (2010) evidenciaram uma diminuição na infiltração de micro-organismos na interface implante/intermediário, o que reduz odores desagradáveis e possíveis remodelações ósseas ao redor da plataforma do implante.

Francischone & Carvalho (2010) relataram em seus estudos que implantes HE apresentam grande índice de soltura ou fraturas dos parafusos e pilares, bem como maior perda óssea marginal. É provável que isso aconteça porque existe uma maior concentração de tensões na região cervical de implantes HE, quando relacionado aos ciclos repetidos de carga mastigatória que levam a separação entre os componentes. Assim, medidas como pré-carga adequada e próteses passivas associadas a um sistema antirrotacional efetivo devem ser empregadas para diminuir as complicações.

Mangano et al. (2010) avaliaram 307 implantes CM para reabilitação unitária em um período de acompanhamento de quatro anos, observando duas solturas de pilar protético (0,66%), com índice de sobrevida de 98,4% e de perda óssea de 1,14mm ao redor do implante, confirmando que esse sistema é efetivo, pois existe uma baixa incidência de afrouxamento dos parafusos.

Para Salimi et al. (2011), os implantes com plataforma switching apresentam uma significativa redução nos processos de reabsorção óssea, quando comparados com a conexão tradicional do implante e seu pilar. Para se obter estética favorável e quantidade de osso suficiente para o suporte do implante, a inibição da reabsorção óssea é um fator essencial. A reabsorção óssea vertical quando presente, por exemplo, se estende de 1 a 2mm abaixo da região implante/pilar, podendo desencadear o aumento de tensões no osso. A perda óssea em direção horizontal afeta as regiões interproximais e contribui para a perda de suporte para as papilas. Esses fatores são responsáveis por efeitos biomecânicos que interferem negativamente na reabilitação. Apesar disso, tanto a reabsorção vertical quanto a horizontal são frequentemente observadas em associação a fatores biológicos e mecânicos.

Verri et al. (2012) afirmaram que o sistema CM apresenta algumas vantagens em relação aos demais sistemas de conexão implante/pilar, dentre elas: melhor adaptação entre o componente protético e o implante, eliminação de *microgaps* entre os dois componentes, redução dos níveis de reabsorção óssea peri-implantar, minimização dos micromovimentos, redução da incidência de afrouxamento e fratura dos parafusos de conexão. Promovendo assim, uma melhor fixação antirrotacional e maior resistência do conjunto implante/pilar protético. Concluíram que a íntima união entre pilar/implante, praticamente se torna em uma resposta mecânica de um corpo único.

Segundo Pellizzer et al. (2013), biomecanicamente, os implantes CM têm apresentado melhor distribuição de tensões, quando comparados a implantes de HE. Além disso, essa geometria tem permitido maior resistência frente a forças excêntricas de flexão, assegurando uma estabilidade melhor e redução de incidentes e complicações nas próteses.

De acordo com Rocha et al. (2015), o conceito de plataforma switching refere-se ao uso do componente protético de diâmetro menor quando comparado ao diâmetro da plataforma do implante. Essa técnica faz com que a junção implante/pilar se direcione para a porção mais central distanciando a da crista óssea alveolar. Esse aspecto tem gerado aceitação por parte dos tecidos duros e moles, evitando a formação de microespaços na crista do osso e reduzindo a tensão sobre ele. Estudos comprovam que o uso da plataforma switching em Implantodontia atua na manutenção dos níveis de osso minimizando sua perda e favorecendo a estabilidade primária, embora alguns autores afirmem que essa redução é insignificante.

## 2.2 Pilares Metálicos e Cerâmicos

O primeiro pilar cerâmico consistia de cerâmica de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  densamente sinterizada e estava disponível em apenas um formato, o qual requeria preparo para a individualização. Esses pilares, desenvolvidos pela Nobel Biocare, com o nome de CerAdapt, foram introduzidos em 1993, para serem utilizados em restaurações unitárias e próteses parciais fixas (PPF) (Prestipino & Ingber, 1993, 1996). Posteriormente, outros materiais cerâmicos foram introduzidos como: cerâmica baseada em  $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{ZrO}_2$  infiltrada por vidro (Prestipino & Ingber, 1993) e Y-TZP (Wohlwend et al., 1997).

Para Kosmac et al. (2000), o preparo do pilar de  $\text{ZrO}_2$  provoca, na superfície, uma transformação da fase tetragonal para monoclinica. A expansão volumétrica resultante dessa transformação causa uma tensão compressiva de selamento das fissuras. Por isso é que o pilar de  $\text{ZrO}_2$  exibe maior tenacidade à fratura e resistência quando comparado com as cerâmicas vítreas e infiltradas convencionais. Por outro lado, um preparo inadequado e severo pode introduzir falhas profundas que podem atuar como concentradores de tensão, causando redução dos valores de resistência.

De acordo com Boudrias et al. (2001), os pilares de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  são fabricados com óxido de alumínio densamente sinterizado. O pilar de  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , devido a sua baixa resistência, é contraindicado quando a altura for menor que 7mm e a espessura das paredes axiais forem  $< 0,7\text{mm}$ . O ângulo criado entre o implante e a superfície vestibular do pilar cerâmico deve ser abaixo de  $30^\circ$ , a fim de se evitar um excessivo desgaste das paredes e a fratura do pilar. Clinicamente e proteticamente existem

algumas dificuldades de se poder determinar o quanto pode ser desgastado durante o preparo, sem prejudicar as propriedades mecânicas destes pilares.

Conforme relatado por Rimondini et al. (2002), com a tecnologia da sinterização o sistema In-Ceram permite, com a cerâmica aluminizada e com 33% de  $ZrO_2$ , construir pilares com características mecânicas e biológicas desejáveis além de possibilitar a personalização de uma forma mais adequada, acrescentando cerâmica ou desgastando o próprio pilar. Em um estudo *in vivo* para avaliar a colonização bacteriana nas superfícies de Y-TZP, concluíram que para esse material houve menor acúmulo bacteriano do que no Ti, tanto em número total de bactérias quanto em presença de patógenos potenciais como os bastonetes.

De acordo com Bottino et al. (2004), o mercado dispõe de alguns pilares totalmente cerâmicos pré-fabricados industrialmente, altamente resistentes e com excelentes propriedades mecânicas e ópticas; podendo ser a base  $Al_2O_3$  (CerAdapt<sup>®</sup>) e de  $ZrO_2$  (Procera Zircônia<sup>®</sup>; Pilar Zircônia Conexão<sup>®</sup>; Ankylos Cercon Balance<sup>®</sup>; Friadent CeraBase<sup>®</sup>; ZiReal<sup>®</sup>). A introdução desses pilares cerâmicos proporcionou a obtenção da estética semelhante à do dente natural, bem como a personalização que permite a realização do desenho do perfil de emergência.

Para Vigolo et al. (2005), a incorporação de  $ZrO_2$  aos pilares possibilitou ampliação do uso, pelo aumento da resistência à fratura. Como exemplo, pode-se citar o pilar ZiReal<sup>®</sup>, feito de  $ZrO_2$  estabilizada com 30% de ítrio tetragonal e partículas menores que  $3\mu m$ , e  $Al_2O_3$  com partículas menores que  $5\mu m$  e uma base em Ti que conecta o pilar diretamente ao implante. Assim como o pilar CerAdapt<sup>®</sup>, o ZiReal<sup>®</sup> necessita de preparo em laboratório para reprodução da forma desejada. A  $ZrO_2$  possui capacidade de transmitir a luz, características similares às do esmalte dental, e a sua resistência à fratura está além de 900MPa.

Em um estudo *in vitro*, Vigolo et al. (2006) avaliaram a precisão de pilares confeccionados com o sistema *Computer Aided Design/Computer Aided Engineering* (CAD/CAM) Procera® em Ti, ZrO<sub>2</sub> e Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> sobre implantes com conexão HE, para restaurações unitárias. Foram selecionados sessenta análogos *standards* de HE da Nobel Biocare®. Foram encontradas diferenças significativas em relação à liberdade rotacional entre os grupos: o grupo Ti e o grupo ZrO<sub>2</sub> não diferiram significativamente, mas ambos demonstraram valores médios de liberdade rotacional significativamente menores do que o grupo de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ( $p < 0,05$ ). A liberdade rotacional foi inferior a 3° para todos os pilares. Concluíram que o afrouxamento dos pilares sobre implantes HE se deve a perda de torque do parafuso e os pilares confeccionados a partir do sistema CAD/CAM Procera® mostraram menos de 3° de liberdade rotacional entre pilares e análogos.

Yüzügüllü & Avcı (2008) estudaram a interface implante/pilar de Ti, ZrO<sub>2</sub> e Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> antes e depois de ciclagem mecânica simulando carga mastigatória. Para o estudo foram utilizados 15 implantes MK III® de plataforma regular, cinco pilares de ZrO<sub>2</sub>, cinco em Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> e cinco em Ti, confeccionados com o Sistema CAD/CAM Procera®. Foram cimentados *copings* sobre os pilares. A máquina de ciclagem incidiu uma força com um ângulo de 30°, variando entre 20 a 200N/cm<sup>2</sup> a uma frequência de 1Hz, realizando 47.250 ciclos, o que simula a função durante 45 dias de mastigação de um ser humano. As amostras foram observadas antes e após ciclagem por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Durante o estudo nenhuma amostra apresentou fratura do *coping*, pilar ou parafuso. Após ciclagem os pilares em Ti apresentaram um aumento dos *gaps* na região lingual. Concluíram que, após ciclagem não houve diferença estatisticamente significativa nos *microgaps* da interface pilar/implante nos três materiais utilizados, apenas na lingual dos pilares

em Ti, em que houve um aumento considerável dos *gaps* quando comparados com os pilares de ZrO<sub>2</sub> e Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.

Em uma revisão sistemática da literatura internacional (1996-2010), Gomes & Montero (2011) observaram que apesar dos pilares de ZrO<sub>2</sub> apresentarem valores de resistência à fratura quando comparados aos pilares em Ti convencionais, são indicados para áreas esteticamente comprometidas. Por outro lado, estes pilares revelam um bom ajuste na interface com implantes, excelente biocompatibilidade e boa aparência estética, especialmente em pacientes com reabilitações unitárias sobre implantes com biótipo gengival fino. Concluíram que não existem estudos *in vivo* suficientes para afirmar que pilares de ZrO<sub>2</sub> sobre implantes têm sucesso em longo prazo.

Baldassarri et al. (2012) verificaram a adaptação marginal de três diferentes conexões de pilares em ZrO<sub>2</sub> conectados a implantes (4/3mm x 13mm). No estudo foram incluídas vinte conexões de implante e pilares em ZrO<sub>2</sub> e em Ti sendo utilizadas quatro diferentes combinações implante/pilar (n = 5 amostras por conexão): NP – pilares em ZrO<sub>2</sub> Nobel Procera® com implante TiUnite®; B3i – pilares em ZrO<sub>2</sub> Encode® com implante NanoTite Tapered Certain®; AT – pilares em ZrO<sub>2</sub> Atlantis® com implante NanoTite Tapered Certain®, e; grupo controle (Ti) – pilares em Ti Encode® com implante NanoTite Tapered Certain®. Por MEV, nenhuma diferença resultou entre NP com os outros dois grupos. Os valores dos *gaps* foram significativamente menores para sistemas em Ti em relação a todos os sistemas em ZrO<sub>2</sub>. Para cada configuração de pilar cerâmico, o ajuste foi significativamente diferente entre os cinco espécimes. Concluíram que a conexão implante/pilar em Ti mostrou melhor adaptação marginal do que as conexões implante/pilar em ZrO<sub>2</sub>, que

demonstraram *gaps* de aproximadamente três a sete vezes maiores do que os dos sistemas de pilares em Ti.

Em um estudo *in vitro*, Foong et al. (2013) determinaram a resistência à fratura de pilares de conexão interna em Ti e em ZrO<sub>2</sub>, simulando cargas mastigatórias cíclicas. Vinte e dois espécimes simulando coroas anteriores implantossuportadas individuais foram distribuídos aleatoriamente em dois grupos iguais: GT, com pilares em Ti e GZ com pilares em ZrO<sub>2</sub>. Os pilares foram ligados aos implantes montados em resina acrílica, e as coroas foram confeccionadas em CAD/CAM. A função mastigatória foi simulada usando cargas cíclicas em um protocolo de fadiga até ocorrência de falha, e em seguida estudados por MEV. Para as amostras do GT, ocorreram vários modos de falha. O modo de falha do GZ foi na parte apical do pilar sem danos ou deformação plástica do parafuso ou do implante. A taxa de sobrevivência GT foi significativamente mais elevada do que GZ ( $p < 0,001$ ). Concluíram que número médio de ciclos até falha dos espécimes do GT foi de três vezes maior do que os do GZ. A carga média antes da falha para o GT foi quase o dobro do GZ. Ressaltaram que pilares em ZrO<sub>2</sub> de peça única só devem ser considerados em situações de baixa carga oclusal em que a estética é fundamental.

Stimmelmayer et al. (2013) determinaram a resistência à fadiga e fratura de pilares de ZrO<sub>2</sub> conectados a um parafuso em Ti (ZrTi) e pilares em ZrO<sub>2</sub> de peça única (Zr). Foram inseridos 32 implantes em blocos de resina epóxi e conectados aos pilares. Oito amostras de cada grupo (Zr = diâmetro de 3,75mm ou 5,5mm e ZrTi = diâmetro de 3,75mm ou 5,5mm) foram termocicladas de 5 a 55°C e carregadas com 100.000 ciclos a 120N/cm<sup>2</sup> com 30° fora do eixo. Não foi observada fratura do pilar ou afrouxamento do parafuso durante os ciclos térmicos e cargas cíclicas. Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas na resistência à fratura



entre Zr e ZrTi para cada diâmetro do implante. Concluíram que pilares em ZrO<sub>2</sub> conectados a parafusos em Ti apresentaram resistência à fratura superior quando comparados aos pilares em ZrO<sub>2</sub> de peça única.

Wang et al. (2013) compararam a força máxima de deformação e falhas de implantes HE com pilares em Ti e em ZrO<sub>2</sub> sob forças compressivas oblíquas, na presença de dois níveis de perda óssea marginal. Vinte implantes foram distribuídos em dois grupos (A e B), inseridos em osso simulando perdas de 3 e 1,5mm, respectivamente. Os grupos A e B foram também redistribuídos em dois subgrupos, com cinco implantes cada: 1) implantes conectados a pilares em Ti e; 2) implantes conectados a pilares em ZrO<sub>2</sub>. A força máxima de deformação de cada amostra foi determinada usando uma máquina de ensaio universal. A força máxima de deformação diferiu significativamente entre os grupos B1 e B2, mas não entre os grupos A1 e A2. A falha de força não diferiu entre os grupos A1 e A2 ou entre os grupos B1 e B2. As forças máximas de deformação e falhas diferiram significativamente entre GA1 e GB1 e entre os GA2 e GB2. Concluíram que a força máxima de deformação e falhas são mais baixos para os implantes HE com uma perda óssea marginal de 3mm do que de 1,5mm. Pilares em ZrO<sub>2</sub> podem suportar forças oclusais fisiológicas aplicadas na região anterior.

Em um estudo clínico randomizado controlado, Zembic et al. (2013) testaram as taxas de sobrevivência e de complicações técnicas e biológicas de pilares em ZrO<sub>2</sub> e em Ti (Procera) com quarenta implantes HE unitários em regiões de caninos, pré-molares e molares superiores e inferiores. No estudo foram incluídos 18 pacientes com 18 pilares em ZrO<sub>2</sub> e dez em Ti que foram examinados em um seguimento médio de 5,6 anos. Os pilares foram parafusados sobre os implantes com um torque definido de 32N/cm<sup>2</sup>. Os locais de implantes foram distribuídos

aleatoriamente em pilares em ZrO<sub>2</sub> apoiando coroas de cerâmica pura e pilares em Ti apoiando coroas metalocerâmicas. A taxa de sobrevivência foi de 88,9% para os pilares em ZrO<sub>2</sub> e de 90,0% para os pilares em Ti. Não foram encontradas diferenças significativas entre os pilares em ZrO<sub>2</sub> e em Ti para profundidade de sondagem e registro de controle de placa. Além disso, o nível ósseo foi semelhante para os pilares em ZrO<sub>2</sub> e em Ti. Não houve diferenças clínicas ou estatisticamente relevantes entre as taxas de sobrevida (5 anos), e entre as taxas de complicações técnicas e biológicas para os pilares em ZrO<sub>2</sub> e em Ti. Concluíram que os resultados positivos justificam o uso de pilares em ZrO<sub>2</sub>, mesmo em regiões posteriores.

Em estudo *in vivo*, longitudinal, randomizado, tipo boca dividida, Morais (2014) avaliou, por meio de radiografias, a perda óssea peri-implantar em restaurações unitárias implantossuportadas, causada pelo uso de pilares pré-fabricados em ZrO<sub>2</sub>. Foram selecionados 16 indivíduos parcialmente edêntulos que receberam pelo menos dois implantes HE (Porous Conexão<sup>®</sup>), restaurações cerâmicas parafusadas utilizando pilares metálicos e em ZrO<sub>2</sub>. A remodelação óssea foi avaliada na instalação, três, nove e 12 meses em função por radiografias periapicais. Nenhuma complicação clínica ou alteração de cor nos tecidos moles foi detectada nas coroas sobre pilares em Ti e em ZrO<sub>2</sub>. Concluiu que, após um ano de acompanhamento, os pilares em ZrO<sub>2</sub> apresentaram remodelação óssea semelhante aos pilares em Ti em próteses implantossuportadas em região estética.

Em revisão sistemática da literatura, Zembic et al. (2014) avaliaram a taxa de sobrevivência (5 anos) e o número de complicações mecânicas, biológicas e estéticas envolvendo pilares metálicos e cerâmicos. Na busca literária foram selecionados 24 estudos para análise de dados. A taxa de sobrevivência de pilares cerâmicos foi de 97,5% e 97,6% para pilares metálicos. A taxa global para

complicações técnicas foi de 11,8% para pilares cerâmicos e 12,0% para pilares metálicos. Complicações biológicas ocorreram com uma taxa global de 6,4% para pilares cerâmicos e 6,1% para pilares metálicos. Concluíram que próteses unitárias implantossuportadas apresentam altas taxas de sobrevivência após cinco anos de função. Não foram encontradas diferenças para as taxas de sobrevivência e de falha para pilares cerâmicos e metálicos. Não foram encontradas diferenças significativas para complicações técnicas, biológicas e estéticas dos pilares, interna e externamente conectados.

