

UNIVERSIDADE SANTO AMARO

**Curso de Mestrado em Odontologia com ênfase em
Implantodontia**

Edelcio de Souza Rendohl

**DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES EM REABILITAÇÕES COM
IMPLANTES EXTRA-CURTOS QUANDO UTILIZAMOS SISTEMA
FRICCIONAL ANGULADO: ANÁLISE *IN SILICO***

**São Paulo
2019**

Edelcio de Souza Rendohl

**DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES EM REABILITAÇÕES COM
IMPLANTES EXTRA-CURTOS QUANDO UTILIZAMOS SISTEMA
FRICCIONAL ANGULADO: ANÁLISE *IN SILICO***

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu da Universidade Santo Amaro – UNISA, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia
Orientador: Prof. Dr. William Cunha Brandt

**São Paulo
2019**

R328d Rendohl, Edelcio de Souza

Distribuição das tensões em reabilitações com implantes extra-curtos quando utilizamos sistema friccional angulado: análise in silico / Edelcio de Souza Rendohl. – São Paulo, 2019.

57 f.: il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia com ênfase em Implantodontia) – Universidade Santo Amaro, 2019.

Orientador(a): Prof. Dr. William Cunha Brandt

1. Análise de elementos finitos. 2. Implantes dentários. 3. Interface implante dentário-pivô. 4. Dente suporte. I. Brandt, William Cunha, orient. II. Universidade Santo Amaro. III. Título.

Edelcio de Souza Rendohl

**DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES EM REABILITAÇÕES COM
IMPLANTES EXTRA-CURTOS QUANDO UTILIZAMOS SISTEMA
FRICCIONAL ANGULADO:ANÁLISE *IN SILICO***

Trabalho de Dissertação apresentado ao Curso de Mestrado em Odontologia com ênfase em Implantodontia da Universidade Santo Amaro – UNISA, como requisito para obtenção do título Mestre em Odontologia. Orientador: Prof. Dr. William Cunha Brandt

São Paulo, 2 de dezembro de 2019.

Banca Examinadora

Prof. Dr. Willian Cunha Brandt

Profa. Dra. Lilian Costa Anami

Prof. Dr. Daniel Isaac Sendyk

Conceito Final: _____

Gostaria de dedicar este trabalho não à uma única pessoa ou grupo de pessoas e sim à todas pessoas que passaram na minha vida durante esses 42 anos.

Todas foram muito importantes e essenciais a minha formação e principalmente pelo profissional que sou hoje.

Agradecimentos

Gostaria de agradecer principalmente à toda equipe de professores do Mestrado da Universidade Santo Amaro, pelo empenho, profissionalismo e competência. Todos foram muito importantes nessa etapa da minha formação acadêmica.

E também um agradecimento especial ao meu orientador William Cunha Brandt que sempre soube me guiar sabiamente nesses dois anos incríveis de formação de Mestrado.

Carl G. Jung

“Queremos ter certezas e não dúvidas, resultados e não experiências, mas nem mesmo percebemos que as certezas só podem surgir através das dúvidas e os resultados somente através das experiências.”

RESUMO

Implantes curtos e extra curtos foram idealizados como alternativa aos procedimentos de enxertia óssea. Associados aos implantes extra curtos, conexões do tipo cone morse tem mostrado altos índices de sucesso. Sendo assim, o objetivo desse estudo foi analisar, por meio de análise por elementos finitos, a distribuição das tensões geradas nas diferentes estruturas (pilar, implante e osso) de um sistema de implantes cone morse friccional (Arcsys–FGM-Brasil) extra curto (5,0 x 5,0 mm e 4,3 x 5,0 mm) quando diferentes angulações do pilar (0° e 20°) foram usadas. Oito modelos 3D foram desenhados com o software Rhinoceros 5.4.1 (Robert Macneel & Associates) de acordo com cada grupo analisado: Grupo 1 (Implante com diâmetro de 5,0 mm e componente pilar reto); Grupo 2 (Implante com diâmetro de 5,0 mm e componente pilar angulado à 20°); Grupo 3 (Implante com diâmetro de 4,3 mm e componente pilar reto); Grupo 4 (Implante com diâmetro de 4,3 mm e componente pilar angulado à 20°). A análise de elementos finitos foi conduzida pelo software Ansys Workbench 19.0 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA). Foram aplicadas forças de 150 N no sentido axial e oblíquo a 30 graus em molares inferiores cimentados sobre implante. Os resultados mostraram que cargas oblíquas e componentes pilares angulados produziram maiores valores de tensão ao complexo pilar/implante/osso do que as cargas axiais e componentes pilares retos. Implantes de diferentes diâmetros possuem semelhanças de distribuição de tensão sobre o complexo pilar/implante/osso. O limite de escoamento foi excedido em todos modelos de osso peri implantar sobre ação das forças oblíquas e foi excedido no implante quando o componente pilar angulado com a ação de força oblíqua foi usado. Conclui-se que implantes extra curtos com pilares friccionais tiveram uma concentração maior de tensão sobre ação de cargas oblíquas e na utilização de componente pilar angulado, sendo o osso peri implantar a estrutura mais prejudicada.

Palavras-chaves: Análise de elementos finitos, Implantes Dentários, Interface Implante Dentário-Pivô, Dente Suporte.

ABSTRACT

Short and extra short implants were conceived as an alternative for grafting procedures. In addition to extra short implants, Morse taper connexion has shown a high level of success. Therefore, the objective of the study was to analyze by finite element analysis, the tension distribution in different structures (abutment, implant, and bone) from an extra-short frictional Morse taper implant system (Arcsys-FGM-Brazil) (5.0 x 5.0 mm and 4.3 x 5.0 mm) when different abutment degrees were used. Eight 3D models were designed by Rhinoceros 5.4.1 (Robert Macneel & Associates) software according each group analyzed: Group 1 (5.0 x 5.0 mm implants with straight abutment); Group 2 (5.0 x 5.0 mm implants with 20° angled abutment); Group 3 (4.3 x 5.0 mm implants with straight abutment); Group 4 (4.3 x 5.0 implants with 20° angled abutment). The finite element analysis was conducted by Ansys Workbench 19.0 software (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA). Axial oblique loading of 150 N was applied on lower molar crowns. Results have shown oblique loads and angled abutments had higher values of tension in the complex abutment/implant/bone than axial loads and straight abutments. Implants with different diameter had almost the same tension distribution on complex abutment/implant/bone. The yield limit was exceeded in all peri-implant bone models on oblique loads and it was also exceeded in implant models when using angled abutment on oblique loads. It was concluded that extra short implants with frictional abutment had higher stress concentration with an angled abutment on oblique loads and the peri-implant bone was the structure more damaged.

Keywords: Finite Element Analysis, Dental Implants, Dental Implant-Abutment Design, Dental Abutments.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Base óssea (implantes com pilar reto).....	26
Figura 2- Base óssea (implante com pilar à 20 graus).....	27
Figura 3 - Representação das especificações técnicas implante - pilar	28
Figura 4 - Desenho dos cilindros para aplicação das forças axial (90°) e oblíqua (30°)	30
Figura 5 - Desenho coroa protética, infraestrutura metálica e cimento.....	31
Figura 6 - Criação das malhas e evidenciação do refinamento nas interfaces de interesse (implant-pilar-osso).....	33
Figura 7 - Gráfico em barras representativo dos picos máximos de tensão nos implantes para cada grupo sob ação de carga axial e oblíqua (MPa).....	36
Figura 8 - Gráfico em barras representativo dos picos máximos de tensão nos pilares para cada grupo sob ação de carga axial e oblíqua (MPa)	37
Figura 9 - Gráfico em barras representativo dos picos máximos de tensão no osso peri-implantar para cada grupo sob ação de carga axial e oblíqua (MPa)	38
Figura 10 - Análise qualitativa através dos princípios de von mises do complexo implante-pilar-osso em todos grupos de situações clínicas sob ação de cargas axial e oblíqua	40
Figura 11 - Análise qualitativa através dos princípios de mohr-coulomb do osso peri- implantar	42
Figura 12 - Síntese dos picos de tensão dos elementos analisados (implante, pilar e osso peri-implantar). linha de referência em vermelho corresponde ao limite de escoamento de cada estrutura (100%). a- implante 5,0 x 5,0 mm, pilar reto e carga axial; b- implante 5,0 x 5,0 mm, pilar reto e carga oblíqua; c- implante 4,3 x 5,0 mm, pilar reto e carga axial; d- implante 4,3 x 5,0 mm, pilar reto e carga oblíqua; e- implante 5,0 x 5,0 mm, pilar angulado 20° e carga axial; f- implante 5,0 x 5,0 mm, pilar angulado 20° e carga oblíqua; g- - implante 4,3 x 5,0 mm, pilar angulado 20° e carga axial e h- - implante 4,3 x 5,0 mm, pilar angulado 20° e carga oblíqua	43
Figura 13 - Tendência de deformação plástica magnificada: a- implante 4,3 x 5,0 mm, pilar reto e carga oblíqua , b- implante 5,0 x 5,0 mm, pilar angulado 20° e carga oblíqua, c- implante 4,3 x 5,0 mm, pilar angulado 20° e carga oblíqua.	44

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Grupos de situações clínicas	29
Tabela 2 - Propriedades mecânicas dos materiais , estruturas e referências	32
Tabela 3 - Resultados- implante: pico máximo de tensão (MPa) / relação entre os resultados obtidos e o limite de escoamento do titânio de grau v (%).....	35
Tabela 4 - Resultados- pilar: pico máximo de tensão (MPa) / relação entre os resultados obtidos e o limite de escoamento do aço ASTM F138 (%)	36
Tabela 5 - Resultados- osso peri-implantar: pico máximo de tensão (MPa) / relação entre os resultados obtidos e o limite de escoamento do osso peri-implantar (%)	38

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

MEF	–	Método de elementos finitos
CAD.	–	<i>Computer aided design</i>
LNAI	–	Lateralização do nervo alveolar inferior
mm	–	Milímetro
<	–	Menor
RCT	–	<i>Randomized Controlled trial</i>
N	–	Newton
°	–	Grau
ASTM	–	<i>American Society for Testing and Materials</i>
Gpa	–	Gigapascal
MPa	–	Megapascal
Lim.	–	Limite
Esc.	–	Escoamento
%	–	Por cento
>	–	Maior

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	13
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	15
2.1 Método de Elementos Finitos.....	15
2.2 Implantes extra curtos	17
2.3 Conexões do tipo Morse.....	21
3. PROPOSIÇÃO	24
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	25
4.1 Pré-processamento ou modelagem	25
4.1.1 Base óssea.....	25
4.1.2 Implantes e pilares.....	27
4.1.3 Montagem dos modelos de situações clínicas	29
4.1.4 Modelagem das próteses implanto suportadas.....	29
4.2 Processamento.....	31
5. RESULTADOS	35
6. DISCUSSÃO.....	45
7. Conclusão.....	53
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	54

1. INTRODUÇÃO

Implantes dentários osseointegrados apresentam taxa de sucesso e tempo de sobrevida elevado, contudo, nem sempre é possível a instalação de implantes com comprimentos longos. Existem motivos que levam a uma perda óssea severa e conseqüentemente, diminuição do remanescente ósseo alveolar para a instalação do implante (SONG et al., 2016). Tentando solucionar esse problema, diversas técnicas para aumento de volume alveolar tem sido propostas, entretanto, tais técnicas possuem limitações como: serem procedimentos invasivos, possuírem alto custo, longa duração de tratamento e previsibilidade duvidosa (MANGANO et al., 2016). Em adição a estas limitações devemos salientar que a fase cirúrgica de enxertia para aumento vertical alveolar requer um alto nível de conhecimento técnico por parte do cirurgião (VASCO et al., 2011).

Implantes curtos e extra curtos foram idealizados como alternativa aos procedimentos de enxertia em pacientes que possuem volume ósseo insuficiente ou onde a previsibilidade seja duvidosa, além de serem uma outra opção para pacientes que possuem certa resistência a estes procedimentos (VAN STADEN et al., 2014).

Um implante é considerado extra curto quando ele possui altura igual ou menor a 5 mm (MEIMANDI et al., 2018). Estes implantes, quando comparados aos implantes de altura regular podem ter um desempenho menos favorável por possuírem menor área de superfície para a osseointegração. Em regiões posteriores da mandíbula onde as forças oclusais são mais elevadas e a qualidade óssea menos favorável, o desempenho dos implantes extras curtos é duvidoso (MEIMANDI et al., 2018). Ainda assim, eles representam uma alternativa frente aos procedimentos de enxertia, principalmente pela agregação de novas tecnologias de superfície, geometria e conexão as quais levaram ao aumento nas taxas de sobrevida de implantes extra curtos comparáveis aos implantes entre 10 e 15 mm de comprimento (CALVO-GUIRADO et al., 2016).

A menor área de superfície osseointegrável em implantes extra curtos e a maior proporção coroa/implante constituem suas principais desvantagens. Elas são responsáveis pelo aumento da tensão alveolar causada pela transmissão das forças de mastigação. Forças excessivas e pouco balanceadas sobre implantes dentais são fatores que interferem negativamente a taxa de sucesso implantar a longo prazo, pois a ausência de ligamentos periodontais ao redor dos implantes fazem com que as forças sejam transmitidas diretamente ao osso alveolar criando áreas com concentração de tensões (DIMILILER et al., 2018). Entretanto, a relação entre sobrecarga e falha implantar ainda é controversa, contudo altas taxas de falha implantar em áreas de pouca qualidade óssea pode ser um indicativo que o excesso de carregamento pode ser uma das causas possíveis (KIM et al., 2014).

