

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

BALTER SERGIO TORO PINCHULEF

**ANÁLISE BIOMECÂNICA PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS DA
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM IMPLANTES DE CONEXÃO CÔNICA E OSSO
PERI-IMPLANTAR COM DIFERENTES PROFUNDIDADES ÓSSEAS
CONECTADOS A PILARES SÓLIDOS DE DIFERENTES DIÂMETROS**

Ribeirão Preto
2019

BALTER SERGIO TORO PINCHULEF

**ANÁLISE BIOMECÂNICA PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS DA
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM IMPLANTES DE CONEXÃO CÔNICA E OSSO
PERI-IMPLANTAR COM DIFERENTES PROFUNDIDADES ÓSSEAS
CONECTADOS A PILARES SÓLIDOS DE DIFERENTES DIÂMETROS**

Versão Original

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para
obtenção do título de Mestre pelo Programa de Pós-
Graduação em Odontologia (Reabilitação Oral)

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Valdir Antônio Muglia

Ribeirão Preto
2019

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca Central do Campus da USP – Ribeirão Preto

Toro, Balter Sergio Pinchulef

Análise biomecânica pelo método de elementos finitos da distribuição de tensões em implantes de conexão cônica e osso peri-implantar com diferentes profundidades ósseas conectados a pilares sólidos de diferentes diâmetros. Ribeirão Preto, 2019.

160p.: il.; 30cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral

Versão original da dissertação

Orientador: Prof. Dr. Valdir Antônio Muglia

1. Implantes Dentários. 2. Conexão Cônica. 3. Elementos Finitos. 4. Pilares Sólidos.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Balter Sergio Toro Pinchulef

Título: Análise biomecânica pelo método de elementos finitos da distribuição de tensões em implantes de conexão cônica e osso peri-implantar com diferentes profundidades ósseas conectados a pilares sólidos de diferentes diâmetros.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia (Reabilitação Oral) da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre.

Aprovado em: ___ / ___ / ___

Presidente

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

Banca Examinadora

Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

*Dedico o presente trabalho a meus amados pais **Jimena Elizabeth Pinchulef Oliva** e **Marcelo Alejandro Toro Tobar** que são os grandes responsáveis de cada um dos passos dados até hoje e sem seu apoio amor e carinho não conseguiria superar os obstáculos da vida. Obrigado pelo amor e compromisso incondicional.*

*Ao meu grande avô **Sergio**, homem de tantas virtudes. Esta conquista é especialmente dedicada para você, sempre presente em meus pensamentos e coração. Te quiero mucho!*

*Ao meu irmão **Maximiliano**, que ainda a sua curta idade em um apoio muito grande e uma inspiração para me aperfeiçoar dia a dia.*

Agradecimentos Especiais

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Valdir Antônio Muglia**, por todos os ensinamentos compartilhados durante esses anos, sinto grande orgulho de ter trabalhado com o senhor. Tenho grande admiração pelo seu trabalho como profissional um dia espero estar perto disso, sem dúvida esses anos foram de muito aprendizado contribuindo grandemente na minha formação profissional e pessoal.

Agradeço-lhe por me receber, confiar e apoiar desde o primeiro dia em que cheguei no Brasil. Obrigado também pela confiança, amizade e todas as considerações, e palavras de ânimo nos momentos especialmente difíceis. Levo-me para o Chile todo o ensinado por você e também sua amizade, simplesmente obrigado por tudo.

Agradecimientos

À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP-USP)** por ter me acolhido durante a graduação mediante um programa de intercâmbio, foi e tem sido uma honra ser aluno dessa instituição.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral da FORP-USP**, em nome do coordenador, **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, por sempre me ajudar quando eu precisei do Senhor e a todos os professores do programa que fizeram parte da minha formação.

Ao **Departamento de Materiais Dentários e Prótese da FORP-USP** pela organização e oportunidades. À todos os funcionárias deste Departamento pelo suporte oferecido. Especialmente ao **Sr. Jose, Verinha e Silvia**.

À engenheira, **Ana Paula Macedo**, por toda colaboração e suporte durante a execução do trabalho. Por torná-lo possível. Por estar sempre presente e disposta a ajudar.

À empresa **DentsplySirona (Ankylos)** pela disponibilização do implante e pilares protéticos utilizados no trabalho.

Ao **Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano** e equipe do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

À **DVI Radiologia Odontológica**, em nome de **Cassiano Ricardo Ferreira Pires**, pela colaboração com o trabalho.

À **CAPES** (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pelo apoio financeiro concedido.

De maneira muito especial quero agradecer ao **Prof. Dr. Eduardo Borie** pelo contato e recomendação para eu vir à primeira vez para a FORP-USP.

Ao meu mestre e amigo **Johnny López**, obrigado por sempre tirar a melhor versão de me ainda nos momentos mais difíceis, graças a seus conselhos e

ensinamentos, hoje estou me formando nesta prestigiosa universidade, uma parte desta conquista também é sua. Bow!

*A **Giannina Reveco**, você não imagina o importante que foi durante este tempo, não tenho palavras para expressar-lhe o que você significa na minha vida, obrigado por ser parte de tudo o bom que me acontece.*

*Ao meu amigo **Mario Abárzua** que apesar da distância sempre senti seu apoio incondicional. Obrigado simplesmente por sempre estiver. A amizade quando é verdadeira nunca será esquecida, conte comigo sempre.*

*Ao meu grande amigo **Nicolas Jara**, a primeira pessoa com quem comentei que tinha passado o processo seletivo no programa de pós-graduação da FORP/USP obrigado pelo incentivo e apoio desde o primeiro dia.*

*A minha equipe de trabalho **Mauricio Provinciatti** e **Gabriela Ayres de Souza** obrigado pela ajuda durante esses anos.*

*Aos meus amigos aqui no Brasil **Leonardo, Guilherme, Gui, Tati, Andrezza** e **Gaby**.*

*Aos meus amigos do Crossfit por cada dia dar o suporte necessário para finalizar cada Wod, principalmente ao **Guilherme, Guto, Pablo, João, Álvaro**.*

.

Resumo

RESUMO

TORO, B.S.P. **Análise biomecânica pelo método de elementos finitos da distribuição de tensões em implantes de conexão cônica e osso peri-implantar com diferentes profundidades ósseas conectados a pilares sólidos de diferentes diâmetros.** 2019. 160f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2019.

O sucesso da reabilitação com implantes está baseado principalmente na adequada distribuição das tensões mecânicas ao osso circundante, a qual pode ser influenciada pelo tipo de conexão, dimensões do pilar protético, dimensões do implante, geometria e profundidade de inserção. O objetivo deste estudo foi avaliar a magnitude e distribuição de tensões ao osso peri-implantar através da utilização de implantes de conexão cônica posicionados em diferentes níveis da crista óssea e conectados a pilares protéticos sólidos de diferentes diâmetros, por meio do método tridimensional de elementos finitos. Para isso, foram confeccionados quatro modelos tridimensionais: A-1.5 (Implante equicristal conectado a um pilar de 3,3 mm de diâmetro); A-3.0 (Implante subcristal conectado a um pilar de 3,3 mm de diâmetro); B-1.5 (Implante equicristal conectado a um pilar de 4,5 mm de diâmetro) e B-3.0 (Implante subcristal conectado a um pilar de 4,5 mm de diâmetro). Todos os modelos foram submetidos a uma carga axial (0°) e oblíqua (30°) de 365 N distribuída em 8 pontos oclusais. Foram analisadas as tensões equivalentes de von Mises (TEvM) para implante e componentes protéticos e as tensões máximas (TMaP) e mínimas principais (TMiP) para o osso peri-implantar. Os resultados mostram que as áreas de maior TEvM ocorreram na interface implante/pilar para todos os modelos, sobretudo sob carga oblíqua. Para o osso peri-implantar os maiores níveis de tensão de tração (TMaP) foram observados no posicionamento subcristal do implante em região de interface entre osso cortical e trabecular, no entanto os maiores níveis de tensão de compressão (TMiP) foram observados para o posicionamento equicristal do implante, em região de crista óssea. Independente da profundidade óssea do implante, foi observado uma diminuição dos valores máximos e da área de concentração de tensões quando foi utilizado um pilar com um maior diâmetro em base de assentamento protético, tanto na interface implante/pilar como para interface implante/osso. Dentro das limitações deste estudo foi possível concluir que a colocação subcristal do implante gerou menores níveis de tensão na crista óssea quando comparado com o posicionamento equicristal do implante e que a utilização de um pilar de maior diâmetro em base de assentamento protético causa uma diminuição de tensões em osso peri-implantar independentemente do tipo de carga e posicionamento do implante.

Palavras chave: Implante dental, conexão cônica, elementos finitos, pilares sólidos.

Abstract

ABSTRACT

TORO, B.S.P. **Biomechanical analysis by the finite element method of stress distribution in conical connection implants and periimplant bone with different bone depth connected to different diameter solid abutment.** 2019. 160f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2019.

The success of implant rehabilitation is mainly based on the adequate distribution of mechanical stresses to the surrounding bone, which can be influenced by the type of connection, prosthetic abutment dimensions, implant dimensions, geometry and insertion depth. The aim of this study was to evaluate the magnitude and distribution of stresses to the peri-implant bone by using conical connection implants installed at different bone depths and connected to solid prosthetic abutments of different diameters using the three-dimensional finite element method. For this, four three-dimensional models were built: A-1.5 (Implant placed at crestal connected to a 3,3 mm diameter abutment); A-3.0 (Implant placed at subcrestal connected to a 3,3 mm diameter abutment); B-1.5 (Implant placed at crestal connected to a 4,5 mm diameter abutment) and B-3.0 (Implant placed at subcrestal connected to a 4,5 mm diameter abutment). All models were submitted to an axial (0 °) and oblique (30 °) load of 365 N distributed in eight occlusal points. The von Mises equivalent stress (TEvM) for implant and prosthetic components were analyzed, and the maximum (TMaP) and minimum principal stresses (TMiP) for periimplant bone. The results show that the highest TEvM areas occurred at the implant-abutment interface for all models, especially under oblique loading. For the periimplant bone the highest tensile stress levels (TMaP) were observed in the subcrestal implant placement at the interface between cortical and trabecular bone, however the highest compression stress levels (TMiP) were observed for the position of the implant in the bone crest region. Regardless of the bone depth of the implant, a reduction in the maximum values and stress concentration area was observed when a larger diameter abutment was used in the prosthetic base, both at the implant / abutment interface and at the implant / bone interface. Within the limitations of this study it was possible to conclude that the subcrestal placement of the implant generated lower stress levels in the bone crest when compared to the crestal placement of the implant and that the use of a larger diameter abutment in prosthetic base causes a decrease in stress in periimplant bone regardless of the type of load and implant placement.

Keywords: Implant dental, conical connection, finite element, solid abutment

Sumário

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	33
2. REVISÃO DA LITERATURA	39
2.1 Biomecânica Peri-implantar	39
2.1.1 Distribuição de tensões	39
2.2 Estabilidade da conexão.	46
2.3 Influência do diâmetro do implante.	50
2.5 Conceito de Platform Switching.	54
2.6 Diâmetro do pilar protético.	59
2.7 Colocação Equicristal e Subcristal do implante.	62
2.8 Análise pelo método de elementos finitos (MEF).	69
3. PROPOSIÇÃO	75
4. MATERIAL E MÉTODO	79
4.1 Construção do modelo mandibular	80
4.2 Modelagem dos implantes e componentes protéticos	81
4.2.1 Coroa Protética	81
4.3 Pré-processamento	86
4.3.1 Malha:	86
4.3.2 Propriedades físicas dos materiais.....	87
4.3.3 Limite do modelo:	88
4.3.4 Condições de carga:.....	89
4.4 Processamento	90
4.5 Pós-processamento	91
5. RESULTADOS	95
5.1 Tensão equivalente de von Mises.	95
5.1.1 Análise da coroa protética (coping de zircônia)	95
5.1.2 Análise de interface implante-pilar	99
5.2 Tensões Máximas Principais (T _{MaP}) e Tensões Mínimas Principais (T _{MiP})	102
5.2.1 Análise do osso cortical.....	103
5.2.2 Análise do osso trabecular	109
5.2.3 Análise de osso peri-implantar	116

6. DISCUSSÃO	127
6.1 Avaliação de tensões em osso periimplantar	127
6.2 Avaliação de tensões em interface implante-pilar	134
7. CONCLUSÕES	141
REFERÊNCIAS	145

1. Introdução

1. INTRODUÇÃO

Muito antes do que hoje conhecemos como Odontologia, o homem já entendia a importância das estruturas bucais e o papel que desempenham na vida do ser humano. Antigas culturas já realizavam a reposição de elementos dentais perdidos através de pedras aloplásticas (Cruz et al., 2009). Com o passar dos anos, a odontologia evoluiu até chegar ao que hoje conhecemos, na qual implantes dentários, ou seja, elementos aloplástico definidos como uma substância estranha ao organismo e inerte, são colocados no tecido ósseo com a finalidade de repor estruturas perdidas (Del Río et al., 2003).

Através de diversas técnicas, uma grande variedade de tratamentos, com excelentes resultados, é possível, no entanto, nem sempre foi assim. Até antes da década de 60 a Implantodontia estava baseada somente em ensaios clínicos sendo, então, necessário protocolos científicos (Adell et al., 1981). Foi assim que em 1960 o Professor Brånemark estabelece as bases do que hoje conhecemos como osseointegração, sendo essa um pilar fundamental na reabilitação com implantes dentais. Brånemark e colaboradores descobriram acidentalmente um mecanismo de adesão entre o titânio e osso ao estudar a microcirculação em tíbias de coelho (Brånemark et al., 1969).

Após várias provas e estudos baseados em evidências, foi concluído que aquele mecanismo de adesão entre a peça de titânio e o osso poderia ser utilizado na boca (Malo et al., 2003). Assim nasceu o conceito de osseointegração, a qual é definida como uma conexão direta estrutural e funcional entre o osso vivo organizado e a superfície de um implante submetido a uma carga funcional (Brånemark et al., 1987; Albrektsson, 1981; ZARB, 1991) e também pode ser definida com a ancoragem assintomática de um material aloplástico mantido no organismo sob carga funcional por longos períodos de tempo (Pinto et al., 2000).

Com o decorrer dos anos a técnica foi evoluindo e sendo aperfeiçoada pelos pesquisadores, e o protocolo proposto por Brånemark, que a princípio estava dirigido apenas para a reabilitação de pacientes desdentados totais, foi modificado e pacientes parcialmente desdentados também puderam ser submetidos aos tratamentos com implantes (Pellizer et al., 2011). O elevado índice de sucesso em diferentes pesquisas impactou fortemente a Odontologia, modificando radicalmente a forma de planejamento e reabilitação (Adell et al., 1981).

No entanto, devido ao tecido ósseo ser uma estrutura dinâmica, o qual apresenta remodelação óssea durante a vida toda (Torsiglieri et al., 2015), é que começaram a serem observadas complicações nos implantes osseointegrados vinculadas com a reabsorção do tecido ósseo que circunda o implante dental. Essa é considerada como a principal complicação que afeta a reabilitação sobre implantes (Baggi et al., 2008).

A reabsorção óssea pode ser iniciada por traumatismos cirúrgicos, como o sobreaquecimento ósseo por falta de irrigação na colocação dos implantes (Bianchi et al., 2005; Patielli et al., 1998), por infecção bacteriana e por sobrecarga na interface entre implante e osso (Jansåker et al., 2006). A perda óssea por sobrecarga das estruturas é modulada, principalmente, pela resposta do tecido ósseo aos estímulos externos, em uma interação entre fatores mecânicos e biológicos onde o tipo de força, magnitude, direção e frequência com que essa força atua está vinculada também com a região submetida àquela carga (Machado et al., 2009; Lindhe, 2003; Davies, 2003; Saffar, 2000). Alguns Autores confirmam que a falha de implantes osseointegrados, geralmente, não está associada com uma falha mecânica do elemento que suporta a carga, e sim à fragilidade ou perda óssea peri-implantaria (Baggi et al., 2008).

Portanto, a distribuição de tensões dentro dos limites fisiológicos, tanto na interface entre implante e osso como nos componentes protéticos, é fundamental para garantir o sucesso da reabilitação com implantes (Çehreli et al., 2004).

Com a finalidade de diminuir a presença de elevadas tensões que possam comprometer a integridade tanto dos componentes como do tecido subjacente provocando a falha do implante, a Implantologia vem estudando cada vez mais os aspectos biomecânicos das reabilitações, e, com o intuito de melhorar a distribuição de tensões e contribuir com uma menor reabsorção óssea, os desenhos dos implantes têm sofrido modificações (Meriç et al., 2011).