### 2.3 Bruxismo e Implante – Placa Oclusal

No entendimento de Bahlis et al. (1999), a placa miorrelaxante é uma técnica conservadora não invasiva e reversível. Este dispositivo oclusal deve ser rígido e plano, ajustado em relação cêntrica, apresentando as características de uma oclusão mecanicamente normal. Os ajustes finais e refinamento oclusal deverão ser realizados após a prova do dispositivo em boca. O tempo de uso varia de acordo com a complexidade do caso, recomenda-se uso noturno por 45 dias com manutenções semanais. Após este período indica-se uso descontinuado, com revisões semestrais, para avaliação dos sinais e sintomas.

Ao analisar 39 pacientes com implantes fraturados com relação à sua provável etiologia, Rangert et al. (1995) encontraram que, 77% das próteses fraturadas eram suportadas por um ou dois implantes, que haviam sido expostos a uma combinação de cantiléver e hábito parafuncional. Os autores relataram que o

bruxismo pode contribuir para a reabsorção óssea ao redor dos implantes uma vez que a magnitude das forças oclusais é intensificada com o hábito parafuncional, pois altos níveis de sobrecarga oclusal gerada no local do implante levam à reabsorção óssea ao nível da crista.

Para Misch (2002), o bruxismo é um fator de risco potencial para a falha do implante. As forças são consideradas em termos de magnitude, duração, direção, tipo e ampliação. Uma vez que o profissional identificou a(s) fonte (s) de força adicional sobre o sistema de implante, o plano de tratamento é alterado para lidar com e reduzir as sequelas negativas no osso, implante e restauração final. Uma abordagem viável é aumentar a área de superfície implante/osso. Implantes adicionais podem ser colocados para diminuir a tensão em qualquer um implante, e os implantes em regiões molares devem ter uma largura aumentada. O uso de implantes mais largos diminui a tensão sobre a prótese e também dissipa a tensão ao osso, especialmente na crista. Projetos de implantes de maior área de superfície feitos de liga em Ti e com um *design* HE podem também ser vantajosos. Os protetores noturnos projetados com características específicas também são um benefício para diagnosticar inicialmente a influência dos fatores oclusais para o paciente e, como importante, para reduzir a influência da tensão sobre implantes e restaurações implantossuportadas.

De acordo com Tosun et al. (2003), a perda óssea progressiva ao redor de implantes é um dos fatores mais discutidos com relação às falhas de tratamento reabilitador. Uma das hipóteses debatidas para esta perda é aquela provocada por aumento de tensões funcionais e/ou parafuncionais sobre as próteses sobre implantes. O hábito parafuncional mais relacionado às falhas em tratamento com implantes é o bruxismo.

No entendimento de Kim et al. (2005), atividades parafuncionais em conjunto com um padrão oclusal inadequado estão intimamente relacionados com a perda óssea peri-implantar, fratura de implantes e fracasso das próteses, representados por contatos prematuros e interferências oclusais que podem promover uma excessiva força lateral, com possível comprometimento da osseointegração.

Segundo Bidez & Misch (2008), o padrão de concentração de tensões nos sistemas de implantes sob função é classicamente na forma de “V” ou “U” na porção do terço apical do corpo do implante. Esta previsão teórica do padrão de concentração de tensões harmoniza-se exatamente com a caracterização estereotípica da crista, observada clinicamente; de maneira mais clara, o padrão de concentração de tensões não pode desenvolver-se até que o implante esteja recebendo cargas mecânicas. Esta tensão pode ser diminuída pela redução da magnitude da força sobre o implante com uma prótese de recobrimento, ao invés de uma prótese fixa. Deste modo a prótese pode ser removida a noite para reduzir a força e os efeitos de uma parafunção habitual. Além disso, podem ser utilizados conectores para o alívio da tensão, bem como suporte adicional através da extensão da peça protética para os tecidos.

Conforme descrito por Gross (2008), uma das complicações relacionadas às parafunções, que promovem cargas potencialmente destrutivas, incluem o desgaste dental, fratura de coroas e raízes, falhas na cimentação, deslocamento ou fratura dos parafusos dos pilares, trincas e fraturas de porcelanas ou superestruturas e traumatismos aos tecidos peri-implantares.

Teixeira et al. (2012) avaliaram as tensões geradas em implantes HE (4 x 13mm, Titamax; Neodent) e as interi-implantações nas regiões cervical, média e apical quando sujeitas a diferentes cargas com ou sem interposição de placa oclusal

plana. Um modelo fotoelástico com dois implantes HE nas regiões de segundo pré-molar e primeiro molar inferiores foram constituídos sobre uma PPF com superestrutura de metal (Ni-Cr) retida por parafuso foi instalada nos implantes com um torque de 20 N/cm e o conjunto foi posicionado no polariscópio circular na configuração do campo escuro para observar a distribuição de franja isocromática ao redor dos implantes e áreas interi-implantares. Os registros fotográficos foram obtidos antes da aplicação da carga oclusal com as seguintes condições de carga: 300, 600 e 900N, com e sem interposição de placa oclusal plana. A diminuição da tensão com a aplicação da placa oclusal plana tornou-se mais evidente após a aplicação da carga de 600N. Geralmente, a maior magnitude de tensão ocorreu na região cervical para áreas interi-implantares e na região apical ao redor dos implantes. Uso da placa oclusal no carregamento de 300, 600 e 900N, reduziu as tensões nas amostras em 33,22%, 66,66% e 73,33%, respectivamente. Concluíram que a maior magnitude de tensão ocorreu na região cervical das áreas interi-implantares e na região apical ao redor dos implantes, com ou sem placa oclusal plana. A interposição da placa oclusal plana foi efetiva porque a redução da intensidade de tensão e a distribuição mais homogênea tornaram-se mais evidentes com uma carga crescente, especialmente com cargas de 600 e 900N.

Para Nagay et al. (2014), cargas oclusais excessivas podem ocasionar complicações com relação à prótese implantossuportada e são comumente descritas como uma contraindicação à instalação de implantes dentais, podendo prejudicar a qualidade de vida dos pacientes com parafunção, privando-os do tratamento reabilitador com implantes. Dessa forma, relataram um caso de uma paciente que procurou atendimento para realizar reabilitação implantossuportada. A paciente possuía edentulismo maxilar e, no arco mandibular, apresentava três elementos

dentários com mau prognóstico (33, 34 e 43). O osso alveolar e os tecidos circundantes estavam saudáveis. A paciente não possuía contraindicação à instalação dos implantes, porém durante a anamnese foi relatado histórico de bruxismo com episódios de apertamento noturno sem sintomatologia dolorosa. O plano de tratamento foi definido com a instalação de duas próteses do tipo protocolo suportadas por seis implantes em cada arco após aguardar um período de seis meses para osseointegração dos mesmos. A placa oclusal foi confeccionada devido ao bruxismo e, após quatro meses, a falta de sua utilização acarretou em fratura da prótese protocolo maxilar. A prótese foi reparada e salientou-se a importância do uso placa oclusal para prevenir novas fraturas da peça. Após quatro anos de acompanhamento, não foram observadas recidivas da fratura da prótese e a reabilitação oral manteve-se satisfatória, garantindo estética e função à paciente.

Chrcanovic et al. (2015) realizaram uma revisão sistemática e meta-análise para comparar a taxa de sobrevivência de implantes dentários, infecção pós-operatória e perda óssea marginal de implantes dentários inseridos em pacientes bruxômanos e não bruxômanos. Dois ensaios clínicos controlados, três estudos prospectivos não controlados e cinco análises retrospectivas foram incluídos na meta-análise. Os dez estudos incluídos relataram um total de 760 implantes dentários inseridos em bruxômanos (49 falhas, 6,45%) e 2.989 implantes em não bruxômanos (109 falhas, 3,65%). O resultado da meta-análise encontrou uma diferença estatisticamente significativa ao comparar as falhas de implantes dentários em bruxômanos e não bruxômanos. A inserção de implantes em bruxômanos aumenta o risco de falha de implante em 193% em comparação com não bruxômanos. No entanto, os estudos incluídos têm algumas limitações: baixo nível de especificidade, maioria com número limitado de casos sem grupo de controle, não sendo assim

possível sugerir que a inserção de implantes dentários em pacientes com bruxismo afeta as taxas de falha do implante. O uso de procedimentos de enxertos em alguns estudos é um fator de confusão, bem como a presença de fumadores entre os pacientes, a inserção de alguns implantes em alvéolos pós-extração, a inserção de implantes em diferentes locais, diferentes períodos de cicatrização e diferentes configurações protéticas, incluindo implantes unidos, o que permite uma distribuição mais uniforme das forças oclusais, reduzindo assim as tensões na interface implante/osso. Por isso, os resultados apresentados não refletem um elevado nível de evidência científica.

Chrcanovic et al. (2017) analisaram as complicações do tratamento com implantes dentários em um grupo de pacientes com bruxismo em comparação com um grupo de pacientes não bruxômanos. O estudo retrospectivo baseou-se em 2.670 pacientes (1.434 mulheres e 1.236 homens) tratados consecutivamente com próteses implantossuportadas entre 1980 e 2014. Dos 2.670 pacientes, 98 foram diagnosticados como bruxômanos anteriormente ao tratamento com implantes. Após a correspondência, o grupo controle também foi composto por 98 pacientes. As *odds ratios* de falha de implante em bruxômanos em relação a não bruxômanos antes e depois da correspondência de grupo foram 2,78 e 2,71, respectivamente. Os resultados mostraram uma taxa de falha de implante estatisticamente maior no grupo de bruxômanos. Sugeriram que o bruxismo pode aumentar significativamente a taxa de falha do implante, embora outros fatores de risco podem ter a influência no resultado, assim uma maior porcentagem de implantes foi colocada em sítios ósseos, tendo sido classificadas como quantidades D e E no grupo de pacientes com bruxismo, em comparação com o grupo não bruxômanos, com a diferença estatisticamente significativa.



## 2.4 Estudos Utilizando Método de Elementos Finitos

Utilizando análise computadorizada por elemento finito tridimensional (3D) não linear, Merz et al. (2000) avaliaram dois tipos de conexão protética com implantes ITI (Straumann®), sendo um HE e outro CM (cônico 8°). Os conjuntos foram avaliados em diferentes angulações (0, 15 e 30°) com força de 380N na ciclagem mecânica. Com a força orientada puramente no sentido axial (0°) os dois sistemas distribuíram e dissiparam igualmente as forças, com níveis baixos de tensão em todo o sistema. Com a força inclinada a 15° em relação ao eixo axial do conjunto, ocorreu uma maior tensão e distribuição das forças no lado oposto da força aplicada, porém com tensões limitadas às roscas do parafuso do componente. Na situação mais desfavorável, quando a força de ciclagem mecânica incidiu com angulação de 30° ao eixo axial do conjunto, uma grande concentração de forças e tensão foi localizada ao lado oposto da força aplicada nos conjuntos, com uma melhor distribuição destas forças no sistema CM, em que a tensão do parafuso foi reduzida a níveis viáveis, o que já não aconteceu com o sistema HE, ocorrendo uma alta compressão no conjunto de forças assimétricas, excedendo o limite de plasticidade, o que pode ocasionar afrouxamento do parafuso ou até mesmo a sua fratura.

Utilizando o MEF 3D, Kohal et al. (2002) analisaram os padrões de distribuição de tensão no osso que cercam os implantes Re-Implant®. Também avaliaram se existem diferenças nas distribuições de tensão para o método de tratamento Re-Implant® convencional, incluindo um implante em Ti com uma coroa

metalocerâmica e o sistema Re-Implant<sup>®</sup> totalmente cerâmico, consistindo de um implante em Y-TZP com uma coroa totalmente cerâmica (Empress<sup>®</sup> 1). A hipótese levantada foi que não existem diferenças na distribuição de tensão usando MEF entre os dois sistemas de tratamento. Cada modelo apresentou incisivo maxilar embutido em osso cortical e esponjoso. Ambas as versões incluíram modelagem para uso do cimento de ionômero de vidro com uma espessura de 25µm. Cargas de 100N foram aplicadas obliquamente na superfície palatina no terço médio da coroa. Foram construídos dois modelos com 6.784 elementos e 20.444 nós. Todos os modelos foram assumidos como 50% osseointegrados. As áreas selecionadas na metade inferior do osso que cercam os implantes foram fixadas para todos os graus de liberdade para estabilizar o modelo no espaço. Os três graus de liberdade rotacionais para todos os nós em cada modelo, também foram corrigidos. As regiões chave foram selecionadas dentro da junção osso/implante para comparações entre os modelos. As regiões foram: 1) nível onde o implante entra no osso cortical; 2) dentro do osso cortical; 3) a junção óssea cortical/esponjoso, e; 4) terço apical do implante/junção óssea. Comparações também foram feitas para as duas coroas. Os resultados de tensão para ambas as coroas foram muito semelhantes. Houve alta concentração de tensão na área de aplicação de carga. Mais tensão foi distribuída na superfície palatina e muito pouco foi transmitido vestibularmente, enquanto a redução foi evidente em menor grau em direção às margens das coroas. Nas superfícies vestibular e palatina das margens, o padrão de tensão foi invertido, resultando em alta concentração de tensão. Os níveis de tensão e a distribuição nas superfícies dos pilares foram muito semelhantes aos da superfície das coroas, mostrando que as tensões foram transmitidas completamente através dos corpos das coroas e dos pilares. Não houve diferenças nas distribuições de tensões para os

pilares nos dois grupos de tratamento. Nos resultados para os implantes e o osso circundante, foi dada ênfase à interface osso/implante. Para ambos os modelos, as tensões foram mais altas na área onde o implante entrou no osso (4,5MPa). As tensões também foram maiores nas superfícies vestibular e lingual em relação às proximais (1,3-2,0MPa). Houve uma queda considerável dos níveis de tensão movendo-se para fora no osso. Para as regiões dentro do osso cortical e na junção óssea cortical/esponjosa para ambos os modelos, a distribuição de tensão apresentou um padrão de áreas alternadas de alta e baixa tensão. As áreas de alta tensão (4,0-5,0MPa) coincidiram com as bordas externas da superfície do alvéolo. Áreas de tensão mais baixas (1,3-2,0MPa) estavam dentro dos limites das áreas côncavas da superfície do alvéolo. Concluíram que os implantes Re-Implant<sup>®</sup> apresentaram um padrão de tensões baixas e bem distribuídas ao longo de toda a interface implante/osso. Os implantes de Y-TZP apresentaram distribuição de tensão muito semelhante aos implantes em Ti e podem ser alternativas estéticas viáveis, especialmente nas regiões anteriores da maxila.

Utilizando MEF, Bozkaya et al. (2004) investigaram os efeitos da geometria externa e da magnitude da carga oclusal nos modos de falha óssea para cinco sistemas de implantes dentários comercialmente disponíveis: Ankylos<sup>®</sup>, Astra<sup>®</sup>, Bicon<sup>®</sup>, ITI<sup>®</sup> e Nobel Biocare<sup>®</sup>, de tamanho comparável, mas diferentes em perfil de linha e formas de módulo de crista. A qualidade óssea do tipo II foi aproximada e osseointegração completa foi assumida. Foram aplicadas cargas oclusais de diferentes magnitudes (0 a 2.000N) nos pilares que suportam restaurações de dente único a 11,3° do eixo vertical com deslocamento de 1mm. A área total de osso sobrecarregado, em que as tensões normais de tração e compressão caíram fora dos limites recomendados de 100 e 170MPa, respectivamente, foram investigadas

para diferentes níveis de carga. Para níveis moderados de cargas oclusais até 300N, o osso cortical não foi sobrecarregado por nenhum dos sistemas de implante. Na extremidade extrema do intervalo de carga oclusal (1.000N ou mais), as características de sobrecarga dos implantes podem depender da forma geométrica. Concluíram que, em geral, a sobrecarga ocorre perto da região superior do osso cortical, em compressão, e é principalmente causada pelos componentes normais e laterais da carga oclusal. Na região de interseção de osso cortical e trabecular, a sobrecarga ocorre na tensão devido ao componente vertical da carga oclusal. Para forças excessivas superiores a 1.000N, as áreas sobrecarregadas do osso variaram consideravelmente entre os cinco diferentes sistemas de implantes avaliados.

O objetivo do estudo numérico realizado por Sevimay et al. (2005) foi avaliar a quantidade e a localização de tensão em vários materiais usados em projetos de coroas para implantes sob forças funcionais. Foram utilizadas técnicas computadorizadas e análises de força pelo MEF, sendo simulado e analisado um implante de 4,1 x 10mm instalado na região de segundo pré-molar inferior. Quatro diferentes materiais oclusais foram usados nas próteses parciais fixas implantossuportadas: a) coroa em IPS Empress<sup>®</sup> 2; b) coroa em In-Ceram<sup>®</sup>; c) coroas de porcelana fundida com metal básico (Co-Cr); d) coroas de porcelana fundida com metal nobre (Au-Pt-Pd). As espessuras do metal e da porcelana usados no estudo foram de 0,8-2mm, sendo ignorada a espessura do cimento. Uma força vertical de 300N foi aplicada em seis pontos, em que cada ponto tinha 50N nos pontos de relação cêntrica na cúspide vestibular e fossa distal na oclusão cêntrica. O uso de um material mais rígido ou resiliente para a superestrutura de uma prótese implantossuportada, não promoveu efeito na distribuição de tensão e bons valores de tensão no tecido ósseo circundando o implante; porém, no pilar na estrutura do

implante, as distribuições de força e as localizações foram afetadas pela rigidez do material. Os maiores valores de força foram observados no projeto da coroa de porcelana IPS Empress® 2 (600MPa). A porcelana fundida ao metal básico e os projetos de In-Ceram® transferiram menos tensão ao pilar. A porcelana fundida ao material básico (149MPa) e In-Ceram® (173MPa) induziram maiores valores von Mises de tensão na estrutura do que a porcelana fundida com metal nobre (108 MPa) e nas coroas de porcelana IPS Empress® 2 (119MPa).

Em estudo laboratorial, Gehrke et al. (2006) analisaram pelo MEF, o comportamento dinâmico e o padrão de distribuição das tensões. Os grupos de amostras foram compostos de sete pilares em Y-TZP (Straight Cercon®) conectados a implantes XiVE® tipo HI (4,5 x 18mm). Para a análise do comportamento dinâmico e do padrão de distribuição das tensões, o MEF foi utilizado com aplicação de forças virtuais de 100 e 250N/cm<sup>2</sup>, e os níveis de tensão máximos calculados. No teste estático, os pilares exibiram resistência máxima de 672N/cm<sup>2</sup>, enquanto que no carregamento cíclico apresentaram uma resistência de 268,8N/cm<sup>2</sup> a 811.023 ciclos e de 403,2N/cm<sup>2</sup> a 10.000 ciclos. Concluíram que o pilar em Y-TZP ultrapassou os valores da força oclusal anterior reportada na literatura de até 300N/cm<sup>2</sup> e que permaneceu perfeitamente fixado ao implante após cinco milhões de ciclos de carregamento. A alta resistência à fratura dos pilares em Y-TZP salienta suas evidentes propriedades mecânicas sobre altas condições de carregamento.