O diâmetro e o tipo de conexão constituem um fator de importância na biomecânica implantar (MORAES et al., 2018), estudos tem demonstrado que implantes de conexão cônica interna exibem uma melhor distribuição da tensão sobre o tecido ósseo quando comparados aos implantes de hexágono externo (DE FARIA ALMEIDA et al., 2014; SANTIAGO et al., 2016). Conexões do tipo cone morse tem mostrado altos índices de sucesso, através da preservação alveolar favorável em restaurações implanto suportadas. Esta performance clínica pode ser explicada pela diminuição do “*micro-gap*” o que levaria a diminuição da contaminação bacteriana em comparação aos outros tipos de conexão (LEMOS et al., 2018). No trabalho de LEMOS et al., (2018) foi demonstrado que as conexões do tipo cone morse permitem uma estabilidade óssea crestal superior aos outros tipos de conexões quando são aplicadas cargas axiais e oblíquas.

Graças ao princípio morse da conexão, a alta fricção entre as superfícies de dois elementos cônicos iguais faz com que estas interfaces se conectem perfeitamente. A este fenômeno damos o nome de solda fria. O termo solda fria é explicado através da sobreposição microscópica de duas superfícies lisas a qual levaria a um tipo de interpenetração e fusão entre suas asperidades resultado do contato por pressão (SANNINO; BARLATTANI, 2013). A maior vantagem para este tipo de conexão é a estabilidade mecânica, não havendo espaços para micro movimentações entre as superfícies (CAVIT et al., 2004).

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Método de Elementos Finitos

O método de elementos finitos (MEF) foi originado no final do século XVIII por Gauss, que utilizava funções de aproximação para resolução de problemas matemáticos (LOTTI et al., 2006). O desenvolvimento do MEF aconteceu muito mais tarde apenas em 1950 com o auxílio da computação, que facilitou a resolução de questões complexas (TAYLOR et al., 2015).

Quando transportamos situações reais para programas de computador temos que considerar situações ditas não lineares, as quais podem ser divididas em 3 principais categorias: não linearidade dos materiais, mudanças na inter-relação de objetos e não linearidade geométrica. Com relação a não linearidade dos materiais podemos dizer que alguns materiais podem alterar sua dureza quando são utilizadas cargas diferentes, essas particularidades são expressadas no programa computacional como relações de deformação-tensão não linear. Muitos fatores podem influenciar as relações tensão, entre elas podemos citar o tempo e trajetória da força aplicada e as condições ambientais como a temperatura. O comportamento dinâmico do ligamento periodontal e tecidos orais também podem ser simulados com esse princípio de não linearidade dos materiais. Mudanças na inter-relação dos objetos também é um comportamento facilmente visualizado na cavidade bucal como por exemplo interações dente-dente ou material-tecido. E por último a não linearidade geométrica são caracterizadas por grandes deformações e/ou rotações, as quais são ocasionalmente sofridas em materiais odontológicos, como por exemplos os fios. Frequentemente a dureza da estrutura aumenta com o aumento da deflexão (WAKABAYASHI et al., 2008).

O método de elemento finito tem sido amplamente aplicado para análise da distribuição de tensão nos implantes dentais e osso adjacente. O MEF é uma ferramenta efetiva e pode ser utilizada para resolução de problemas mecânicos complexos através da fragmentação de estruturas geométricas complexas em uma coleção de vários elementos geométricos pequenos simples (ROY et al., 2018). Vários pesquisadores tem utilizado o MEF para

avalição de implantes dentais e fatores correlacionados (VASCO et al., 2011; BRESSAN et al., 2014; VAN STADEN et al., 2014; PISANI et al., 2018).

Weinstein em 1976 foi pioneiro na utilização do MEF na implantodontia. Componentes do sistema osso-implante são constituídos de estruturas geométricas de alta complexidade, por causa dessa característica o MEF é uma alternativa viável para análise desse sistema. Uma das etapas mais desafiadoras do MEF é a fase denominada modelagem, onde desenhamos tridimensionalmente as estruturas constituintes do sistema que queremos analisar. Há necessidade nessa etapa de assumir certas simplificações para que o processo matemático possa ser resolvido (GENG et al., 2001).

O MEF para uma análise corriqueira de tensão é composta pelos seguintes passos (ASSUNÇÃO et al., 2009):

1. Modelagem do problema a ser avaliado, realizado através de um software de CAD (*computer-aided-design*)
2. Criação da malha, onde a estrutura geométrica será dividida em vários elementos geométricos menores
3. Formulação e alimentação do software com as propriedades dos materiais envolvidos na estrutura da análise
4. Montagem dos elementos para se obter uma estrutura coesa
5. Aplicação das forças
6. Especificação de como a estrutura será suportada
7. Solução das equações matemáticas
8. Representação dos cálculos dos elementos de tensão e deformação em forma gráfica

Dita uma das maiores vantagens do MEF é implementação de métodos estatísticos, principalmente a análise probabilística. Porém ainda há um espaço grande a ser explorado, particularmente quando tentamos fazer uma correlação entre o *in silico* e o *in vivo*. Com o avanço das cirurgias assistidas por computador ou robôs começaremos a obter mais dados mais condizente à realidade, onde nos poderemos os processar e compilar para serem utilizados de maneira mais fiel em elementos finitos (TAYLOR et al., 2015).

Segundo TAYLOR et al. (2015), o MEF tem um grande potencial, mas ainda deve superar três desafios:

- i. Propriedade dos materiais: somente a aplicação do módulo de Young e o coeficiente de Poisson para materiais isotrópicos deixam as simulações em elemento finito limitadas pela falta de mais dados disponíveis
- ii. Entendimento do comportamento dos sistemas e processos físicos: em alguns casos ainda não temos entendimento completo e suficiente sobre alguns mecanismos como por exemplo carregamento de estruturas ósseas
- iii. Desenho do estudo: elementos finitos tendem a empregar estudos comparativos e paramétricos, baseados em dados extraídos de um padrão determinado em literatura, o que nos restringe apenas a situações padronizadas deixando um viés para casos específicos.

De acordo com ASSUNÇÃO et al. (2009), a versatilidade do MEF tem sido utilizada na implantodontia para se investigar estratégias terapêuticas em reabilitações de desdentados, avaliação da distribuição de tensão na interface implante-abutment, desenvolver modelos que representam mais a realidade na interface implante-osso, avaliação da variação da altura e largura dos implantes e determinação da distribuição de tensão com relação ao sistema de implante, posição do implante, tipo de osso e condições de cargas.

2.2 Implantes extra curtos

Áreas de grande atrofia alveolar onde necessitam da reabilitação protética se utilizando implantes, representam um dos maiores desafios da implantodontia moderna. O protocolo padrão para estas situações de atrofia são as grandes regenerações ósseas, que compreendem o uso de barreiras, enxertos ósseos, distração osteogênica, aumento de seio maxilar, entre outros. Estes procedimentos possuem um custo elevado, necessitam de tempo e apresentam grande morbidade (SHAH et al., 2018).

Tratamentos com implantes podem ser de curto prazo de duração, são simples e com alta previsibilidade. Contudo, a colocação de implantes dentais pode ser limitada devido a situações físicas como a diminuição do tamanho do

osso residual. A introdução dos implantes curtos representa um grande desenvolvimento e uma alternativa terapêutica para este público (POMMER et al., 2011).

Alguns autores consideram implantes extra curtos quando os mesmos apresentam comprimento igual ou menor a 5,0 mm (CALVO-GUIRADO et al., 2016; MEIMANDI et al., 2018). Modificações no desenho e comprimento nos implantes serviram de uma abordagem alternativa para superar os desafios dos rebordos atroficos. Um dos principais benefícios dos implantes curtos é poder evitar cirurgias de aumento ósseo, e por consequência reduzirmos o tempo de tratamento, morbidade e custos(SÁNCHEZ-GARCÉS et al., 2012).

JAYME et al. (2015), realizaram um estudo de MEF comparativo entre utilização de apenas implantes curtos(4,0 mm x 7,0 mm) e implantes de 15,0 mm associados a lateralização do nervo alveolar inferior (LNAI) com diferentes proporções implante:prótese (1:1,5, 1:2 e 1:2,5). Os resultados parciais deste estudo rejeitaram a hipótese de que implantes de 15,0 mm + LNAI e implantes curtos de 7,0 mm possuem risco similar de perda óssea, mostrando que embora os resultados dos implantes + LNAI sejam melhores nos modelos avaliados, as variações em altura das próteses tiveram proporcionalmente um impacto similar em ambos tratamentos, concluindo que a proporção implante:prótese não foi um recurso confiável para se avaliar o risco nessa comparação.

Podemos citar como um princípio básico da biomecânica para utilização de implantes curtos que a porção mais crestal do implante é a mais envolvida no suporte de carga, enquanto a área de menor incidência de tensão é a porção mais apical. Além do que o aumento de tensão óssea na área mais crestal quando utilizamos implantes curtos não está diretamente relacionada com a altura do implante e sim com o diâmetro (CALVO-GUIRADO et al., 2018).

VAN STADEN et al. 2014, realizaram um estudo onde foi realizada uma avaliação através do MEF com implantes curtos em região posterior de maxila, com proporção de 2:1 em relação coroa/implante. Eles chegaram à conclusão que implantes de pescoço liso sem a presença de dentes produzem uma redução na tensão na região de osso cortical. Geralmente a tensão é

concentrado na região crestal ao redor do pescoço do implante, muito devido a inclinação natural das forças mastigatórias.

Próteses unidas ou individualizadas sobre implantes curtos parecem ser um fator que pode interferir na distribuição de tensão e deformação sobre o osso adjacente. MEIMANDI et al. 2018, compararam a distribuição de deformação e tensão sobre o osso adjacente em implantes curtos de 6 mm com próteses unidas e individualizadas através do MEF. Foi observado que implantes curtos que utilizam próteses unidas podem promover uma melhor distribuição de tensão óssea especialmente sob a ação de forças laterais. Também foi constatado neste estudo que diâmetros maiores podem efetivamente reduzir a tensão ao redor do osso, porém parece não ter relação na redução da tensão.

RAVIDÀ et al. 2019, através de uma revisão sistemática, constataram que implantes extra curtos (< 6,0 mm) são uma alternativa de tratamento viável em rebordos atróficos, demonstrando uma taxa de sobrevida satisfatória, além de uma baixa taxa de complicações protéticas e biológicas com acompanhamentos por volta de 5 anos. A mais, implantes extra curtos unidos por próteses estão associados a menores taxas de complicação protética e falha implantar quando comparados a implantes extra curtos com próteses individualizadas.

Um outro estudo onde foi analisado implantes extra curtos(6,0 mm x 5,0 mm) em região posterior de maxila, concluiu que implantes extra curtos instalados em residuais ósseos de 4, 5, 6 ou 7,0 mm distribuem melhor as forças de tensão do que implantes do tipo *standard* (4,5 mm x 11,0 mm) em residuais ósseos de 13,0 mm (KIM et al., 2014).

Historicamente implantes mais longos tem sido considerados padrão ouro na implantodontia, devido a sua maior área de osseointegração e uma menor proporção coroa/implante, porém, dados mais recentes revelaram que esta suposição do padrão ouro dos implantes mais longos estava incorreta (VAN STADEN et al., 2014).

MONJE et al. 2014, realizaram uma revisão sistemática e meta-análise sobre a perda de osso marginal ao redor de implantes curtos (< 10,0 mm) os quais foram utilizados para suportar próteses fixas. Foi realizada uma busca eletrônica no MEDLINE via Pubmed entre 2006 e 2012, onde foram incluídos estudos do tipo RCT. Através de uma meta-regressão na variável altura do implante foi constatado que a altura do implante é estatisticamente insignificante em relação a perda óssea marginal. Dentro das limitações do estudo foi concluído que implantes dentais com menos 10,0 mm apresentaram um nível de perda óssea marginal semelhante aos implantes tradicionais com mais de 10,0 mm em próteses implanto suportadas.

Com o desenvolvimento de novas tecnologias de superfície e o aumento da taxa de sobrevida, a eficácia dos implantes curtos é comparada com a dos implantes mais longos entre 10,0 – 15,0 mm. Alguns autores mostram que o melhoramento dessas tecnologias de superfície pode aumentar o coeficiente de estabilidade implantar e diminuir a perda óssea marginal (SUL et al., 2009; KARABUDA et al., 2011). Um estudo de SLOTTE et al. (2012), mostrou que implantes de titânio de 4 mm de altura e 4.1 mm de diâmetro com superfície SLActive podem ser utilizados seguramente com sucesso para suportar próteses fixas dentais em região posterior de mandíbula severamente reabsorvida por ao menos 2 anos com condições periodontais saudáveis.

SONG et al. (2016), idealizaram um estudo com MEF em casos onde foram utilizados implantes curtos (7,0 mm) para suportar restaurações de dentes molares em maxila atrófica posterior. Dentes molares superiores podem ter até 3 raízes para estabilizar as forças mastigatórias, partindo desse pressuposto foi desenhada uma estrutura de dois implantes curtos para suporte de uma prótese de dente molar superior. A conclusão foi de que 2 implantes curtos podem ser úteis para atingir uma distribuição da tensão estável no osso de suporte e no complexo abutment-implante em maxila atrófica posterior.

No estudo de VIDYA BHAT et al. (2014), foi realizado uma análise na distribuição de tensão ao redor de um único implante extra curto através do MEF. Eles utilizaram implantes de 6, 8, 10 e 13,0 mm onde foram aplicadas

cargas verticais de 250 N e horizontais de 100 N. Neste estudo a tensão nos implantes de 6,0 mm sob carga vertical de 250 N foi quase o mesmo que nos implantes de 8,0 e 10,0 mm e a tensão nos implantes de 6,0 mm sob carga horizontal de 100 N foi menor quando comparados aos implantes de 8, 10, e 13,0 mm.

2.3 Conexões do tipo Morse

Diversos fatores mecânicos e biológicos podem ser considerados como possíveis causas para perda óssea precoce ao redor dos implantes, entre estes fatores podemos citar: trauma cirúrgico, trauma oclusal, peri-implantite, presença de micro-gap, propriedade dos materiais e desenho do implante-abutment. Cargas mecânicas associadas com o desenho do implante desempenham o papel mais importante em relação ao sucesso a longo prazo dos implantes (MACEDO et al., 2017).