Atualmente, existem diversos desenhos e tipos de conexões no mercado. Entretanto, as conexões cônicas apresentam uma maior estabilidade e uma melhor distribuição de tensões das forças mastigatórias quando comparada com outros tipos de conexão (Pimentel et al., 2010). A conexão cônica incorpora o conceito de plataforma *switching* no seu desenho e a literatura mostra que, com isso, existe uma maior preservação do tecido ósseo ao redor do implante dental contribuindo com a estabilização dos tecidos peri-implantares. Isso é possível ao transferir o espaço de

união entre o pilar e o implante para longe do ombro do mesmo, usando um pilar de diâmetro menor que a plataforma do implante, que, por sua vez proporciona um maior espaço para o tecido mole (Cappiello et al., 2008), favorecendo a redução da inflamação dos tecidos e, conseqüentemente, da reabsorção da crista óssea alveolar (Barros et al., 2010). Além disso, a mudança de plataforma ajuda no deslocamento das tensões da crista óssea (Maeda et al., 2007) favorecendo uma melhor distribuição das tensões ao osso peri-implantar.

O conceito de plataforma *switching* permitiu que os implantes dentais pudessem ser instalados subcristalmente ao deslocar o *gap*, exibindo excelentes resultados clínicos por parte de alguns autores (Degidi et al., 2017; Froum et al., 2018). No entanto, existe uma grande controvérsia e ainda não está claro quais são as conseqüências, em relação à reabsorção óssea, que o posicionamento do implante apresenta. Já que, tanto estudos clínicos (Cassetta et al., 2016; Gatti et al., 2018) como biomecânicos (Macedo et al., 2018) tem apresentado que o posicionamento subcristal seria prejudicial.

É possível observar que, ao realizar uma variação do diâmetro, tanto do implante, quando do pilar protético, com o conceito de plataforma *switching*, existe uma modificação da distribuição de tensões. Portanto, a variação no diâmetro em base de assentamento protético do pilar pode influenciar no padrão da distribuição de tensões. Contudo, a literatura não apresenta muitos estudos onde seja avaliado o diâmetro da base de assentamento protético dos pilares.

É sugerido por alguns autores que uma diminuição do diâmetro do pilar protético resulta em menores níveis de tensão para o conjunto implante/pilar e para o osso circundante (Huang et al., 2011; Chu et al., 2012).

Devido à falta de pesquisas avaliando as condições antes expostas, o presente estudo implementou a análise pelo método de elementos finitos com a finalidade de avaliar a distribuição de tensões em osso peri-implantar quando um implante que incorpora o conceito de plataforma *Switching* é colocado em diferentes profundidades ósseas e conectado a pilares protéticos com diferentes diâmetros em base de assentamento protético, em região posterior da mandíbula, a qual segundo Craddock et al. (2008) é uma região submetida a elevadas cargas mastigatórias.

A análise por elementos finitos é, basicamente, um método numérico que analisa tensões e deformações em estrutura de qualquer geometria simulada (Sun et al., 2008), é altamente reconhecido pelos bons resultados apresentados em

análises biomecânicas, por ser pouco invasivo e não afetar as propriedades mecânicas dos materiais analisados. Pode ser facilmente reproduzível, sendo possível criar modelos de estruturas complexas, analisar suas propriedades e a influência de forças mecânicas sobre esses modelos (Anitua et al., 2010; Bergkvist et al., 2008 Akça, Geng et al., 2004; Iplikçioğlu, 2003; Akça Iplikçioğlu, 2001; Detolla et al., 2000), permitindo determinar a magnitude, direção e localização de tensões, além de proporcionar a visualização de pontos que podem ser quantificados (ShilpaTrivedi et al., 2014).

Para a análise são utilizadas as tensões equivalentes de Von Mises, tensão máxima principal e tensão mínima principal. As tensões de von Mises representam uma variante física proporcional à distorção, usada na predição de falhas em materiais dúcteis, enquanto, as tensões máximas e mínimas principais são utilizadas devido às propriedades do tecido ósseo, avaliando, assim, as tensões de tração e a compressão (Geng et al., 2004; Shilpatrivedi et al., 2014).

Devido ao fato de que para a reabilitação com implantes dentais é importante a obtenção de uma adequada distribuição tensões para garantir sua longevidade, é necessária a realização de ensaios que permitam analisar o comportamento mecânico dos implantes dentais, fornecendo informações relevantes ao planejamento clínico e contribuindo com a seleção adequada de implantes e componentes, bem como do posicionamento do implante em relação à crista óssea. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar através do método de elementos finitos a distribuição de tensões em reabilitações com implantes de conexão cônica instalados em diferentes profundidades ósseas, na região mandibular posterior.

2. Revisão de Literatura

2. REVISÃO DE LITERATURA

O presente estudo busca analisar a distribuição de tensões entre a interface implante/osso e implante/pilar através de diferentes situações experimentais, desta forma, nesta revisão da literatura serão abordados os principais fatores que influenciam a distribuição de tensões, vinculados com as variáveis analisadas neste estudo.

2.1 Biomecânica Peri-implantar

2.1.1 Distribuição de tensões

O sucesso da reabilitação sobre implantes está baseado, principalmente, na estabilidade dos tecidos peri-implantares, para o qual é essencial um adequado funcionamento biomecânico entre seus componentes e o tecido ósseo (Torsiglieri et al., 2015).

Quando um implante é posicionado no rebordo alveolar, em um área de aproximadamente 1 mm ao redor do corpo do implante se inicia um processo de reparação seguido de um processo de remodelação óssea e regeneração óssea (Garetto et al., 1995), o qual culmina em osseointegração, determinada por uma complexa interação de fatores mecânicos, microbianos, cirúrgicos e biológicos que, relacionados com o implante, determinam a resposta óssea (Romanos et al., 2014).

Existem vários fatores vinculados com o insucesso da reabilitação com implantes, como: a qualidade óssea na que o implante é posicionado, falta de osseointegração, instabilidade da conexão, carga prematura do implante, falhas mecânicas dos componentes e/ou do próprio implante (Romanos et al., 2014). No entanto, outros autores afirmam que a falha dos implantes osseointegrados geralmente não está associada com uma falha mecânica do elemento que suporta a carga, e sim à fragilidade ou perda óssea peri-implantar (Baggi et al., 2008). Isso pode estar associado ao fato que a interface entre implante e tecido ósseo apresenta-se como uma região mais vulnerável do ponto de vista mecânico (Oliveira et al., 1997), uma vez que é um tecido em constantes alterações influenciadas por diversos fatores como traumatismos cirúrgicos, sobreaquecimento ósseo por falta de irrigação na colocação dos implantes (Bianchi et al., 2005; Patielli et al., 1998), por

infecção bacteriana, presença de *micro-gap* na interface implante/pilar ou por sobrecarga na interface implante/osso (Jansåker et al., 2006; Degidi et al., 2010).

Um implante dental deve ser capaz de suportar e transmitir adequadamente as tensões ao tecido circundante sem provocar efeitos negativos sobre os tecidos peri-implantares (Brunski et al., 1988). Essa capacidade de suportar cargas é dependente da qualidade da interface osso/implante (Machado et al., 2009; Lindhe, 2003; Davies, 2003; Saffar, 2000). Sendo assim, um íntimo contato entre a superfície do implante e o osso permitirá que quando algum tipo de carga funcional atue sobre a restauração, esta seja transmitida ao tecido ósseo circundante (Pessoa et al., 2010). Porém, quando existe uma inadequada distribuição das tensões por um desajuste nos componentes do implante (Bacchi et al., 2013) ou por forças oclusais excessivas, a concentração de tensões pode exceder os limites fisiológicos do osso e induzir a reabsorção do tecido ósseo peri-implantar (Duyck et al., 2001).

Segundo a lei de Wolf, a carga mecânica pode gerar diversos níveis de tensão no osso, assim uma carga pode agir como estimulante promovendo a formação de osso ou apresentar um efeito nocivo para o tecido ósseo (Duyck et al., 2014).

Farr et al. (2011) mostra que a reabsorção da crista óssea sob cargas excessivas não está determinada simplesmente por atingir ou ultrapassar os limites fisiológicos do osso, sendo necessário considerar a frequência com que essa carga atua, assim como o período de atividade e de descanso que ela apresenta. Sendo assim, o desenho do implante e os distintos tratamentos de superfície são fundamentais para uma adequada interação dos fatores que modulam a resposta biológica do organismo, determinando o sucesso da osseointegração (Vanegas et al., 2009).

Devido à importantes consequências e impacto que tem a biomecânica sobre a longevidade da reabilitação sobre implantes, os pesquisadores começaram a estudar a distribuição de tensões, avaliando as possíveis condições que favoreceram uma adequada distribuição de tensões entre esses elementos de estudo e entre elas estão: o tipo de osso em que será instalado o implante; qualidade óssea: tipo de conexão da interface implante/pilar; geometria do implante; diâmetro e comprimento do implante; tipo de pilar protético e condições de carga.

Cehrelli et al. (2004) avaliaram a performance de conexões cônicas pelo método de elementos finitos. Em um dos modelos tridimensionais foi utilizado um implante comercial (ITI®) de \varnothing 3,3 mm \times 10 mm com um pilar sólido (Straumann Institute, Waldenburg, Suíça) e no outro modelo foi utilizado o implante (ITI®) de \varnothing 3,3 mm \times 10 mm conectado a um pilar de 6° e 4 mm de altura. Para a carga axial não foram observadas diferenças estatisticamente significativas, no entanto, para a carga oblíqua, a tensão de von Mises foi maior no implante de dois componentes. Os resultados permitiram concluir que os implantes de dois componentes sofrem maior tensão sob carga oblíqua, mas a natureza da conexão cônica é um fator decisivo para a magnitude e distribuição da tensão no tecido peri-implantar.

Em estudo conduzido por Petrie et al. (2005) foi avaliada a influência do diâmetro e comprimento do implante na distribuição de tensões ao osso cristal, utilizando a análise de elementos finitos. Os modelos criados eram geometricamente similares, apresentando apenas diferentes densidades do osso trabecular. O diâmetro do implante variou de 3.5 a 6 mm e o comprimento total do implante variou de 5.75 a 23.5 mm. Os modelos de baixa densidade apresentaram tensões mais elevadas e o aumento do diâmetro diminuiu 3,5 vezes a tensão em crista óssea quando comparados com os implantes estreitos. Os autores concluíram que em condições de baixa qualidade óssea é recomendado utilizar implantes de maior diâmetro e comprimento, evitando implantes estreitos e curtos.

Em um estudo desenvolvido por Kitagawa et al. (2005), foi avaliada a influência do tipo de conexão implante/pilar no afrouxamento do parafuso, mediante análise não linear de elementos finitos. Os modelos tridimensionais foram criados a partir de dois tipos de implantes, – Um implante de conexão cônica (Ankylos, DentsplySirona, Alemanha) de 3,5 mm de diâmetro e 14 mm de comprimento e – Um implante de conexão hexágono externo (Brånemark, Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden) com 3,75 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento. Em ambos modelos foi aplicada uma carga cíclica impulsiva de 100 N durante 0,2 s em cinco momentos. Nos resultados foi observada uma maior movimentação do parafuso no implante de união tipo hexágono externo ao ser comparado com a conexão cônica. Os autores concluíram que, devido à geometria da conexão cônica e sua estabilidade mais efetiva, não apresentaram afrouxamento do parafuso.

Quaresma et al. (2008), avaliaram a influência do tipo de conexão na distribuição de tensões ao osso peri-implantar, pilar protético, próteses e implante

mediante análise de elementos finitos. Para isso, foram criados dois modelos tridimensionais: Modelo 1 – Implante de conexão hexagonal interna de 3.8 x 11 mm (Frialit 2, Friadent, Mannheim, Alemanha) conectado a um pilar protético com parafuso passante de 3.8 x 6.0 mm; Modelo 2 – implante de 3.5 x 11mm (Ankylos, Dentsply, Alemanha) conectado a um pilar sólido de 4.5 x 6.0 mm de diâmetro (Standard abutment; Ankylos, Dentsply Alemanha). Em ambos modelos foi aplicada uma carga de 100 N na cúspide vestibular. Como resultado, foi observado que as tensões foram maiores para o pilar sólido em comparação com o pilar de parafuso passante. No entanto, a tensão na crista óssea vertical foi maior para o implante hexagonal interno que para o implante de conexão cônica. Os autores concluíram que um implante de conexão tipo hexágono interno com um pilar com parafuso passante gera mais tensão no osso peri-implantar quando comparado com um implante de conexão cônica conectado a um pilar sólido.

Baggi et al. (2008), avaliaram a influência do diâmetro e comprimento do implante na distribuição de tensões no osso peri-implantar mediante análise de elementos finitos. Foram simulados 5 implantes disponíveis no mercado sendo utilizados 2 implantes ITI; 2 Novel Biocare; 1 implante Ankylos com diâmetros entre 3,3 a 4,4 mm e comprimento de 7,5 a 12 mm. Cada modelo foi submetido a carga estática (componente lateral: 100 N; componente intrusivo vertical: 250 N). Os resultados mostraram que as maiores tensões aconteceram no osso cortical no ombro do implante e na interface entre o osso cortical e trabecular; as tensões em osso cortical diminuíram com aumento do diâmetro e as tensões em osso trabecular diminuíram com o aumento do comprimento do implante. Os autores concluíram que o implante Ankylos baseado no conceito *platform switching* e um posicionamento subcristal apresentou uma melhor distribuição de tensões e um menor risco de sobrecarga quando comparado com os outros sistemas avaliados.

Junior et al. (2013), avaliaram as tensões no tecido ósseo peri-implantar através de análise de elementos finitos. Para a confecção dos modelos foram utilizados implantes de dimensões 3,75 x 10 mm e 5,00 x 10 mm e quatro materiais de revestimento: resina composta, resina acrílica, porcelana e coroa NiCr. Cada modelo foi carregado com uma carga axial de 200 N e uma carga oblíqua de 100 N. Para a carga oblíqua foi observado um aumento significativo da tensão para os implantes de menor diâmetro. No osso trabecular foi observada uma tendência

similar, porém mais discreta. Portanto, os implantes de maior diâmetro apresentaram uma distribuição de tensões favorável.

Ali et al. (2013), avaliaram o comportamento mecânico de uma prótese unitária suportada por implantes de conexão cônica de 4.1 x 12 mm submetida à dois tipos de carga (dinâmica e dinâmica com sobrecarga) mediante o método de elementos finitos. Os autores concluíram que as tensões estavam concentradas em osso cortical na região cervical do implante.

Em um estudo conduzido por Demmenko et al. (2014) foi avaliado o efeito da qualidade óssea na capacidade de carga dos implantes dentais cilíndricos através de análise por elementos finitos. Para a criação dos modelos foram utilizados implantes com diâmetros de 3.0 a 5.0 mm e comprimentos de 8.0 a 14 mm posicionados em diferentes qualidades ósseas. Para a análise numérica foi considerada uma osseointegração completa e aplicação de carga axial de 118,2 N em 75°. Os resultados mostraram que o aumento do diâmetro e comprimento do implante reduziu a tensão no osso cortical independente da qualidade óssea, porém a diminuição da tensão foi menor para o osso de baixa densidade.

Macedo et al. (2017), avaliaram a distribuição de tensões e o volume ósseo afetado, em implantes hexágono externo e de conexão cônica através do método de elemento finito. Para isso os autores criaram 2 modelos tridimensionais. Modelo 1: implante de conexão cônica de 4,4 mm de diâmetro e 11 mm de comprimento posicionado no osso mandibular; Modelo 2: implante Hexágono externo de 4,4 mm de diâmetro e 11 mm de comprimento. Em ambos modelos foi aplicada uma carga axial (150 N) e uma oblíqua (150 N em 45°). Os valores mais altos de tensão foram observados no osso cortical ao redor da conexão hexágono externo para ambas condições de carga. A porção mais coronal do osso cortical obteve a maior concentração de tensões, assim como a interface entre o osso trabecular e cortical. Para a carga axial observou-se um maior volume de osso trabecular peri-implantar sob tensão ao redor do implante de conexão cônica do que ao redor do implante hexágono externo, porém, a tensão no osso trabecular teve uma distribuição mais favorável nos implantes de conexão cônica. Para a carga oblíqua o maior volume de osso peri-implantar sob tensão foi registrado nos implantes de conexão hexagonal externa. Os autores concluíram que a conexão cônica apresentou um comportamento biomecânico mais favorável quando comparado com a conexão hexagonal externa.

Em um estudo desenvolvido por Pellizzer et al. (2018), os autores avaliaram a distribuição das tensões no tecido ósseo ao redor de implantes com diferentes tipos de conexão, diferentes diâmetros, posicionados em diferentes tipos de osso e submetidos a condições de carga axial e oblíqua, mediante o método de elementos finitos. Foram criados 16 modelos tridimensionais com as variáveis: diâmetro (4 e 5 mm), interface implante pilar (hexágono externo; conexão cônica; plataforma *switching*) e tipo de tecido ósseo (I, II, III, IV). Em cada modelo ósseo foi posicionado um implante de 10 mm de comprimento e um diâmetro de 4.0 ou 5.0 mm. Em todos os modelos foram aplicadas uma carga axial e uma oblíqua (200 N e 100 N). A análise dos dados foi realizada mediante a tensão máxima principal. Para a carga axial os implantes de diâmetro regular (4,0 mm) apresentaram maior tensão de compressão (1.324 MPa) que os implantes de diâmetro 5,0 mm (0.636 MPa). Sob carga oblíqua os implantes de conexão cônica com plataforma *switching* apresentaram uma distribuição de tensões mais favorável que os demais implantes analisados, independentemente do tipo de osso. Os autores concluíram que nos implantes de maior diâmetro a distribuição das tensões é mais favorável quando comparado com um implante de diâmetro regular.