Georgiopoulos et al. (2007) utilizaram uma análise bidimensional (2D) pelo MEF para avaliar os efeitos do comprimento e diâmetro do implante na distribuição das tensões em uma coroa unitária implantossuportada e no osso circundante antes e depois da fase de osseointegração. O efeito do comprimento foi investigado usando implantes de 3,75mm de diâmetro e comprimentos de 8, 10, 12 e 14mm,

enquanto o efeito do diâmetro foi investigado usando implantes com o comprimento de 10mm e diâmetros de 3; 3,75; 3,5 e 5mm. Os resultados obtidos permitiram sugerir que: o aumento do comprimento do implante de 10 a 14mm resultou na redução da deformação do tecido ósseo durante a carga imediata do implante (antes da osseointegração) e tardia (após a osseointegração), contudo, aparentemente, os implantes menores do que 10mm promoveram alteração no campo de deformação. Não identificaram correlação específica entre o diâmetro do implante e a distribuição da deformação no tecido ósseo, mas, pareceu que implantes mais largos (> 5mm) não devem ser selecionados para protocolos de carga imediata.

Ramagem (2007) analisou, pelo MEF 2D, a distribuição de tensões ocorridas nos componentes de implantes cilíndricos e rosqueáveis, que apresentavam o mesmo formato e dimensão (3,75 x 11mm), com a diferença de um possuir conexões HE e HI. Os dois implantes receberam uma carga de 100N, distribuída por toda a superfície oclusal, em sentidos: axial e oblíquo. Verificou também, a importância de se utilizar a análise de contato ou sem contato para o estudo da distribuição de tensões nos sistemas de implante. Constatou que houve maior tensão nas solicitações oclusais que envolviam carga oblíqua para os dois tipos de implantes, sendo que o sistema de HI sofreu menor tensão intrinsecamente quando comparado ao sistema HE, particularmente em relação ao parafuso de fixação protética. A utilização da análise de contato permitiu a avaliação intrínseca do sistema de implante, em relação ao modo como são distribuídas as tensões por entre os componentes do sistema. Concluiu que a distribuição das tensões no tecido ósseo não diferiu de forma significativa para os dois tipos de implantes quando se incidiu apenas carga axial, porém, quando sujeito a ação de forças oblíquas, o implante de HE transmitiu tensões mais elevadas ao tecido ósseo adjacente.

Visto que na região dos pré-molares ocorrem as maiores tensões nos implantes interconectados, Lehmann & Elias (2008) realizaram a análise 3D pelo MEF no sistema de implante Master Conect Cônico® de 4 x 13mm conexões HI e HE, comparando as tensões transmitidas ao osso. Utilizaram o osso na forma de um bloco com 1,3 x 23,4 x 25,6mm. Para as simulações, os componentes foram modelados em separado: osso cortical, osso medular, implante, pilar, parafuso de fixação do pilar, *coping*, parafuso de fixação do *coping* e a estrutura em Ti de interligação dos implantes. Foram analisadas as tensões transmitidas para o osso, assim como as tensões nos implantes e seus componentes. Os resultados das simulações por elementos finitos para HI e HE respectivamente, com os valores máximos (MPa) das tensões de von Mises na reabilitação dos dois pré-molares foram: prótese (17/17,1); barra de interligação (77,5/77,5); parafuso do *coping* (52/52); *coping* (53,7/53,6); pilar (49,4/54,8); parafuso do pilar (26,4/26,5); implante (66,9/83,2); osso cortical (35,8/55,4), e; osso medular (2,4/2,4). Concluíram que: o implante HI transferiu menores tensões para o osso cortical quando comparado com o implante HE; nas condições simuladas, nenhum dos implantes esteve sujeito à fratura.

Empregando o MEF, o estudo de Quaresma et al. (2008) avaliou a influência de dois sistemas de implante, comercialmente disponíveis, na distribuição de forças nas próteses, no pilar, no implante e no osso de suporte sob forças oclusais simuladas. Os implantes e os pilares avaliados consistiram em: sistema 1 – um implante cilíndrico Frialit 2® (11 x 3,8mm) conectado a um pilar parafusado HI (6,5 x 3,8mm de diâmetro) e sistema 2 – um implante cônico Ankylos® (11 x 3,5mm) conectado a um pilar sólido, interno e cônico (6 x 4,5mm). Para as próteses, uma liga de Ag-Pd, coberta por porcelana, foi usada como coroa. Em cada caso, uma

carga simulada de 100N foi aplicada à cúspide vestibular. Com base nas propriedades físicas de cada componente foi criado um modelo em MEF, e os valores de tensão von Mises gerados nas próteses, pilares, implantes e osso alveolar de suporte foram calculados. Nas próteses, os valores máximos de tensão foram maiores no sistema 1 do que no sistema 2. A tensão foi maior no pilar do sistema 2 do que no 1 tanto das faces vestibular quanto na lingual. A tensão na crista alveolar foi maior no sistema 1 do que no 2. Concluíram que o implante cilíndrico conectado a um pilar parafusado HI exibiu maior tensão no osso alveolar e na prótese, e menor taxa de tensão no complexo do pilar. Em oposição, o implante cônico conectado ao pilar cônico, sólido interno (sistema 2) forneceu menor tensão no osso alveolar e a prótese, e grande tensão no pilar.

O objetivo do estudo de Okumura et al. (2010) foi construir um modelo maxilar derivado de um crânio humano e investigar a distribuição de tensão ao redor de um implante posterior inserido no mesmo; e investigar a utilização dos modelos convencionais de segmento maxilar. Para tanto, importaram a geometria 3D de um maxilar de crânio humano seco para a geração de malha de MEF, na qual foi inserido um conjunto pilar/implante bicortical, visando calcularem as tensões de von Mises sob cargas axial e vestibulolingual. Embora os valores absolutos tenham diferido significativamente, os padrões de distribuição de tensão no osso cortical foram semelhantes aos do modelo simplificado. Concluíram que, se os valores de tensão absoluta não forem o foco da pesquisa, o modelo simplificado pode ser utilizado em análises por simulações de tensão da maxila posterior.

Çaglar et al. (2011) compararam as tensões de von Mises, de tração e compressão que ocorrem em implantes, pilares e ossos circundantes usando MEF 3D em três simulações na maxila anterior: implante em Ti com pilar em Ti, implante



em Ti com pilar de  $ZrO_2$  e implante de  $ZrO_2$  de uma peça única. Três marcas comerciais de implantes (4 x 12mm) foram modeladas: Astra OsseoSpeed<sup>®</sup> com pilar em Ti (ATt), Astra OsseoSpeed<sup>®</sup> com pilar de  $ZrO_2$  (ATz) e White-SKY<sup>®</sup> (WS) implante de  $ZrO_2$  de peça única. O osso maxilar anterior também foi simulado com MEF. Os implantes foram colocados na região do incisivo central superior esquerdo. A carga foi aplicada em dois eixos diferentes: horizontal e oblíquo (em ângulos de 90° e 30° em relação aos longos eixos do implante, respectivamente). O carregamento oblíquo foi de 178N e o carregamento horizontal foi de 25,5N. As tensões de von Mises e de compressão que ocorreram no implante e no osso cortical no modelo ATz foram menores que as observadas no modelo ATt. Os valores de tensão de tração observados no pilar e osso cortical nos modelos ATz e ATt e todos os valores de tensão ocorridos no osso trabecular foram semelhantes. As tensões que ocorreram no implante WS foram inferiores às tensões exercidas sobre os implantes ATt e ATz, exceto para tensões de tração sob carga oblíqua. Concluíram que ocorreram tensões mais baixas no implante de  $ZrO_2$ , com exceção do esforço de tração sob carga oblíqua. O implante de  $ZrO_2$  gerou as menores tensões no osso cortical e o pilar de  $ZrO_2$  resultou em menor tensão de von Mises e tensões de compressão do que o pilar em Ti no implante e no osso cortical.

Utilizando o MEF, Peixoto (2011) comparou a distribuição de tensões em implantes CM quando utilizados componentes protéticos em Ti e  $ZrO_2$ . Foram gerados quatro modelos, utilizando o munhão universal CM parafuso passante em Ti e o munhão universal parafuso passante  $ZrO_2$  (Neodent<sup>®</sup>), alternando as propriedades dos materiais. Os resultados mostraram que na interface munhão/implante as tensões foram distribuídas de forma semelhante nos quatro modelos e não se aproximaram da tensão de ruptura da  $ZrO_2$  e da tensão de

escoamento da liga em Ti. O parafuso passante apresentou grande concentração de tensão, com regiões próximas ao limite de escoamento (880MPa). Nos modelos com munhão em ZrO<sub>2</sub> a pré-carga foi maior, devido ao menor coeficiente de atrito na interface, o que pode trazer maior concentração de tensão no parafuso passante. As cargas oclusais não promoveram concentração de tensões próximas ao limite de ruptura da ZrO<sub>2</sub> ou limite de escoamento do Ti. Concluiu que a distribuição das tensões na interface munhão/implante foi semelhante entre munhões em Ti e ZrO<sub>2</sub>.

Chang et al. (2012) realizaram um estudo utilizando MEF 3D visando avaliar a influência da topografia do corpo do implante na distribuição de forças sobre o sistema prótese/implante/tecido ósseo. Via Ansys foram desenvolvidos dois modelos de implantes da plataforma regular: um com o corpo cilíndrico convencional e o outro com a uma redução de 17,9% em sua área, representada por uma concavidade em seu terço apical. Conectado a eles, havia um intermediário tipo Esteticone, no qual uma coroa de molar superior foi posicionada. Os modelos receberam carga axial de 200N e oblíqua de 40N. As deformações foram observadas na simulação em 3D. Os resultados das simulações mostraram que o implante com o volume de área reduzido obteve performances biomecânicas similares às do convencional, tais como a tensão no implante e plataforma, tensão na região óssea em torno da plataforma do implante, menos deslocamento e maior rigidez do que o implante de corpo convencional. Concluíram que uma das vantagens do implante com a área reduzida na porção apical é o aumento da área de contato entre o osso e o implante, pois permite o crescimento de tecido ósseo na região, melhorando a sua estabilidade. A desvantagem observada foi a maior concentração de tensões na região peri-implantar, quando comparado ao implante convencional.

Çimen & Yengin (2012) investigaram a distribuição de tensão do complexo pilar/implante no osso peri-implantar, avaliando dois tipos de pilar protético por meio de MEF 3D. Um implante cilíndrico (4 x 11mm) foi utilizado para o cálculo. O primeiro modelo de pilar simulado apresentava base com diâmetro de 4mm e o outro era mais estreito, apresentando 3,2mm de diâmetro na base assumindo a configuração de uma plataforma reduzida. Os níveis de tensão no osso na região cervical do implante foram reduzidos drasticamente quando o pilar protético com plataforma reduzida foi comparado ao de plataforma regular, entretanto o nível de tensão concentrado no complexo pilar/implante aumentou. Os resultados obtidos no modelo de plataforma reduzida podem contribuir para a redução de tensão na região de interface implante/osso. Concluíram que o procedimento de redução da plataforma proporcionou vantagens evitando a transferência de tensão para região óssea na cervical do implante. A desvantagem dessa configuração é o aumento dessa tensão na junção pilar/implante.

Trujillo & Lehmann (2014) determinaram a influência da interposição da placa oclusal acrílica plana na distribuição das tensões no complexo prótese/implante/osso. Um modelo 3D representativo do osso cortical/trabecular foi simulado com três implantes (Ti cp grau IV medindo 4,3 x 13mm) suportando coroas unitárias parafusadas (2º pré-molar, 1º e 2º molar), com infraestrutura em liga de Co-Cr e recobertas pela porcelana feldspática. A placa oclusal foi construída com 2mm de espessura. Uma carga de 100N foi aplicada sobre cada coroa; tensões equivalentes de von Mises para os materiais dúcteis (osso, implante, pilar, parafuso do pilar e estrutura metálica) e tensões principais para os materiais frágeis (porcelana e resina acrílica) foram geradas nas situações com e sem o uso da placa. Pequenas diferenças nas tensões de von Mises (0-4MPa) foram observadas. Os

valores de tensão principal para a porcelana feldspática foram de 1,63 e 6,97MPa, com e sem placa oclusal, respectivamente. Concluíram que a placa oclusal plana protegeu o revestimento da prótese, reduzindo as tensões em aproximadamente 427%; os maiores níveis de tensão foram encontrados no 2º pré-molar, sugerindo que, para um carregamento maior, este elemento seria o primeiro a falhar; para todas as simulações realizadas, os sistemas comportaram-se adequadamente, de forma que não há indicação de deformação ou fratura nos componentes protéticos, ou mesmo reabsorção óssea, devido à sobrecarga.

Utilizando o MEF 3D, van Staden et al. (2014) avaliaram quatro projetos de implantes curtos distintos (Bicon<sup>®</sup>, Neodent<sup>®</sup>, Nobel Biocare<sup>®</sup> e Straumann<sup>®</sup>) por suas influências nas características de tensão von Mises em maxila posterior (região de primeiro molar). Os modelos das coroas dentárias e ossos de suporte foram desenvolvidos com base em dados de tomografia computadorizada (TC), e as geometrias dos implantes foram obtidas a partir dos catálogos dos fabricantes. As premissas feitas nas análises foram: propriedades de materiais elásticos lineares para o osso, 50% de osseointegração entre o osso e o implante, e relação altura do implante entre 2:1. Uma força mastigatória de 200N ou 1000N foi uniformemente aplicada nas quatro cúspides da coroa com inclinação de 45°. A edentação do colar implante Bicon<sup>®</sup> produziu tensão reduzida no osso cortical em comparação com os sistemas Nobel Biocare<sup>®</sup> e Straumann<sup>®</sup>. O aumento do contato do projeto Neodent<sup>®</sup> diminuiu o nível de tensão no osso esponjoso. A superfície arredondada e reduzida da rosca do implante Nobel Biocare<sup>®</sup> produziu um perfil de tensão mais suave. A altura da rosca do implante Straumann<sup>®</sup> produziu tensão elevada no osso esponjoso. Geralmente, as tensões foram concentradas na região óssea crestal ao redor do colar do implante, atribuível à natureza inclinada da força mastigatória. Concluíram

que os sistemas Nobel Biocare® e Bicon® são recomendados para uso em osso esponjoso e cortical tipo IV, respectivamente.

Torcatto et al. (2015) avaliaram por MEF 3D, a influência do carregamento parafuncional e conexões protéticas na distribuição de tensão. O *software* de design assistido por computador foi usado para construir três modelos. Cada modelo foi composto por osso e implante (HE, HI ou CM de 5 x 10mm, Conexão Sistemas de Prótese Ltda., que incluiu seus pilares específicos). As geometrias do implante e do pilar foram simplificadas pelo *software* de *design* assistido por computador 3D (SolidWorks 2010; SolidWorks Corp.), com uma coroa. Uma força normal (carga axial de 200N e carga oblíqua de 100N) e força parafuncional (1000N axial e carga oblíqua de 500N) foram aplicadas. Os resultados foram visualizados como a principal tensão. A tensão foi concentrada em torno do implante no osso cortical, e os modelos com o implante HE apresentaram as maiores tensões ( $p < 0,001$ ). As cargas oblíquas produziram altas concentrações de tensão de tração no local oposto à direção da carga. Concluíram que os implantes de conexão HI apresentaram a situação biomecânica mais favorável, enquanto a situação menos favorável foi o comportamento biomecânico dos implantes de conexão HE. O carregamento parafuncional aumentou a magnitude de tensão três a quatro vezes.

Marsico et al. (2017) investigaram a influência da terapia com placa oclusal na distribuição de tensão de uma PPF implantossuportada de três elementos e estruturas ósseas peri-implantares usando MEF 3D. O sistema consistiu em dois implantes (região do 2º pré-molar e 2º molar) como retentores de uma PPF de porcelana feldspática com infraestrutura em liga de Níquel-Cromo (Ni-Cr) (1º molar como pântico). Foram testados dois sistemas de conexões de implantes medindo 3,75 x 13mm (HE – Master Actives Porous® e HI – Conect-AR Porous®). Ambos os

implantes apresentaram as características de superfície e foram do mesmo fabricante (Conexão®). Todos os componentes do implante, incluindo o parafuso do pilar e o pilar, foram projetados separadamente de acordo com a descrição do fabricante. Para simular uma osseointegração clínica ideal, ambos os implantes foram assumidos como rigidamente ancorados no osso cortical e esponjoso ao longo de suas interfaces. Em cada implante, as superestruturas metálicas da liga de Ni-Cr foram de 7,5mm de diâmetro mesiodistal (2º pré-molar), 11,5mm (1º molar - pântico e 2º molar) e 12 mm de altura. A espessura do material de revestimento de porcelana foi de 1,5 mm em cada elemento. Além disso, uma sólida união de metal entre pântico e implantes foi considerada. A placa oclusal foi modelada em resina acrílica com 2 mm de espessura, plana e estendida para o terço médio das superfícies vestibular e lingual. Os seguintes grupos foram avaliados: HEsPO: PPF suportada por implante HE sem placa oclusal; HIsPO: PPF suportada por implante (HI) sem placa oclusal; HEcPO: PPF suportada por implante (HE) com placa oclusal; e HIcPO: PPF suportada por implante (HI) com placa oclusal. Foram aplicadas cargas oclusais axiais na superfície oclusal de cada elemento da PPF (pré-molar: uma carga central com um tamanho de área de contato de 1 mm<sup>2</sup>, molares: dois pontos de carga equidistantes de 1,5mm<sup>2</sup>), associados ou não com a placa oclusal. Foram aplicadas duas cargas diferentes: 100N (carga funcional) e 300N (sobrecarga). A tensão e a *bioperformance* máximos de von Mises foram acessados para os modelos de implantes e tecidos ósseos (cortical e esponjoso). A concentração máxima de tensão nos implantes e nos ossos foi expressa como tensão equivalente de von Mises (MPa). Além disso, a proporção de resistência à tração produzida ao módulo de Young (*bioperformance*) dos elementos de estudo foi acessada. Foram realizadas estatísticas descritivas básicas. Além disso, a

distribuição de cores nas diferentes estruturas investigadas foi avaliada. Esta análise complementar é baseada em uma escala de cores em que cada tom corresponde a quantidade específica de tensão. Para os modelos com os implantes HI (Conect AR Porous®), durante a aplicação das cargas de 100 e 300N houve uma diminuição da tensão nos implantes com o uso da placa oclusal plana na região correspondente ao 2º pré-molar em que essa porcentagem representou 35,88% enquanto que para o implante da região de segundo molar a porcentagem de diminuição com o uso da placa foi de 6,29%. Para os modelos com os implantes HE (Master Actives Porous®) com a aplicação das cargas de 100 e 300N a porcentagem de redução com o uso da placa oclusal plana foi de 0,59% para o implante da região de pré-molar e de 1,83% para o implante na região de 2º molar. Concluíram que a presença do dispositivo oclusal sobre a prótese de três elementos suportada por implante pode ser clinicamente útil para encaminhar tensões para a estrutura óssea para manter os implantes em longo prazo.