MORAES et al. (2018), descrevem que implantes curtos com diâmetros mais largos possuem uma taxa de sobrevida maior em relação aos implantes curtos com diâmetros mais estreitos. Em adição ao diâmetro, o tipo de conexão é um fator importante na biomecânica na instalação de implantes. Implantes com conexão cônica interna do tipo morse exibem uma melhor distribuição de tensão no osso adjacente quando comparados a implantes de conexão externa.

TONIOLLO et al. (2013), realizaram uma análise por MEF da distribuição de tensão sobre implantes de conexão morse, neste estudo variaram o comprimento dos implantes e a dimensão das coroas. Dentro das limitações do estudo chegaram as seguintes conclusões:

- i. Forças oblíquas induzem maior tensão na face aonde elas são direcionadas
- ii. Quanto maior a altura do pilar maior a tensão
- iii. Coroas maiores, junto com implantes de menor comprimento causam maior tensão nas superfícies dos implantes
- iv. Quanto mais distais implantes curtos são posicionados suportados por próteses maiores geram uma maior tensão sobre a superfície externa desses implantes

MANGANO et al. (2016), analisaram o efeito da proporção coroa:implante sobre a performance clínica dos implantes extra curtos com conexão do tipo morse. Através de uma análise de regressão, o modelo falhou em encontrar correlação entre a proporção coroa:implante e a perda óssea marginal. Chegaram à conclusão que implantes extra curtos com conexão morse podem ser utilizados com sucesso em áreas posteriores de mandíbula.

No estudo de LEMOS et al. (2018), foram avaliados comparativamente implantes de conexão do tipo morse em região posterior de maxila com MEF. Foi observado que próteses unidas somente tinham efeito positivo quando eram aparafusadas e não possuíam influência quando eram cimentadas. Próteses cimentadas sem união sobre implantes de conexão do tipo morse mostraram uma distribuição mais favorável no conjunto implante-abutment e tecido ósseo. Próteses unidas mostraram resultados mais favoráveis na distribuição de tensão somente sobre próteses aparafusadas sob ação de cargas oblíquas.

SANTIAGO et al. (2016); MACEDO et al. (2017); MORAES et al. (2018), constataram em seus respectivos estudos que implantes com conexão do tipo morse se comportam melhor biomecanicamente em relação ao tecido ósseo adjacente.

TONIOLLO et al. (2012), através do MEF observaram que implantes curtos com conexão do tipo morse possuem a capacidade de dissipar melhor as forças oclusais no osso adjacente, porém devemos observar que proporções aumentadas de coroa:implante podem sobrecarregar e comprometer todo o sistema.

Num estudo *in vitro* de AGUIRREBEITIA et al. (2017), foi descrito que inicialmente o conjunto abutment-implante do tipo morse era retido ficcionalmente. A natureza cônica da união dos componentes permite a aplicação de pressão relativamente grande, conseqüentemente as tensões friccionais são também relativamente grandes sem esforço excessivo. Tem sido descrito como uma desvantagem a natureza friccional desse tipo de retenção. Contudo essa desvantagem pode ser considerada um benefício

quando comparadas a conexões indexadas que podem sofrer afrouxamento do parafuso retentor do abutment.

VILLARINHO et al. (2015), realizaram uma comparação da estabilidade biomecânica entre abutments indexados e não indexados friccionais em implantes do tipo morse. A presença do parafuso indexador mostrou afetar negativamente a estabilidade biomecânica dos abutments indexados. Portanto foi concluído que abutments indexados por parafuso retentor em coroas unitárias representam um maior risco biomecânico ao conjunto implante-abutment sob função mastigatória.

CASTRO et al. (2015), avaliaram a influência do diâmetro em implantes do tipo morse de 13mm de comprimento sob ação de forças compressivas. De acordo com os resultados obtidos neste estudo, foi admitido que o diâmetro influencia na tensão em torno das paredes internas e externas da região cervical dos implantes do tipo morse, porém em todos diâmetros (3,5, 4,0 e 5,0 mm) foram demonstrados valores de tensão clinicamente aceitáveis.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo desse estudo foi analisar, por meio de análise de elementos finitos, a distribuição das tensões geradas nas diferentes estruturas (pilar, implante e osso) de um sistema de implantes cone morse friccional (Arcsys–FGM-Brasil) extra curto com comprimento de 5,0 mm quando uma carga de 150 N é aplicada nas seguintes situações:

- a) Quando direcionamos a carga no sentido axial e oblíquo;
- b) Quando utilizamos diferentes diâmetros dos implantes (5,0 mm e 4,3 mm);
- c) Quando utilizamos diferentes angulações do pilar (0° e 20°)

4. MATERIAIS E MÉTODOS

A análise por meio do MEF consiste basicamente em 3 etapas fundamentais para sua realização: pré-processamento, processamento e pós-processamento. No pré-processamento ou modelagem é realizado o desenho da estrutura digital tridimensional a ser estudada por *softwares* específicos de CAD (*computer-aided-design*), no caso particular do presente estudo, os modelos digitais foram realizados através do programa Rhinoceros 5.4.1 (Robert Macneel & Associates). Nessa etapa realizamos o desenho digital da macrogeometria da base óssea, implante, pilar, cimento, coping e coroa protética.

A segunda etapa é chamada de processamento, na qual é realizada a edição do modelo geométrico tridimensional obtido na etapa anterior, através de outro *software* específico de cálculo por elementos finitos chamado Ansys Workbench 19.0 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, EUA). Inicialmente nesta etapa transformaremos a estrutura geométrica tridimensional complexa em uma malha composta por elementos geométricos menores mais simples (elementos finitos), cujo objetivo é propiciar a obtenção de informações qualitativas (análise gráfica da distribuição de tensão e deformação) e quantitativas ou numéricas (representação numérica dos picos de tensão e deformação) através de cálculos matemáticos realizados através desse programa.

A terceira e última etapa consiste no pós-processamento, que é a análise dos resultados qualitativos e quantitativos através da discussão das informações numéricas e gráficas referentes aos valores de tensão de cada componente do modelo tridimensional.

4.1 Pré-processamento ou modelagem

4.1.1 Base óssea

O modelo geométrico tridimensional computadorizado da base óssea foi realizado manualmente através do software Rhinoceros 5.4.1 (Robert Macneel & Associates). Através do método de desenho manual realizamos uma simplificação do desenho anatômico real da base alveolar, porém apesar dessa

simplificação inicial, na segunda etapa de processamento será inserido informações das propriedades físicas de cada tipo ósseo envolvido no complexo implantar real.

No presente estudo foram realizados dois desenhos de base óssea alveolar, um modelo associado a implante com pilar reto e outro associado a implante com pilar angulado a 20° (Figura 1 e 2). A angulação do pilar à 20° foi selecionada, pois está é angulação máxima permitida pelo sistema de implantes Arcsys–FGM-Brasil. A realização de dois desenhos de bases ósseas possibilitou que os implantes ficassem instalados a nível ósseo, com a finalidade de disponibilizar a análise da distribuição das cargas também a nível cortical em todas configurações de pilar, uma vez que os implantes que receberam pilares angulados a 20° também foram instalados com uma inclinação a 20° na base óssea, simulando situações reais onde há a necessidade da utilização de pilares angulados.

A espessura da cortical foi de 1,0 mm das paredes vestibular e lingual e de 0,5 mm na parede superior da base alveolar(SONG et al., 2016).

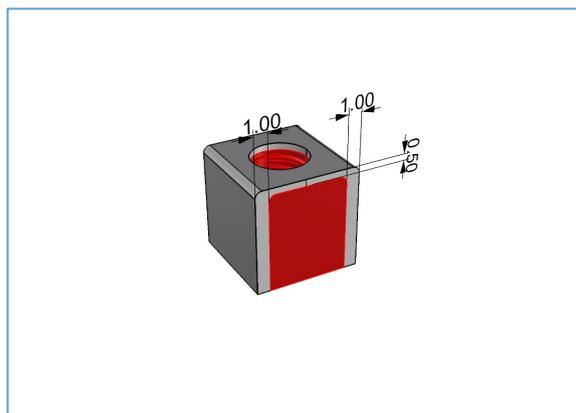


Figura 1- base óssea (implantes com pilar reto)

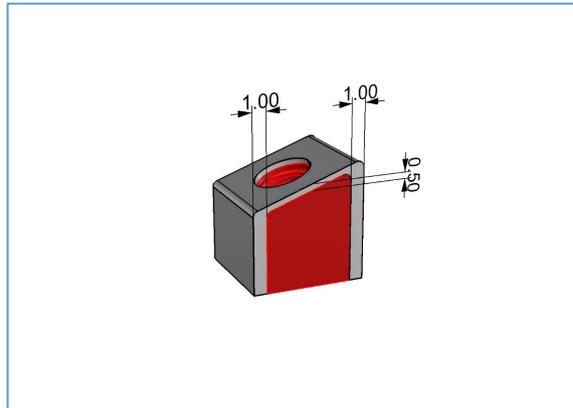


Figura 2- base óssea (implante com pilar à 20 graus)

4.1.2 Implantes e pilares

No presente estudo de elementos finitos foram utilizados implantes extra curtos do tipo morse com pilar friccional (Arcsys-FGM short, plataforma protética de 5,0 mm e 4,3 mm de diâmetro e 5,0 mm de comprimento). As especificações técnicas para a realização dos desenhos geométricos tridimensionais foram coletadas na biblioteca virtual do site da própria empresa (www.fgm.ind.br/site/biblioteca-implantes).

Os pilares selecionados para este estudo seguiram as seguintes especificações: 4,2 mm de diâmetro e 6,0 mm de comprimento com cinta de 2,5 mm para próteses cimentadas. Os pilares foram utilizados de forma reta e angulados a 20°.

Na figura 3 são representados os modelos geométricos tridimensionais e as representações técnicas dos implantes e pilares selecionados.

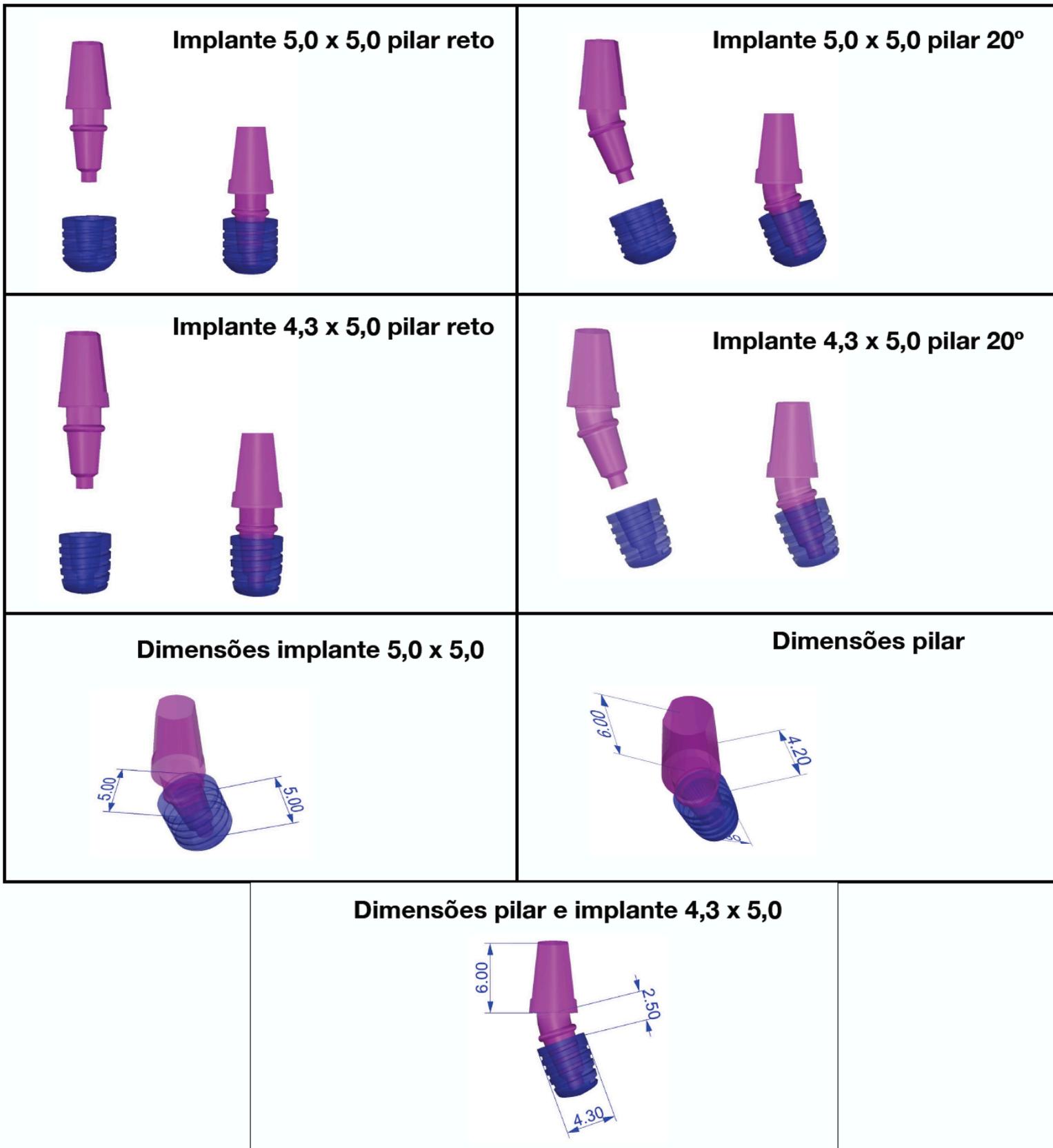


Figura 3 - Representação dos modelos geométricos e especificações técnicas implante – pilar (mm)

4.1.3 Montagem dos modelos de situações clínicas

A montagem dos modelos de situações clínicas (implante+ pilar +base óssea) também foi realizada através do programa de CAD Rhinoceros 5.4.1 (Robert Macneel & Associates), cujo procedimento originou modelos de 4 situações clínicas (Tabela 1).