Em estudo desenvolvido por Moraes et al. (2018), mediante o método de elementos finitos, foi avaliado a influência do diâmetro, do tipo de conexão e da carga na distribuição de tensões. Para isso os autores desenvolveram 6 modelos tridimensionais utilizando diâmetros de implante de 3.75 e 5.0 mm e comprimento de 8.5 mm, tanto para conexões cônicas como para hexágono externo. Em todos os modelos foi utilizada uma coroa de 15 mm de altura, resultando em uma relação coroa implante aproximadamente de 2:1. Foi aplicada uma força axial de 200 N e oblíqua 100 N (45°). Para a carga oblíqua os implantes de diâmetro regular apresentaram um aumento na concentração de tensões quando comparados com os implantes de maior diâmetro, e os implantes de conexão hexagonal externa apresentaram uma maior tensão de tração que os implantes de conexão cônica independente do diâmetro do implante. Os autores concluíram que os implantes de conexão cônica foram biomecanicamente superiores às conexões hexagonais especialmente para a condição de carga oblíqua e que o aumento do diâmetro é uma condição favorável para uma adequada distribuição de tensões na região de osso cortical, independentemente do tipo de conexão.

Borie et al. (2018), avaliaram a influência de três alturas de transmucoso de pilares de próteses unitárias através do método de elementos finitos. As simulações foram divididas em dois grupos: Grupo 1 - um implante com 3.75 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento posicionados na região de incisivo central superior, simulando uma próteses fixa suportada por implantes com um pilar EsthetiCone; Grupo 2 - dois implantes de 3.75 mm de diâmetro por 10 mm de comprimento, posicionados nos incisivos laterais superiores com pilares MicroUnit os quais simulam uma próteses suportada por múltiplos implantes. Posteriormente, foram confeccionados 3 modelos para cada grupo de acordo as alturas do transmucoso sendo estas de 1, 2 ou 3 mm. Foi aplicada uma carga oblíqua de 45° graus em direção palato-vestibular de 150 e 75 N para as próteses com implantes múltiplos e unitários, respetivamente. Os valores de deformação foram menores em todos os modelos quando a altura do transmucoso diminuiu. Os autores concluíram que a altura do transmucoso influencia os valores de tensão no osso, cerâmica, implantes e pilares das próteses suportadas por um ou mais implantes.

Em estudo desenvolvido por Brune et al. (2019), por meio de análise de elementos finitos, os autores avaliaram a distribuição de tensões no osso peri-implantar de uma reabilitação unitária implantossuportada utilizando um modelo tridimensional, o qual consiste em uma seção transversal da região mandibular posterior esquerda sobre o qual foi posicionado um sistema genérico de implante composto por um implante, um pilar protético e uma coroa cimentada. Foi aplicada uma carga axial de 100 N. Os dados obtidos foram avaliados mediante a tensão máxima e mínima principal. Para as duas situações de contato de 3 e 5 pontos e as três inclinações das cúspides (20°, 30° e 40°) as tensões mais elevadas estiveram concentradas no osso cortical. A tensão óssea peri-implantar diminuiu ao aumentar o coeficiente de fricção, além disso, um aumento na rugosidade da superfície conduziu a uma menor resistência à fratura. Além disso os autores afirmaram que, com uma adequada distribuição dos contatos oclusais, a inclinação das cúspides não demonstrou uma influência nas tensões peri-implantares.

Lung et al. (2019), avaliaram os efeitos biomecânicos do tipo de carga, do diâmetro da plataforma e do diâmetro do implante sobre a distribuição de tensões no osso peri-implantar em implantes imediatos com o conceito *platform switching*. Foram utilizados implantes Novel Active (Nobel Biocare, Gothenburg, Suécia) de diâmetros 3.5, 4.3 e 5.0 mm e comprimento de 11.5 mm, os quais foram designados

como NP 3.5; RP 4.3 e RP 5.0. Foram preparadas três amostras de osso trabecular sintético retangular. Depois de posicionados os implantes no bloco osso e conectado os pilares protéticos, foi utilizado o dispositivo Periotest para a medição da mobilidade do implante. Foram aplicados dois tipos de carga oclusal mediante uma máquina de prova universal: carga axial de 190 N e carga oblíqua com uma inclinação de 30° de 190 N a uma velocidade 1 mm/min. Para cada grupo experimental foram utilizados 3 implantes. Os três grupos apresentaram uma adequada estabilidade. Para a carga vertical a tensão no osso ao redor do implante foi mais baixa para o implante RP5.0 e a tensão óssea não diferiu significativamente entre os implantes RP4.3 e RP3.0. Os autores concluíram que o posicionamento de um implante de maior diâmetro combinado com o conceito *platform switching* provocou uma diminuição de tensões óssea ao redor de implantes com carga imediata, especialmente para carga oblíqua.

Petris et al. (2019), avaliaram o comportamento da conexão cônica mediante o método de elementos finitos. Para isso foram criados dois modelos tridimensionais: Modelo 1 – implante de conexão cônica conectado a um pilar sólido; Modelo 2 - implante de conexão cônica conectado a um pilar com parafuso passante. Em ambos foi aplicada uma carga de 250 N num único ponto com uma inclinação de 15° em relação ao longo eixo do implante. Os dados obtidos foram analisados por tensão de von Mises. O modelo 1 apresentou os valores de tensão mais elevados nas primeiras roscas do pilar. O modelo 2 apresentou valores de tensão mais baixos. Porém a região do transmucoso apresentou uma concentração de tensão acima do limite de ruptura com grandes áreas de deformação permanente. Os autores concluíram que as implicações clínicas desses resultados permitiram observar que tanto os pilares sólidos como os com parafuso passante apresentaram um comportamento benéfico para o tecido ósseo. Porém, o pilar sólido é mais efetivo na distribuição de tensões, sendo mais seguro para uso clínico.

2.2 Estabilidade da conexão

Existem implantes com vários tipos de conexão no mercado odontológico, no entanto, a conexão cônica está consolidada como superior aos outros tipos de conexões (Merz et al., 2000). Do ponto de vista biomecânico, a estabilidade da conexão é fundamental em um sistema de implantes, uma vez que, quanto maior a estabilidade da conexão, melhor o padrão de distribuição das tensões (Yao et al., 2018).

O comportamento da conexão cônica em relação à sua capacidade de selado e estabilidade do pilar é mais eficiente que as demais conexões (Schmitt et al., 2014). Isso acontece, principalmente, devido a elevada pressão de contato entre as superfícies da conexão, a qual apresenta uma resistência à fricção originada a partir das características geométricas da conexão, permitindo que o pilar encaixe perfeitamente no orifício do implante (Aguirrebeitia et al., 2013). Segundo alguns autores essa resistência a fricção distribuída na área de contato faz com que a conexão cônica, ainda que utilizando componentes de duas partes, funcione virtualmente como uma estrutura de corpo único (Akca et al., 2008; Yao et al., 2019).

A estabilidade da conexão cônica diminui ou evita que o pilar protético sofra flexão e inclinação, permitindo uma retenção mais estável, ao contrário do que ocorre nas conexões externas, onde uma carga oblíqua provoca aumento de tensões, principalmente no parafuso do pilar (Pessoa et al., 2010). Este tipo de conexão também apresenta uma alta resistência para forças de rotação, reduzindo o risco de afrouxamento do parafuso (Mangano et al., 2011). Assim, com a alta resistência a flexão, à fratura e ao afrouxamento do parafuso que a conexão cônica apresenta, é possível observar uma taxa de sucesso do 98 % por um período de acompanhamento de 4 anos (Mangano et al., 2010).

Coppede et al. (2009), avaliaram a resistência à fratura em sistemas de conexão tipo hexágono interna e conexão cônica para forças oblíquas. A deformação máxima para a conexão cônica foi de 90.58 +/- 6.72 kgf e para conexão hexágono interna a deformação máxima foi de 83.73 +/- 4.94 kgf, a força de fratura para implantes de conexão hexágono interno foi de 79, 86 +/- 4.77 kgf e nenhum dos implantes de conexão cônica sofreu fratura. Os autores concluíram que os pilares de conexão cônica proporcionam uma maior resistência à deformação e fratura sob cargas oblíquas.

Em estudo conduzido por Pessoa et al. (2010), os autores avaliaram o comportamento da conexão cônica, comprovando a estabilidade da conexão, uma vez que, em seus resultados a conexão cônica apresentou a menor concentração de tensões no parafuso do pilar quando comparado com conexões de hexágono interno e externo.

Em estudo desenvolvido por Seetoh et al. (2011), foi avaliada a resistência à fadiga em conexões cônicas utilizando 3 sistemas de implantes (Ankylos; PrimaConnx; Straumann) conectados a seus respectivos pilares de titânio (Ti) e

Zircônia (Zr), segundo o torque de inserção recomendado pelo fabricante (n=5). Mediante uma máquina de fadiga de carga rotacional, foi aplicada uma carga de 21 N de tensão-compressão em um ângulo de 45 graus, exercendo-se um momento de flexão efetivo de 35 Ncm a uma frequência de 10 Hz. Apenas o grupo do implante Straumann com o pilar de zircônia não apresentou falhas em quatro corpos de prova e o grupo do implante Ankylos com o pilar de titânio apenas um corpo de prova não fraturou. Os autores concluíram que com pilares cônicos de titânio parecem ter um rendimento à fadiga menor quando comparado com estudos anteriores de conexões hexágono externo.

Em estudo desenvolvido por Yamanishi et al. (2012), os autores avaliaram a influência do desenho do implante e o tipo de conexão pilar-implante nas tensões peri-implantares e micromovimentos do pilar através do método de elemento finitos. Foram desenhados 3 modelos de implantes com dois componentes: modelo 1 – Implante hexágono externo de 4.5 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento; modelo 2 – Implante hexágono interno de 4.3 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento; modelo 3 – Implante de conexão cônica de 4.3 mm de diâmetro. Em cada modelo foi aplicada uma carga estática de 100 N. A tensão principal foi registrada no osso cortical em região de ombro do implante para a conexão hexagonal externa e a menor concentração de tensões foi para a conexão cônica. A maior quantidade de micromovimentos na interface implante-pilar foi observada na conexão hexágono externo e a menor movimentação foi na conexão cônica. Os autores concluíram que o desenho e o tipo de conexão influenciam nas tensões peri-implantares e na micromovimentação do pilar, sendo recomendada a conexão cônica.

Machado et al. (2013), pesquisaram o efeito dos tipos de conexão implante-pilar nas falhas do sistema em restaurações unitárias suportadas por implantes. No estudo foi utilizada a conexão hexágono externo, hexágono interno e conexão cônica. Tanto os pilares conectados aos implantes como uma coroa metálica cimentada foram submetidos a ciclagem. A falha para as conexões hexagonais implicou na fratura do parafuso, enquanto para a conexão cônica, na fratura do pilar. Os autores concluíram que a resistência foi significativamente maior para os implantes com conexão cônica.

O íntimo contato das paredes da conexão cônica reduzem o *microgap* na interface implante-pilar proporcionando um ótimo selamento microbiano (Baixe et al.,

2010), o qual é um dos principais fatores que evitam a inflamação peri-implantar, uma vez que a presença de um espaço na interface da conexão atua como um sítio de colonização microbiana, sendo prejudicial para os tecidos peri-implantares (Goiato, 2015).

A carga dinâmica aumenta a penetração de micro-organismos devido aos micromovimentos que a carga pode gerar na interface implante/pilar, provocando um efeito de bombeamento, o qual gera efeitos prejudiciais na estabilidade óssea (Schoolfield et al., 2001).

Em estudo desenvolvido por Merz et al. (2000) foi documentada a formação de um *microgap* em sistema de conexão hexágono externa quando este foi submetido a cargas oblíquas e horizontais. A conexão cônica parece não apresentar, em conclusão, que a mecânica superior da conexão cônica explicaria sua estabilidade a longo prazo.

Em estudo desenvolvido por Steinebrunner et al. (2005), os autores avaliaram a penetração de micro-organismos na interface implante-pilar mediante um simulador de mastigação de dois eixos, durante carga dinâmica. Os autores concluíram que a penetração de um sistema de implantes é uma condição multifatorial, dependendo da precisão e ajuste entre implante e pilar, considerando a micromovimentação e o torque de inserção, sendo menor para a conexão cônica.

Tesmer et al. (2009), avaliaram o risco potencial de invasão bacteriana no *microgap* de implantes dentais com diferentes sistemas de conexão. Os autores concluíram que as diferenças no desenho do implante podem aumentar o risco da colonização de micro-organismos, concluindo que a penetração bacteriana é depreciable até a porção da rosca nos implantes de conexão cônica.

Do nascimento et al. em 2012 avaliaram a penetração bacteriana da saliva no interior da interface implante-pilar. Foram analisados sessenta implantes: 20 hexágono externo, 20 hexágono interno e 20 de conexão cônica. Cada grupo foi subdividido em dois grupos de 10 implantes carregados e 10 implantes sem carga. Foram encontrados microrganismos na superfície interna de todas as conexões, porém, a conexão cônica apresentou a menor contagem de microrganismos tanto para os grupos com carga como para os sem carga.

Koutouzis et al. (2014) avaliaram o efeito da carga dinâmica na colonização de microrganismos orais no *microgap* da interface implante/pilar de implantes com conexão cônica. No estudo foram incluídos 40 implantes, os quais foram divididos

em dois grupos (n=20). Tanto o grupo 1 como o 2 estavam compostos por acessórios conectados a um pilar Standard, permitindo inocular uma solução bacteriana. As amostras do grupo 2 foram carregadas com 500,000 ciclos de 50 N mediante um simulador de mastigação. Os autores concluíram que os implantes com conexão cônica apresentaram uma penetração bacteriana mínima até a porção da rosca da interface implante-pilar e que a carga dinâmica provoca um aumento da infiltração bacteriana.

2.3 Influência do diâmetro do implante

Do ponto de vista mecânico, a literatura aponta que existe uma direta relação entre a utilização de um implante com um diâmetro maior e uma distribuição de tensão mais favorável ao osso peri-implantar (Ortega et al., 2014). Em estudo conduzido por Polize et al. (2000), os autores ressaltam que em quanto maior o diâmetro do implante, maior a superfície de contato, portanto, as possibilidades de sucesso do tratamento são ampliadas. Por outro lado, do ponto de vista biológico, a utilização de um implante de maior diâmetro não seria tão vantajoso (Olate et al., 2010). Ainda que um implante mais largo apresente um maior contato com osso, o implante apresenta, também, um contato em maior proporção com osso cortical e, por ser este menos vascularizado, o suprimento sanguíneo é menor (Tada et al., 2003; Anner et al., 2005; Degidi et al., 2008). No entanto, segundo Jorneus et al. (1996) a utilização de um diâmetro estreito apresenta 25 % menos resistência à fratura quando comparado com um implante de diâmetro regular.

Em estudo conduzido por Degidi et al. (2008), foi avaliada a influência do diâmetro estreito e largo do implante em ossos de diferentes qualidades. Os autores não encontraram diferença estatisticamente significativa para a qualidade óssea, porém, observaram uma taxa de perda óssea diferente de acordo com o comprimento e diâmetro do implante, sendo essa menor para implantes menores de 13 mm de comprimento e de diâmetro menor que 5.0 mm. Existem controvérsias na literatura quanto ao diâmetro do implante, portanto, é uma das variáveis analisadas pelos pesquisadores como um fator importante na preservação da osseointegração e diminuição da reabsorção da crista óssea.

Baggi et al. (2008) avaliaram a influência do diâmetro e comprimento do implante na distribuição de tensões na região posterior de mandíbula e maxila. No estudo foram analisados 5 implantes: 1 Implante ITI de 4.1 mm de diâmetro e 16

mm de comprimento; 1 Implante ITI com 3.3 mm de diâmetro e 17 mm de comprimento; 1 implante Nobel Direct de 4.5 mm de diâmetro e 16 mm de comprimento; 1 implante Brånemark de 3.75 mm de diâmetro e 14 mm de comprimento e um implante Ankylos de 4.5 mm de diâmetro e 11 mm de comprimento. Foram criados modelos tridimensionais a partir dos implantes e componentes, e, os modelos ósseos foram criados a partir de tomografias computadorizada. Os modelos foram analisados mediante simulações de elementos finitos sob uma carga estática, axial de 100 N e um componente vertical de 250 N. Os autores concluíram que os valores de tensão diminuíram para o osso cortical quando o diâmetro do implante aumentou, no entanto para o osso trabecular a distribuição de tensões foi mais efetiva com o aumento do comprimento do implante. No estudo, o implante Ankylos, baseado no conceito de plataforma *switching* e colocação subcristal, apresentou uma alta performance baseada em tensões e o menor risco de sobrecarga óssea quando comparado com os outros sistemas de implante.