### 3 OBJETIVOS

#### 3.1 Objetivo geral

Verificar, por MEF 3D, a influência da placa oclusal plana sobre uma prótese fixa de três elementos cimentada em região posterior de maxila utilizando implantes HE e CM com pilares em Ti-6Al-4V e em Y-TZP em região de primeiro pré-molar, com cargas axial e oblíqua de 100 e 300N.

#### 3.2 Objetivos específicos

- Analisar, no sistema ósseo, qual conexão de implantes induz menores tensões por tração e por compressão;
- Analisar, no sistema protético, qual a melhor combinação de implante/pilar nas regiões de primeiro pré-molar e primeiro molar;
- Verificar, no carregamento oblíquo, se há influência no aumento de tensões na ausência da placa oclusal.



## 4 METODOLOGIA

Modelos 3D de uma PPF de três elementos sobre implantes em região posterior de maxila foram confeccionados, sendo que a PPF compreendeu o primeiro pré-molar ( pilar), segundo pré-molar (pôntico) e primeiro molar ( pilar). Os modelos completos foram compostos de osso cortical, osso medular, implantes dentários, pilares protéticos, parafusos protéticos, prótese com três elementos dentais (cimentada) e sobre esta, a utilização ou não de placa oclusal plana (Figura 1). Para tal, foram confeccionados implantes com conexão do pilar protético tipo CM e HE similares aos comercialmente disponíveis (4 x 11mm, HE e CM – NeoPoros, Neodent, Curitiba, PR) (Figura 2). Na região de primeiro molar foram utilizados pilares confeccionados em liga em Ti-6Al-4V, havendo variação do material utilizado somente nos pilares do primeiro pré-molar (Y-TZP e Ti-6Al-4V). A PPF foi em cerâmica com infraestrutura em Y-TZP. Todas as geometrias foram confeccionadas através de um *software* de modelagem 3D (Figura 3) (SolidWorks 2010, Concord, Massachusetts, EUA). Para simplificação dos modelos, sem prejuízo para a qualidade das análises, as roscas presentes nos modelos (implante e parafuso) foram confeccionadas com uma geometria axissimétrica com seu respectivo longo eixo.

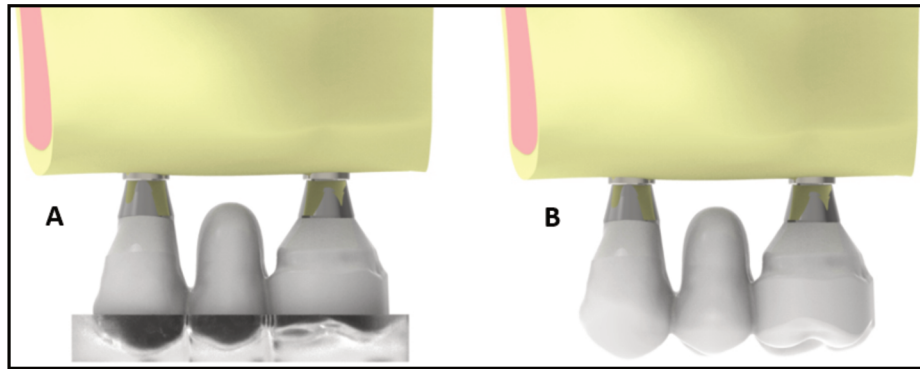


Figura 1 – Representação dos modelos geométricos: A) com interposição de placa oclusal; B) sem interposição de placa oclusal  
Fonte: A pesquisadora

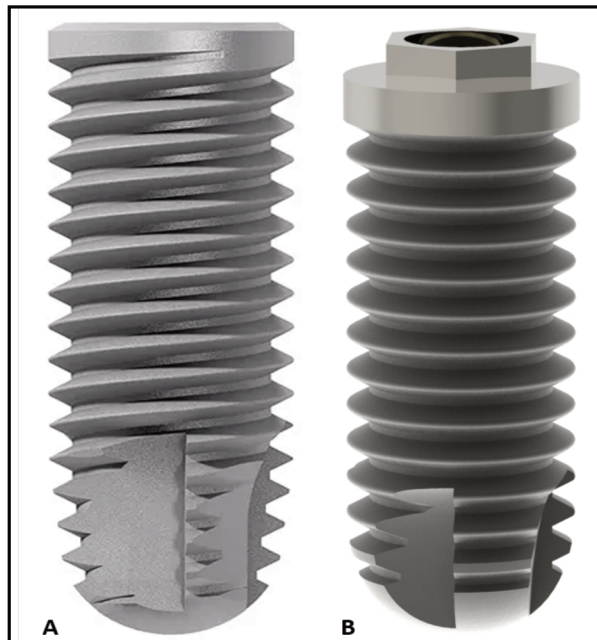


Figura 2 – Implantes com conexão CM e HE (4 x 11mm) NeoPoros®: A) implantes com conexão CM; B) implantes com conexão HE  
Fonte: A pesquisadora

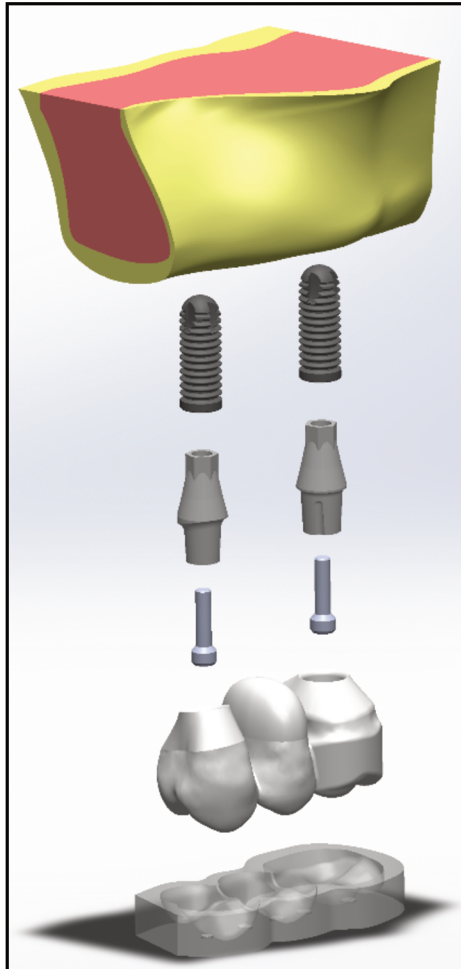


Figura 3 – Ilustração da modelagem em 3D  
Fonte: A pesquisadora

Em seguida, os modelos 3D foram importados no *software* de análise por elementos finitos (ANSYS Workbench 11, Ansys Inc., Pittsburg, PA, USA) para a realização do pré-processamento, processamento e pós-processamento das análises, sendo considerado um bloco com espessura de 1,3mm de osso cortical, 23,4mm de altura, 25,6mm de comprimento mesiodistal e 9mm de largura bucolingual (Marsico et al., 2017). As malhas foram limitadas a tetraedros com dez nós contendo seis graus de liberdade em cada nó, sendo os elementos refinados com base em sua qualidade (deformação do elemento quando comparado com um tetraedro equilátero). Os modelos apresentaram entre 497.946 a 539.508 nós e 337.603 a 363.483 elementos (Figura 4). As regiões aplainadas da maxila foram os

pontos de suporte fixo (zero grau de liberdade), para se opor às forças aplicadas (Figura 5). Para simulação da placa oclusal plana, esta foi padronizada com 1mm de espessura e limitada a um grau de liberdade (deslocamento no eixo vertical), para se opor às forças aplicadas, simulando situação clínica (Figura 6).

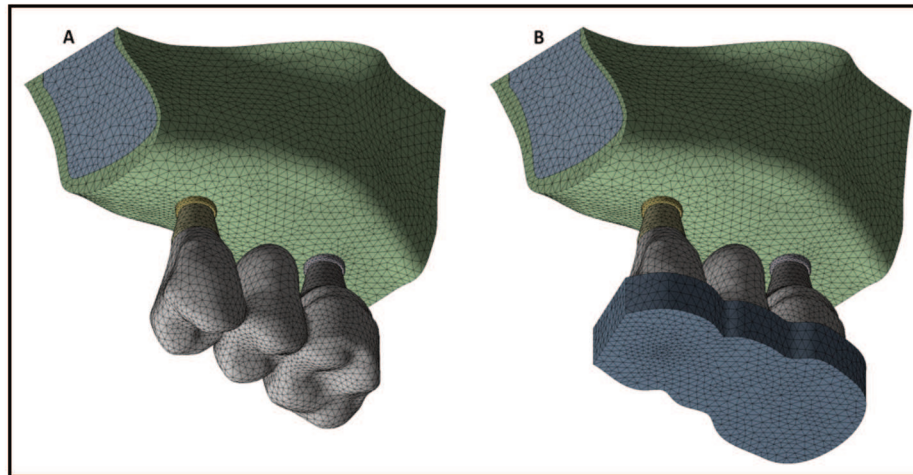


Figura 4 – Representação da malha: conjuntos sem placa (A) e com placa (B)  
Fonte: A pesquisadora

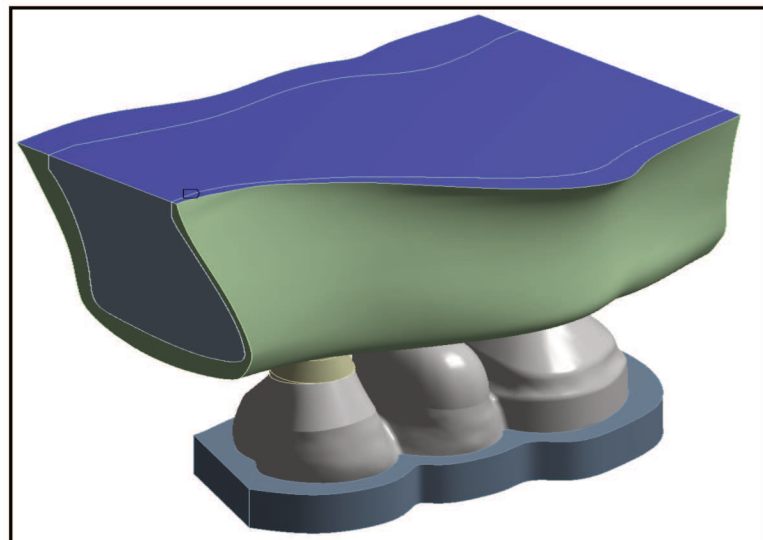


Figura 5 – Região de suporte fixo em azul (zero grau de liberdade)  
Fonte: A pesquisadora

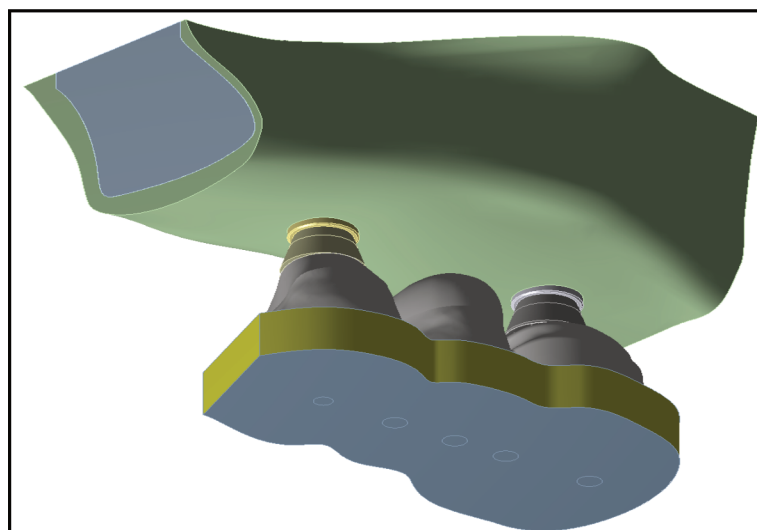


Figura 6 – Condição de contorno da placa oclusal. Região em amarelo com um grau de liberdade (deslocamento no eixo vertical)

Fonte: A pesquisadora

Na sequência, os contatos entre as diferentes peças (Merz et al., 2000; Wang et al., 2013) foram configurados de acordo com a Tabela 1.

Tabela 1 – Configuração dos contatos

Contato	Configuração
Osso medular – Osso cortical	Colado
Osso medular – Implante	Colado
Osso cortical – Implante	Colado
Implante – parafuso protético	Colado
Implante – pilar	Friccional*
Pilar – parafuso protético	Friccional*
Pilar – prótese	Colado
Prótese – Placa oclusal	Colado

\* Contatos friccionais possuem coeficiente de atrito de 0,3

Todos os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Os dados foram obtidos na literatura e encontram-se alocados na Tabela 2.

Tabela 2 – Propriedades dos materiais

<b>Material</b>	<b>Módulo de Elasticidade (GPa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson</b>
Osso cortical (A)	13,7	0,30
Osso medular (A)	1,37	0,30
Ti-6Al-4V (B)	110	0,32
Y-TZP (C)	210	0,30
Resina acrílica (D)	8,3	0,28

Fonte: Adaptada de: A) Santos et al. (2014); B) Kayabaşı et al. (2006); C) Kohal et al. (2002); D) Okumura et al. (2010)

Para cada tipo de implante avaliado carregamentos axiais e oblíquos (45° à vestibular) totalizando 100N e 300N foram aplicados diretamente sobre a oclusal da prótese fixa e da placa oclusal plana. Na região de primeiro pré-molar adotou-se um ponto com área de 1mm<sup>2</sup>. Nas regiões de segundo pré-molar e primeiro molar, foram adotados dois pontos equidistantes com área de 1,5mm<sup>2</sup> (Eskitascioglu et al., 2004; Marsico et al., 2017), similar ao representado na Figura 7. As regiões dos pontos de contatos foram igualmente definidas tanto para os modelos com implantes HE como CM, sendo centralizado ao longo do eixo formado pelos dois implantes, não havendo influência da inclinação de cúspides ao carregamento aplicado. O carregamento dos modelos com placa oclusal plana respeitaram o mesmo posicionamento no sentido vestibulolingual e anteroposterior, com a diferença da interposição da placa oclusal plana.

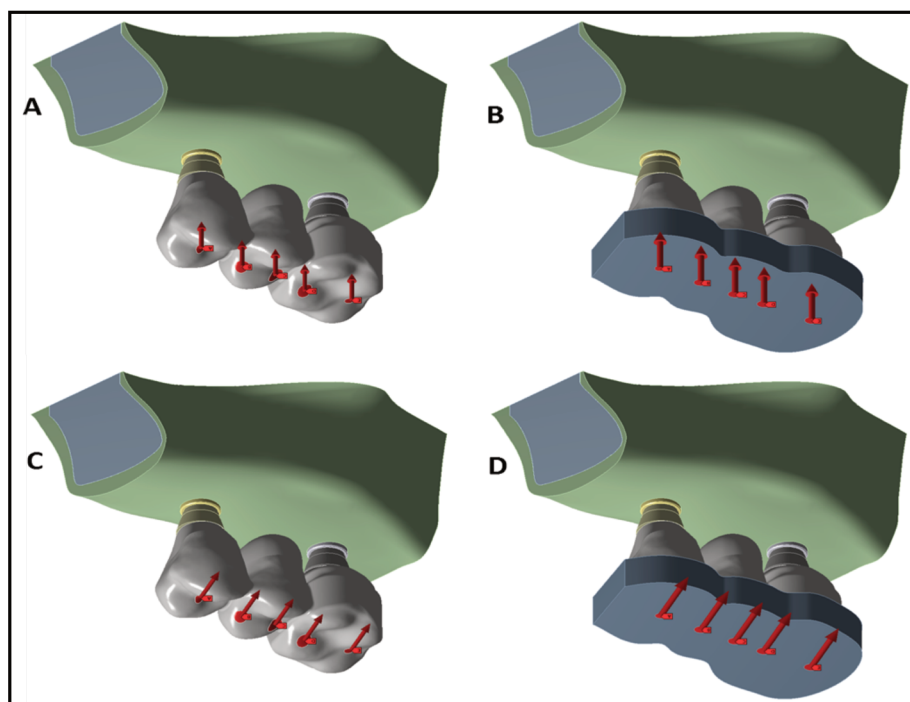


Figura 7 – Representação da aplicação de carga: A) axial sem interposição de placa oclusal; B) axial com interposição de placa oclusal; C) oblíqua sem interposição de placa oclusal D) oblíqua com interposição de placa oclusal  
Fonte: A pesquisadora

#### 4.1 Componentes protéticos

A teoria da Máxima Tensão Normal foi utilizada para analisar o risco de fratura dos materiais de interesse em condições de tração. Esse critério é comumente utilizado para materiais frágeis (friáveis), sendo então o selecionado para avaliar o pilar em Y-TZP.

A teoria indica que o material irá falhar assim que a tensão máxima principal ( $\sigma_{\max}$ ) igualar ou exceder o valor de resistência a tração uniaxial (RT) do material. Uma forma de avaliar é por meio da razão ( $\sigma_{\text{tensile ratio}}$ ) entre  $\sigma_{\max}$  e RT, sendo representado pela fórmula:  $\sigma_{\text{tensile ratio}} = \sigma_{\max}/RT$  em que valores de  $\sigma_{\text{tensile ratio}}$

acima de 1 indicam a falha do material. O valor de RT para Y-TZP foi de 1300MPa (Scherrer et al., 2011).

Para avaliação dos materiais dúcteis, especificamente o Ti-6Al-4V, foi utilizada a teoria da máxima energia de distorção (von Mises). De acordo com essa teoria, o material sofrerá deformação plástica (falha do material) se os valores das tensões equivalentes de von Mises ( $\sigma_{vM}$ ) ultrapassarem o valor do limite de escoamento (LE) do material. Uma forma de avaliar é por meio da razão ( $\sigma_{vM \text{ ratio}}$ ) entre  $\sigma_{vM}$  e LE, sendo representado pela fórmula:  $\sigma_{(vM \text{ ratio})} = \sigma_{vM}/LE$ , em que valores de  $\sigma_{vM \text{ ratio}}$  acima de 1 indicam a falha do material. O valor de LE do Ti-6Al-4V foi de 880MPa (Kayabaşı et al., 2006).

#### 4.2 Tecido ósseo

Para análise do tecido ósseo foram utilizadas as tensões principais (máxima e mínima), além da tensão modificada de von Mises (Versluis et al., 1997) e a teoria da Máxima Tensão Normal, sendo também sendo também chamada de *Bioperformance* (Okulov et al., 2013; Marsico et al., 2017): *Bioperformance* =  $\sigma_{max}/RT$  em que a resistência a tração do tecido ósseo cortical foi de 100MPa e 4MPa para tecido ósseo medular (Martin et al., 1998).