Grupo 1	Implante 5,0 x 5,0 – pilar reto
Grupo 2	Implante 5,0 x 5,0 – pilar 20 graus
Grupo 3	Implante 4,3 x 5,0 – pilar reto
Grupo 4	Implante 4,3 x 5,0 – pilar 20 graus

Tabela 1 - Grupos de situações clínicas

4.1.4 Modelagem das próteses implanto suportadas

Os desenhos das coroas protéticas foram modelados no programa Rhinoceros 5.4.1 (Robert Macneel & Associates). Os modelos foram padronizados através da confecção de estruturas geométricas unitárias de coroas em porcelana feldspática de primeiros molares inferiores com dimensões aproximadas de 9,0 x 9,0 mm realizadas manualmente no *software* Rhinoceros 5.4.1 (Robert Macneel & Associates). No topo das coroas foram inseridas estruturas cilíndricas formando um ângulo reto a 90 graus com a coroa e também outras inclinadas a 30 graus (Figura 4) em cada um dos quatro grupos de situações clínicas. Esses cilindros servem de base para aplicação de cargas axiais (cilindro a 90 graus) e oblíquas (cilindro a 30 graus).

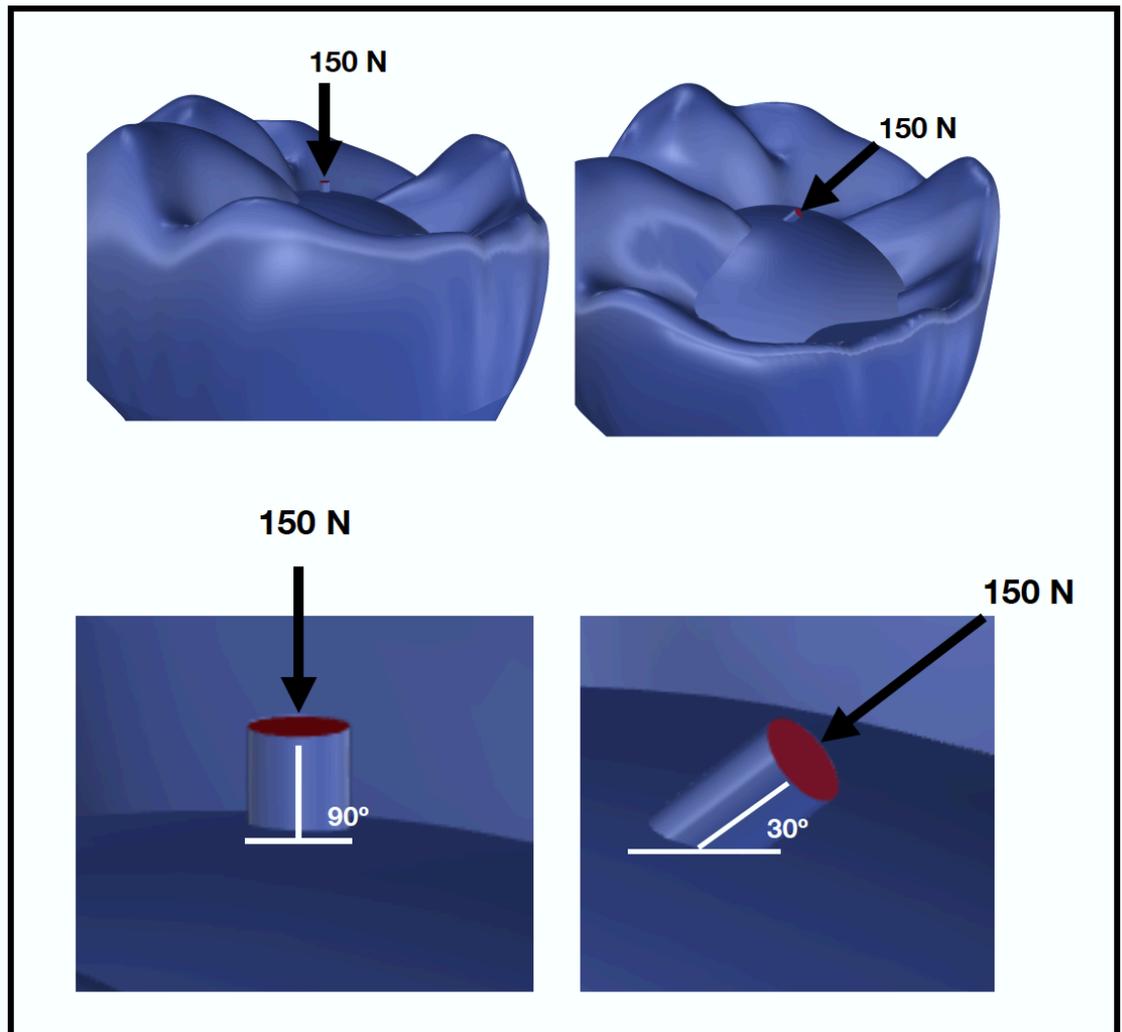


Figura 4 - desenho dos cilindros para aplicação das forças axial (90°) e oblíqua (30°)

A espessura mínima de cerâmica na coroa protética foi de 1mm, e de um mínimo de 0,3 mm para a infraestrutura metálica. Também foi construído uma estrutura com uma espessura mínima de até 0,1 mm que representa o cimento resinoso, o qual irá promover a união entre a infraestrutura metálica da coroa e o componente (Figura 5).

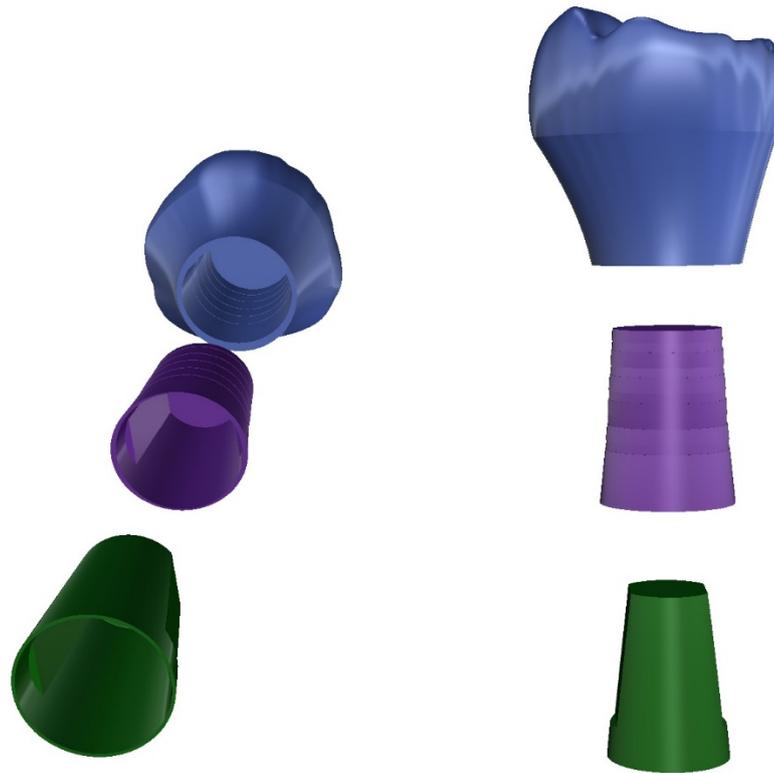


Figura 5 - Desenho coroa protética, infraestrutura metálica e cimento

4.2 Processamento

Os modelos criados na etapa de modelagem foram importados para o software Ansys Workbench 19.0 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, EUA). Para cada material das estruturas modeladas (coroa, infraestrutura metálica, cimento, pilar, implante, osso cortical e osso medular) foram inseridos valores correspondentes as propriedades mecânicas de cada elemento individualmente (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson).

As propriedades mecânicas de cada elemento foram extraídas da literatura (Tabela 2), todos materiais foram considerados como isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos, exceto para o material que compõem o pilar que é composto de uma liga de aço inoxidável específica (ASTM-F138) que sofre encruamento sob deformação plástica (componentes angulados a 20 graus).

Estrutura/Material	Módulo de Elasticidade (Gpa)	Coefficiente de Poisson	Referência
Porcelana Feldspática	82,8	0,35	(TONIOLLO et al., 2013)
Infraestrutura metálica	218	0,33	(TONIOLLO et al., 2013)
Cimento resinoso	7	0,25	(TONIOLLO et al., 2013)
Pilar aço ASTM F138	187,5	0,33	www.matweb.com
Implante	110	0,35	(SONG et al., 2016)
Osso Medular	1,37	0,30	(SONG et al., 2016; TRIBST, 2019)
Osso Cortical	13,7	0,30	(SONG et al., 2016; TRIBST, 2019)

Tabela 2 - Propriedades mecânicas dos materiais, estruturas e referências

Após a fase de incorporação dos dados das propriedades pelo software foi gerada a malha para cada estrutura geométrica. Para as regiões correspondentes as áreas de maior interesse para o presente estudo, foi realizado um procedimento chamado de refinamento da malha, o que corresponde ao aumento do número de elementos nas áreas críticas para diminuirmos as distorções nos resultados e trazer fidedignidade ao modelo estudado. O número total de elementos nos modelos analisados variou de 206.027 a 221.114 e de nós de 305.892 a 331.247. Na figura 6 está representado exemplos das malhas criadas.

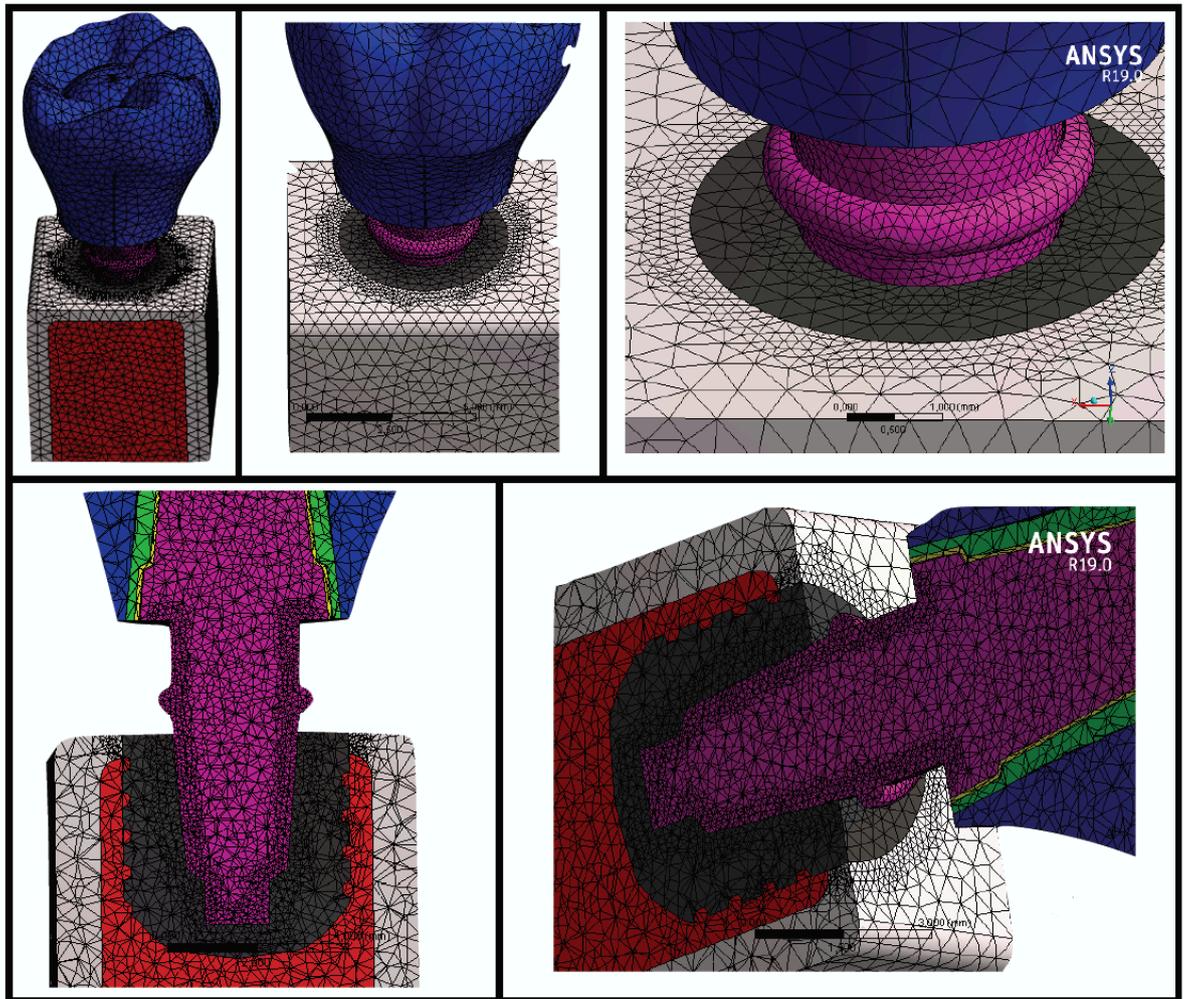


Figura 6 - Criação das malhas e evidência do refinamento nas interfaces de interesse (implante-pilar-osso)

Em relação aos contatos entre as estruturas constituintes do modelo geométrico, foi considerado como contato sem separação entre coroa-infraestrutura metálica, infraestrutura metálica-cimento, cimento- pilar e osso medular-osso cortical. Entre a superfície interna do implante e a superfície externa do pilar foi adotado o contato do tipo friccional, utilizando um coeficiente de fricção de 0,3 (ALKAN et al., 2004). Entre o implante-osso foi assumido contato do tipo unido (bonded) para simularmos a completa osseointegração.

Antes de prosseguirmos com a solução do problema matemático de todas as situações clínicas propostas, adotamos as faces do osso cortical e medular como suporte fixo. Aplicamos também uma força no sentido apical de

150 N sobre as superfícies cilíndricas descritas anteriormente e encontradas sobre a coroa protética, mais especificamente na superfície superior dessas mesmas estruturas, representadas em vermelho na figura 4. O cilindro reto a 90 graus unido a coroa protética simula a força axial e o cilindro angulado a 30 graus a força oblíqua.