Em estudo conduzido por Ferreira et al. (2013), foi avaliada a distribuição de tensões no tecido ósseo quando utilizado um implante diâmetro convencional e de diâmetro ampliado mediante o método de elementos finitos. Foram confeccionados 16 modelos utilizando como variáveis o diâmetro dos implantes (3,75 x 10 mm e 5.00 x 10 mm) e o material da coroa. Para a análise dos dados foram utilizados as tensões máximas principais e o critério de von Mises. Para a carga axial, o osso cortical não apresentou diferenças significativas e o osso trabecular apresentou uma maior tensão quando foi utilizado um implante de diâmetro reduzido. Para a carga oblíqua, o osso cortical apresentou um aumento significativo de tensões no mesmo lado da aplicação de carga nos modelos com o implante de menor diâmetro. O material da coroa não influenciou a distribuição de tensões. Os autores concluíram que os implantes de maior diâmetro distribuem de maneira mais efetiva as cargas oclusais ao tecido ósseo e diminuem as tensões principalmente sob cargas oblíquas.

Mannarino et al. (2016), avaliaram o comportamento biomecânico de próteses implantossuportadas, com implantes de diferentes diâmetros na região posterior da mandíbula. Foram desenvolvidos 3 modelos para simulação computacional, através do método de elementos finitos. Para isso, foram utilizados implantes de conexão cônica com o mesmo comprimento, mas com diferentes diâmetros (3,3 mm, 4,1 mm e 4,8 mm) posicionados na região posterior da mandíbula, com osso cortical e

trabecular criado a partir de uma tomografia computadorizada. Para a simulação foi utilizada uma carga oclusal de 400 N. A tensão máxima foi produzida na região cervical dos implantes em todos os modelos, e o grupo com os implantes de diâmetro 3,3 mm apresentou a maior tensão em osso cortical. A maior tensão foi observada no grupo com implante de maior diâmetro (4,8 mm), no entanto, a menor deformação foi apresentada pelo grupo com implante de 4,1 mm. Os autores concluíram que a menor tensão foi obtida com implante de 4,8 mm de diâmetro, porém, o grupo com o diâmetro de 4,1 mm apresentou uma menor taxa de deformação em osso cortical, indicando uma manutenção do tecido ósseo peri-implantar mais efetiva do ponto de vista biomecânico.

Em estudo desenvolvido por Eazhil et al. (2016), os autores, por meio de análise de elementos finitos, avaliaram o impacto do diâmetro e comprimento do implante nos tecidos peri-implantares. Para a confecção dos modelos tridimensionais foram utilizados implantes de conexão cônica de diferentes diâmetros e comprimentos, o modelo mandibular foi criado a partir uma tomografia computadorizada e posteriormente os modelos foram analisados numericamente. Para análise, os autores criaram modelos utilizando implantes com comprimento de 13 mm e diâmetros de 3.5 mm, 4.3 mm, e 5.0 mm, além disso, foram criados modelos utilizando implantes com um diâmetro de 4.3 mm e comprimentos de 10 mm, 13 mm e 16 mm. Todos os materiais foram considerados isotrópicos e elásticos. A carga utilizada foi oblíqua ao plano oclusal. Para análise foram utilizadas as tensões máximas de von Mises. Os resultados mostraram tensões localizadas ao redor do ombro do implante, comprovando uma diminuição estatisticamente significativa das tensões de von Mises ao aumentar o diâmetro do implante. Os autores concluíram que com um maior diâmetro do implante existe uma diminuição das tensões.

2.4 Macroestrutura do implante.

Com a finalidade de alcançar estabilidade dos tecidos peri-implantares e uma adequada distribuição de tensões, diferentes geometrias de implantes são desenvolvidas. As mais comuns são as formas cilíndricas, cônicas e híbridas (corpo cilíndrico com geometria cônica no ápice do implante (Lovatto et al., 2018).

Xu et al. (2015) avaliaram o efeito da forma do implante e passo da rosca nas microdeformações no osso durante a inserção do implante. No estudo foram utilizados 30 implantes de 10 mm de comprimento e diâmetro de 4,1 mm, com

formatos cilíndricos, cônicos ou cônicos cilíndricos e com um passo de rosca de 0,8 e 1,25 mm. Os grupos foram divididos em 1,25 cilíndricos, 0,8 cilíndricos, 1,25 cônicos, 0,8 cônicos, 1,25 cilíndricos cônicos e 0,8 cilíndricos cônicos. Os implantes de grupo 0,8 mm cilíndrico cônicos apresentaram menores microdeformações do que as induzidas pelos outros 5 tipos de implantes ($p < .05$). Os autores concluíram que os implantes cilíndricos cônicos com um passo de rosca de 0,8 mm apresentaram o menor dano ao osso em comparação com os outros 5 tipos de implantes durante a colocação dos implantes.

Em estudo desenvolvido por Andrade et al. (2016), foi avaliado o comportamento biomecânico em relação ao tipo de conexão e a forma do implante, em osso de baixa qualidade. Foram criados modelos tridimensionais baseados no tipo de conexão cônica e hexágono externo e na forma do corpo do implante, cônico ou cilíndrico. Os modelos foram simulados com uma carga axial de 200 N em 5 pontos da superfície oclusal. Os resultados mostraram que os grupos de implantes hexágono externo produziram valores mais elevados de tensão de cisalhamento em osso cortical, independente da forma do corpo do implante. Os autores concluíram que a magnitude das tensões de cisalhamento e tensão na região peri-implantar, no osso de baixa qualidade, foi menor com o uso da conexão cônica e implantes cilíndricos.

Gehrke et al. (2016), compararam a influência do desenho do implante na transferência de cargas no osso peri-implantar mediante análise fotoelástica. No estudo, implantes dentais de 4 mm de diâmetro foram divididos em quatro grupos, variando em comprimento e desenho do implante: Grupo 1 - implante cilíndrico standard de 13 mm; Grupo 2 – implante cônico standard 13 mm; Grupo 3 - implante cilíndrico curto 7mm; Grupo 4 - implante cônico curto. Os autores concluíram que os implantes cônicos apresentaram uma maior dissipação de tensões.

Em estudo, Waechter et al. (2017), compararam os resultados clínicos para implantes cônicos e cilíndricos no tecido ósseo e a saúde peri-implantar durante a Cicatrização. Para isso, foram instalados 40 implantes na região mandibular posterior (20 implantes cônicos e 20 cilíndricos). No estudo os autores não observaram diferenças estatisticamente significativas para implantes cilíndricos e cônicos. Os autores concluíram que implantes cônicos e cilíndricos apresentam um comportamento similar no processo de Cicatrização.

Lovato et al. (2018), a partir de uma revisão sistemática, avaliaram a influência da geometria dos implantes dentais na preservação do tecido ósseo e longevidade clínica. Os autores observaram que, em relação à perda óssea marginal, implantes cilíndricos e cônicos apresentam um comportamento similar, porém os implantes com microrrugosidades na porção cervical apresentaram uma leve diminuição da perda óssea marginal quando comparado com implantes com uma porção cervical lisa. Portanto, as taxas de sucesso foram maiores para os implantes cilíndricos, quando comparados com implantes cônicos.

2.5 Conceito de Platform Switching

O conceito de *platform switching* foi desenvolvido nos implantes de conexão cônica com a finalidade de manter o implante em condições aceitáveis tanto estética como funcionalmente, promovendo a estabilidade dos tecidos peri-implantares por meio de uma diminuição na reabsorção da crista óssea alveolar (Barros et al., 2010). O conceito de plataforma *switching* está baseado na transferência do ponto de união da interface implante/pilar para o eixo central do implante, longe do ombro do mesmo, através da utilização de um pilar com diâmetro menor que a plataforma do implante (Lazzara et al., 2006; Capiello et al., 2008).

Apesar da conexão cônica apresentar um elevado selamento bacteriano quando comparado com outros tipos de conexão, ela ainda está presente (Koutouzis et al., 2014; Silva Neto et al., 2017). Porém, com a utilização da plataforma *switching*, a consequente movimentação da união implante/pilar é deslocada para o centro do eixo do implante e o infiltrado celular inflamatório seria distanciado do osso cortical adjacente (Tarnow et al., 1997; Hagiwara et al., 2014) favorecendo assim a estabilidade dos tecidos peri-implantares.

Além disso, a *platform switching* ajuda no deslocamento das tensões no osso cristal (MAEDA et al., 2007) favorecendo uma melhor distribuição das tensões ao osso peri-implantar, o que ao mesmo tempo evitaria a reabsorção óssea.

Em estudo prospectivo conduzido por Hürzeler et al. (2007), os autores avaliaram a quantidade de osso peri-implantar ao redor de implantes com transmutação de plataforma depois de um ano com as próteses em função. Foram instalados um total de 23 implantes dos quais em 14 foi utilizado o protocolo de mudança de plataforma (*Platform Switching*), e em 8 implantes foram utilizados pilares de diâmetro regular. A variação média no nível de osso após um ano de

acompanhamento foi de $-0.12 \text{ mm} \pm 0.40 \text{ mm}$ para o grupo com transmutação de plataforma e $0.29 \text{ mm} \pm 0.34 \text{ mm}$ para o grupo de controle. Os autores concluíram que o conceito de *platform switching* parece limitar a reabsorção óssea da crista e preservar os níveis de osso peri-implantar

Canullo et al. (2007), avaliaram a resposta dos tecidos peri-implantares para implantes imediatos com plataforma *switching*. Foram instalados 10 implantes imediatos em áreas sem tecido osso comprometido. Os implantes instalados apresentavam um diâmetro de plataforma de 6 mm, e foram conectados a pilares protéticos provisórios de 4 mm de diâmetro para realizar uma carga imediata não funcional, e, finalmente, depois de 3 meses, foram colocadas as próteses definitivas. Os implantes foram acompanhados radiográfica e clinicamente no momento da inserção das próteses e cada 6, 18 a 36 meses. Depois das análises radiográficas foi observada uma reabsorção óssea de $0,78 \pm 0,36 \text{ mm}$ e a profundidade periodontal não superou os 3 mm em nenhuma região. Os autores concluíram que a carga imediata junto ao conceito de *platform switching* proporciona estabilidade a os tecidos peri-implantares.

Em estudo conduzido por Capiello et al. (2008), foi avaliada a perda óssea ao redor de implantes com plataforma *switching*. No estudo foram instalados 131 implantes. Em 75 implantes foi utilizado um pilar com um diâmetro menor que a plataforma do implante e nos demais foi utilizado um pilar do mesmo diâmetro que o implante. Todos os implantes foram posicionados ao nível da crista sendo acompanhados clínica e radiograficamente por um período de 18 meses. Foi notada uma perda óssea vertical entre 0,6 mm e 1,2 mm (média: $0,95 \pm 0,32 \text{ mm}$) no grupo teste, enquanto para o grupo controle foi entre 1,3 mm e 2,1 mm (média: $1,67 \pm 0,37 \text{ mm}$). Os autores concluíram que a plataforma *switching* pode reduzir a reabsorção da crista óssea peri-implantar e aumentar a previsibilidade do tratamento com implantes dentais.

Em estudo desenvolvido por Hsu et al. (2009), os autores avaliaram os micromovimentos na interface osso/implante quando foi utilizado o conceito de plataforma *switching* e diferentes diâmetros de implante na região mandibular. Foram criados quatro modelos tridimensionais constituídos por um implante de $3.75 \times 13 \text{ mm}$ ou $5.0 \times 13 \text{ mm}$ conectados a pilares de 5 o 4 mm de diâmetro com carga imediata ou carga retardada. Durante a carga oblíqua (130 N) a tensão estava concentrada principalmente no osso peri-implantar. A tensão foi reduzida em 10 %

quando foi utilizado o conceito de transmutação de plataforma, porém o aumento do diâmetro do implante diminuiu significativamente a tensão óssea peri-implantar.

Cochetto et al. (2010), avaliaram se o deslocamento do *microgap* para o eixo central do implante diminuiria a perda da crista óssea. No estudo participaram 10 pacientes que precisavam de implantes tanto em maxila como em mandíbula. Os implantes utilizados apresentavam um diâmetro de 5.0 mm os quais foram conectados a pilares protéticos de 4,1 mm de diâmetro. O acompanhamento radiográfico foi realizado antes da cirurgia, depois da cirurgia, 8 semanas após a colocação dos implantes, posterior à instalação de próteses definitiva, aos 12 e 18 meses depois da carga dos implantes. O estudo radiográfico revelou uma perda óssea média de 0,30 mm. Os autores concluíram que a utilização do conceito de *platform switching* pode limitar a perda óssea depois da carga do implante.

Chang et al. (2010) avaliaram a distribuição de tensões na interface implante/osso quando foi utilizado um implante com plataforma *switching* e um implante com plataforma convencional, através de simulação de modelos tridimensionais pelo método de elementos finitos. Foram criados modelos tridimensionais correspondentes a um segmento maxilar, nos quais foram posicionados implantes de 4.1 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento: modelo 1-pilar protético de 4.1 mm de diâmetro conectado ao implante de 4.1 x 10 mm; modelo 2 - pilar de 3.4 mm de diâmetro conectado a um implante de 4.1 x 10 mm. Para cada modelo foi aplicada uma carga axial de 200 N e uma carga oblíqua de 40 N. Os dados foram avaliados mediante a tensão de von Mises. A compressão e tração no osso cortical foram menores no modelo com plataforma *switching*, porém, a tensão máxima de von Mises no osso trabecular foi maior no modelo com plataforma *switching* quando comparado com o modelo de plataforma convencional. Os autores concluíram que o modelo associado ao conceito de *platform switching* diminuiu as tensões no osso cortical, sendo essa deslocada para o osso trabecular durante a carga oblíqua.

Enkling et al. (2011), através de ensaio aleatorizado, avaliaram se a utilização da transmutação de plataforma teria um efeito positivo nas alterações no nível de crista óssea. No estudo participaram 25 pacientes nos quais foram instalados 2 implantes com 4 mm de diâmetro na região posterior da mandíbula. Depois de 3 meses e em uma segunda etapa cirúrgica, foi definido aleatoriamente um dos implantes para ser conectado a um pilar de 3,3 mm de diâmetro e a um pilar

protético de 4 mm de diâmetro. Com uma diferença individual média de 0,05 +/- 0,56 mm sendo significativamente <0.35 mm, as alterações nos níveis de crista óssea foram determinadas pelo tempo ($P < 0,001$) e não pela mudança de plataforma ($P = 0,4$). Os autores concluíram que não foi possível determinar se os implantes restaurados com o conceito de transmutação de plataforma apresentam uma diminuição da perda óssea peri-implantar.

Em estudo conduzido por Dursun et al. (2012), foi avaliada a estabilidade e o nível ósseo ao utilizar implantes com plataforma *switching* e plataforma convencional na região mandibular posterior. No estudo foram incluídos 16 implantes com transmutação de plataforma e 16 com plataforma convencional reabilitados com próteses fixa. A perda óssea marginal foi medida através de análise radiográfica ao primeiro mês, 3 e 6 meses após a cirurgia. Não foram detectadas diferenças estatisticamente significativas entre os implantes com ou sem plataforma *switching* ($P > 0.05$). Os autores indicaram que não foi possível confirmar se a utilização de implantes com transmutação de plataforma diminuiria a perda óssea peri-implantar.

Em ensaio clínico aleatorizado desenvolvido por Single et al. (2013) foi avaliado se a mudança de plataforma apresenta um impacto positivo nas alterações do nível da crista óssea após 3 anos de acompanhamento. Depois desse período a perda óssea peri-implantar média foi de 0,69 +/- 0,43 mm para o grupo com mudança de plataforma e 0,74 +/- 0,57 mm para o grupo com plataforma convencional. A alteração do nível ósseo foi dependente do tempo ($p < .001$) e não do tipo de plataforma ($p = .363$). Mesmo que a perda óssea tenha sido menor para os implantes com mudança de plataforma, os autores concluíram que não foi possível confirmar se a mudança de plataforma reduz a perda óssea.

Em estudo conduzido Koutouzis et al. (2014), foram avaliados os níveis de osso marginal para implantes com plataforma *switching* na região anterior da maxila. Foram colocados 55 implantes com um acompanhamento de 2 a 4 anos, e durante esse período, os implantes foram avaliados clínica e radiograficamente. Durante o período todos os implantes apresentaram menos de 0,5 mm de perda óssea marginal com uma perda óssea média de 0,12 +/- 0,22. Sete implantes apresentaram um aumento no nível de osso de contato. Os autores concluíram que a utilização de implantes com mudança de plataforma é um tratamento com uma alta previsibilidade para implantes anteriores.

Liu et al. (2014), através de análise de elementos finitos avaliaram o efeito da plataforma *switching* na distribuição de tensões para o osso peri-implantar. Foram simulados dois sistemas de implantes disponíveis no mercado para serem submetidos à análise numérica. No modelo 1 foi utilizado um implante de 4.0 mm x 13 mm (Ankylos, DentsplaySirona) conectado a um pilar (Standard C/) de 3.75 x 6 mm (modelo com plataforma *switching*); no modelo 2 foi utilizado um implante de 4.0 x 13 mm (Anthogyr) conectado a um pilar de diâmetro regular 4.0 x 6.0 mm (modelo com plataforma regular). Para ambos modelos foram aplicadas cargas axiais de 50 N, 100 N e 150 N e cargas oblíquas de 50 N, 100 N. Após análise numérica foi observado que o implante com plataforma *switching* apresentou maior tensão de von Mises na interface implante/pilar e menor tensão de von Mises no osso peri-implantar. Os autores concluíram que a utilização do conceito de *platform switching* geraram níveis de tensão mais baixos para osso peri-implantar quando comparado com o implante com plataforma convencional.