### 4.3 Evidenciação do estudo

O Quadro 1 evidencia as unidades experimentais, as variáveis de estudo e variáveis resposta do presente trabalho.

Quadro 1 – Evidenciação do estudo

<b>1) Unidade experimental</b>	Modelos 3D de uma PPF de três elementos sobre implantes em região posterior de maxila, sendo que a prótese fixa compreendeu 1º pré-molar (pilar), 2º pré-molar (pôntico) e 1º molar (pilar).	
<b>2) Variáveis de estudo</b>	Implantes Pilar do 1º PM Placa Oclusal Carregamento Angulação	HE e CM Ti-6Al-4V e Y-TZP Com e sem placa oclusal 100 e 300N por elemento Axial e oblíquo (45°)
<b>3) Variáveis de resposta</b>	Análise das tensões geradas	

Fonte: A pesquisadora

Desta forma foram formados 32 grupos (Figura 8) de acordo com as variáveis que foram analisadas.

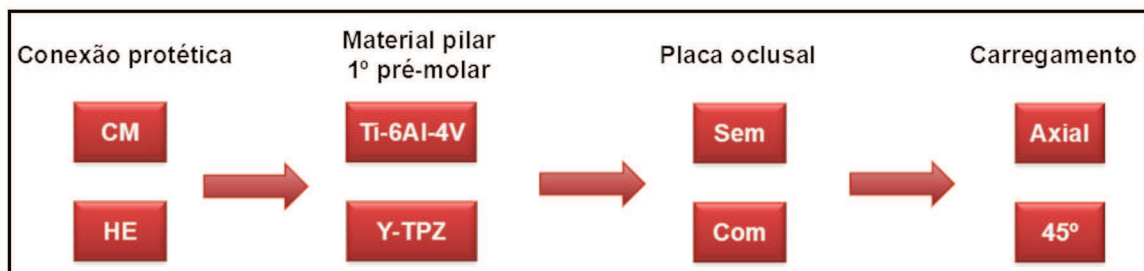


Figura 8 – Fluxograma dos grupos de estudo distribuídos de acordo com as variáveis analisadas

Fonte: A pesquisadora

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Tecido ósseo

Os resultados para tecido ósseo apresentaram diferenças pequenas quando em carregamento axial independentemente da presença ou não da placa oclusal. Para o carregamento oblíquo, a presença da placa oclusal apresentou grande influência nos valores de tensões, sendo que a ausência de placa oclusal acarretou em um aumento relevante nas tensões geradas.

A tensão máxima principal é representativa das situações de tensão por tração, enquanto que a tensão mínima principal representa as tensões por compressão. Os valores de tensões por tração em tecido ósseo nas situações que os implantes exibiam conexão protética CM apresentaram valores entre 4 a 19% inferiores que na situação com implante com conexão protética HE. As menores diferenças foram observadas na situação de carregamento oblíquo com placa oclusal, tendo redução de 4% (Ti-Y-TZP) e 9% (Ti-Ti) (Gráfico 1).

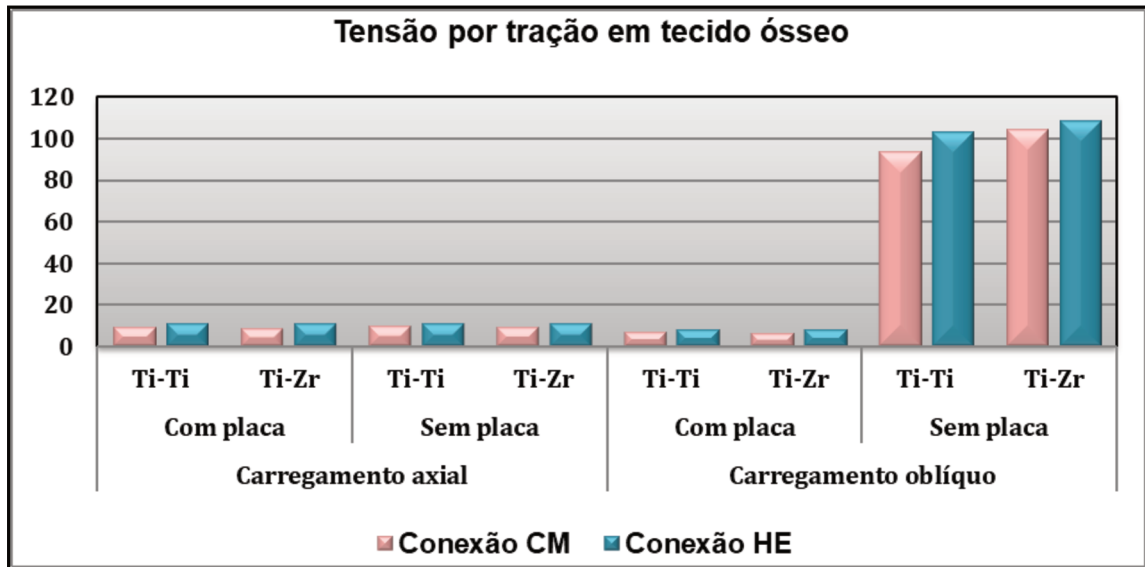


Gráfico 1 – Tensões por tração em tecido ósseo: Ti-Ti ou Ti-Zr indicam a combinação dos materiais dos intermediários da situação avaliada para molar e pré-molar, respectivamente  
Fonte: A pesquisadora

A análise qualitativa da distribuição das tensões por tração apresentou semelhanças, com diferenças apenas para os grupos com carregamento oblíquo sem placa oclusal (Figura 9). Para o modelo representado na Figura 9A, os maiores valores de tração foram observados na região próxima à rosca do implante e interna (osso cortical), próximo ao contato com osso medular. Nos grupos com carregamento oblíquo sem placa oclusal (Figura 9B), os maiores valores de tração foram observados na região de contato com o implante e superfície externa palatina.

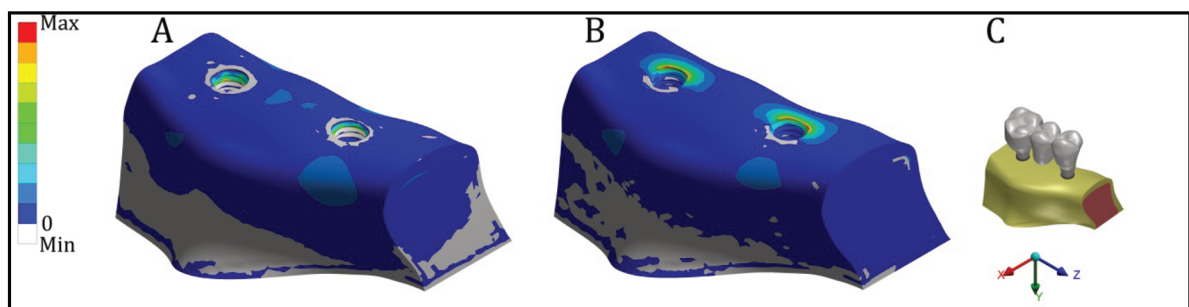


Figura 9 – Tensões por tração em tecido ósseo: A) representação dos grupos de carregamento axial (com e sem placa oclusal) e carregamento oblíquo com placa oclusal; B) representação dos grupos com carregamento oblíquo sem utilização de placa oclusal; C) ponto de vista. Para otimizar a visualização dos campos de tensão, os modelos apresentam valores numéricos específicos para a escala de cores  
Fonte: A pesquisadora

Quando se avaliou as tensões compressivas, observou-se que as situações contendo implantes com conexão protética HE, estes apresentaram valores de compressão inferiores às situações com implante com conexão CM, com valores em média de 15% menores (Gráfico 2).

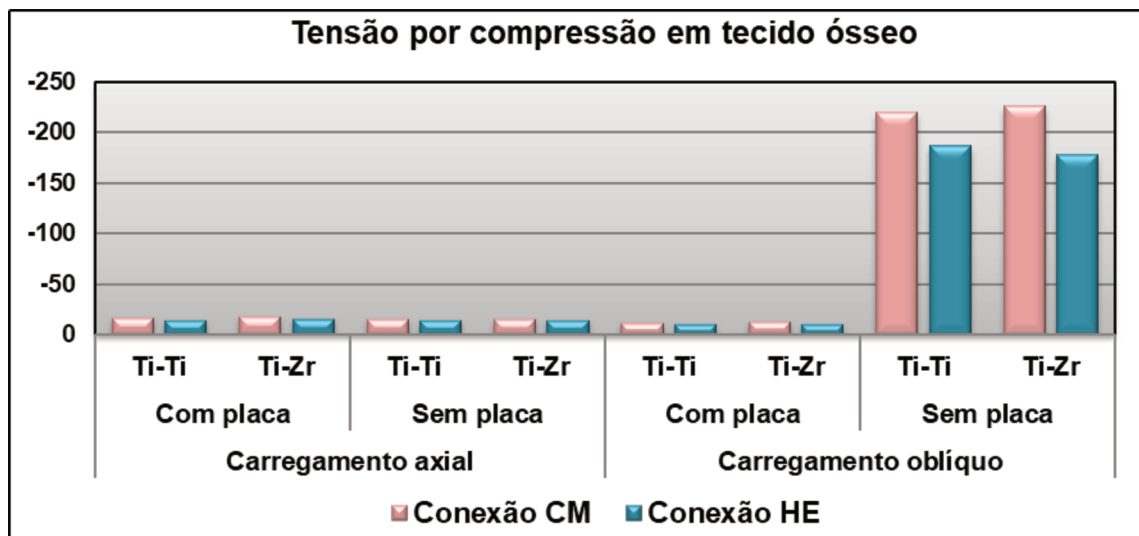


Gráfico 2 – Tensões por compressão em tecido ósseo: Ti-Ti ou Ti-Zr indicam a combinação dos materiais dos intermediários da situação avaliada para pré-molar molar e molar, respectivamente

Fonte: A pesquisadora

A análise qualitativa da distribuição das tensões por compressão também apresentou semelhanças, com diferenças apenas para os grupos com carregamento oblíquo sem placa oclusal (Figura 10). Para os modelos representados pela Figura 10A, os maiores valores de compressão foram observados na região de contato com o implante/superfície externa óssea e distribuído uniformemente ao redor dos implantes. Nos grupos com carregamento oblíquo sem placa oclusal (Figura 10B), os maiores valores de compressão foram observados na região de contato com o implante e superfície externa vestibular.

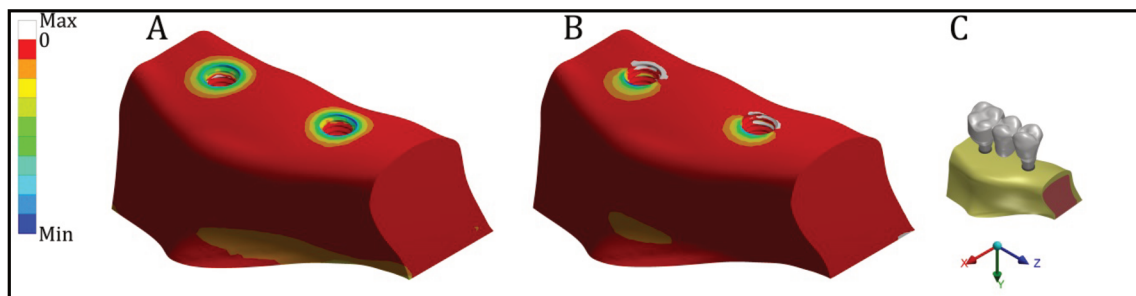


Figura 10 – Tensões por compressão em tecido ósseo: A) representação dos grupos de carregamento axial (com e sem placa oclusal) e carregamento oblíquo com placa oclusal; B) representação dos grupos com carregamento oblíquo sem utilização de placa oclusal; C) ponto de vista. Para otimizar a visualização dos campos de tensão, os modelos apresentam valores numéricos específicos para a escala de cores

Fonte: A pesquisadora

Para facilitar a análise qualitativa das tensões envolvidas foi utilizado o critério modificado de von Mises (Versluis et al., 1997), onde há a consideração da diferença entre resistência à tração e compressão para tecido ósseo (Figura 11). Para os modelos representados pela Figura 11A, os maiores valores de tensão estão na região de contato com o implante e osso cortical, bem distribuído ao redor dos implantes. Nos grupos com carregamento oblíquo sem placa oclusal (Figura 11B), os maiores valores de tensão foram observados na região de contato com o implante e superfície externa, tanto vestibular como lingual.

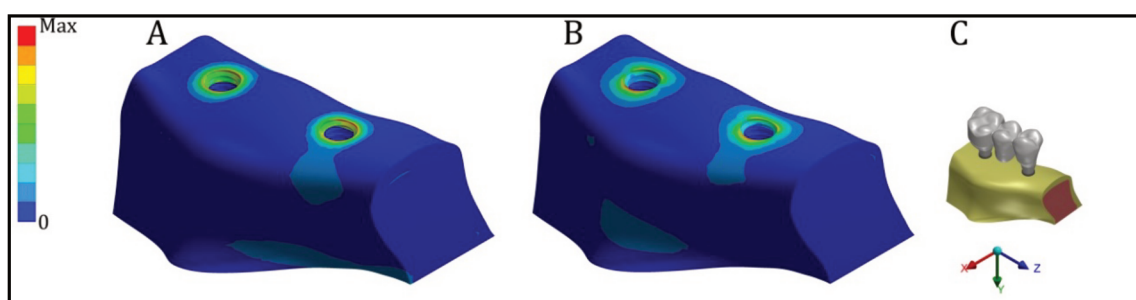


Figura 11 – Tensão modificada de von Mises em tecido ósseo: A) representação dos grupos de carregamento axial (com e sem placa oclusal) e carregamento oblíquo com placa oclusal; B) representação dos grupos com carregamento oblíquo sem utilização de placa oclusal; C) ponto de vista. Para otimizar a visualização dos campos de tensão, os modelos apresentam valores numéricos específicos para a escala de cores

Fonte: A pesquisadora

A análise qualitativa para tensões principais e von Mises modificado não diferiram para os grupos com o carregamento normal (100N) e parafuncional (300N), sendo os resultados qualitativos apresentados anteriormente (Figuras 9, 10 e 11) utilizados para ambos os carregamentos. No entanto, numericamente os grupos apresentaram diferenças, sendo comparados pela *bioperformance* (Marsico et al., 2017) (Tabela 3).

Tabela 3 – *Bioperformance*

	Carga N	Carregamento axial				Carregamento oblíquo			
		Com placa		Sem placa		Com placa		Sem placa	
		Ti-Ti	Ti-Y-TZP	Ti-Ti	Ti-Y-TZP	Ti-Ti	Ti-Y-TZP	Ti-Ti	Ti-Y-TZP
CM	100	0,09	0,09	0,10	0,09	0,07	0,07	0,94	1,05*
	300	0,25	0,24	0,27	0,26	0,18	0,17	3,41*	3,68*
HE	100	0,11	0,11	0,11	0,11	0,08	0,08	1,03*	1,09*
	300	0,29	0,28	0,29	0,29	0,21	0,21	3,56*	3,78*

\* Valores acima de 1,00 indicam que a tensão máxima principal ultrapassou o valor crítico para gerar danos ao tecido ósseo

Legenda: CM = cone Morse; HE = hexágono externo; N = Newton; Ti-Ti = titânio-titânio; Ti-Y-TZP = titânio-zircônia estabilizada com ítrio; PM = pré-molar; M = molar. Valores não possuem unidade

Fonte: A pesquisadora

## 5.2 Componentes protéticos

Os resultados para os componentes protéticos apresentaram diferenças de acordo com a situação analisada. No entanto, as maiores diferenças foram observadas no carregamento oblíquo, com aumento relevante nas tensões quando na ausência de placa oclusal.

Para a avaliação dos componentes protéticos foram utilizadas duas diferentes razões de tensão de acordo com o material de cada componente. Devido às

diferenças entre o comportamento dos materiais utilizados (Ti ou Y-TZP), os componentes em Ti foram avaliados pela razão das tensões de von Mises, tendo os valores de von Mises divididos pelo limite de escoamento do material (880MPa). Para os componentes em Y-TZP, por apresentarem comportamento frágil, foi considerado a tensão máxima principal dividida pela resistência a tração uniaxial (1300MPa), sendo então a razão da tensão máxima principal. Dessa forma, foi quanto maior for os valores da razão de tensão, maior o risco de início de falha do material. Sendo que valores da razão de tensão acima de 1 indicam que em um determinado ponto o valor de tensão gerada ultrapassou o limite crítico do material analisado.

Nos implantes com conexão CM, a substituição do intermediário confeccionado em Ti para Y-TZP acarretou em aumento da tensão nos implantes de pré-molar (aumento entre 18% a 21%), com menor influência nos implantes do molar (redução de 1% a 4%) (Gráfico 3).

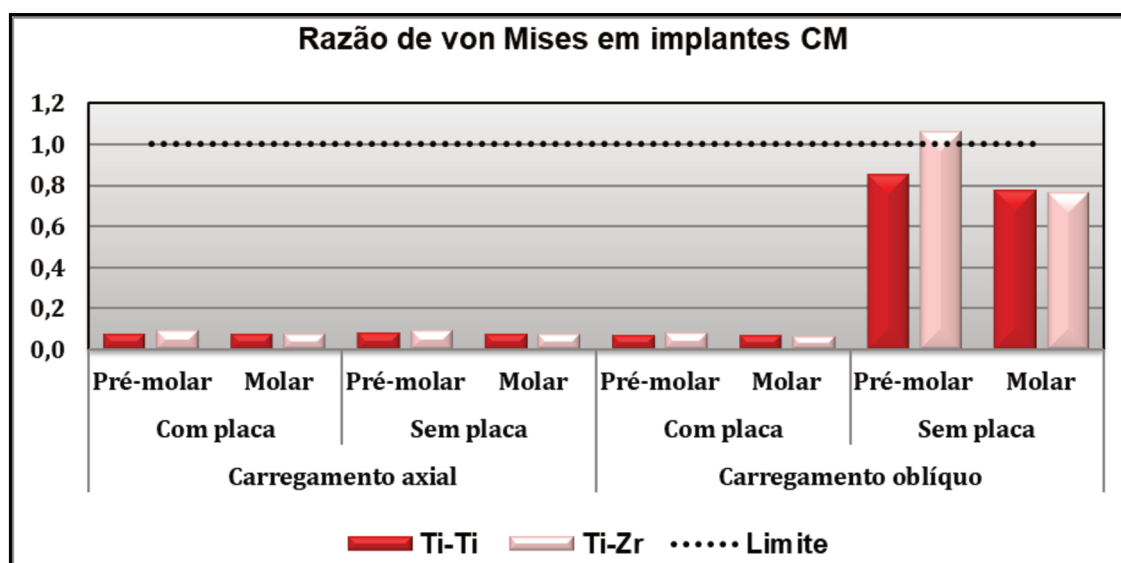


Gráfico 3 – Razão de von Mises em implantes com conexão CM: Ti-Ti ou Ti-Zr indicam a combinação dos materiais dos intermediários da situação avaliada para os implantes em pré-molar e molar, respectivamente. A variação de material ocorre apenas nos intermediários do pré-molar, os intermediários dos molares são sempre em Ti. Valores não possuem unidade

Fonte: A pesquisadora

Nos implantes com conexão HE, a substituição do intermediário confeccionado em Ti para Y-TZP não acarretou mudanças nas tensões geradas nos grupos com carregamento axial (com ou sem placa oclusal) e carregamento oblíquo com placa oclusal (Gráfico 4). No entanto, no grupo com carregamento oblíquo sem placa, houve um aumento de tensão em torno de 11% no implante do pré-molar e redução em torno de 5% no implante do molar.