Todas as simulações deste estudo foram analisadas quantitativamente e qualitativamente. Os resultados foram individualizados de acordo com as estruturas de interesse principal do estudo: implante, pilar e osso peri-implantar (osso cortical e osso medular).

A coroa protética, infraestrutura metálica e cimento foram modeladas e inseridas nas simulações apenas para trazerem fidedignidade aos resultados mensurados nas estruturas focais deste estudo (implante, pilar e osso peri-implantar), portanto não serão analisados resultados quantitativos nem qualitativos destas estruturas.

Os implantes, pilares e osso peri-implantar foram analisados através do critério de von Mises, este critério é comumente utilizado para análises de distribuição de tensão através de estruturas dúcteis (CICCI et al., 2014; MOON et al., 2017), além de fornecer resultados sempre positivos o que facilita os estudos comparativos (MORGAN et al., 2004). O osso peri-implantar também foi submetido ao método de Mohr-Coulomb, este método propicia a diferenciação do impacto das tensões de tração e compressão de maneira distinta. O critério de Mohr Coulomb é um método interessante para avaliação comparativa do risco à danos ósseos, exatamente por considerar a natureza frável do tecido ósseo, o osso sofre danos tanto sobre ação de forças de compressão e tração (EDWARDS et al., 2012).

5. RESULTADOS

Os implantes foram analisados através do critério de Von Mises. Os resultados foram relacionados proporcionalmente ao limite de escoamento (tensão máxima antes de ocorrer a deformação plástica) do titânio grau V, sendo que 1130 MPa corresponde a 100% (www.matweb.com) (Tabela 3).

	Grupo I		Grupo II		Grupo III		Grupo IV	
	Tensão Max. (Mpa)	Proporção Lim. Esc.						
Axial	73,24	6,48%	179,19	15,86%	80,85	7,15%	198,40	17,56%
Obliqua	1039,20	91,96%	1493,90	132,20%	1156,00	102,30%	1693,20	149,84%

Tabela 3 - Resultados- Implante: pico máximo de tensão (MPa) / relação entre os resultados obtidos e o limite de escoamento do titânio de Grau V (%)

De acordo com os valores máximos de tensão sobre os implantes foi realizado um gráfico de barras demonstrando os picos de tensão para cada especificação (Figura 7).

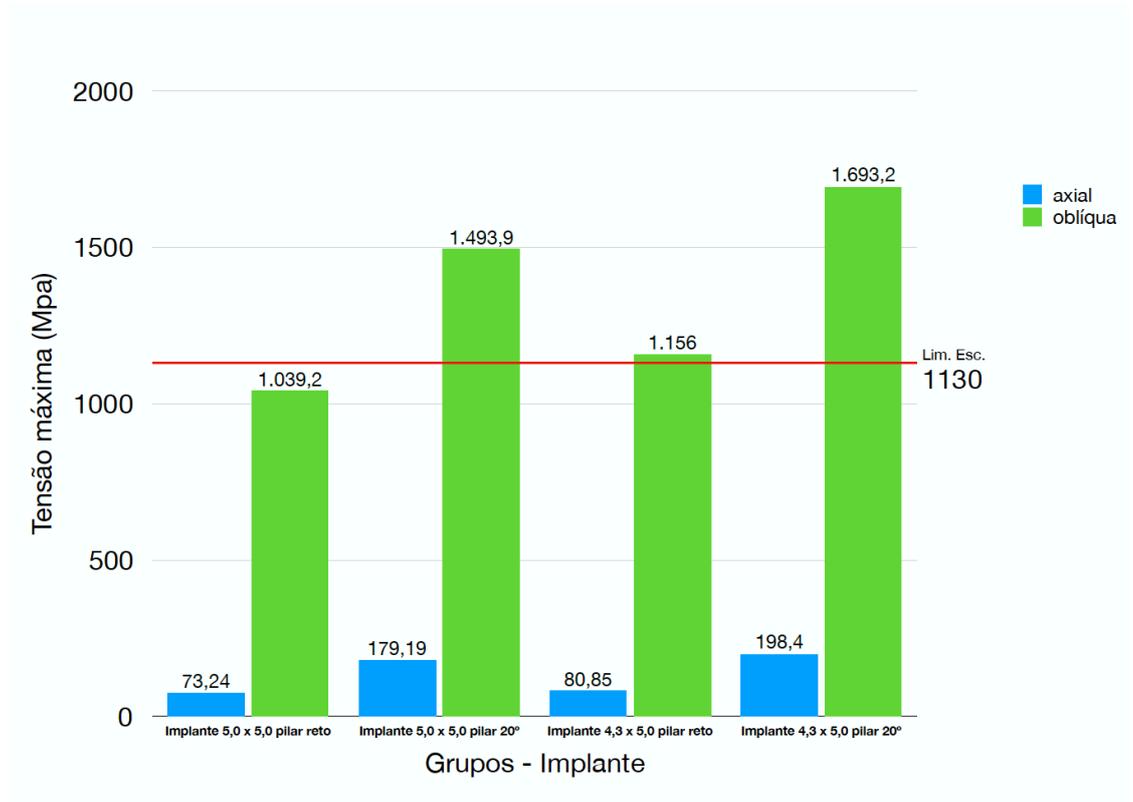


Figura 7 - Gráfico em barras representativo dos picos máximos de tensão nos implantes para cada grupo sob ação de carga axial e oblíqua (MPa)

Os pilares também foram analisados através do critério de von Mises. Os resultados foram relacionados proporcionalmente ao limite de escoamento (tensão máxima antes de ocorrer a deformação plástica) do aço do tipo ASTM F138 (www.matweb.com), sendo que 827 MPa corresponde a 100% (Tabela 4).

	Grupo I		Grupo II		Grupo III		Grupo IV	
	Tensão Max. (Mpa)	Proporção Lim. Esc.						
Axial	36,28	4,36%	83,47	10,09%	35,61	4,40%	84,27	10,19%
Oblíqua	415,86	50,28%	533,66	64,53%	427,76	51,72%	534,44	64,62%

Tabela 4 - Resultados- pilar: pico máximo de tensão (MPa) / relação entre os resultados obtidos e o limite de escoamento do aço ASTM F138 (%)

De acordo com os valores máximos de tensão sobre os pilares foi realizado um gráfico de barras demonstrando os picos de tensão para cada situação (Figura 8).

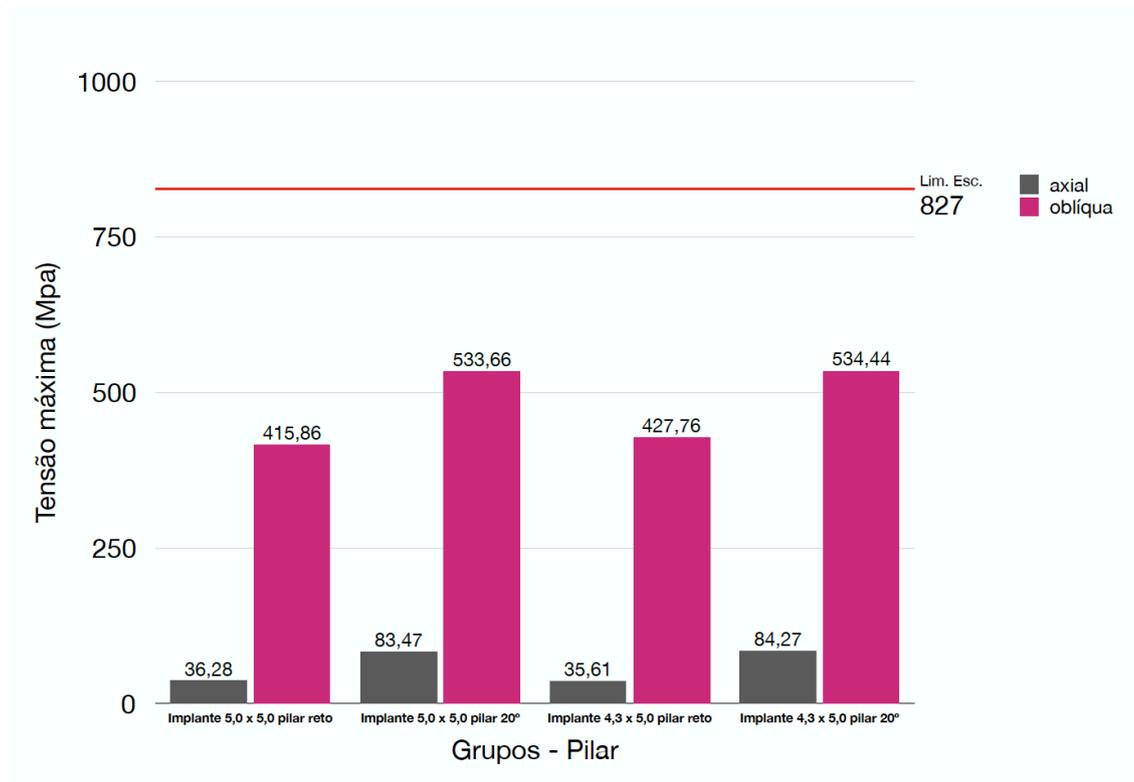


Figura 8 - Gráfico em barras representativo dos picos máximos de tensão nos pilares para cada grupo sob ação de carga axial e oblíqua (MPa)

O osso peri-implantar foi primeiramente analisado através do critério de von Mises. Os resultados foram relacionados proporcionalmente ao limite de escoamento (tensão máxima antes de ocorrer a deformação plástica) do tecido ósseo (www.matweb.com), sendo que 114 MPa corresponde a 100% em situações de aplicação de cargas axiais e 50 MPa a 100% em aplicação de cargas oblíquas (Tabela 5).

	Grupo I		Grupo II		Grupo III		Grupo IV	
	Tensão Max. (Mpa)	Proporção Lim. Esc.						
Axial	37,19	28,61%	84,59	65,07%	35,90	27,61%	51,23	39,41%
Obliqua	128,87	257,74%	266,26	532,52%	153,67	307,34%	237,60	475,20%

Tabela 5 - Resultados- osso peri-implantar: pico máximo de tensão (MPa) / relação entre os resultados obtidos e o limite de escoamento do osso peri-implantar (%)

De acordo com os valores máximos de tensão sobre o osso peri-implantar foi realizado um gráfico de barras demonstrando os picos de tensão para cada situação (Figura 9).

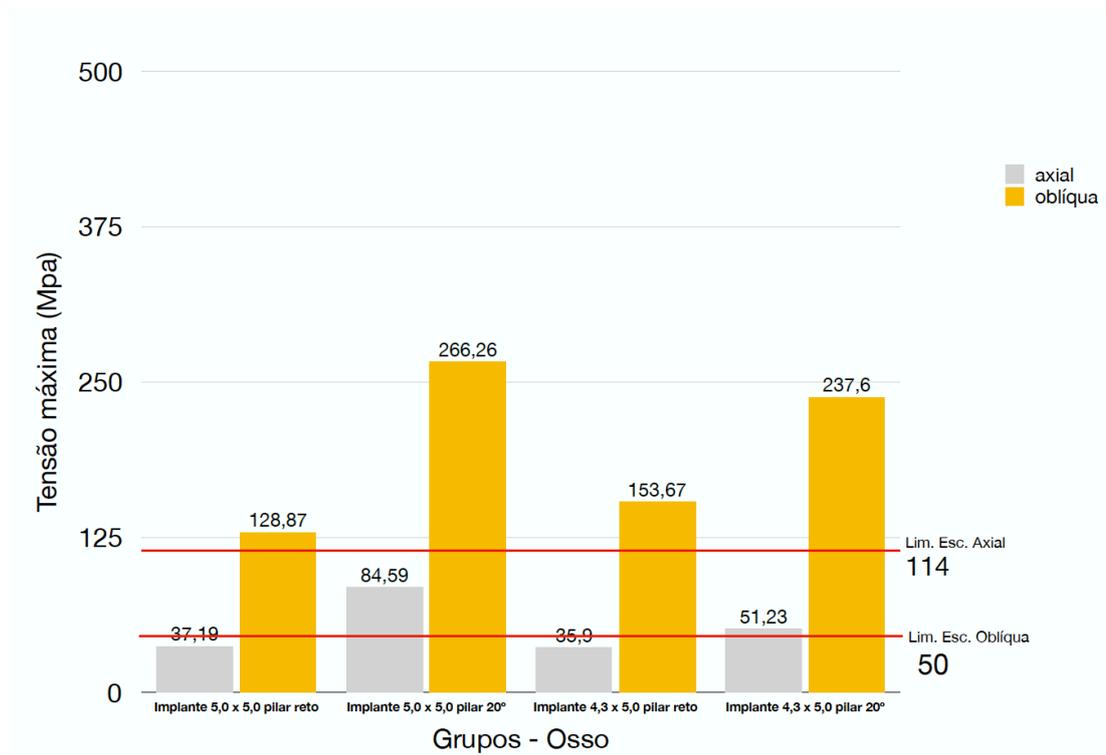


Figura 9 - Gráfico em barras representativo dos picos máximos de tensão no osso peri-implantar para cada grupo sob ação de carga axial e oblíqua (MPa)

Através de um mapa de cores foram expostos os resultados qualitativos dos implantes, dos pilares e do osso peri implantar nos seus respectivos grupos de situações clínicas, sendo o vermelho representativo do pico mais alto de

tensão, seguido gradativamente para o menor com o amarelo, verde e tons de azuis (Figura 10).