Em estudo desenvolvido por Joda et al. (2015), os autores avaliaram a perda óssea de implantes com mudança de plataforma, com um período de acompanhamento de 5 anos, sendo possível avaliar 316 implantes. A perda óssea foi avaliada radiograficamente, apresentando um valor médio de 1,02 mm. Os autores concluíram que após 5 anos de acompanhamento aos valores de reabsorção óssea para os implantes com mudança de plataforma são clinicamente aceitáveis.

Em estudo conduzido por Rocha et al. (2016), os autores avaliaram as diferenças no rendimento clínico e o nível de perda óssea entre implantes com mudança de plataforma e implantes com plataforma convencional. No estudo foram analisados 135 implantes durante um período de acompanhamento de 3 anos sendo realizado um controle clínico e radiográfico. Nesse período a perda óssea média para o grupo de implantes com mudança de plataforma foi de 0.28 ± 0.56 mm, enquanto para o grupo de implantes com plataforma convencional foi de 0.68 ± 0.64 mm. Os autores concluíram que a utilização de implantes com plataforma *switching* apresenta um efeito significativo na preservação dos níveis ósseos marginais em comparação com os implantes com plataforma convencional.

Salamanca et al. (2017) avaliaram as alterações no nível ósseo marginal vertical e horizontal em implantes com plataforma *switching* e implantes com plataforma convencional. No estudo foram instalados 60 implantes em 51 pacientes

com um período de acompanhamento de 12 meses. Os valores das medições mostraram uma perda óssea de 0.23 ± 0.58 mm no espaço vertical e 0.22 ± 0.53 mm no espaço horizontal para os implantes com plataforma convencional, enquanto para os implantes com mudança de plataforma foi apresentado uma perda de 0.93 ± 1 mm ($P < 0.05$) e 0.50 ± 0.56 mm no espaço horizontal. Os autores concluíram que a plataforma *switching* parece ser mais efetiva na redução da perda óssea vertical e horizontal

Minatel et al. (2017), avaliaram o tipo de conexão e a distribuição de tensões nas estruturas associadas ao conceito de *platform switching*, mediante análise de elementos finitos. Foram criados quatro modelos tridimensionais correspondentes da região mandibular posterior. Os grupos M1 e M2 foram compostos com implantes de conexão hexágono externo, com plataforma convencional; o M3 com implantes de conexão hexagonal externo com plataforma *switching* e o M4 com implantes de conexão cônica com plataforma *switching*. Nos resultados foi observado distribuição de tensões mais favorável para o osso peri-implantar com a conexão cônica, entretanto essa conexão apresentou uma maior concentração de tensões no pilar protético.

Lago et al. (2019), compararam alterações radiológicas do nível de osso cristal entre implantes com mudança de plataforma e plataforma convencional. No estudo foram instalados 50 implantes com plataforma convencional como grupo controle e 50 implantes com mudança de plataforma como grupo de teste. Para o grupo controle, as alterações em crista óssea depois de 3 anos de acompanhamento foi de 0.18 ± 0.46 mm ($P = .043$), enquanto para o grupo de teste, as alterações no nível da crista óssea no mesmo período foi de 0.14 ± 0.35 mm ($P = .514$). Os autores concluíram que o grupo com plataforma *switching* apresentou melhores resultados clínicos e radiográficos quando comparados com o grupo de plataforma convencional.

2.6 Diâmetro do pilar protético.

Um fator de importância na busca por uma adequada distribuição de tensões ao osso peri-implantar é o diâmetro do pilar protético, existindo alguns estudos, tanto numéricos como clínicos (Schrotenboer et al., 2008; Koutouzis et al., 2011; Chu et al., 2012) os quais apontam que o diâmetro do implante influencia a distribuição de tensões para o osso peri-implantar. Além disso, o diâmetro do pilar possui influência

no comportamento mecânico das conexões cônicas na interface implante/pilar (Hansson et al., 2003).

Em estudo desenvolvido por Schrotenboer et al. (2008), através do método de elementos finitos, os autores avaliaram a influência do tratamento de superfície no ombro do implante e o diâmetro do pilar protético nas tensões em crista óssea. Foram criados dois modelos análise: Modelo 1 - implante de ombro liso com plataforma de 5 mm e 13 mm de comprimento, posicionado na região de pré-molar mandibular, conectado a um pilar de 5.0 mm de diâmetro; Modelo 2 - implante de ombro liso com plataforma de 5 mm e 13 mm de comprimento, posicionado na região de pré-molar mandibular, conectado a um pilar de 4.5 mm de diâmetro; Modelo 3 - implante de ombro liso com plataforma de 5 mm e 13 mm de comprimento, posicionado na região de pré-molar mandibular, conectado a um pilar de 4.0 mm de diâmetro; Modelo 4 - implante com microrrugosidades com plataforma de 5 mm e 13 mm de comprimento, posicionado na região de pré-molar mandibular, conectado a um pilar de 5.0 mm de diâmetro; Modelo 5 - implante com microrrugosidades com plataforma de 5 mm e 13 mm de comprimento, posicionado na região de pré-molar mandibular, conectado a um pilar de 4.5 mm de diâmetro; Modelo 6 - implante com microrrugosidades com plataforma de 5 mm e 13 mm de comprimento, posicionado na região de pré-molar mandibular, conectado a um pilar de 4.0 mm de diâmetro. Em todos os modelos foi aplicada uma carga axial de 100 N e uma carga oblíqua de 100 N em 15°. Os autores concluíram que quando o diâmetro do pilar foi reduzido em 10 % ou 20 %, foi observada uma diminuição da tensão em crista óssea, independentemente da superfície cervical do implante ou da direção da força aplicada. A utilização de um pilar de menor diâmetro teve uma maior redução de tensões peri-implantares nos implantes com tratamento de superfície na porção cervical quando comparados com os implantes de porção cervical lisa.

Em estudo desenvolvido por Chu et al. (2012), mediante o método de elementos finitos, avaliaram as tensões em osso peri-implantar ao utilizar diferentes pilares protéticos sólidos. No estudo foram criados 36 modelos para análise por elementos finitos. Os modelos possuíam diferentes desenhos na interface implante-pilar, variando em: diâmetros do pilar (3.0, 3.5 e 4.0 mm); profundidade da conexão (4, 6 e 8 mm); e grau de conicidade (2°, 4°, 6° e 8°). Em cada modelo foi aplicada uma carga de 170 N axial e oblíqua em 45°. Os resultados indicam que um menor

diâmetro do pilar e uma maior profundidade da conexão apresentaram redução de tensão ($P < 0,0001$) em condições de carga oblíqua e axial. Além disso, quando a conicidade da conexão diminuiu, houve uma diminuição da tensão óssea peri-implantar para a carga vertical, no entanto para a carga oblíqua não tiveram influência ($P = 0,83$). Os autores concluíram que, nas conexões internas, o diâmetro do pilar pode ser o fator com maior implicância na redução de tensões peri-implantares. A diminuição do diâmetro do pilar apresentou uma redução estatisticamente significativa na redução da tensão, principalmente para a carga vertical, porém pode aumentar o risco de fratura do pilar.

Aradya et al. (2016) avaliaram e compararam a distribuição de tensões na região posterior da mandíbula utilizando diferentes diâmetros de pilares protéticos. Foram desenhados modelos tridimensionais para serem analisados mediante o método de elementos finitos, com um implante de 5 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento. Os modelos foram divididos em dois grupos: Grupo 1 – pilar de 5.0 mm de diâmetro conectado a um implante de 5 mm de diâmetro; Grupo 2 – pilar de 4.5 mm de diâmetro conectado a um implante de 5.0 mm de diâmetro. Os modelos foram submetidos a cargas verticais e oblíquas (15°) de 100 N. Para a análise foi utilizado o critério de tensões de von Mises. Os resultados do estudo informaram que, para a carga oblíqua, a tensão no osso cortical no modelo com o pilar de 5.0 mm foi de 59.329 MPa, enquanto para o pilar com um diâmetro de 4.5 foi de 39.952 MPa. A tensão cortical para a carga vertical foi de 13.914 MPa para o modelo com o pilar de diâmetro 5.0 mm e de 12.793 MPa para o modelo com o pilar de diâmetro 4.5 mm. Os autores concluíram que uma diminuição do diâmetro do pilar provocou uma diminuição de tensões para a carga vertical e oblíqua na região posterior de mandíbula.

Abraham et al. (2018) avaliaram o efeito do diâmetro do implante e o diâmetro do pilar na distribuição de tensões peri-implantares. Para o estudo foram criados modelos tridimensionais para análise pelo método de elementos finitos. Os modelos foram criados a partir de implantes de diâmetro 3.5 e 4.3 mm, pilares protéticos de 3.5 e 4.3 mm de diâmetro e uma coroa de Ni-CR de 8 mm de altura, divididos nos seguintes grupos: Grupo 1 – pilar de 4.3 mm de diâmetro conectado a um implante de 4.3 mm de diâmetro; Grupo 2 – pilar de 3.5 mm de diâmetro conectado a um implante de 3.5 mm de diâmetro. Todos os modelos foram considerados isotrópicos, homogêneos e lineares elásticos e submetidos a uma carga de 90 N oblíqua, com

angulação de 35.6°. Os resultados mostraram que a tensão de von Mises foi menor no modelo com um pilar de diâmetro regular, sendo concluído que utilizar um pilar protético com um menor diâmetro produz maior tensão no osso peri-implantar, sendo mais favorável a utilização de um pilar de maior diâmetro para redução da concentração de tensões, garantindo a longevidade da restauração.

2.7 Colocação Equicristal e Subcristal do implante

Hansson et al. (2003), avaliaram, através do método de elementos finitos, o comportamento de um implante com conexão cônica posicionado em diferentes profundidades ósseas. Para isso, foram criados 6 modelos tridimensionais que consistiram em: um implante de conexão cônica posicionado em diferentes profundidades ósseas e com diferentes espessuras na parede do implante. Em todos os modelos foi aplicada uma carga axial de 100 N. Os resultados mostraram que implantes com o posicionamento da interface implante/pilar ao nível do osso cortical e com um aumento da espessura na parede do implante apresentaram a melhor distribuição da tensão em osso peri-implantar.

Em estudo desenvolvido por Pontes et al. (2008), os autores avaliaram alterações clínicas e radiográficas produzidas ao redor de implantes colocados em diferentes níveis da crista óssea. No estudo foram instalados 36 implantes em mandíbulas edêntulas em cachorros. Os implantes foram instalados de acordo com a distância da plataforma do implante até a crista óssea: grupo 1 – colocação ao nível da crista óssea; grupo 2 – colocação 1 mm abaixo da crista óssea; grupo 3 – colocação 2 mm abaixo da crista óssea. Depois de 90 dias foram avaliados clínica e radiograficamente. Os autores concluíram que o posicionamento subcristal dos implantes pode ser utilizado com sucesso, principalmente quando é combinado com um protocolo de restauração imediata, porém, sugerem estudos adicionais com períodos de acompanhamento maiores.

Novaes et al. (2009), em estudo em animais avaliaram clínica e radiograficamente as distâncias entre implantes de conexão cônica com plataforma *switching* de 2 e 3 mm instalados em diferentes profundidades ósseas. No estudo os implantes posicionados subcristalmente apresentaram maiores níveis de formação de papila quando comparados com os implantes posicionados ao nível da crista. Em relação à preservação de crista óssea, esta foi maior para os implantes posicionados abaixo da crista óssea. Os autores concluíram que a colocação de

implantes abaixo da crista óssea apresentou um impacto positivo na formação de papilas interdentais e na preservação óssea, o que favoreceria a estética nas regiões anteriores.

Em estudo retrospectivo desenvolvido por Donovan et al. (2010), os autores avaliaram os resultados clínicos obtidos por implantes de conexão cônica posicionados subcristalmente. No estudo, foram instalados 69 implantes. Após 1 ano de acompanhamento foi avaliada radiograficamente alterações na altura marginal do tecido duro e a presença de tecido ósseo na plataforma do implante. A taxa de sobrevivência dos implantes foi de 100 %. A perda óssea foi de $0,11 \pm 0,30$ mm. Em relação à formação de tecido ósseo na plataforma do implante foi observada em 69% dos implantes. Os autores concluíram que os implantes de conexão cônica, com plataforma *switching* e posicionados subcristalmente apresentaram mínimas alterações no tecido ósseo marginal após 1 ano de acompanhamento, sendo observado também a presença de tecido ósseo mineralizado na plataforma da maioria dos implantes.

Qian et al. (2009), avaliaram a influência do diâmetro do implante, a profundidade de inserção e o ângulo da carga na distribuição de tensão e deformação mediante análise pelo método de elementos finitos. Foram criados 4 modelos tridimensionais. No bloco ósseo foi posicionado um implante com diferentes diâmetros e em duas profundidades de inserção. Foi aplicada uma carga de 200 N para todos os modelos, as direções da carga foram variadas com ângulos de carga aplicados em direção vestibulo-lingual de 0 a 85 graus. Os aumentos no ângulo da aplicação da carga aumentaram os valores de tensão e tornaram menos satisfatória a distribuição de tensões na interface implante/osso. A utilização de um implante de maior diâmetro com uma maior profundidade de inserção diminuiu significativamente os valores máximos de tensão, melhorando a distribuição de tensões. Os autores concluíram que um desenho otimizado da região cervical do implante, em combinação com uma profundidade de inserção do implante cuidadosamente controlada pode ser eficaz para melhorar o comportamento biomecânico e evitar a perda óssea do tecido peri-implantar.

Chu et al. (2011) mediante análise de elementos finitos avaliaram os efeitos da colocação de implantes subcristais em diferentes profundidades de inserção com distintas espessuras de osso cortical. No estudo foram criados 3 modelos experimentais de osso mandibular e 72 modelos de elementos finitos para avaliar a

tensão óssea ao redor de implantes posicionados equicristal e subcristalmente. Para os modelos experimentais *in vitro*, o valor de distensão máximo foi menor quando o osso cortical apresentava uma maior espessura, na análise de elementos finitos uma maior espessura de osso cortical resultou em uma melhor distribuição de tensões. A colocação subcristal do implante tanto nos modelos experimentais *in vitro* como nos modelos de elementos finitos apresentou menores valores de tensão. Os autores concluíram que a maior presença de osso cortical pode reduzir a tensão peri-implantar tanto para implantes equicristais como subcristais. Porém, a tensão óssea não diminuiu linearmente com o aumento da espessura do osso cortical. No entanto, o posicionamento subcristal do implante foi ser efetivo na redução de tensões quando posicionado em profundidades ósseas entre 0.6 e 1.2 mm.

Em estudo retrospectivo desenvolvido por Degidi et al. (2011), os autores avaliaram histologicamente implantes em mandíbulas humanas, os quais foram instalados ao nível equicristal ou subcristal. Um total de 9 implantes foram avaliados depois de um período de cicatrização de 4 a 8 semanas, 7 implantes foram carregados imediatamente, enquanto 2 foram deixados submergidos, desses implantes 5 foram instalados ao nível da crista óssea, e os outros 4 foram posicionados subcristalmente de 1 a 3 mm. Através de estudo histológico, os autores encontraram osso pré-existente e recentemente formado acima do ombro do implante, além de uma alta porcentagem de contato ósseo nos implantes com carga imediata com um período de cicatrização curto. Os autores concluíram que a carga imediata não interferiu na osseointegração e o posicionamento subcristal promoveu a aposição de osso no ombro do implante submergido, quando o implante foi posicionado 3 mm abaixo da crista óssea não foi observada reabsorção.

Koutouzis et al. (2013), através de estudo retrospectivo avaliaram as alterações nos níveis de osso marginal e tecidos moles ao redor de implantes de conexão cônica com plataforma *switching* com diferentes posições na crista óssea. Grupo 0 – posicionamento ao nível da crista; grupo 1 – 1 mm abaixo da crista óssea; grupo 2 – 2 mm abaixo da crista óssea, (n=10). Foram acompanhados clínica e radiograficamente durante 12 meses. Os grupos 1 e 2 apresentaram uma porcentagem significativamente maior da superfície do implante com osso na plataforma do implante, quando comparado com os implantes do grupo 0. Os autores concluíram que a instalação dos implantes em distintas profundidades ósseas, induziriam diferentes respostas nos tecidos peri-implantares.

Em estudo de elementos finitos desenvolvido por Sotto-Maior et al. (2014), foi avaliada a influência mecânica da ancoragem ósseo apical em um implante dental subcristal. Foram criados desenhos com diferentes ancoragens ósseas em um segmento maxilar posterior com implantes de conexão cônica com plataforma *switching*. Grupo 1 – colocação subcristal a 2 mm com o ápice do implante ancorado no osso cortical; grupo 2 – colocação subcristal sem ancoragem do ápice do implante em osso cortical; grupo 3 – colocação do implante ao nível da crista óssea com ancoragem só no osso cortical cervical; grupo 4 – colocação do implante ao nível da crista óssea com ancoragem bicortical. Após análise por elementos finitos foi observado que a colocação subcristal nos grupos 1 e 2 provocou uma menor tensão no osso cortical cristal quando comparado com a colocação ao nível da crista. O grupo 4 apresentou o menor deslocamento do implante. Os autores concluíram que a colocação dos implantes subcristalmente diminuiu a tensão no osso cortical cristal ao redor dos implantes dentais, independente da ancoragem apical, porém, a ancoragem cortical apical pode ser eficaz na limitação do deslocamento do implante.