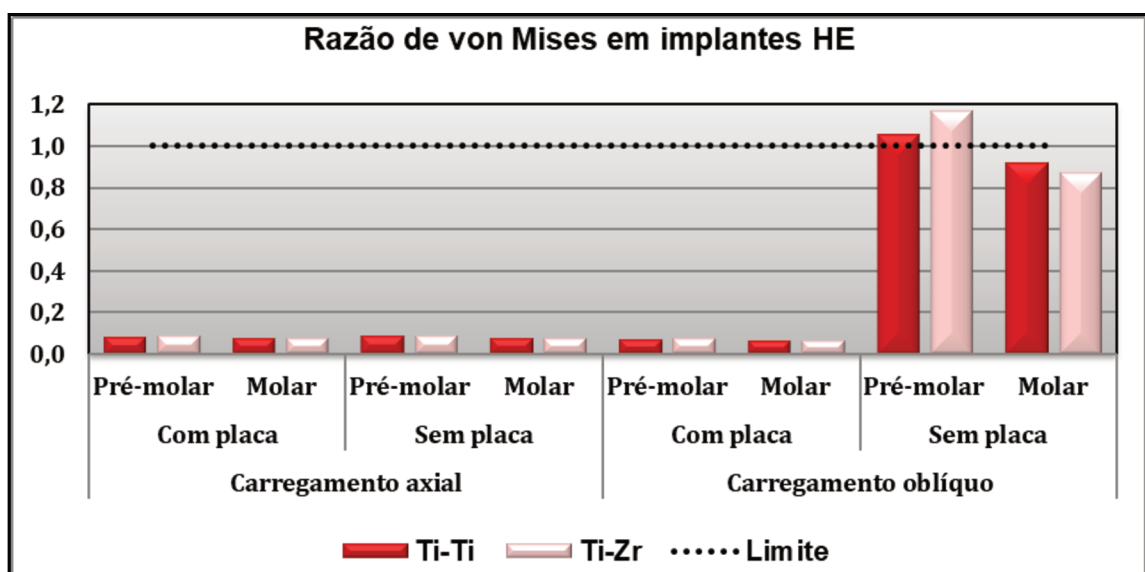


Gráfico 4 – Razão de von Mises em implantes com conexão HE: Ti-Ti ou Ti-Zr indicam a combinação dos materiais dos intermediários da situação avaliada para os implantes em pré-molar e molar. A variação de material ocorre apenas nos intermediários do pré-molar, os intermediários dos molares são sempre em Ti. Valores não possuem unidade

Fonte: A pesquisadora

Apesar das diferenças dos valores máximos, a análise qualitativa da distribuição das tensões de von Mises apresentaram semelhanças nos campos de tensão, com diferenças apenas para os grupos com carregamento oblíquo sem placa oclusal (Figura 12). Para os modelos representados pela Figura 12A, as tensões se apresentaram bem distribuídas por toda conexão protética, sendo os maiores valores de tensões observados na região interna da conexão CM. Nos grupos representados pela Figura 12B, as tensões se concentraram na região



vestibular, com os maiores valores de tensões observados no colar do implante, no início da conexão CM. Já para os implantes HE (Figura 12C), os valores se apresentaram distribuídos por toda plataforma, com os valores máximos na região de primeira rosca do implante. Os implantes ilustrados na Figura 12D apresentaram concentração de tensões na região vestibular na altura da primeira rosca.

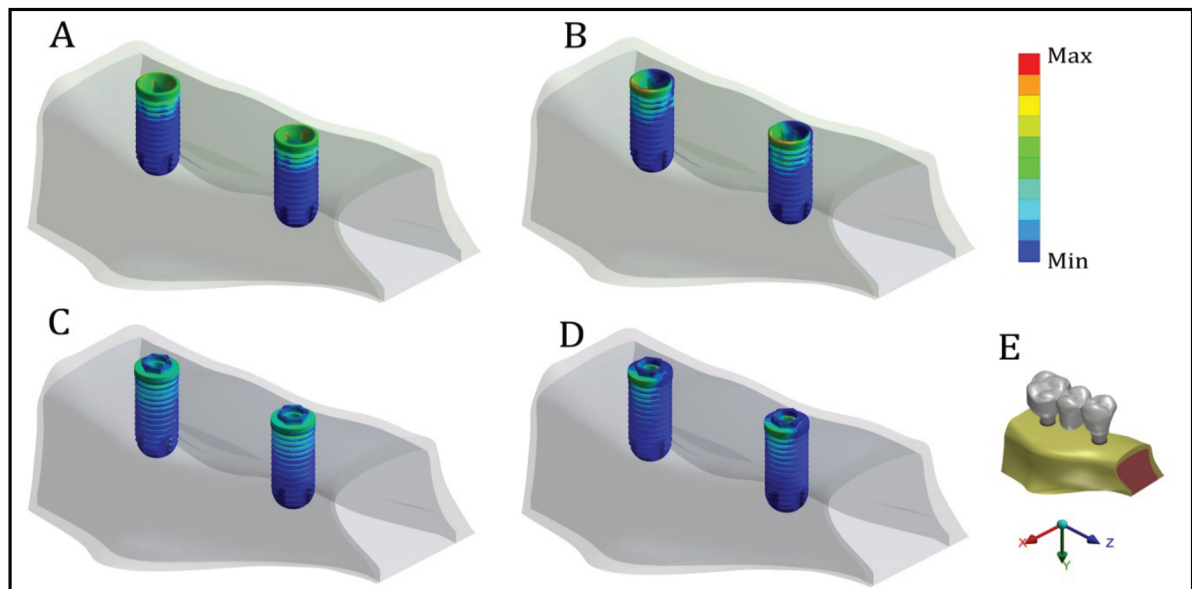


Figura 12 – Tensão de von Mises em implantes: A) representação dos implantes CM nos grupos com carregamento axial (com e sem placa oclusal) e carregamento oblíquo com placa oclusal; B) representação dos implantes CM com carregamento oblíquo sem utilização de placa oclusal; C) representação dos implantes HE nos grupos com carregamento axial (com e sem placa oclusal) e carregamento oblíquo com placa oclusal; D) representação dos implantes HE com carregamento oblíquo sem utilização de placa oclusal; E) ponto de vista. Para otimizar a visualização dos campos de tensão, os modelos apresentam valores numéricos específicos para a escala de cores

Fonte: A pesquisadora

Nos intermediários dos implantes com conexão CM, as razões de tensões nos componentes referentes aos pré-molares sofreram redução no valor de 43% a 74% quando substituídos pelos componentes em Y-TZP. Em contrário, os intermediários dos implantes dos molares (Ti) sofreram aumento de 10% com a substituição dos intermediários em pré-molar, sendo a única exceção dos grupos com carregamento

oblíquo sem placa, em que ocorreu uma redução de 18% (molar) e 43% (pré-molar) (Gráfico 5).

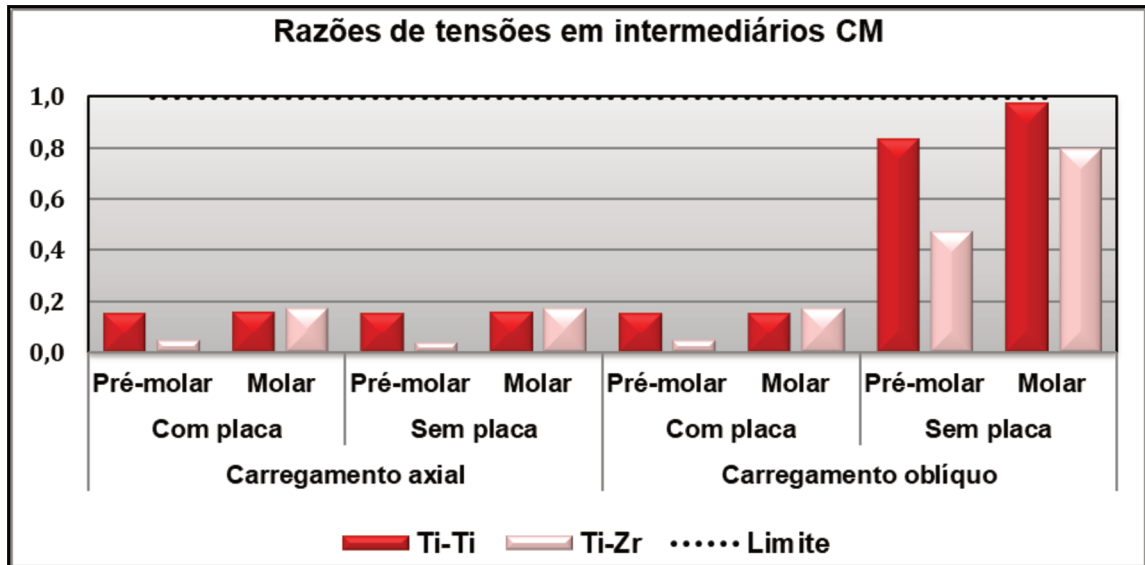


Gráfico 5 – Razão de tensões em intermediários com conexão CM: Ti-Ti ou Ti- Zr indicam a combinação dos materiais dos intermediários da situação avaliada para os implantes em pré-molar e molar. A variação de material ocorre apenas nos intermediários do pré-molar, os intermediários dos molares são sempre em Ti. Valores não possuem unidade

Fonte: A pesquisadora

Nos intermediários com conexão HE as razões de tensões nos componentes referentes aos pré-molares sofreram redução no valor de 67% a 72% quando substituídos pelos componentes em Y-TZP. No entanto, essa redução foi menos significativa para os intermediários dos molares, que sofreram redução de 6% com a substituição dos intermediários em pré-molar (Gráfico 6).

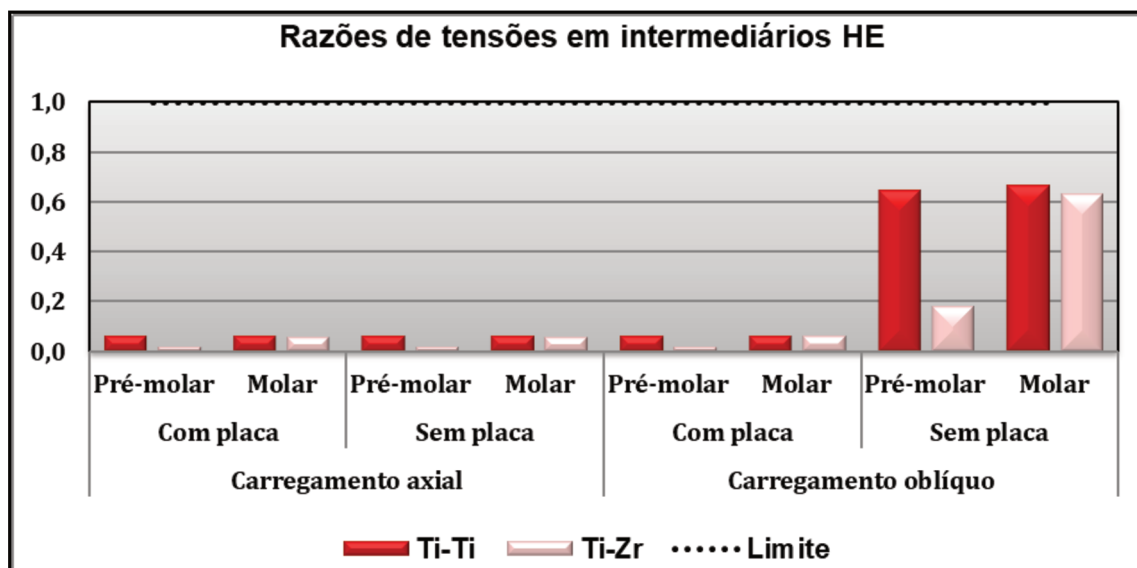


Gráfico 6 – Razão de tensões em intermediários de implante com conexão HE: Ti-Ti ou Ti-Zr indicam a combinação dos materiais dos intermediários da situação avaliada para os implantes em pré-molar e molar. A variação de material ocorre apenas nos intermediários do pré-molar, os intermediários dos molares são sempre em Ti. Valores não possuem unidade  
Fonte: A pesquisadora

Os intermediários dos implantes CM apresentaram diferenças nos campos de tensão de acordo com o material (Ti ou Y-TZP), carregamento e presença de placa oclusal (Figura 13). Nos intermediários com carregamento axial ou carregamento oblíquo com placa oclusal, os valores máximos se concentraram na região interna, próximo à região de index da conexão e se dirigindo a superfície externa (Figura 13A e Figura 13C). Apesar dos valores máximos em região similar, os campos de tensão foram diferentes para os diferentes materiais.

Nos intermediários que sofreram carregamento oblíquo sem a presença de placa oclusal, a localização dos valores máximos foi influenciada pelo material utilizado (Figura 13B e Figura 13D), havendo também influência no campo de tensão. O intermediário em Ti (Figura 13B) apresentou valor máximo na base da conexão CM, enquanto que o intermediário em Y-TZP apresentou valor máximo na superfície externa próximo ao colar à região de index (Figura 13D).

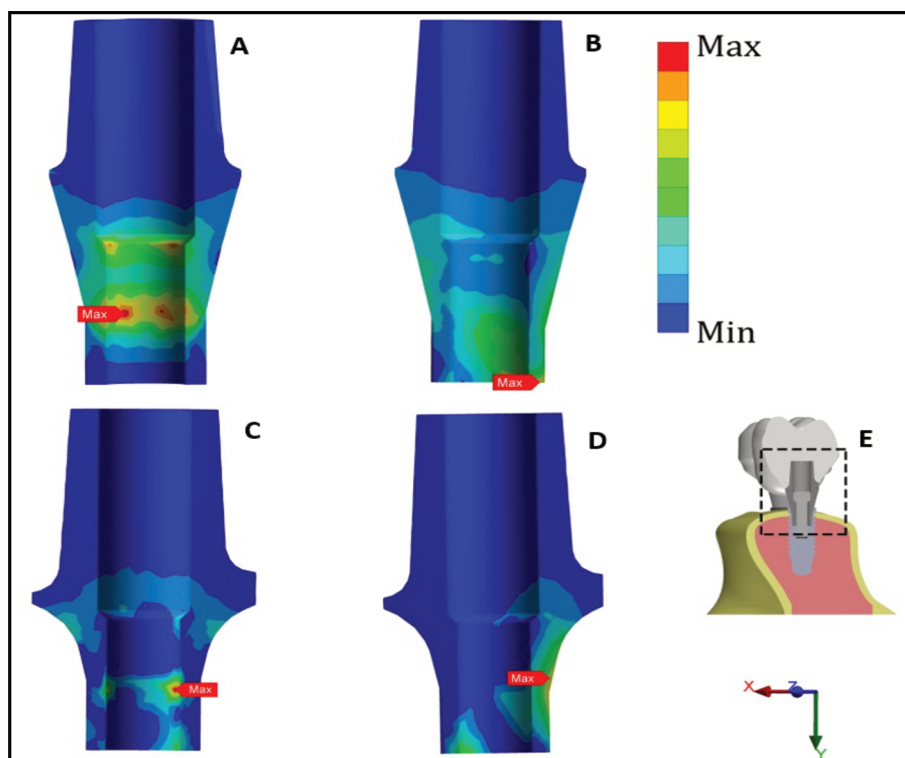


Figura 13 – Razão de tensão em intermediários CM: A) representação dos intermediários em Ti nos grupos com carregamento axial (com e sem placa oclusal) e carregamento oblíquo com placa oclusal; B) representação dos intermediários em Ti com carregamento oblíquo sem utilização de placa oclusal; C) representação dos intermediários em Y-TZP nos grupos com carregamento axial (com e sem placa oclusal) e carregamento oblíquo com placa oclusal; D) representação dos intermediários em Y-TZP com carregamento oblíquo sem utilização de placa oclusal; E) ponto de vista. Para otimizar a visualização dos campos de tensão, os modelos apresentam valores numéricos específicos para a escala de cores  
Fonte: A pesquisadora

Os intermediários HE apresentaram diferenças nos campos de tensão de acordo com o material do intermediário (Ti ou Y-TZP), carregamento e presença de placa oclusal (Figura 14). Nos intermediários HE com carregamento axial ou carregamento oblíquo com placa oclusal, os valores máximos se concentraram na região interna, próximo à região de contato com o parafuso (Figura 14A e Figura 14C), sendo que os campos de tensão foram diferentes para os diferentes materiais.

Nos intermediários HE que sofreram carregamento oblíquo sem a presença de placa oclusal, a localização dos valores máximos foi influenciada pelo material utilizado (Figura 14B e Figura 14D), havendo também influência no campo de tensão. O intermediário em Ti (Figura 14B) apresentou valor máximo na base da

conexão em região vestibular, enquanto que o intermediário em Y-TZP apresentou valor máximo na superfície interna na região de index (Figura 14D).