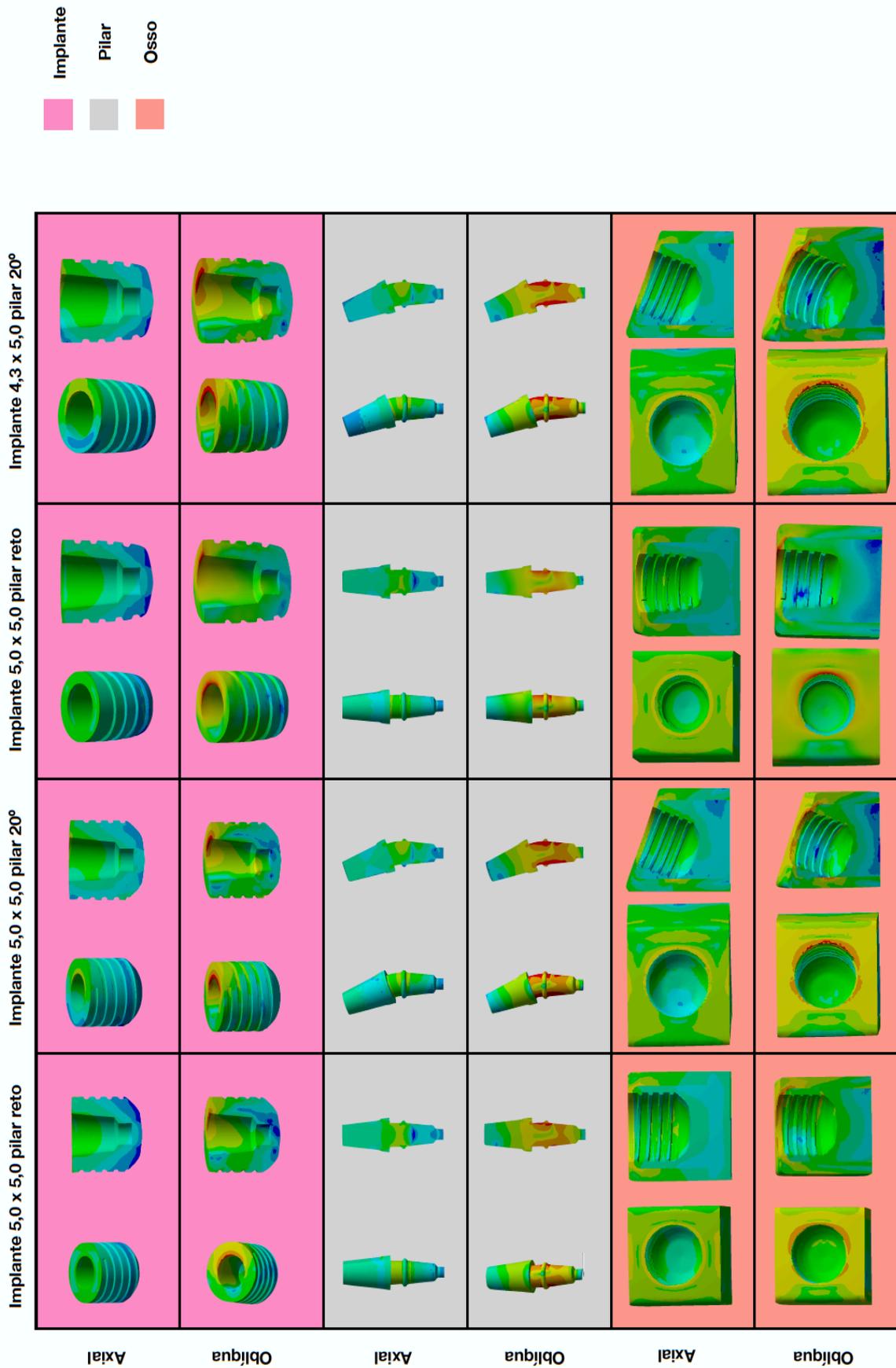


Figura 10 - Análise qualitativa através dos princípios de von Mises do complexo implante-pilar-osso em todos grupos de situações clínicas sob ação de cargas axial e oblíqua

Neste estudo fizemos mais uma análise para o osso peri-implantar. A análise através do critério de Mohr-Coulomb é a mais adequada para o tecido ósseo, pois ela leva em consideração os critérios de tração e compressão de um material. A análise através desse método foi feita de maneira qualitativa, onde as áreas em vermelho correspondem a áreas de maior susceptibilidade a danos ósseos, e as áreas em azul significativas de segurança em relação a danos ósseos (Figura 11).

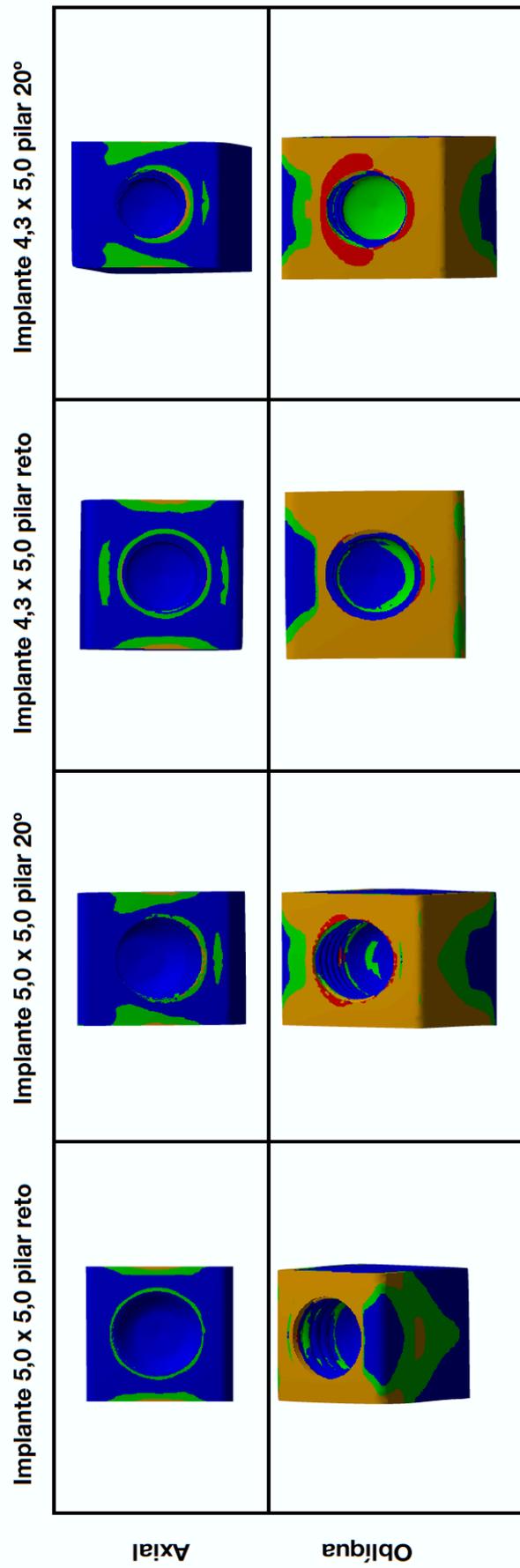


Figura 11 - Análise qualitativa através dos princípios de Mohr-Coulomb do osso peri-implantar

Os resultados quantitativos foram todos agrupados em relação aos picos máximos de tensão de cada estrutura (implante, pilar e osso peri-implantar) analisados em suas respectivas situações clínicas. Os resultados foram expressos em percentuais relacionados ao limite de escoamento do material de cada estrutura geométrica, sendo que 100% representa o valor do limite de escoamento de cada material. Todo valor acima de 100% representa que houve deformação plástica (Figura 12).

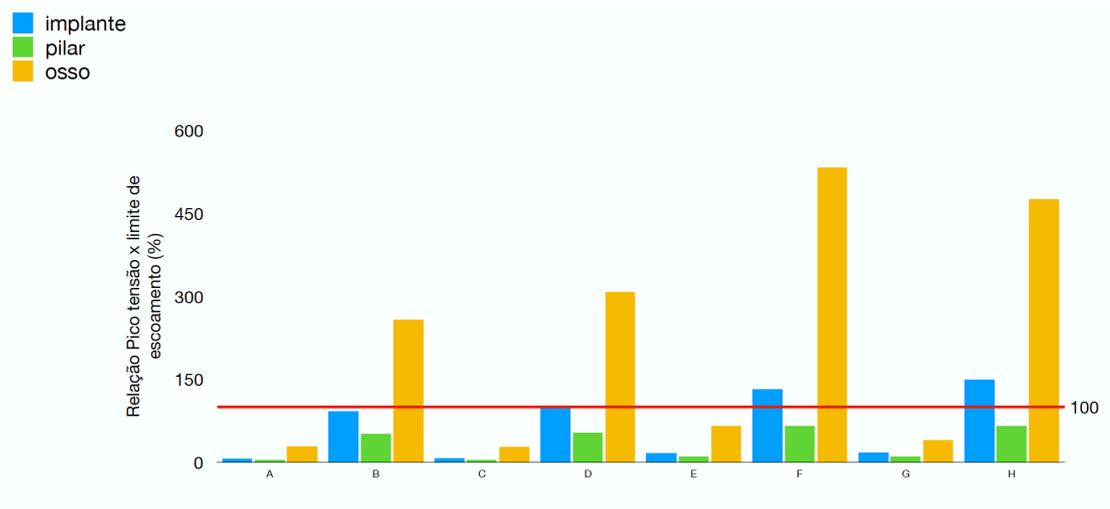


Figura 12 - Síntese dos picos de tensão dos elementos analisados (implante, pilar e osso peri-implantar). Linha de referência em vermelho corresponde ao limite de escoamento de cada estrutura (100%). A- implante 5,0 x 5,0 mm, pilar reto e carga axial; B- implante 5,0 x 5,0 mm, pilar reto e carga oblíqua; C- implante 4,3 x 5,0 mm, pilar reto e carga axial; D- implante 4,3 x 5,0 mm, pilar reto e carga oblíqua; E- implante 5,0 x 5,0 mm, pilar angulado 20° e carga axial; F- implante 5,0 x 5,0 mm, pilar angulado 20° e carga oblíqua; G- - implante 4,3 x 5,0 mm, pilar angulado 20° e carga axial e H- - implante 4,3 x 5,0 mm, pilar angulado 20° e carga oblíqua

A correlação entre o limite de escoamento e os picos de tensão de cada material nos fornece informações sobre situações aonde foram excedidos os limites de tensão plástica. Através de um processo de magnificação dessas deformações plásticas podemos verificar algumas tendências das deformações sobre as estruturas analisadas em situações onde foram excedidos os limites de escoamento (Figura 13).

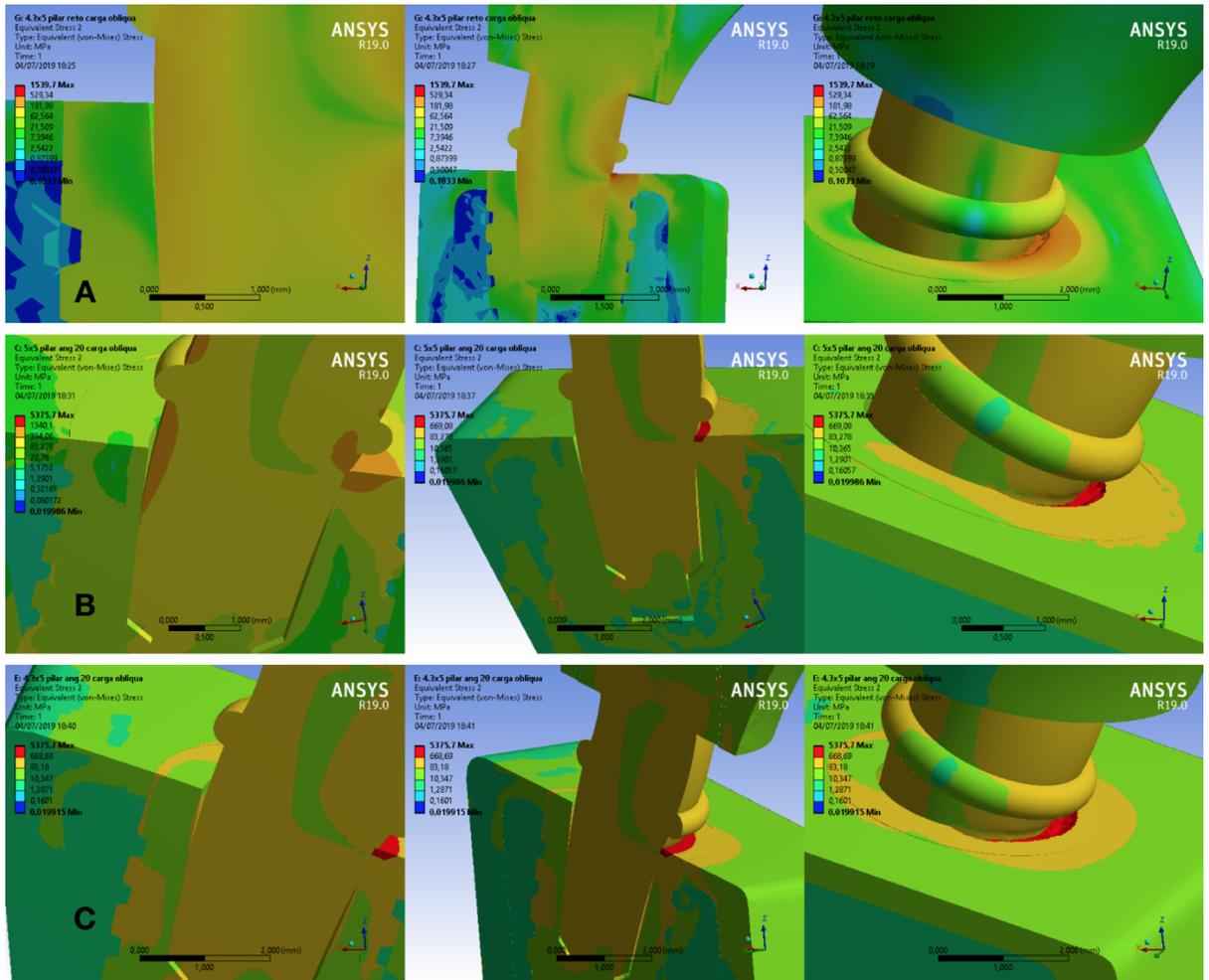


Figura 13 - Tendência de deformação plástica magnificada: A- implante 4,3 x 5,0 mm, pilar reto e carga oblíqua , B- implante 5,0 x 5,0 mm, pilar angulado 20° e carga oblíqua, C- implante 4,3 x 5,0 mm, pilar angulado 20° e carga oblíqua.