Em estudo clínico aleatorizado desenvolvido por Kuttan et al. (2015), foi avaliada se a colocação de implantes com plataforma *switching* 1 mm abaixo da crista óssea produziria uma menor reabsorção óssea. No estudo foram instalados 56 implantes e, após 3 anos de acompanhamento, a perda óssea vertical radiográfica média foi menor para a colocação equicristal quando comparada com o grupo subcristal ($0,56 \pm 0,35$ mm y $1,21 \pm 1,05$ mm, respectivamente) ($p < 0,01$). Os autores concluíram que, ainda com uma maior reabsorção óssea marginal depois do terceiro ano de carga nos implantes posicionados 1 mm abaixo da crista óssea, a reabsorção não alcançou a rosca do implante, enquanto para os implantes do grupo controle a reabsorção passou as roscas do implante. Portanto, o estudo clínico aleatorizado confirmou que os implantes com plataforma *switching* posicionados 1 mm abaixo da crista óssea reduziu a perda óssea peri-implantar.

Pellicer et al. (2016), avaliaram a influência da colocação equicristal e subcristal dos implantes na perda óssea peri-implantar durante um período de acompanhamento de 12 meses. No estudo participaram 23 pacientes, e desses, 10 implantes foram posicionados ao nível da crista e 13 ao nível subcristal. Os resultados mostraram uma perda óssea média de $0,06 \pm 1,11$ mm para os implantes equicristais e $1,22 \pm 1,06$ mm para os implantes subcristais ($p = 0.014$). Com uma

taxa de sucesso de osseointegração de 100 % ao final de 12 meses. Os autores concluíram que existiu uma maior perda óssea na colocação subcristal, porém, clinicamente, os implantes subcristais apresentaram níveis ósseos acima do ombro do implante após 12 meses de acompanhamento, compensando a remodelação óssea fisiológica.

Degidi et al. (2017), por meio de estudo transversal, avaliaram a remodelação óssea ao redor de implantes de conexão cônica posicionados subcristalmente. No estudo participaram 145 pacientes, sendo instalados 523 implantes. No momento da inserção, todos os implantes foram colocados subcristalmente de 1 a 3 mm. O controle radiográfico foi realizado 1 ano após o carregamento e depois de 3 anos de acompanhamento. Os resultados da perda óssea média foram de $0,42 \pm 0,77$ mm. Os autores concluíram que os implantes de conexão cônica posicionados subcristalmente, na maioria dos casos (89.9 %), mantiveram a crista óssea ao nível ou acima do ombro do implante 1 ano após o carregamento.

Mediante estudo prospectivo desenvolvido por Gatti et al. (2018), foram avaliadas, radiograficamente, alterações produzidas ao redor de implantes posicionados ao nível da crista e subcristalmente. No estudo foram colocados 54 implantes os quais foram acompanhados radiograficamente por 12 meses. Após esse período a perda óssea média foi de 0.711 ± 0.721 mm para o grupo subcristal e de 0.224 ± 0.418 mm para o grupo posicionado ao nível da crista. Além disso, apenas o grupo com posicionamento subcristal apresentou uma reabsorção óssea significativa ao final do período de acompanhamento. Os autores concluíram que os implantes posicionados ao nível da crista apresentaram uma maior estabilidade óssea peri-implantar durante 12 meses de acompanhamento.

Em estudo desenvolvido por Radaelli et al. (2018), foram avaliadas a influência de um dispositivo oclusal de resina acrílica, o comprimento do implante e a profundidade de inserção na distribuição de tensão com cargas funcionais e parafuncionais. Para isso, foram criados 8 modelos tridimensionais compostos por um segmento de osso mandibular que incluía o segundo pré-molar, primeiro e segundo molar, sendo que o primeiro molar correspondia a uma coroa suportada por um implante posicionado ao nível ósseo ou 2 mm subcristalmente. Para o nível da crista óssea foram utilizados implantes de 11 mm, enquanto para o posicionamento subcristal foram utilizados implantes de 9.9 mm de comprimento. Foram simulados três dentes naturais antagonistas com a colocação ou não de um dispositivo oclusal.

A colocação subcristal apresentou uma redução de tensões tanto na interface implante-pilar como no osso cortical ao redor do pilar do implante, enquanto as tensões aumentaram com o posicionamento ao nível da crista. Os autores concluíram que a colocação do implante 2.0 mm abaixo da crista óssea favoreceu as condições biomecânicas na interface pilar/implante e no osso peri-implantar cortical, principalmente quando o dispositivo oclusal não foi posicionado.

Macedo et al. (2018), por meio do método de elementos finitos, avaliaram a distribuição e magnitude de tensões em tecido ósseo ao redor de implantes Cone Morse em diferentes posições em relação à crista óssea. Foram criados modelos tridimensionais a partir de tomografias computadorizadas. Um modelo foi criado com um sistema de implantes Cone Morse colocado ao nível da crista e outro com implante 2 mm abaixo da crista óssea. Para a análise de elementos finitos foi utilizada uma simulação de carga axial e oblíqua (45°) de 150 N. As tensões de von Mises foram avaliadas levando em consideração a magnitude e volume de osso peri-implantar comprometido. Na carga vertical, > 99,9% do volume de osso cortical foi submetido a um máximo de 2 MPa, enquanto os valores de tensão de von Mises para o osso trabecular foi de 15 MPa. Para a carga oblíqua, > 99,9% do volume de osso trabecular foi submetido a valores de tensão máxima de 5 MPa, e de 35 MPa para >99,4% do volume de osso cortical. Os autores concluíram que a colocação do implante ao nível do osso cortical aumenta a estabilidade primária e melhora a distribuição de tensões na região peri-implantar.

Em estudo desenvolvido por Massoumi et al. (2018), os autores avaliaram a influência da posição dos implantes na distribuição de tensões no osso peri-implantar através de análise pelo método de elementos finitos. Os autores confeccionaram 13 modelos tridimensionais, cada modelo foi criado a partir de um segmento mandibular obtido através de tomografia computadorizada e um implante de 3.8 mm diâmetro e 11 mm de comprimento, conectado a um pilar de 3,8 mm de diâmetro e sobre o pilar foi posicionada uma coroa com uma espessura de 1,5 mm. O sistema implante-pilar-coroa foi instalado em diferentes profundidades ósseas: 1,5, 1,0 e 0,5 mm subcristalmente e 0,5, 1,0 e 1,5 mm acima da crista alveolar. Em todos os modelos foram aplicadas cargas axiais (0°) e oblíquas (30°) de 100 N. As diferentes posições do implante provocaram tensões em osso peri-implantar. O modelo equicristal apresentou os valores de tensões mais baixos para carga axial, porém, para a carga oblíqua, as posições de 0,5 a 1,0 abaixo da crista alveolar,

proporcionaram os melhores resultados. Os autores concluíram que a tensão no osso peri-implantar sofreu pequenas alterações não lineares de acordo com o posicionamento apico-coronal do implante, sendo afetada principalmente pela configuração do implante em contato com o osso.

Froum et al. (2018), avaliaram as alterações no nível de osso marginal e tecido mole ao redor dos implantes posicionados ao nível da crista óssea, 1,5 e 2 mm abaixo da crista óssea. No estudo foram instalados 96 implantes em região posterior de maxila e mandíbula. O acompanhamento radiográfico foi realizado na colocação dos implantes, aos 6, 12 e 18 meses após a instalação. Em relação às medições do tecido mole, foram realizadas aos 6, 12 e 18 meses. Depois de 18 meses de acompanhamento a análise radiográfica revelou maiores níveis de osso com a posição subcristal (2.39 ± 0.08 mm) quando comparada com o posicionamento ao nível cristal (0.88 ± 0.08 mm) ($p < .05$). Foi observada que a perda óssea média foi maior no grupo com os implantes na posição subcristal ($0,40 \pm 0,07$ mm) em comparação com o grupo ao nível cristal ($0,13 \pm 0,08$ mm), porém, não foi observada uma diferença estatisticamente significativa ($p > .05$). Os autores concluíram que as alterações no nível ósseo ao redor de implantes com plataforma *switching* não foram afetadas pelo posicionamento equicristal ou subcristal, não interferindo com a sobrevivência dos implantes nem nas dimensões de tecido mole, além disso, não foi possível observar uma perda óssea apical à interface implante/pilar quando os implantes foram colocados subcristalmente.

Em estudo desenvolvido por Pellicer et al. (2019), os autores avaliaram clínica e radiograficamente implantes dentais instalados ao nível da crista e abaixo a crista óssea, com 36 meses de acompanhamento. No estudo participaram 128 pacientes, sendo instalados aleatoriamente um total de 265 implantes. Grupo controle – implantes posicionados ao nível da crista óssea. Grupo de prova – implantes posicionados aproximadamente 2 mm abaixo da crista óssea. Depois da carga protética, os implantes foram controlados clínica e radiograficamente aos 6, 12, 24 e 36 meses. Depois desse período de acompanhamento 53,4 % dos implantes ao nível da crista apresentaram perda óssea, enquanto 25,8 % dos implantes subcristais apresentaram perda óssea marginal. Os autores concluíram que tanto os implantes ao nível da crista como os implantes subcristais apresentaram resultados clínicos similares depois de 3 anos de carga, porém, foi observada uma menor perda óssea marginal com os implantes posicionados ao nível subcristal.

Palácios et al. (2019), mediante uma revisão da literatura e meta-análise de janeiro de 2010 até janeiro 2018 compararam a perda óssea para implantes posicionados ao nível cristal óssea e subcristal. Foram incluídos 16 estudos nesta revisão, dos quais 10 não encontraram diferenças estatisticamente significativas em termos de perda óssea peri-implantar para a posição equicristal ou subcristal. Os autores concluíram que uma alta taxa de sobrevivência foi observada e uma perda óssea comparável para a colocação de implantes ao nível da crista e subcristal. Em relação aos tecidos moles, na presença de um biótipo gengival fino, é preferível uma colocação subcristal do implante, já que pode reduzir a probabilidade da exposição do implante, além de diminuir o risco de desenvolvimento de patologias peri-implantares.

2.8 Análise pelo método de elementos finitos (MEF)

O método de análise por elementos finitos foi introduzido em 1943 por Richard Courant na indústria da Engenharia, posteriormente na década de 70, o MEF foi utilizado na ortopedia para realizar análises biomecânicas de tensões e deformações no osso humano. (Choi et al., 2014)

Hoje em dia, o MEF tem sido amplamente utilizado na ortopedia e odontologia, sendo uma ferramenta não invasiva utilizada principalmente para análises biomecânicas das diferentes estruturas, tanto biológicas como mecânicas e influências das forças mecânicas nos tecidos biológicos, mediante o modelado de estruturas complexas e posterior análise de suas propriedades mecânicas, estabelecendo localização, magnitude e direção de uma força aplicada sobre o sistema, além das propriedades físicas dos materiais simulados. O MEF é um método facilmente reproduzível (Viceconti et al., 2007; Choi et al., 2014).

A análise pelo método de elementos finitos busca obter uma solução para um problema físico complexo, subdividindo o domínio problemático em um conjunto de muitos domínios menores e simples (Soares et al., 2012). A estrutura complexa se encontra discretizada (dividida) em elementos conectados através de nós. Os elementos finitos são subdivisões do modelo, onde cada elemento é visto como um domínio independente com dimensões finitas, sendo os formatos mais comuns os tetraédricos e os hexaédricos (Lotti et al., 2006). Cada domínio é descrito por equações diferenciais, os quais correspondem à região geométrica onde as equações são resolvidas de forma iterativa até alcançar a convergência da solução.

Por fim, a solução do problema será alcançada quando todas as equações tendam ao equilíbrio (Reddy, 1993). Portanto, o método de elementos finitos busca a solução para todo o domínio problemático por meio da resolução de equações para cada elemento, para, posteriormente, serem combinadas e obter a solução para todo o corpo (Geng et al., 2004; Choi et al., 2014).

Os elementos finitos são interconectados por pontos nodais ou nós os quais unem aos elementos. Uma vez que são determinados os graus de liberdade de cada nó, as funções permitem a interpolação de variáveis de campo e são calculadas numericamente as deformações e tensões em qualquer ponto da estrutura (Geng et al., 2001). Para o cálculo numérico são simuladas as propriedades físicas das estruturas a serem analisadas (Pessoa et al., 2006), portanto é muito importante determinar a geometria da estrutura, propriedades dos materiais, condições de contorno e carregamento. Assim, a análise por elementos finitos pode ser feita mediante modelos bidimensionais ou tridimensionais (Ausiello et al., 2001). A utilização de modelos tridimensionais permite resultados mais precisos, próximos da realidade através do desenvolvimento e análise de estruturas com geometrias mais complexa (Romeed et al., 2004).

Em estudo conduzido por De Toalla et al. (2000), o autor descreve que as tensões no tecido ósseo preditas por modelo 2D é inferior que o prognosticado por um modelo 3D.

Dada a definição correta do modelo, é realizada a simulação computacional da distribuição de tensões e localização das regiões com concentração de tensões, além da determinação de pontos mais prováveis de falha numa determinada estrutura, por meio da estipulação das propriedades dos materiais analisados e avaliando seu comportamento sob aplicação de cargas, permitindo assim determinar a magnitude, direção e localização destas, além de proporcionar pontos de tensão que podem ser quantificados (ShilpaTrivedi et al., 2014).

Os estudos por MEF têm sido utilizados na implantodontia com a finalidade de estudar os padrões de tensões presentes, tanto nos componentes dos implantes dentais como na sua interação com o osso peri-implantar. A literatura mostra que uma adequada distribuição das tensões ao osso peri-implantar pode garantir o sucesso do tratamento com implantes (Staden et al., 2004). Assim, os fatores que podem influenciar a estabilidade dos tecidos peri-implantares têm sido estudados mediante análise por elementos finitos como um método capaz de avaliar o

comportamento biomecânico nos tecidos, como o tipo de carga, tipo de conexão implante-pilar, diâmetro e comprimento do implante, utilização do conceito de *platform switching*, posicionamento do implante relação ao nível cristal, dimensões do pilar protético e o tipos de próteses (Cehrelli et al., 2004; Chu et al., 2012; Liu et al., 2014; Eazhil et al., 2016; Moraes et al., 2018; Macedo et al., 2018), além do tipo de osso em que é instalado o implante dental, em virtude da quantidade e qualidade óssea (Geng et al., 2001; Petrie et al., 2005).

Entretanto, ainda com os dados apresentados por análises através do método de elementos finitos, a precisão e exatidão dos estudos *in silico* são questionáveis, uma vez que, nesse tipo de estudo, as condições clínicas na maioria dos casos não são completamente replicadas (Chang et al., 2018). Geralmente, ele é considerado o primeiro passo de um estudo, sendo necessário complementar situações simuladas com estudos *in vitro* e *in vivo*. (Geng et al., 2001)

Uma das principais dificuldades para simular o comportamento biomecânico na interface implante/osso é o modelado do tecido ósseo e a sua resposta às forças aplicadas (Staden et al., 2014), assim, a complexidade da interação entre o tecido ósseo e o implante tem levado os pesquisadores a realizarem importantes simplificações dos modelos de estudo, além disso, a análise é realizada sob carga estática e as propriedades mecânicas dos materiais são estabelecidos como isotrópicas e linearmente elásticas (Dogru et al., 2018). Tais condições podem interferir com a precisão e confiabilidade dos resultados. Portanto, os estudos de elementos finitos devem ser validados experimentalmente, sendo necessária uma validação *in vitro* (Geng et al., 2001; Geng et al., 2004; Pessoa et al., 2006; Dumont et al., 2009).

3. Proposição

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo geral deste estudo foi avaliar o comportamento biomecânico de dois pilares protéticos sólidos que apresentam as mesmas características estruturais, no entanto, com diferentes diâmetros. Sendo estes conectados a implantes de conexão cônica com o mesmo diâmetro e altura, posicionados em diferentes profundidades ósseas.

Objetivo específico

Avaliar por meio de análise de elementos finitos, a distribuição de tensões em tecido ósseo ao redor de um implante com conexão cônica posicionado em diferentes profundidades ósseas, sendo este conectado a pilares protéticos sólidos de diferentes diâmetros (3.3 e 4.5 mm) e uma prótese unitária planejada para região posterior da mandíbula.

Hipótese nula

Uma colocação do implante de conexão cônica em diferentes profundidades ósseas assim como a utilização de pilares protéticos de distintos diâmetros, não influenciará de maneira significativa na distribuição de tensões ao osso peri-implantar sob cargas oclusais axiais e oblíquas geradas.

4. Material e Método

4. MATERIAL E MÉTODO

O desenvolvimento do presente estudo foi realizado através da metodologia descrita a seguir.