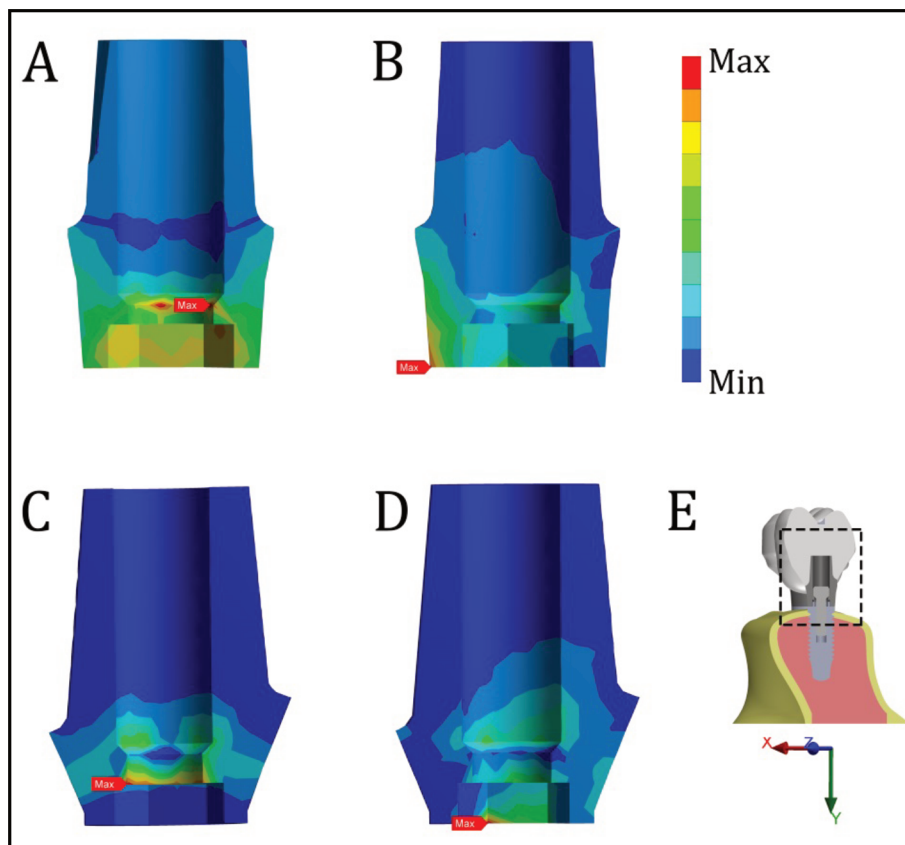


Figura 14 – Razão de tensão em intermediários HE: A) representação dos intermediários em Ti nos grupos com carregamento axial (com e sem placa oclusal) e carregamento oblíquo com placa oclusal; B) representação dos intermediários em Ti com carregamento oblíquo sem utilização de placa oclusal; C) representação dos intermediários em Y-TZP nos grupos com carregamento axial (com e sem placa oclusal) e carregamento oblíquo com placa oclusal; D) representação dos intermediários em Y-TZP com carregamento oblíquo sem utilização de placa oclusal; E) ponto de vista. Para otimizar a visualização dos campos de tensão, os modelos apresentam valores numéricos específicos para a escala de cores  
Fonte: A pesquisadora

A análise qualitativa para as razões de tensões não diferiu nos componentes protéticos tanto para os grupos com o carregamento normal (100N) quanto no parafuncional (300N), sendo os resultados apresentados nas Figuras 12, 13 e 14 utilizados para avaliar ambos os carregamentos. No entanto, numericamente os grupos apresentaram diferenças, de acordo com as Tabelas 4, 5, 6 e 7. Os valores

de tensão não apresentam a relação 1:3 com o aumento de 100N para 300N devido às não linearidades de contato consideradas nas análises.

Tabela 4 – Razão das tensões para implantes conexão CM

Implante-Intermediário	Carga N	Carregamento axial				Carregamento oblíquo			
		Com placa		Sem placa		Com placa		Sem placa	
		PM	M	PM	M	PM	M	PM	M
Ti-Ti	100	0,08	0,08	0,08	0,08	0,07	0,07	0,86	0,78
	300	0,14	0,15	0,15	0,14	0,11	0,12	2,79*	2,53*
Ti-Y-TZP	100	0,10	0,07	0,09	0,07	0,08	0,07	1,07*	0,77
	300	0,18	0,14	0,18	0,14	0,14	0,11	3,34*	2,31*

\* Valores acima de 1,00 indicam que a tensão máxima principal ultrapassou o valor crítico para gerar danos ao tecido ósseo. Valores não possuem unidade

Legenda: N = Newton; Ti-Ti = titânio-titânio; Ti-Y-TZP = titânio-zircônia estabilizada com ítrio; PM = pré-molar; M = molar

Fonte: A pesquisadora

Tabela 5 – Razão das tensões para implantes conexão HE

Implante-Intermediário	Carga N	Carregamento axial				Carregamento oblíquo			
		Com placa		Sem placa		Com placa		Sem placa	
		PM	M	PM	M	PM	M	PM	M
Ti-Ti	100	0,08	0,08	0,09	0,08	0,07	0,06	1,06*	0,92
	300	0,17	0,16	0,18	0,16	0,14	0,13	3,54*	3,46*
Ti-Y-TZP	100	0,09	0,07	0,09	0,07	0,07	0,06	1,17*	0,87
	300	0,18	0,16	0,18	0,16	0,15	0,12	3,77*	3,18*

\* Valores acima de 1,00 indicam que a tensão máxima principal ultrapassou o valor crítico para gerar danos ao tecido ósseo. Valores não possuem unidade

Legenda: N = Newton; Ti-Ti = titânio-titânio; Ti-Y-TZP = titânio-zircônia estabilizada com ítrio; PM = pré-molar; M = molar

Fonte: A pesquisadora

Tabela 6 – Razão das tensões para intermediários de implantes conexão CM

Implante-Intermediário	Carga N	Carregamento axial				Carregamento oblíquo			
		Com placa		Sem placa		Com placa		Sem placa	
		PM	M	PM	M	PM	M	PM	M
Ti-Ti	100	0,15	0,16	0,15	0,16	0,15	0,16	0,84	0,98
	300	0,26	0,27	0,28	0,25	0,20	0,22	4,39*	3,62*
Ti-Y-TZP	100	0,05	0,17	0,04	0,17	0,05	0,17	0,48	0,80
	300	0,08	0,24	0,09	0,23	0,06	0,19	1,58*	3,58*

\* Valores acima de 1,00 indicam que a tensão máxima principal ultrapassou o valor crítico para gerar danos ao tecido ósseo. Valores não possuem unidade

Legenda: N = Newton; Ti-Ti = titânio-titânio; Ti-Y-TZP = titânio-zircônia estabilizada com ítrio; PM = pré-molar; M = molar

Fonte: A pesquisadora

Tabela 7 – Razão das tensões para intermediários de implantes conexão HE

Implante- Intermediário	Carga N	Carregamento axial				Carregamento oblíquo			
		Com placa		Sem placa		Com placa		Sem placa	
		PM	M	PM	M	PM	M	PM	M
Ti-Ti	100	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,65	0,84	0,67
	300	0,10	0,10	0,10	0,10	0,08	0,22	1,78*	1,87*
Ti- Y-TZP	100	0,02	0,06	0,02	0,06	0,02	0,06	0,18	0,63
	300	0,03	0,10	0,03	0,10	0,02	0,08	0,55	1,74*

\* Valores acima de 1,00 indicam que a tensão máxima principal ultrapassou o valor crítico para gerar danos ao tecido ósseo. Valores não possuem unidade

Legenda: N = Newton; Ti-Ti = titânio-titânio; Ti-Y-TZP = titânio-zircônia estabilizada com ítrio; PM = pré-molar; M = molar

Fonte: A pesquisadora

## 6 DISCUSSÃO

A hipótese alternativa foi aceita, pois, ainda que em situações de sobrecarga (300N), quando se utilizou implantes CM com pilares em Ti na região de 1º pré-molar, observou-se redução da concentração de tensões em todo o sistema ósseo e protético com a utilização da placa oclusal plana sobre uma prótese fixa maxilar posterior de três elementos em carregamentos oblíquos.

Os resultados obtidos evidenciam que no carregamento oblíquo tanto com 100N quanto com 300N, independentemente do tipo de conexão do implante e do material de pilar, a interposição da placa oclusal plana foi efetiva na dissipação das tensões geradas tanto no tecido ósseo como nos componentes protéticos.

Os componentes utilizados na Implantodontia são desenvolvidos para suportar e transmitir forças mastigatórias para o osso adjacente de modo funcional em níveis fisiológicos, e a geometria desses componentes influencia o comportamento biomecânico de todo o sistema (Skalak, 1983). Apesar de externamente semelhantes, os pilares sólido e hexagonais apresentam diferenças em sua geometria. O sólido possui a conexão CM adicionada do parafuso retentor, indicada por alguns autores (King et al., 2002; Francischone & Carvalho, 2010) como uma conexão estável, com bom comportamento biomecânico e ausência de degrau entre os componentes. De acordo com Merz et al. (2000), o desenho cônico da interface, que mantém uma zona de contato com pressão normal elevada concedida por forças de atrito, pode ser suficiente para uma retenção estável do pilar protético em posição.



Entre os implantes de conexão interna, os cônicos se destacam pela robustez da conexão CM, em que uma extensa área de contato entre as paredes auxilia na distribuição das tensões e a presença de atrito entre as mesmas garante estabilidade e retenção ao sistema (Francischone & Carvalho, 2010). Neste estudo, nos implantes CM, os valores de tensões por tração apresentaram valores entre 4 a 19% inferiores aos implantes HE, entretanto nas tensões compressivas observou-se que nos implantes HE, os valores foram em média 15% menores que implantes CM. Contrariamente, Wang et al. (2013) observaram que forças compressivas oblíquas são mais baixas para os implantes HE quando simulada uma perda óssea marginal de 3mm. Ramagem (2007) concluiu que a distribuição das tensões no tecido ósseo não diferiu de forma significativa para os implantes HI e HE quando se incidiu apenas carga axial de 100N, porém, quando sujeito a ação de forças oblíquas, também de 100N, o implante de HE transmitiu tensões mais elevadas ao tecido ósseo adjacente. No presente estudo, as menores diferenças foram observadas no carregamento oblíquo com a placa oclusal plana, com redução de 4% para os pilares em Y-TZP e 9% para os pilares em Ti.

Qualitativamente, a distribuição das tensões, tanto por tração quanto por compressão foram semelhantes, com diferenças apenas para carregamento oblíquo sem placa oclusal. Segundo Bidez & Misch (2008), a região cervical do implante bem como o osso ao redor é crítica por apresentar alta concentração de tensões quando expostos às forças mastigatórias. Os maiores valores de tração foram observados na região próxima à rosca do implante e interna (osso cortical), próximo ao contato com osso medular. Lehmann & Elias (2008) observaram que o implante HI transferiu menores tensões para o osso cortical. Francischone & Carvalho (2010) explicaram que existe uma maior concentração de tensões na região cervical de

implantes HE, quando relacionado aos ciclos repetidos de carga mastigatória que levam a separação entre os componentes protéticos.

Já na compressão, os maiores valores foram encontrados na região de contato com o implante/superfície externa óssea e distribuído uniformemente ao redor dos implantes. No carregamento oblíquo sem placa oclusal, os maiores valores de tração foram observados na região de contato implante/superfície externa palatina. No entanto, na compressão, os maiores valores foram na região de contato implante/superfície externa vestibular. Esta situação sugere uma desfavorável manutenção dos níveis ósseos, maximizando os efeitos do processo de saucerização na região do colar do implante (Teixeira et al., 2012). Cargas oblíquas constituem direções de mordida mais realistas e são responsáveis pela maior concentração de tensões, ressaltando-se que nesse estudo a intensidade de força aplicada (100N a 300N) foi a mesma aplicada no sentido axial e oblíquo.

Ao avaliar os resultados obtidos nos componentes protéticos, a ausência da placa oclusal gerou aumento relevante nas tensões com maiores diferenças no carregamento oblíquo independentemente da carga aplicada. Nos implantes CM, a substituição do pilar em Ti para Y-TZP acarretou em aumento da tensão nos implantes do pré-molar (entre 18% a 21%), com menor influência nos implantes do molar (redução de 1% a 4%). Já nos implantes HE, houve um aumento de tensão em torno de 11% no implante do pré-molar e redução em torno de 5% no implante do molar. Torcato et al. (2015) verificaram que os implantes de conexão HI apresentaram situação biomecânica mais favorável e que o carregamento parafuncional, aumentou a magnitude de tensão três a quatro vezes. No presente estudo, na análise qualitativa, tensões se apresentaram bem distribuídas por toda conexão protética, sendo os maiores valores observados na região interna da

conexão CM. As tensões se concentraram na região vestibular, com os maiores valores observados no colar do implante, no início da conexão CM. Já para os implantes HE, os valores se apresentaram distribuídos por toda plataforma, com os valores máximos na região de primeira rosca do implante. Sob influência da interposição da placa oclusal plana na distribuição das tensões no complexo prótese/implante/osso, Trujillo & Lehmann (2014), não encontraram deformação ou fratura nos componentes protéticos, ou mesmo reabsorção óssea, devido à sobrecarga. Corroborando, Marsico et al. (2017) também evidenciaram que houve uma redução de tensão nos modelos quando utilizada a placa oclusal.

Os pilares em ZrO<sub>2</sub> também são indicados em região posterior para a substituição dos pré-molares e molares (Kucey & Fraser, 2000; Nothdurft & Pospiech, 2010; Ekfeldt et al., 2011). Neste estudo, as tensões nos pilares em Y-TZP dos implantes CM sofreram redução de 43% a 74% e nos implantes HE, essa redução foi de 67% a 72%, demonstrando que as cargas oclusais não promoveram concentração de tensões próximas ao limite de falha do material. Corroborando com este estudo, Gehrke et al. (2006) verificaram que o pilar em Y-TZP ultrapassou os valores da força oclusal de até 300N permanecendo fixado ao implante HI após cinco milhões de ciclos de carregamento. O experimento de Merz et al. (2000) mostrou uma grande diferença na distribuição de tensões ao longo da interface implante/pilar protético em implantes de HE e implante CM, ocorrendo uma alta compressão no conjunto de forças assimétricas, excedendo o limite de plasticidade, ocasionando afrouxamento do parafuso ou até mesmo a sua fratura. Em outro estudo, com implantes CM, as cargas oclusais não promoveram concentração de tensões próximas ao limite de ruptura da ZrO<sub>2</sub> ou limite de escoamento do Ti (Peixoto, 2011).

Qualitativamente, com carregamento axial ou oblíquo com placa oclusal plana, os campos de tensão foram díspares para os diferentes materiais. Entretanto, devido às não linearidades de contato consideradas nas análises com o aumento da carga de 100N para 300N, os valores de tensão não apresentaram relação 1:3.

A distribuição das forças entre os componentes do sistema prótese/implante/osso, a reação de cada componente deste sistema e a mensuração destas tensões transmitidas por essa estrutura são de fundamental importância para o entendimento de todo o processo biomecânico de distribuição de cargas funcionais e parafuncionais. Segundo alguns autores (King et al., 2002; Tosun et al., 2003; Kim et al., 2005; Maeda et al., 2007; Atieh et al., 2010; Salimi et al., 2011; Koyano & Esaki, 2015; Rocha et al., 2015), o ajuste preciso entre o pilar protético e a supraestrutura protética é um fator importante na determinação da longevidade do implante, sendo a adaptação não passiva da estrutura, o principal motivo de fracasso das restaurações, podendo causar a perda da crista óssea, perda do implante, bem como a fratura e/ou afrouxamento dos parafusos.

Diversos métodos foram desenvolvidos e indicados para realizar estudos de interação biomecânica entre a carga e o conjunto prótese/implante/osso. Os principais são: fotoelasticidade, mensuração de carga *in vivo* e *in vitro* por meio de sensores apropriados chamados extensômetros elétricos ou calibrados por meio de tensão, estudos de resistência de união entre implante/tecido ósseo e MEF (Lehmann & Elias, 2008).

O MEF é uma técnica computacional, não invasiva e/ou destrutiva, que permite a análise das tensões, deformações e deslocamentos, além disso, em quaisquer áreas da estrutura estudada, é possível avaliar tanto as regiões internas como externas do objeto de interesse (Wang et al., 2013; van Staden et al., 2014).

Em Odontologia, o MEF é uma ferramenta consideravelmente popular para análises biomecânicas, permitindo obter dados sobre a distribuição de tensões, possibilitando a identificação de pontos críticos (Bozkaya et al., 2004; Gehrke et al., 2006; Lehmann & Elias, 2008; Çaglar et al., 2011; Wang et al., 2013; Trujillo & Lehmann, 2014; van Staden et al., 2014; Torcato et al., 2015; Marsico et al., 2017).

Clinicamente os fatores relacionados ao carregamento oclusal, são cíclicos e dinâmicos, variando em intensidade, direção, área e tempo de aplicação (Eskitascioglu et al., 2004). No presente estudo, para as situações de simulações executadas no MEF adotou-se um carregamento de 100N (padrão normal de oclusão) e 300N (padrão de apertamento oclusal), com resultantes de forças axiais e oblíquos em 45° para vestibular.

Frente aos carregamentos oclusais excessivos, os hábitos parafuncionais podem contribuir para complicações protéticas (Misch, 2002; Tosun et al., 2003; Kim et al., 2005; Gross, 2008; Francischone & Carvalho, 2010; Koyano & Esaki, 2015) e para a reabsorção óssea ao redor dos implantes, pois altos níveis de sobrecarga oclusal levam à reabsorção óssea ao nível da crista (Rangert et al., 1995; Tosun et al., 2003). No entanto, hábitos parafuncionais não contraindicam as reabilitações com próteses implantossuportadas, mas devem ser diagnosticados e compensados no modelo final do restabelecimento protético. Portanto, nessas circunstâncias, a utilização de uma placa oclusal plana é pertinente, sobretudo durante o sono, para que os efeitos deletérios dos hábitos noturnos sejam evitados (Saba, 2001; Misch, 2002; Melo et al., 2007; Gross, 2008; Bidez & Misch, 2008; Teixeira et al., 2012; Marsico et al., 2017). Aliado a estes fatores, o tratamento envolvendo a placa oclusal plana é tido como uma técnica conservadora não invasiva e reversível, devendo ser

rígida e plana, ajustada em cêntrica, apresentando as características de uma oclusão mecanicamente normal (Bahlis et al., 1999).

Neste estudo, em tecido ósseo e carregamento oblíquo, a presença da placa oclusal apresentou grande influência nos valores de tensões, no entanto, numericamente apresentaram diferenças, quando comparados pela *bioperformance*. Eskitascioglu et al. (2004) esclarecem que, sob cargas verticais, o valor de tensão é mais alto quando as cargas são aplicadas em apenas um ponto. Todavia, quando esta carga se distribui por dois ou três pontos do modelo, o nível de tensão decresce em relação ao osso suporte. Os resultados de Teixeira et al. (2012) mostraram que, à medida que a carga aplicada foi aumentada para modelos de implantes HE com e sem placa oclusal plana, o número de ordens de franjas observadas foi geralmente maior; esta é uma condição esperada, porque quando uma carga é aumentada, existe uma maior concentração de tensão.

Em pacientes bruxômanos, a reabilitação protética de implantes permanece como um desafio clínico, uma vez que os hábitos de apertamento ou bruxismo podem ameaçar a longevidade da prótese e estruturas de suporte devido a complicações mecânicas (Misch, 2002). As funções biomecânicas do sistema mastigatório durante o bruxismo geralmente resultam em tensões, que são transferidas dos músculos através dos componentes dos implantes e do osso circundante. Isto é extremamente relevante, pois se as forças oclusais excederem a tolerância biológica dos tecidos ósseos, a tensão gerada leva a reabsorção óssea e conseqüentemente a falha na reabilitação oral (Tosun et al., 2003; Eskitascioglu et al., 2004). A fim de reduzir os riscos de falha de reabilitação de bruxômanos usando próteses implantossuportadas, o uso de implantes mais largos diminui a tensão sobre a prótese e também dissipa a tensão ao osso, especialmente na crista.