6. DISCUSSÃO

De acordo com os resultados deste estudo observamos que as forças oblíquas tiveram um comportamento mais deletério as estruturas envolvidas do que as forças axiais. Este achado é confirmado em vários estudos em literatura especializada onde os valores de tensão mostraram ser mais intensos sob ação de cargas oblíquas do que em cargas axiais (SANTIAGO et al., 2013; TONIOLLO et al., 2013; DE FARIA ALMEIDA et al., 2014; ; DIMILILER et al., 2018).

VAN STADEN et al. (2014), sugerem que forças oblíquas induzem movimentos do tipo de dobramento sobre o osso crestal e também sobre a cabeça do implante. Podemos observar em nossa simulação que as áreas de maior concentração de tensão se localizam na região da cabeça do implante e do osso cortical ao redor, tanto nas aplicações de carga axial quanto nas de carga oblíquas. Porém é relevante a observação que as medições do pico de tensão máximo nas simulações com cargas oblíquas obtiveram valores até 15 x maiores do que em simulações com cargas axiais. JAYME et al. (2015), também observaram que forças oblíquas são de 4 a 15 vezes maiores em relação a concentração de tensão e são as mais importantes para se avaliar o risco de perda óssea.

SHERIDAN et al. (2016), realizaram uma revisão de literatura onde constataram que o controle da oclusão é um fator primordial para a conservação e sobrevivência de implantes curtos, principalmente pelo aumento da concentração de tensão sobre o conjunto implante e osso peri-implantar sob ação de cargas oblíquas. Em casos de redução de altura óssea alveolar, implantes curtos (< 10,0 mm) podem ser empregados, porém é conhecido que a baixa estatura óssea é ineficaz na tolerância de cargas oclusais e podem falhar na osseointegração, além do mais, picos de tensão podem estar relacionados com a diminuição da taxa de osseointegração (VIDYA BHAT et al., 2014).

Nas simulações onde individualizamos apenas as imagens dos implantes, podemos verificar que as áreas de maior concentração de tensão

em todos os grupos foram na região do pescoço, mais especificamente próximo a interface implante- pilar. SONG et al.(2016), em seu estudo também observaram que o nível mais alto de tensão era localizado na interface implante- pilar.

Nas áreas de maior concentração de tensão houve um trespasse no limite de escoamento do titânio grau V em 3 situações:

- i. Implante 5x5 pilar angulado carga oblíqua a 30 graus de 150 N - 132,20%
- ii. Implante 4.3x5 pilar reto carga oblíqua a 30 graus de 150 N - 102,30%
- iii. Implante 4.3x5 pilar angulado carga oblíqua a 30 graus de 150 N - 149,84%

Nos casos onde a tensão excedeu o limite de escoamento do titânio grau V, podemos sugerir que houve deformação plástica nos implantes em questão, sendo que a pior situação foi nos implantes de 4,3 x 5 mm com pilar angulado sob carregamento oblíquo. Em todos os casos que houve um excedente do limite de escoamento, a força exercida era do tipo oblíqua. DIMILILER et al. (2018), relataram em sua pesquisa que valores de tensão sob ação de cargas oblíquas mostraram ser mais intensos do que sob ação de cargas axiais.

Ocorreu uma exceção nos casos de carregamentos oblíquos, onde não ocorreu trespasse do limite de escoamento nos implantes de 5,0 x 5,0 mm, pilar reto e carga oblíqua, foi a única situação onde obtivemos sucesso em não exceder o limite de escoamento do titânio grau V (91,96%).

O único caso sob carregamento oblíquo eficiente em não ultrapassar o limite de escoamento do titânio grau V e conseqüentemente não ter sofrido deformação plástica, foram os implantes 5,0 x 5,0 mm (diâmetro mais largo) e com pilar reto.

Quando analisamos o modelo de implante isoladamente em relação a distribuição de tensão sobre o mesmo, não conseguimos visualizar diferenças marcantes quando utilizamos diferentes diâmetros (5,0 mm e 4,3 mm), MEIMANDI et al. (2018), constataram resultados semelhantes quando realizaram um estudo comparativo in silico com implantes curtos e chegaram a conclusão que o aumento do diâmetro parece não ser eficaz na redução da concentração do tensão. Em adição a estas conclusões, um estudo de revisão

sistemática e meta-análise de POMMER et al. (2011), também confirmou que o aumento do diâmetro em implantes curtos pode não compensar a diminuição do comprimento e que o nível de taxa de falha implantar aumenta em implantes menores de 7,0 mm de comprimento. Apesar de não ter se notado grandes diferenças entre os diâmetros dos implantes em relação a distribuição de tensão sobre estas estruturas, é curioso observar que a única situação onde não houve uma possível deformação plástica em carregamento oblíquo, foi em implantes de maior diâmetro (5,0 x 5,0 mm). Esta observação corrobora com o estudo de VASCO et al. (2011), e com o estudo de BALKAYA et al. (2014), onde eles demonstraram que o aumento do diâmetro em implantes curtos são benéficos na redução do risco de perda óssea em implantes ósseo integrados e concentram menos tensão que implantes mais longos com menor diâmetro.

Diferentemente do presente estudo onde ocorreu uma maior concentração de tensão nos implantes com pilares angulados, DE FARIA ALMEIDA et al. (2014), não encontraram diferenças estatísticas entre implantes retos e angulados em relação a concentração de tensão.

Através de um processo de magnificação disponível no software de simulação de elementos finitos Ansys Workbench 19.0 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, EUA) nos casos sugestivos de deformação plástica, podemos verificar as regiões que possuem maiores tendências a deformação plástica, onde os limites de escoamento do titânio grau V foi excedido. Também podemos observar que do lado oposto a deformação plástica da região de pescoço do implante encontramos a formação de micro-gap entre o implante e o pilar. HANAOKA et al. (2014), relataram em seu trabalho que o processo de saucerização pode estar relacionado com presença do micro-gap, o qual pode ser mais prejudicial aos implantes extra curtos do que os que possuam maior comprimento, pois os extra curtos possuem uma área menor de osseointegração .

Nosso estudo demonstrou que implantes extra curtos do tipo morse friccional sob ação de cargas oblíquas a 30 graus de 150 N podem sofrer deformação plástica na interface implante- pilar na região de pescoço do implante (exceto pela configuração 5,0 x 5,0 mm pilar reto), esta situação pode

levar a formação de micro-gap do lado oposto a deformação, além de poder levar a soltura do pilar quando este estiver em função. Esta constatação vai contra a uma das vantagens dos implantes do tipo morse com pilares do tipo friccional não curtos (> 10,0 mm), onde a fricção entre o implante e o pilar causa uma alta pressão por contato consequentemente levando a um fenômeno conhecido de solda fria que dificulta a formação de micro gap e provém uma excelente estabilidade biológica e mecânica (CASTRO et al., 2015).

Nas simulações onde foi aplicada carga axial de 150 N, em nenhum grupo houve trespasse do limite de escoamento do titânio de grau V, isto pode ser explicado pela hipótese das áreas de maior tensão estarem mais uniformemente distribuídas ao redor do pescoço do implante, contra as simulações de carga oblíqua a 30 graus de 150 N, onde as regiões de maior de tensão se concentravam na interface implante- pilar na mesma direção do vetor da carga. Em concordância a esta hipótese, HANAOKA et al. (2014), demonstraram que implantes do tipo cone morse e hexágono interno seguem o mesmo padrão de distribuição de tensão, onde as áreas de maior tensão se localizam no pescoço do implante e que sua intensidade diminui em direção oposta a aplicação da carga.

Nas avaliações da concentração de tensão nos pilares, observamos quem em nenhum grupo e em nenhuma situação foi excedido o limite de escoamento do aço ASTM F138 extra encruado, material pelo qual é composto todos os pilares deste estudo.

Em todos os grupos e simulações a região com valor máximo de tensão se localizou no início da interface pilar - implante. A diferença em relação a concentração de tensão na comparação entre os pilares que receberam cargas axiais de 150 N e os que receberam carga oblíqua a 30 graus de 150 N foram praticamente insignificantes, onde a pior situação foi observada no componente angulado em implantes 4,3 x 5,0 mm, chegando a 64,62% do limite de escoamento da liga ASTM F138. Os implantes curtos são indicados para regiões onde ocorreram grandes reabsorções ósseas, devido a essa particularidade a proporção coroa:implante nesses casos geralmente é elevada, as quais geram forças oblíquas e movimentos de dobramento o que

por sua vez induzem a uma concentração maior de tensão na interface pilar-implante (TONIOLLO et al., 2013).

Apesar dos pilares terem apresentado uma boa estabilidade mecânica e grande resistência a deformação plástica, devido ao seu alto limite de escoamento, isto mostrou ser ineficaz na transmissão adequada de forças ao implante, gerando uma concentração de tensão maior que o limite de escoamento do titânio grau V em algumas situações específicas na interface implante- pilar (implante 5,0 x 5,0 mm angulado carga oblíqua, implante 4,3 x 5,0 mm reto carga oblíqua e implante 4,3 x 5,0 mm angulado carga oblíqua). Contudo alguns autores afirmam que as conexões do tipo morse mostram menor concentração de tensão que outros tipos de conexão (TONIOLLO et al., 2012; HANAOKA et al., 2014; MACEDO et al., 2017; MANGANO et al., 2016; SANTIAGO et al., 2016; MORAES et al., 2018).

Os pilares retos sob carregamento axial de 150 N apresentaram áreas de maior tensão na região do pescoço do componente, enquanto sob carregamento oblíquo a 30 graus de 150 N, essas áreas de tensão se dispersaram para regiões mais apicalmente da interface pilar-implante. Nos pilares angulados sob carregamento axial de 150 N, as áreas de maior tensão se localizaram no início da interface pilar-implante, enquanto sob ação das cargas oblíquas a 30 graus de 150 N essas áreas também se dispersaram mais para apical da interface pilar-implante. A face cônica entre implante e pilar pode resistir a grandes tensões axiais através da transmissão e distribuição de tensão nas paredes internas do implante (HANAOKA et al., 2014).

A análise do tecido ósseo peri-implantar foi realizada através de dois métodos: análise de tensão de von Mises e análise através do critério de Mohr Coulomb.

Na análise de tensão de von Mises também fizemos a correlação dos maiores valores de tensão obtidos com os limites de escoamento do tecido ósseo, que varia de acordo com a direção da carga aplicada (axial – 114 MPa e oblíqua – 50 MPa).

Houve trespasse do limite de escoamento no modelo de osso peri-implantar em todos quatro grupos sob carregamento oblíquo a 30 graus a 150N na análise de von Mises. Em nenhum dos quatro grupos sob carregamento axial de 150 N o limite de escoamento foi excedido. O presente estudo também foi capaz de demonstrar que o osso onde foram alojados implantes com pilares angulados apresentaram maior concentração de tensão, sendo que implantes de maiores diâmetros distribuía melhor a tensão ao redor do osso peri-implantar. Diferentemente CASTRO et al. (2015), não encontraram significância estatística no seu estudo entre implantes do tipo cone morse com diferentes diâmetros em relação a concentração de tensão no osso peri-implantar. Por outro lado em um estudo de MORAES et al. (2018), através de elementos finitos e em outro de KIM et al. (2014), concluíram que implantes com diâmetros maiores são mais favoráveis na melhora de distribuição de tensão na região óssea cortical.

Nos modelos de osso peri-implantar os quais receberam carga axial com implantes com pilares retos, observamos valores dos picos de tensão muito próximos, onde não encontramos uma correlação direta entre o diâmetro do implante com a piora na distribuição de forças sobre o osso peri-implantar. Esta constatação nos leva a concluir que o aumento diâmetro do implante está correlacionado com a melhora da concentração de tensão no osso peri-implantar apenas em implantes que receberam pilares angulados.

Foi observado que as áreas de concentração de tensão em implantes retos sob cargas axiais eram uniformemente espalhadas ao redor da interface osso cortical-implante, enquanto as sob carregamento oblíquo eram concentradas na interface onde o vetor de direção de força estava apontado. A superfície cortical ao redor da interface implante-osso peri-implantar participa efetivamente na absorção de cargas transmitidas pelo conjunto pilar-implante (HANAOKA et al., 2014). Nos casos de implantes angulados a 20 graus sob carga oblíqua, todas as áreas de maior concentração de tensão também estavam localizadas na interface em direção onde o vetor de força estava apontado, sendo que em implantes 4,3 x 5,0 mm essa área era mais espessa. Corroborando com esta constatação DIMILILER et al. (2018), realizaram um estudo sobre os efeitos biomecânicos em relação ao número e diâmetro de

implantes através do método de elementos finitos e foi observado que o osso cortical absorveu os maiores valores de tensão sob ação de carregamento de forças oblíquas, as quais são mais intensas que as verticais ou axiais.

Em todos os grupos e situações as áreas de maior tensão se concentraram no osso cortical próximo a interface com o implante, o que nos leva a fazer a suposição de que o osso cortical absorve a maior parte das tensões transmitidas pelo conjunto implante- pilar. VIDYA BHAT et al. (2014), relatam que a taxa de sucesso implantar esta correlacionada com a capacidade dos tecidos suportarem as cargas implantares ao longo do tempo e que a concentração de tensão em implantes de 6mm se dá na sua maior intensidade no osso cortical.

SHERIDAN et al. (2016), realizaram uma revisão de literatura sobre implantes curtos onde constataram que o controle da oclusão é um fator primordial para a conservação e sobrevida de implantes curtos, principalmente pelo aumento da tensão no conjunto implante- osso peri-implantar sob ação das cargas oblíquas. SÁNCHEZ-GARCÉS et al. (2012), descreveram em seu trabalho que a taxa de sobrevida dos implantes curtos é influenciada por diversos fatores como localização e qualidade óssea, desenho, tipo e diâmetro do implante. Apesar do tratamento com implantes curtos ser uma opção viável, os resultados demonstrados num estudo clínico com acompanhamento de 12 meses de CALVO-GUIRADO et al. (2016), mostram que a taxa de sobrevida de implantes curtos foi menor do que em implantes regulares(> 10,0 mm). Seguindo esse padrão, SHAH, SARA et al. (2018), num estudo clínico randomizado demonstrou também que implantes curtos de 6 mm possuem taxa de sobrevida menor que os implantes do tipo regulares (10,0 mm).