Os modelos serão simulados a partir dos elementos apresentados a seguir:

1. Implante C/X B 9,5 Ø4.5/L9.5 – Ankylos, DentsplySirona Implants, Alemanha;
2. Pilar Standard C/ a/1.5/4.0 reto – Ankylos, DentsplySirona Implants, Alemanha
3. Pilar Standard C/ a/3.0/4.0 reto – Ankylos, DentsplySirona Implants, Alemanha
4. Pilar Standard C/ b/1.5/4.0 reto – Ankylos, DentsplySirona Implants, Alemanha
5. Pilar Standard C/ b/3.0/4.0 reto – Ankylos, DentsplySirona Implants, Alemanha
6. Uma coroa protética referente ao primeiro molar inferior.

Para a simulação dos elementos foram utilizados os seguintes softwares:

1. *InVesalius* 3.1 – Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer;
2. *Rhinoceros* 6.0 – McNeel North America;
3. *SimLab* 2017 2.1 – Altair HyperWorks;
4. *OptiStruct* 2017 – Altair HyperWorks;
5. *HyperView* 2017 – Altair HyperWorks.

Por meio da simulação de um modelo tridimensional de elementos finitos o presente estudo avaliou a distribuição das tensões no osso peri-implantar utilizando um implante de conexão cônica (Ankylos®, DentsplySirona Implants, Alemanha) posicionado em distintas profundidades ósseas da região posterior da mandíbula e conectado pilares protéticos sólidos (Standard C/, ANKYLOS®, DentsplySirona Implants, Alemanha) de diferentes diâmetros. No presente estudo foram avaliadas quatro situações experimentais a partir da simulação de quatro modelos experimentais, sendo estes; A-1.5 Implante posicionado ao nível cristal, conectado a um pilar de 3,3 mm de diâmetro; A-3.0 Implante posicionado ao nível subcristal, conectado a um pilar de 3,3 mm de diâmetro; B-1.5 Implante posicionado ao nível cristal, conectado a um pilar de 4,5 mm de diâmetro; B-3.0 Implante com posição subcristal, conectado a um pilar de 4,5 mm de diâmetro. Em todos os modelos foi simulada a cimentação de uma coroa referente ao primer molar inferior direito, a qual estava constituída por zircônia em tanto que o recobrimento estético foi realizado com a aplicação de cerâmica IPS Empress (Sistema CAD-CAM,

Amanngirrbach, Áustria). Com dimensões de 10,8 mm de comprimento, 9,2 mm de largura e 7,1 mm de altura.

Tabela 1 – Fatores de variação do estudo

Situação	Implante	Pilar	Altura cérvico-oclusal	Base de assentamento da prótese	Transmucoso	Profundidade do implante
A – 1.5	4,5x9,5	A	4.0	3.3	1.5	Equicristal
A – 3.0					3.0	1.5 subcristal
B – 1.5		B		4.5	1.5	Equicristal
B – 3.0					3.0	1.5 subcristal

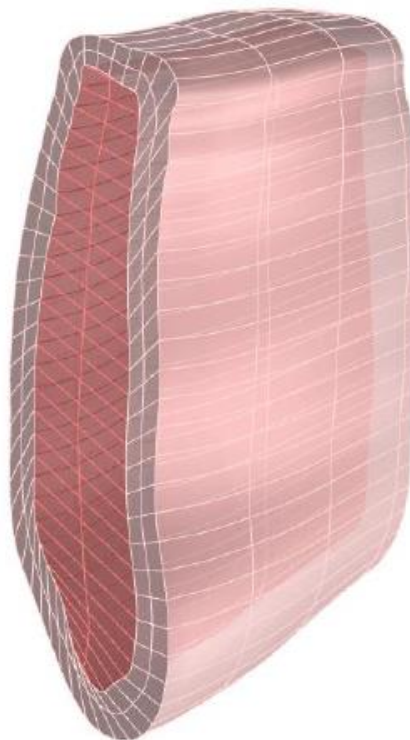
4.1 Construção do modelo mandibular

No presente estudo com a finalidade de trabalhar com parâmetros anatômicos reais, o segmento ósseo que constituí os modelos tridimensionais foi obtido a partir de uma imagem de tomografia computadorizada correspondente à região mandibular posterior completamente desdentada, pertencente a um banco de dados de tomografias (Centro de Tecnologia da informação Renato Archer – CTI, Campinas, SP). Mediante o *software* de processamento de imagens e reconstrução digital *InVesalius 3.1* as imagens dos cortes tomográficos foram transformadas em um arquivo tridimensional no formato STL (*STereoLithography three dimensional Systems*), sendo fatível sua edição.

Mediante *software Rhinoceros®6.0* foi realizado o modelado de todos os elementos que constituíram os modelos digitais e simplificação das faces sem comprometer a fidelidade do modelo tridimensional.

Finalmente o segmento ósseo mandibular é composto por osso trabecular circundado por uma camada de 2.0 mm de espessura de tecido ósseo cortical, classificado com osso tipo II (Lekholm e Zarb et al., 1985). Com Dimensões de 23,0 mm de comprimento, 32,0 mm de altura e 9,0 mm de largura. (Figura 1)

Figura 1 – Modelo tridimensional de segmento ósseo da região mandibular posterior direita



4.2 Modelagem dos implantes e componentes protéticos

A partir de micro tomografias computadorizadas de cada um dos componentes antes mencionados, implante, pilares e coroa protética. Foram obtidas imagens que, então, posteriormente são importadas para o software Rhinoceros 6.0 para a realização da modelagem.

4.2.1 Coroa Protética

A obtenção das imagens digitais tanto da coroa como do *coping* foi a partir de um arquivo no formato STL obtido prévio escaneamento digital, através do scanner CAD/CAM odontológico Dental Wings 7Series (Montreal, Canadá) Fornecido pela empresa DVI Radiologia Odontológica (Ribeirão Preto, SP, Brasil).

Figura 2 – Coroa protética – escaneamento digital



Uma vez obtidas as imagens digitais foi possível realizar o modelado das estruturas (Figura 3 e 4) permitindo sua edição e manuseio segundo os requerimentos das situações experimentais, A área interna e a região de término tanto da coroa como do *coping* de zircônia, foram editadas e adaptadas de acordo com o diâmetro dos pilares protéticos A 3,3 e B 4,5.

Figura 3 – Coroa protética – recobrimento cerâmico

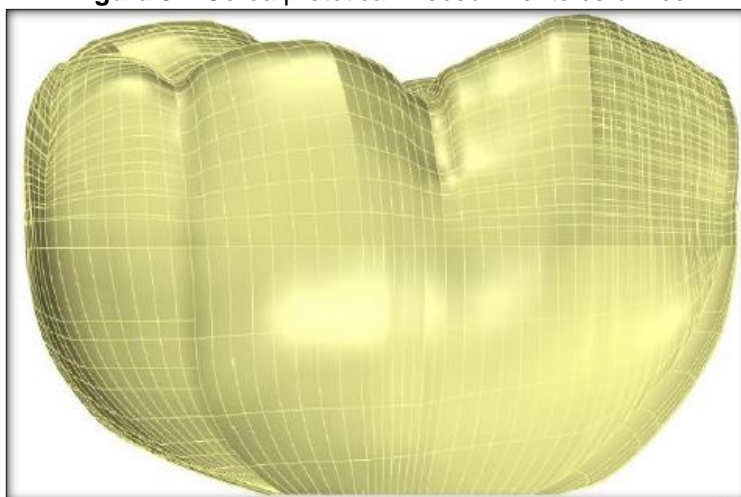
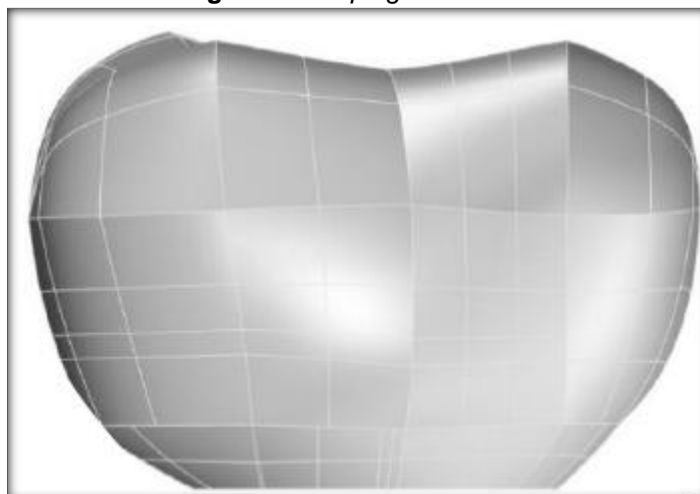


Figura 4 – Coping de zircônia

4.2.2 Implante e pilares protéticos sólidos

As imagens digitais do implante e pilares protéticos foram obtidas por meio de microtomografia computadorizada mediante um microtomógrafo de alta resolução (SkyScan 1172, Bélgica) Fornecido pelo Laboratório Multiusuário para Análises de Imagens Tridimensionais de Tecidos Biológicos – LAB 3D BIO (Faculdade de odontologia de Ribeirão Preto, SP). (Figura 5)

As imagens da tomografia digital foram importadas e posteriormente transformadas em um arquivo tridimensional no formato STL, mediante o software de processamento de imagens e reconstrução digital *InVesalius* 3.1. Uma vez obtido o arquivo tridimensional, foi realizada a importação para o software Rhinoceros 6.0 sendo possível realizar o modelado tanto do implante (Figura 6) como dos pilares protéticos sólidos (Figura 7).

Figura 5 – Microtomografia computadorizada de implante e pilares

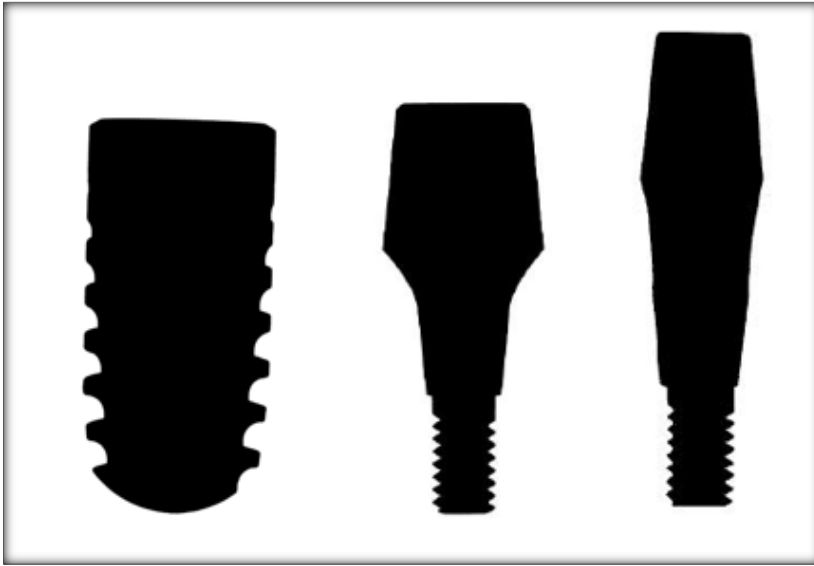


Figura 6 – Implante B Ø4.5 X 9,5

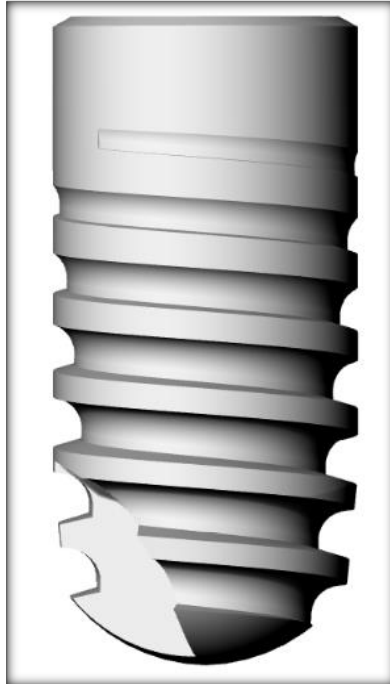
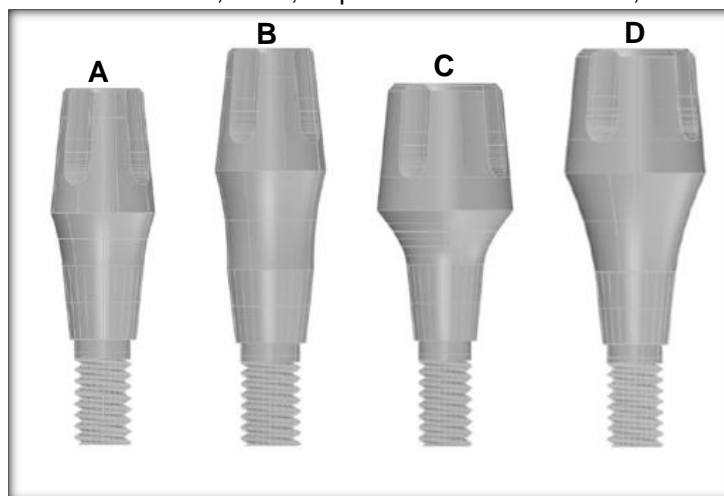


Figura 7 – Pilares protéticos. **A.** pilar a-transmucoso de 1,5 mm; **B.** pilar a-transmucoso de 3,0 mm; **C.** pilar b-transmucoso de 1,5 mm; **D.** pilar b-transmucoso de 3,0 mm

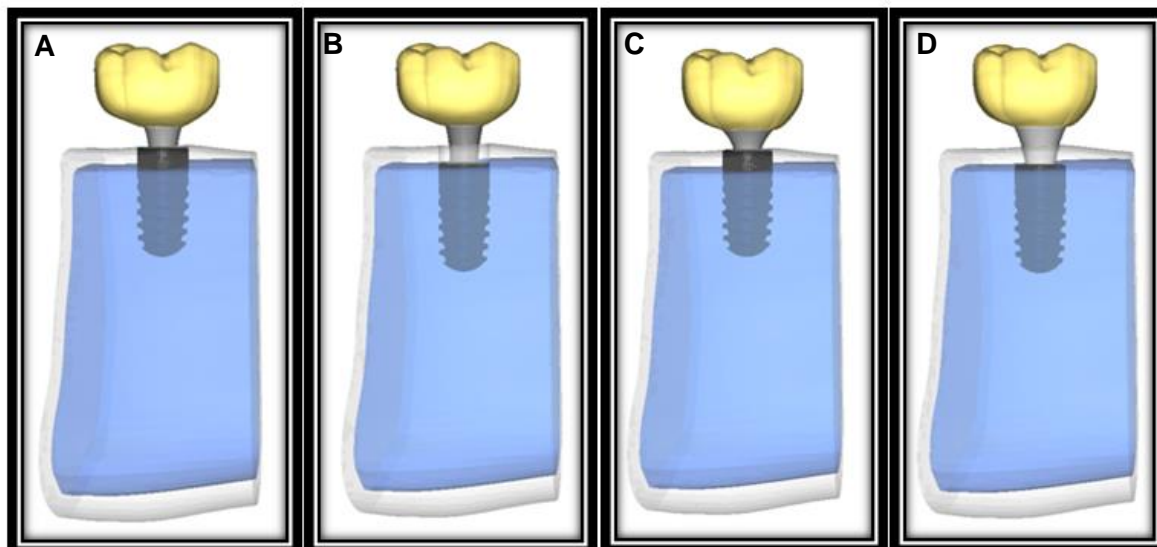


Uma vez gerados os modelos tridimensionais dos implantes e componentes protéticos é possível sua edição e manuseio segundo as situações experimentais requeridas por este estudo, assim o implante foi posicionado no modelo de região posterior de mandíbula previamente confeccionado (Figura 1), com as mesmas posições e inclinações dos dentes naturais posteriores.

No bloco osso, o modelo do implante foi instalado em duas diferentes profundidades ósseas, sendo estas; equicristalmente e 1.5 mm infraósseo, para cada profundidade o implante foi conectado a dois tipos de pilares sólidos, sendo esses o A 3,3 e B 4,5 (Figura 7).

Finalmente no software Rhinoceros 6.0 foram criados quatro modelos tridimensionais (Figura 8) os quais foram salvos nos formatos STEP e Parasolid para posteriormente serem exportados ao software *SimLab 2017 2.1 for Windows version* (Altair Engineering, Inc., Troy, USA). Para análise numérica computacional pelo método de elementos finitos, o qual requer de uma sequência de três etapas para a correta análise de todas as variáveis apresentadas; pré-processamento, processamento e pós-processamento.

Figura 8 – Modelos experimentais **A.** A-1.5; **B.** A-3.0; **C.** B-1.5; **D.** B-3.0.