Projetos de implantes de maior área de superfície feitos de liga em Ti e com um design HE podem também ser vantajosos (Misch, 2002).

Portanto, é crucial correto planejamento, pois localização e geometria do implante influenciam na sobrecarga do sistema. Além disso, a força de tração final, razão de módulo de Young, é empregada para avaliar o desempenho de biomateriais (*bioperformance*). Uma proporção baixa é desejável para a transferência de tensão homogênea entre implante e osso evitando reabsorção óssea, deformação plástica e/ou fratura (Eskitascioglu et al., 2004; Marsico et al., 2017).

Embora seja estabelecido que a reabilitação apoiada por implantes de pacientes com bruxismo requer um planejamento e acompanhamento adequados, evitando a indução de tensão na interface osso/implante, também foi sugerido o uso de placa oclusal rígida aliviada na região de implantes, para potencialmente aumentar a reabilitação de sucesso a longo prazo (Teixeira et al., 2012). Essa hipótese baseia-se no pressuposto de que a interposição de uma placa oclusal plana é capaz de reduzir as forças individuais de carregamento dentário geradas durante o comportamento bruxista (Marsico et al., 2017).

Assim, baseado na metodologia utilizada e nos resultados obtidos, verificou-se que a presença da placa oclusal plana sobre uma prótese de três elementos suportada por implantes é positivamente efetiva tanto para a estrutura óssea, como para os componentes protéticos apresentando ou não parafunção.

Os resultados deste estudo mostraram uma redução de tensão nos modelos com os sistemas de conexão HE e CM quando a placa oclusal plana foi usada. De acordo com os materiais e as propriedades assumidas para cada camada do modelo, a distribuição de tensão pode ser diferente e fornecem apenas uma visão

geral sobre o comportamento biomecânico em condições médias, excluindo situações clínicas individuais. Estudos adicionais devem ser realizados sob outras condições de carga com placas oclusais em próteses sobre implantes em pacientes bruxômanos.

## 7 CONCLUSÃO

Mediante delineamento experimental e metodologia utilizada observou-se que:

- No sistema ósseo, o implante CM induziu menores tensões por tração; no entanto, induziu maiores tensões por compressão;
- Para o sistema protético, a melhor combinação foi a utilização de implantes de conexão CM tanto nas regiões de primeiro pré-molar quanto em primeiro molar;
- E, menores reduções de tensões foram percebidas quando se utilizou implante de conexão CM e pilares em Ti;
- De forma geral, foi observado aumento relevante nas tensões no carregamento oblíquo, na ausência de placa oclusal, independentemente da carga aplicada.



## REFERÊNCIAS<sup>1</sup>

1. Nevins M. Pilot clinical and histologic evaluation of a two-piece zirconia implant. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2011; 31: 157-163.
2. Bidez MW, Misch CE. A biomecânica clínica em Implantodontia. In: Misch CE (Ed). *Implantes Dentais Contemporâneos*. Tradução Izabella de Jesus Pasolini. 3a. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2008. Parte III – Ciência Fundamental. cap. 25. p. 543-556.
3. Santos AMT. Biomechanical study of prosthetic interfaces: a literature review. *Dental Press Implantol* 2013; 7: 90-7.
4. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16: 26-35.
5. Koyano K, Esaki D. Occlusion on oral implants: current clinical guidelines. *J Oral Rehabil* 2015; 42:153-161.
6. Tosun T, Karabuda C, Cuhadaroglu C. Evaluation of sleep bruxism by polysomnographic analysis in patients with dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18: 286-292.
7. Francischone CE, Carvalho PSP. Resoluções protéticas com diferentes plataformas para prótese sobre implante. In: Francischone CE, Carvalho PSP. (Eds). *Prótese sobre implantes: planejamento, previsibilidade e estética*. São Paulo: Santos; 2010.
8. Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 307 single-tooth morse taper-connection implants: a multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25: 394-400.
9. Wang CF, Huang HL, Lin DJ, Shen YW, Fuh LJ, Hsu JT. Comparisons of maximum deformation and failure forces at the implant-abutment interface of titanium implants between titanium-alloy and zirconia abutments with two levels of marginal bone loss. *Biomed Eng Online* 2013; 12: 45-54.

---

<sup>1</sup> Elaboradas de acordo com modelo Vancouver.

10. Morais WF. Avaliação peri-implantar de próteses implantossuportadas unitárias sobre pilares metálicos e de zircônia em região estética [dissertação]. Guarulhos: Universidade Guarulhos; 2014.
11. Teixeira FM, Assis Claro CA, Neves AC, Mello Rode S, Silva-Concílio LR. Influence of loading and use of occlusal splint in implant-supported fixed prostheses. *J Craniofac Surg* 2012; 23: 477-480.
12. Marsico VS, Lehmann RB, Claro CAA, Amaral M, Vitti RP, Neves ACC, et al. Three-dimensional finite element analysis of occlusal splint and implant connection on stress distribution in implant-supported fixed dental prosthesis and peri-implantal bone. *Mater Sci Engineering C* 2017; 80: 141-148.
13. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 843-848.
14. Skalak R. Stress transfer at the implant interface. *J Oral Implantol* 1988;13: 581-593.
15. Adell R, Lekholm U, Bränemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10: 387-416.
16. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 76-94.
17. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 519-526.
18. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rüggeberg FA. Examination of the implant-abutment interfaces after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 268-275.
19. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 604-610.
20. Diez JS, Brigagão VC, Cunha L, Neves AC, Silva-Concilio LR. Influence of diamondlike carbon-coated screws on the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27: 1055-1060.
21. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 51-55.

22. Canullo L, Quaranta A, Teles RP. The microbiota associated with implants restored with platform Switching: a preliminary report. *J Periodontol* 2010; 81: 403-11.
23. Cocchetto R, Traini T, Caddeo F, Celletti R. Evaluation of hard tissue response around wider platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2010; 30: 163-71.
24. Salimi H, Savabi O, Nejatidanesh F. Current results and trends in platform switching. *Dent Res J* 2011;8: 30-6.
25. Rocha CA, Luna ASM, Ferreira JLG, Aranega AM, Garcia Júnior IR, Araújo JMS. Plataforma *switching*: considerações atuais. *Rev Odontol Univ Cid. São Paulo* 2015;27: 43-8.
26. Becker W, Goldstein M, Becker BE, Sennerby L, Kois D, Hujuel P. Minimally invasive flapless implant placement: follow-up results from a multicenter study *J Periodontol* 2009;80: 347-52.
27. Atieh MA, Ibrahim HM, Atieh AH. Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol* 2010;81: 1350-66.
28. King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. *J Periodontol* 2002; 73(10):1111-7.
29. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res* 2007;18: 581-4.
30. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech* 2003; 36: 1649-58.
31. Pellizzer ED, Moraes SL, Júnior J.F, Almeida DA, Honório HM, Verri FR. Implantes curtos do tipo cone-morse: proporção coroa implante. *Rev Cir Traumatol Buco-Maxilo-Fac* 2013; 13: 79-86.
32. Mangano C, Mangano F, Shibli JA, Tettamanti L, Figliuzzi M, d'Avila S, et al. Prospective evaluation of 2,549 Morse taper connection implants: 1- to 6-year data. *J Periodontol* 2011; 82: 52-61.
33. Fradeani M. Reabilitação estética em prótese fixa: análise estética. São Paulo: Quintessence, 2006.

34. Boudrias P, Shoghikian E, Morin E, Hutnik P. Esthetic option for the implant-supported single-tooth restoration – treatment sequence with a ceramic abutment. *J Can Dent Assoc* 2001; 67: 508-514.
35. Yildirim M, Edelhoff D, Anicho O, Spiekermann H. Ceramic abutments – a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000; 20: 81-91.
36. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 325-331.
37. Ekfeldt A, Fürst B, Carlsson GE. Zirconia abutments for single-tooth implant restorations: a retrospective and clinical follow-up study. *Clin Oral Implants Res* 2011; 22: 1308-1314.
38. van Brakel R, Noordmans HJ, Frenken J, Roode R, Wit GC, Cune MS. The effect of zirconia and titanium implant abutments on light reflection of the supporting soft tissues. *Clin Oral Implants Res* 2011; 22: 1172-1178.
39. Stimmelmayer M, Sagerer S, Erdelt K, Beuer F. In vitro fatigue and fracture strength testing of one-piece zirconia implant abutments and zirconia implant abutments connected to titanium cores. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28: 488-493.
40. Zembic A, Bösch A, Jung RE, Hämmerle CH, Sailer I. Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24: 384-390.
41. Zembic A, Kim S, Zwahlen M, Kelly JR. Systematic review of the survival rate and incidence of biologic, technical, and esthetic complications of single implant abutments supporting fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29: 99-116.
42. Bottino MA, Faria R, Buso L, Silgtz F. Implantodontia estética: o desenvolvimento de um novo pilar. *ImplantNews* 2005; 2: 592-600.
43. Bottino MA, Faria R, Dinato JC. Pilares cerâmicos em Implantodontia: o estado da arte. In: Miyashita E, Fonseca AS. *Odontologia Estética: o estado da arte*. São Paulo: Artes Médicas; 2004.
44. Gomes AL, Montero J. Zirconia implant abutments: a review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2011; 16: 50-55.

45. Kucey BK, Fraser DC. The Procera abutment – the fifth-generation abutment for dental implants. *J Can Dent Assoc* 2000; 66: 445-449.
46. Nothdurft FP, Pospiech PR. Zirconium dioxide implant abutments for posterior single-tooth replacement: first results. *J Periodontol* 2009; 80: 2065-2072.
47. Nothdurft FP, Pospiech PR. Prefabricated zirconium dioxide implant abutments for single-tooth replacement in the posterior region: evaluation of peri-implant tissues and superstructures after 12 months of function. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21: 857-865.
48. Azevedo VVC, Chaves SA, Bezerra DC, Costa ACFM. Materiais cerâmicos utilizados para implantes. *Rev Eletr Mater Proc* 2007; 23: 35-42.
49. Oliva J, Oliva X, Oliva JD. Five-year success rate of 831 consecutively placed zirconia dental implants in humans: a comparison of three different rough surfaces. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2010; 25: 336-344.
50. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and Implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 326-334.
51. Lobbezoo F, Brouwers JEIG, Cune MS, Naeije M. Dental implants in patients with bruxing habits. *J Oral Rehabil* 2006; 33: 152-159.
52. Rilo B, Silva JL, Mora MJ, Santana U. Guidelines for occlusion strategy in implant-borne prostheses: a review. *Int Dent J* 2008; 58: 139-145.
53. Misch CE. The effect of bruxism on treatment planning for dental implants. *Dent Today* 2002; 21: 76-81.
54. McCoy G. Recognizing and managing parafunction in the reconstruction and maintenance of the oral implant patient. *Implant Dent* 2002; 11: 19-27.
55. Gittelsohn G. Occlusion, bruxism, and dental implants: diagnosis and treatment for success. *Dent Implantol Update* 2005; 16: 17-24.
56. Perel ML. Parafunctional habits, nightguards, and root form implants. *Implant Dent* 1994; 3: 261-263.
57. Saba S. Occlusal stability in implant prosthodontics: clinical factors to consider before implant placement. *J Can Dent Assoc* 2001; 67: 522-526.

58. Gross MD. Occlusion in implant dentistry: a review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. *Aust Dent J* 2008; 53: 60-68.
59. Melo M, Simões PA, Borges RN. Como tratar um paciente portador de bruxismo com necessidade protética. *RCO UniEvangélica* 2007; 9: 67-69.
60. Corso LL, Marczak RJ. Orientação ótima de um implante mandibular osseointegrado - um estudo na orientação de um implante para minimização de tensão no osso utilizando algoritmos genéticos. *Mecânica Computacional* 2006; 25: 795-805.
61. Cruz M, Wassall T, Toledo EM, Barra LP, Lemonge AC. Three-dimensional finite element analysis of a cuneiform-geometry implant. *Int J Oral Maxillofac* 2003; 18: 675-684.
62. Lehmann RB, Elias CN. Tensões em implantes cônicos com hexágono externo e com hexágono interno. *Rev Dental Press Periodont Implantol* 2008; 2: 91-99.
63. Bränemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977; 16: 1-132.
64. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser UC. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1993; 13: 409-413.
65. Binon P. The evolution and evaluation of two interference-fit implant interfaces. *Postgraduate Dent* 1996; 3: 3-14.
66. Meirelles LAD. Análise fotoelástica da distribuição de tensões em implantes cilíndricos rosqueados com hexágono externo e interno [dissertação]. Piracicaba: Unicamp/FOP; 2003.
67. Davi LR. Liberdade rotacional em implantes dentários avaliada pelos métodos experimental e analítico [dissertação]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia; 2006.
68. Urdaneta RA, Marincola M. The Integrated Abutment Crown, a screwless and cementless restoration for single-tooth implants: a report on a new technique. *J Prosthodont* 2007; 16: 311-318.
69. Coppedê AR, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20: 624-632.

70. Gil FJ, Aparicio C, Manero JM, Padros A. Influence of the height of the external hexagon and surface treatment on fatigue life of commercially pure titanium dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24: 583-590.
71. Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20: 254-261.
72. Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, Silva AMA, Rapoport A. Microbial leakage through the implant-abutment interface of morse taper implants in vitro. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21: 328-335.
73. Verri FR, Ponton MT, Zimmer RPM, Santiago Junior JF, Almeida DAF, Verri ACG. Visão contemporânea do uso de implantes de conexão interna tipo Cone Morse. *Rev Odontol* 2012; 33: 49-53.
74. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part I. *J Esthet Dent* 1993; 5: 29-36.
75. Prestipino V, Ingber A. All-ceramic implant abutments: esthetic indications. *J Esthet Dent* 1996; 8: 255-262.
76. Wohlwend A, Studer S, Scharer P. The zirconium oxide abutment: An all-ceramic abutment for the esthetic improvement of implant superstructures. *QDT* 1997; 20: 63-74.
77. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000; 53: 304-313.
78. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 793-798.
79. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of ZiReal abutments with hexagonal connection: in original state and following abutment preparation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 108-114.
80. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina Procera abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21: 575-580.
81. Yüzügüllü B, Avci M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008; 10: 113-121.

82. Baldassarri M, Hjerppe J, Romeo D, Fickl S, Thompson VP, Stappert CF. Marginal accuracy of three implant-ceramic abutment configurations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27: 537-543.
83. Foong JK, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2013; 109: 304-312.
84. Bahlis A, Rodrigues ML, Ferrari E. Bruxismo. *Rev Odonto Ciência* 1999; 27: 7-20.
85. Nagay BE, Sônego MV, Silva EFV, Andreotti AM, Sousa CA, Carneiro DB, et al. Reabilitação implanto-suportada em paciente com bruxismo. In: *Proceedings of the 5º SimSaúde/Annual Meeting*. *Arch Health Invest* 2014;3: 111-2.
86. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Bruxism and dental implants: a meta-analysis. *Implant Dent* 2015;24: 505-16.
87. Chrcanovic BR, Kisch J, Albrektsson T, Wennerberg A. Bruxism and dental implant treatment complications: a retrospective comparative study of 98 bruxer patients and a matched group. *Clin Oral Implants Res* 2017;28: 1-9.
88. Kohal RJ, Papavasiliou G, Kamposiora P, Tripodakis A, Strub JR. Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. *Int J Prosthodont* 2002; 15:189-194.
89. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 92:523-530.
90. Sevimay M, Usumez A, Eskitasçioğlu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *J Biomed Mater Res* 2005; 73: 140-147.
91. Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int* 2006; 37: 19-26.
92. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol* 2007; 33: 243-256.
93. Ramagem LAD. Estudo comparativo das tensões a que são submetidos implantes de conexão externa e interna, componentes protéticos e estruturas de



suporte por meio da metodologia dos elementos finitos bidimensional [dissertação]. Campinas: Centro de Pós-Graduação São Leopoldo Mandic; 2007.

94. Quaresma ET, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant and supporting bone. *J Oral Implantol* 2008; 34: 1-6.

95. Okumura N, Stegaroiu R, Nishiyama H, Kurokawa K, Kitamura E, Hayashi T, et al. Finite element analysis of implant-embedded maxilla model from CT data: comparison with the conventional model. *J Prosthodont Res* 2010; 54: 1-8.

96. Çaglar A, Bal BT, Karakoca S, Aydın C, Yılmaz H, Sarısoy S. Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26: 961-969.

97. Peixoto HEM. Análise da distribuição de tensões de componentes protéticos em titânio e zircônia em implantes de interface cone Morse [dissertação]. Curitiba: Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, Programa de Pós-Graduação em Odontologia; 2011. 167p.

98. Chang CL, Chen CS, Huang CH, Hsu ML. Finite element analysis of the dental implant using a topology optimization method. *Med Eng Phys* 2012;34: 999-1008.

99. Çimen H, Yengin E. Analyzing the effects of the platform-switching procedure on stresses in the bone and implant-abutment complex by 3-dimensional fem analysis. *J Oral Implantol* 2012;38: 21-6.

100. Trujillo JJ, Lehmann RB. Influência da placa oclusal acrílica plana sobre a distribuição das tensões no complexo prótese-implante-osso: análise 3D por elementos finitos. *ImplantNews* 2014; 11: 57-62.

101. van Staden RC, Li X, Guan H, Johnson NW, Reher P, Loo YC. A finite element study of short dental implants in the posterior maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29: 147-154.

102. Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Santiago Júnior JF, de Faria Almeida DA. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: A 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2015; 114: 644-651.

103. Santos MB, Bacchi A, Correr-Sobrinho L, Consani RL. The influence of clip material and cross sections of the bar framework associated with vertical misfit on stress distribution in implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont* 2014; 27: 26-32.

104. Kayabaşı O, Yüzbasıoğlu E, Erzincanlı F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances Engineering Software* 2006; 37: 649-658.
105. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 144-150.
106. Scherrer SS, Cattani-Lorente M, Vittecoq E, Mestral F, Griggs JA, Wiskott HWA. Fatigue behavior in water of Y-TZP zirconia ceramics after abrasion with 30 µm silica-coated alumina particles. *Dent Mater* 2011; 27: 28-42.
107. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res* 1997; 76: 1298-12307.
108. Okulov IV, Pauly S, Kühn U, Gargarella P, Marr T, Freudenberger J. et al. Effect of microstructure on the mechanical properties of as-cast Ti-Nb-Al-Cu-Ni alloys for biomedical application. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2013; 33: 4795-801.
109. Martin RB, Burr DB, Sharkey NA. *Skeletal Tissue Mechanics*. New York: Spriger-Verlag; 1998.