Na análise de Mohr-Coulomb levamos em consideração os critérios de tração e de compressão, os quais são relevantes para a fisiologia óssea. Nesta análise as áreas em vermelho correspondem as áreas de maior susceptibilidade a danos ósseos e as azuis significativas de segurança em relação a estes danos.

As situações onde ocorreram áreas de possíveis danos ósseos (áreas em vermelho) estão expostas a seguir, seguindo ordem decrescente em relação a estes danos:

- i. 4,3 x 5,0 mm angulado carga oblíqua
- ii. 5,0 x 5,0 mm angulado carga oblíqua
- iii. 4,3 x 5,0 mm reto carga oblíqua
- iv. 5,0 x 5,0 mm reto carga oblíqua

A constatação através da análise de Mohr-Coulomb de que as cargas oblíquas são mais susceptíveis a causar danos no osso peri-implantar neste estudo confirma observações feitas por GARCÍA-BRAZ et al. (2019); MACEDO et al. (2017); SANTIAGO et al. (2016), onde eles demonstraram que implantes com conexões do tipo morse, apesar de possuírem um comportamento biomecânico melhor em relação a magnitude de tensão sobre osso peri-implantar, as forças oblíquas são mais prejudiciais para a distribuição de tensão do que as axiais. A sobrecarga patológica sobre o osso alveolar leva a microfraturas na região óssea periférica ao redor do implante o que pode causar reabsorção óssea (REZENDE et al., 2015).

7. Conclusão

De acordo com as limitações da análise *in silico* e segundo os resultados deste presente estudo pôde-se concluir que implantes extra curto do tipo cone morse friccional:

- Possuem maior concentração de tensão no complexo pilar-implante-osso quando cargas oblíquas são usadas em relação as cargas axiais;
- Possuem maior concentração de tensão no complexo pilar-implante-osso quando componentes pilares angulados são usados em relação aos componentes pilares retos;
- Possuem semelhante concentração de tensão no complexo pilar-implante-osso quando diferentes diâmetros de implantes são usados;
- O carregamento oblíquo produziu deformação permanente na estrutura óssea;
- O carregamento oblíquo em implantes com componente pilar angulado produziu deformação permanente no implante.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AGUIRREBEITIA, J. et al. Influence of design and clinical factors on the removal force ratio in tapered implant-abutment interfaces. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 117, n. 4, p. 493–498, abr. 2017.
- ALKAN, I.; SERTGÖZ, A.; EKICI, B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 91, n. 4, p. 319–325, abr. 2004.
- ASSUNÇÃO, W. G. et al. Biomechanics Studies in Dentistry: Bioengineering Applied in Oral Implantology. **Journal of Craniofacial Surgery**, v. 20, n. 4, p. 1173–1177, jul. 2009.
- BALKAYA, M. C. Investigation of Influence of Different Implant Size and Placement on Stress Distribution With 3-Dimensional Finite Element Analysis: **Implant Dentistry**, p. 1, out. 2014.
- BRESSAN, E. et al. Experimental and computational investigation of Morse taper conometric system reliability for the definition of fixed connections between dental implants and prostheses. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, v. 228, n. 7, p. 674–681, jul. 2014.
- CALVO-GUIRADO, J. et al. Evaluation of the Surrounding Ring of Two Different Extra-Short Implant Designs in Crestal Bone Maintenance: A Histologic Study in Dogs. **Materials**, v. 11, n. 9, p. 1630, 6 set. 2018.
- CALVO-GUIRADO, J. L. et al. Evaluation of extrashort 4-mm implants in mandibular edentulous patients with reduced bone height in comparison with standard implants: a 12-month results. **Clinical Oral Implants Research**, v. 27, n. 7, p. 867–874, jul. 2016.
- CASTRO, C. G. et al. Strain analysis of different diameter Morse taper implants under overloading compressive conditions. **Brazilian Oral Research**, v. 29, n. 1, p. 1–6, 23 jan. 2015.
- CAVIT CEHRELI, M.; AKCA, K.; IPLIKCIOGLU, H. Force transmission of one- and two-piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. **Clinical Oral Implants Research**, v. 15, n. 4, p. 481–489, ago. 2004.
- CICCI, M. FEM and VonMises analyses of different dental implant shapes for masticatory loading distribution. **Oral & Implantology**, 2014.
- DE FARIA ALMEIDA, D. A. et al. Influence of Tapered and External Hexagon Connections on Bone Stresses Around Tilted Dental Implants: Three-Dimensional Finite Element Method with Statistical Analysis. **Journal of Periodontology**, v. 85, n. 2, p. 261–269, fev. 2014.
- DIMILILER, G.; KÜCÜKKURT, S.; CETINER, S. Biomechanical effects of implant number and diameter on stress distributions in maxillary implant-supported overdentures. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 119, p. 244- 249.e6, Fevereiro 2018.
- EDWARDS, W. B.; TROY, K. L. Finite element prediction of surface strain and fracture strength at the distal radius. **Medical Engineering & Physics**, v. 34, n. 3, p. 290–298, abr. 2012.
- GARCÍA-BRAZ et al. A Finite Element Analysis to Compare Stress Distribution on Extra-Short Implants with Two Different Internal Connections. **Journal of Clinical Medicine**, v. 8, n. 8, p. 1103, 25 jul. 2019.
- GENG, J.-P.; TAN, K. B. C.; LIU, G.-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 85, n. 6, p. 585–598, jun. 2001.
- HANAOKA, M. et al. Influence of Implant/Abutment Connection on Stress Distribution to Implant-Surrounding Bone: A Finite Element Analysis: Morse Taper Connection and Stress Distribution. **Journal of Prosthodontics**, v. 23, n. 7, p. 565–571, out. 2014.
- JAYME, S. J. et al. Comparative Finite Element Analysis of Short Implants and Lateralization of the Inferior Alveolar Nerve with Different Prosthesis Heights: **Journal of Craniofacial**

- Surgery**, v. 26, n. 8, p. 2342–2346, nov. 2015.
- KARABUDA, Z. C.; ABDEL-HAQ, J.; ARISAN, V. Stability, marginal bone loss and survival of standard and modified sand-blasted, acid-etched implants in bilateral edentulous spaces: a prospective 15-month evaluation: 15-month prospective evaluation of SLA and modSLA implants. **Clinical Oral Implants Research**, v. 22, n. 8, p. 840–849, ago. 2011.
- KIM, S. et al. A Three-Dimensional Finite Element Analysis of Short Dental Implants in the Posterior Maxilla. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 29, n. 2, p. e155–e164, 2014.
- LEMOES, C. A. A. et al. Retention System and Splinting on Morse Taper Implants in the Posterior Maxilla by 3D Finite Element Analysis. **Brazilian Dental Journal**, v. 29, n. 1, p. 30–35, fev. 2018.
- LOTTI, R. S. et al. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, v. 11, n. 2, p. 35–43, abr. 2006.
- MACEDO, J. P. et al. Finite element analysis of stress extent at peri-implant bone surrounding external hexagon or Morse taper implants. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 71, p. 441–447, jul. 2017.
- MANGANO, F. et al. The Effect of Crown-to-Implant Ratio on the Clinical Performance of Extra-Short Locking-Taper Implants: **Journal of Craniofacial Surgery**, v. 27, n. 3, p. 675–681, maio 2016.
- MEIMANDI, M. et al. Comparison of Stress and Strain Distribution Around Splinted and Nonsplinted 6-mm Short Implants in Posterior Mandible: A Finite Element Analysis Study. **Implant Dentistry**, p. 1, jan. 2018.
- MONJE, A. et al. A systematic review on marginal bone loss around short dental implants (<10 mm) for implant-supported fixed prostheses. **Clinical Oral Implants Research**, v. 25, n. 10, p. 1119–1124, out. 2014.
- MOON, S.-Y. et al. Three-dimensional finite element analysis of platform switched implant. **The Journal of Advanced Prosthodontics**, v. 9, n. 1, p. 31, 2017.
- MORAES, S. L. D. DE et al. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Varying Diameter and Connection Type in Implants with High Crown-Implant Ratio. **Brazilian Dental Journal**, v. 29, n. 1, p. 36–42, fev. 2018.
- MORGAN, E. F. et al. Contribution of inter-site variations in architecture to trabecular bone apparent yield strains. **Journal of Biomechanics**, v. 37, n. 9, p. 1413–1420, set. 2004.
- OHYAMA, T. et al. Three-dimensional finite element analysis of the effects of implant diameter and photofunctionalization on peri-implant stress. **Journal of Oral Science**, v. 59, p. 273–278, 2017.
- PISANI, M. X. et al. Biomechanical behavior of 2-implant–and single-implant–retained mandibular overdentures with conventional or mini implants. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, abr. 2018.
- POMMER, B. et al. Impact of dental implant length on early failure rates: a meta-analysis of observational studies: Meta-analysis on dental implant length. **Journal of Clinical Periodontology**, v. 38, n. 9, p. 856–863, set. 2011.
- RAVIDÀ, A. et al. Long-Term Effectiveness of Extra-Short (≤ 6 mm) Dental Implants: A Systematic Review. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 34, n. 1, p. 68–84, jan. 2019.
- REZENDE, C. E. E. et al. Stress Distribution in Single Dental Implant System: Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on an In Vitro Experimental Model. **Journal of Craniofacial Surgery**, v. 26, n. 7, p. 2196–2200, out. 2015.
- ROY, S. et al. Design of patient specific dental implant using FE analysis and computational intelligence techniques. **Applied Soft Computing**, v. 65, p. 272–279, abr. 2018.
- SÁNCHEZ-GARCÉS, M. A.; COSTA-BERENGUER, X.; GAY-ESCODA, C. Short Implants:

- A Descriptive Study of 273 Implants: Short Implants. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v. 14, n. 4, p. 508–516, ago. 2012.
- SANNINO, G.; BARLATTANI, A. Mechanical Evaluation of an Implant-Abutment Self-Locking Taper Connection: Finite Element Analysis and Experimental Tests. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 28, n. 1, p. e17–e26, 2013.
- SANTIAGO, J. F. et al. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: A 3-D finite element study. **Materials Science and Engineering: C**, v. 33, n. 8, p. 4700–4714, dez. 2013.
- SANTIAGO, J. F. et al. Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. **Materials Science and Engineering: C**, v. 63, p. 292–300, jun. 2016.
- SHAH, SARA et al. Can extra-short dental implants serve as alternatives to bone augmentation? A preliminary longitudinal randomized controlled clinical trial. **Quintessence International**, v. 49, n. 8, p. 635–643, 9 jul. 2018.
- SHERIDAN, RACHEL A. et al. The Role of Occlusion in Implant Therapy: A Comprehensive Updated Review. **Implant Dentistry**, v. 25, n. 6, p. 1–10, 2016.
- SLOTTE, C. et al. Four-Millimeter Implants Supporting Fixed Partial Dental Prostheses in the Severely Resorbed Posterior Mandible: Two-Year Results: Four-Millimeter Implants Supporting Fixed Partial Dental Prostheses in the Severely Resorbed Posterior Mandible: Two-Year Results. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v. 14, p. e46–e58, maio 2012.
- SONG, H.-Y. et al. A two-short-implant-supported molar restoration in atrophic posterior maxilla: A finite element analysis. **The Journal of Advanced Prosthodontics**, v. 8, n. 4, p. 304–312, 1 ago. 2016.
- SUL, Y.-T. et al. Resonance frequency measurements *in vivo* and related surface properties of magnesium-incorporated, micropatterned and magnesium-incorporated TiUnite[®], Osseotite[®], SLA[®] and TiOblast[®] implants. **Clinical Oral Implants Research**, v. 20, n. 10, p. 1146–1155, out. 2009.
- TAYLOR, M.; PRENDERGAST, P. J. Four decades of finite element analysis of orthopaedic devices: Where are we now and what are the opportunities? **Journal of Biomechanics**, v. 48, n. 5, p. 767–778, mar. 2015.
- TONIOLLO, M. B. et al. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Stress Distribution on Different Bony Ridges with Different Lengths of Morse Taper Implants and Prosthesis Dimensions: **Journal of Craniofacial Surgery**, v. 23, n. 6, p. 1888–1892, nov. 2012.
- TONIOLLO, M. B. et al. A three-dimensional finite element analysis of the stress distribution on morse taper implants surface. **Journal of Prosthodontic Research**, v. 57, n. 3, p. 206–212, jul. 2013.
- TRIBST, J. P. M. Influence of Ceramic Materials on Biomechanical Behavior of Implant Supported Fixed Prosthesis with Hybrid Abutment. **European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry**, n. 27, p. 76–82, 2019.
- VAN STADEN, R. C. et al. A Finite Element Study of Short Dental Implants in the Posterior Maxilla. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 29, n. 2, p. e147–e154, 2014.
- VASCO, M. A. A.; HECKE, M. B.; BEZZON, O. L. Analysis of Short Implants and Lateralization of the Inferior Alveolar Nerve With 2-Stage Dental Implants by Finite Element Method: **Journal of Craniofacial Surgery**, v. 22, n. 6, p. 2064–2071, nov. 2011.
- VIDYA BHAT, S.; PREMKUMAR, P.; KAMALAKANTH SHENOY, K. Stress Distribution Around Single Short Dental Implants: A Finite Element Study. **The Journal of Indian Prosthodontic Society**, v. 14, n. S1, p. 161–167, dez. 2014.
- VILLARINHO, E. A. et al. The Effect of a Positioning Index on the Biomechanical Stability

of Tapered Implant-Abutment Connections. **Journal of Oral Implantology**, v. 41, n. 2, p. 139–143, abr. 2015.

WAKABAYASHI, N. et al. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. **Journal of Dentistry**, v. 36, n. 7, p. 463–471, jul. 2008.