4.3 Pré-processamento

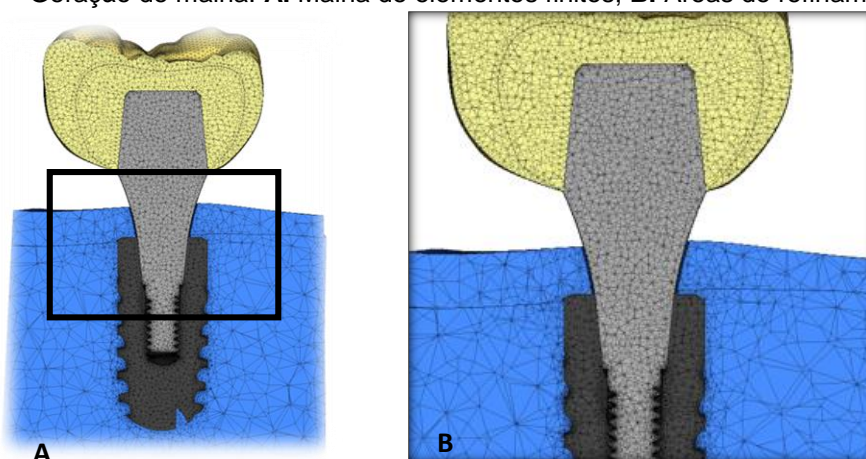
Nesta etapa são definidas as geometrias das estruturas a serem estudadas, as propriedades físicas dos materiais e o desenho da malha. Nesta etapa, as estruturas dos modelos foram divididas em um número finito de elementos interconectados por pontos nodais, processo, o qual, é denominado de discretização. No presente estudo os corpos volumétricos utilizados são descritos na tabela 2, onde cada estrutura interage com seu homólogo através dos nós em comum, posicionados no sistema de coordenadas X, Y, Z. e o conjunto resultante desse processo é denominado “malha”. Foram incluídas, ainda, as informações pertinentes das propriedades mecânicas dos materiais empregados na construção do modelo (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson). Em seguida, foram determinados o carregamento oclusal e os limites do modelo (condições de contorno).

4.3.1 Malha

O primeiro passo foi a divisão da estrutura em elementos menores, ou seja, realização do procedimento denominado discretização (Tabela 2) Posteriormente a malha é controlada por meio de um processo de refinamento da malha nas áreas de interesse, que se necessita de uma maior precisão, ou seja, nas áreas de interface pilar/implante e interface osso/implante. (Figura 9)

Tabela 2 – Descrição da malha

		A-1.5	A-3.0	B-1.5	B-3.0
Nós	<i>Internal</i>	1977646	1320822	1271695	1217094
	<i>Surface</i>	617602	631074	619676	607688
	<i>Total</i>	2595249	1951896	1891371	1824782
Elementos	<i>Bar3</i>	32068	32310	32288	31254
	<i>Tri6</i>	308798	315534	309834	303840
	<i>Tet10</i>	1707628	12199860	1179216	1133814
Geometria	<i>Face</i>	606	530	603	493
	<i>Edge</i>	1621	1381	1605	1265
	<i>Vertex</i>	1022	860	1007	782

Figura 9 – Geração de malha. **A.** Malha de elementos finitos; **B.** Áreas de refinamento da malha

4.3.2 Propriedades físicas dos materiais

Os materiais serão considerados homogêneos e isotrópicos e linearmente elásticos. Em relação as propriedades mecânicas, módulos de elasticidade (E) e coeficientes de Poisson (ν), os materiais foram dispostos de acordo com seus respectivos valores na tabela 3. Resulta importante mencionar que para a análise dos modelos tridimensionais o posicionamento gengival não foi considerado ao igual que o cimento na interface *coping/pilar*, uma vez que sua espessura delgada não influenciará nos resultados. Em tanto, o implante foi considerado completamente osseointegrado.

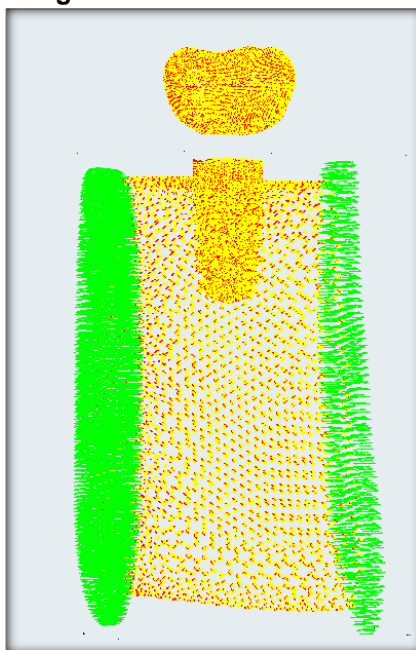
Tabela 3 – Propriedades mecânicas dos materiais.

Material	Módulo de Elasticidade (E) (MPa)	Coefficiente De Poisson (ν)	Referências
Ossos trabecular	1370,00	0,30	Sertgoz, 1997
Ossos cortical	13700,00	0,30	Sertgoz, 1997
Titânio (Ti)	116000,00	0,34	Sertgoz, 1997
Coping Zircônia	205000,00	0,16	Rocha et al., 2013
Cerâmica IPS Empress	62000,00	0,28	*Fabricante
Pilar (Ti6A14V)	105000,00	0,31	*Fabricante

*Informações das propriedades adquiridas através de informações dos respectivos fabricantes

4.3.3 Limite do modelo

Para a análise do presente estudo, os limites das superfícies; coroa/*coping*, *coping*/pilar, pilar/implante, implante/osso cortical, implante/osso trabecular e osso cortical/osso trabecular foram considerados unidos e os implantes considerados completamente osseointegrados.

Figura 10 – Limites do modelo

4.3.4 Condições de carga

No estudo os modelos tridimensionais foram submetidos a carregamento axial (0°) e oblíquo (30°) sendo de 365 N para ambas condições de carga, (Figura 11) correspondente à simulação de cargas fisiológicas consideradas de intensidade média (TONIOLLO, 2014) A força (365 N) foi dividida entre as pontas de cúspides de trabalho (vestibulares) e em fundo de sulco em todos os modelos, resultando em um total de oito pontos de contato por modelo (Figura 12). Todos os contatos foram padronizados em união perfeita, não permitindo a formação de fendas e/ou deslizamentos. A fixação do bloco ósseo foi aplicada nas extremidades laterais permitindo, assim, que o modelo pudesse sofrer as influências da aplicação de carga (Figura 13).

Figura 11 – Direção das forças aplicadas. **A.** Carga axial; **B.** Carga oblíqua

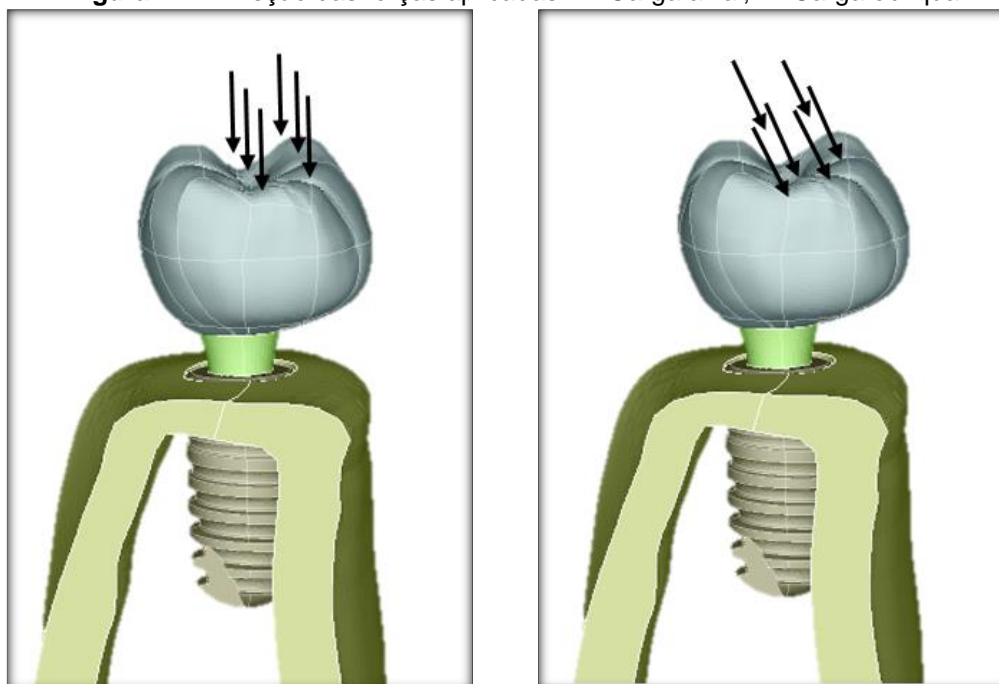
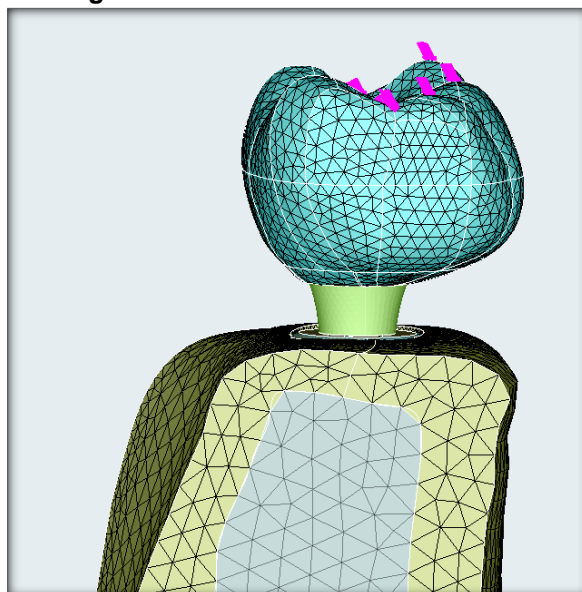
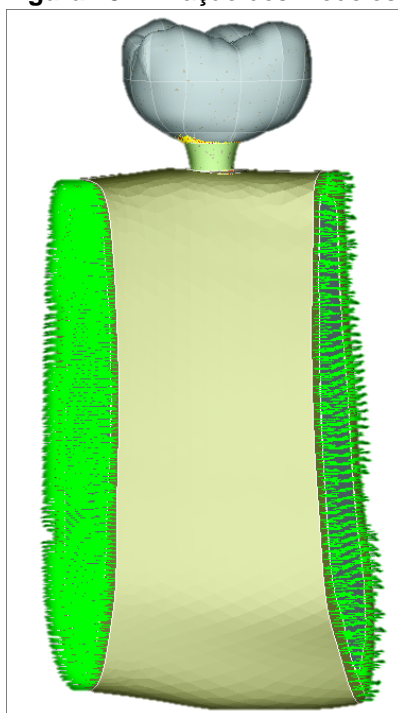


Figura 12 – Pontos de contato oclusais**Figura 13 - Fixação dos modelos**

4.4 Processamento

Nesta etapa, foram realizadas as simulações computacionais pelo *software Optistruct 2017* (Altair Engineering, Inc., Troy, USA) dos quatro modelos experimentais em relação à tabela 1. Com a finalidade solucionar as simulações de forças, considerando as restrições do modelo e fazendo uma resolução de equações

diferenciais e algébricas que regem o problema. Sendo possível analisar os resultados, obtendo uma quantificação dos parâmetros de interesse.

4.5 Pós-processamento

Nesta etapa são analisadas a tensão equivalente de Von Mises (TEvM), tensão máxima principal (TMaP) e tensão mínima principal (TMiP) em todos os modelos experimentais, as quais são expressadas com unidades em MegaPascal (MPa).

As tensões de Von Mises são recomendadas para análises estruturais nos materiais dúcteis e representam a somatória das tensões de tração, compressão e cisalhamento. No momento que estas tensões de Von Mises excedem o limite elástico de um material, apresenta-se uma falha do mesmo (Aradya et al., 2016). No presente estudo são considerados materiais dúcteis, e por tanto analisados pelas tensões equivalentes de von Mises próteses unitária, *coping*, pilares protéticos sólidos e o implante.

A análise das TMaP e TMiP é recomendada para a avaliação de materiais e estruturas de comportamento não-dúcteis. A tensão máxima principal é representada por valores positivos e se refere aos valores máximos de tração. Em tanto que a tensão mínima principal, por sua vez, é representadas por valores negativos, porém maior módulo, e se refere aos valores máximos de compressão. No presente estudo a TMaP e TMiP são utilizadas para o análise do osso cortical e trabecular.

A análise é realizada mediante padronização das escalas gráficas e posterior visualização gráfica do mapa de cores para descrever e comparar quantitativa e qualitativamente todas as imagens obtidas de acordo com as condições experimentais descritas no estudo.

5. Resultados

5. RESULTADOS

Os resultados do presente estudo foram apresentados mediante uma montagem comparativa de imagens dos diferentes modelos simulados, permitindo comparação quantitativa e qualitativa entre grupos experimentais. Os valores máximos das Tensões Equivalentes de von Mises (TEvM), Tensões Máximas Principais (TMaP) e Tensões Mínimas Principais (TMiP) foram obtidos para cada estrutura.

Tabela 4 – Valores máximos (MPa) das Tensões Equivalentes de von Mises (TEvM), Tensões Máximas Principais (TMaP) e Tensões Mínimas Principais (TMiP).

	A-1.5		A-3.0		B-1.5		B-3.0	
	Axial	Oblíqua	Axial	Oblíqua	Axial	Oblíqua	Axial	Oblíqua
Coroa (TEvM)	430,8	549,3	473,6	601,2	472,9	587,2	419,1	572,6
<i>Coping</i> (TEvM)	241,8	546,6	264,7	612,6	67,35	147,6	102,5	215,7
Implante/ Pilar (TEvM)	481,0	1471	517,5	1720	382,8	1421	379,7	1615
Osso Cortical (TMaP)	33,79	81,99	56,25	128,6	32,59	74,17	43,74	128,2
Osso Cortical (TMiP)	-58,34	- 1.305	-26,37	- 1.257	-51,72	-1.239	-24,57	-1.074
Osso trabecular (TMaP)	12,0	19,11	45,30	72,45	11,45	18,59	16,67	37,63
Osso trabecular (TMiP)	-8,43	-9,45	-16,22	-207,0	-8,60	- 9,33	-14,61	-54,76
Cortical/ Trabecular (TMaP)	33,79	81,99	56,25	128,6	32,59	74,17	43,74	128,2
Cortical/ Trabecular (TMiP)	-58,34	-130,5	-26,37	-207,0	-51,72	-123,9	-24,57	-107,4

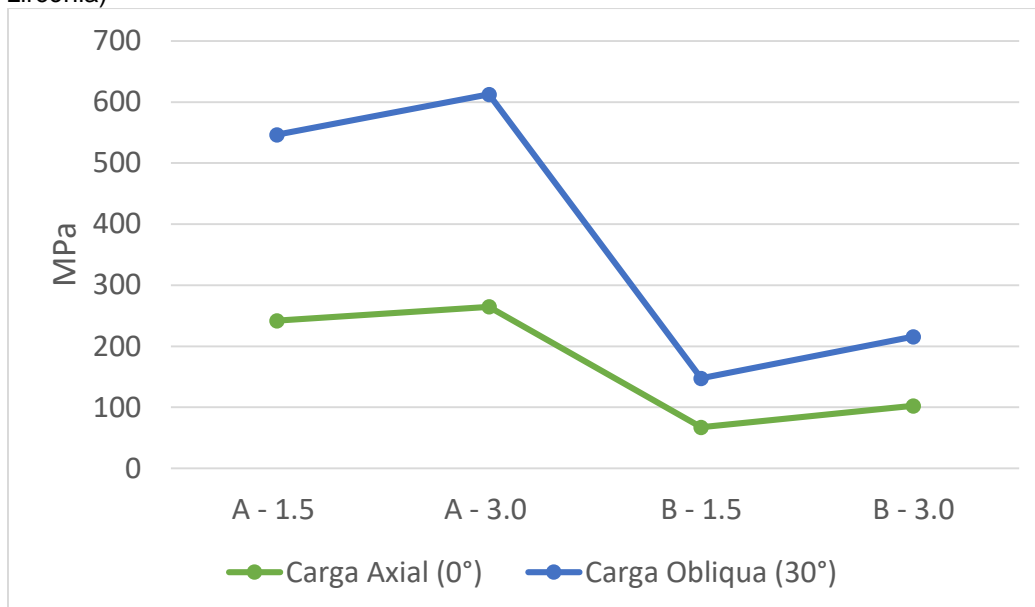
5.1 Tensão equivalente de von Mises

Os modelos foram analisados segundo o critério de von Mises para o implante, pilar protético, coroa protética e *coping*, através da evidenciação de áreas de tensão nas estruturas analisadas.

5.1.1 Análise da coroa protética (*coping* de zircônia)

A comparação entre as TEvM para os diferentes carregamentos e modelos são apresentados no Gráfico 1.

Gráfico 1 – Valores máximos (MPa) das TEvM avaliadas em coroa protética (*Coping* zircônia)



Foram determinados os percentuais de tensão entre os grupos, usando como referência o modelo/carregamento que apresentou maior tensão para cada estrutura. (Tabela 5)

Tabela 5 – Tensão de TEvM em coroa protética (*Coping* zircônia) expressada em porcentagem

	Tensão (Mpa)		Porcentagem %	
	0°	30°	0°	30°
A – 1.5	241,8	546,6	91,34%	89,22 %
A – 3.0	264,7	612,6	100%	100 %
B – 1.5	67,35	147,6	25,44%	24,09 %
B – 3.0	102,5	215,7	38,77 %	35,21%

Figura 14 – Distribuição das TEvM em coroa protética (coping) Carga axial (0°)

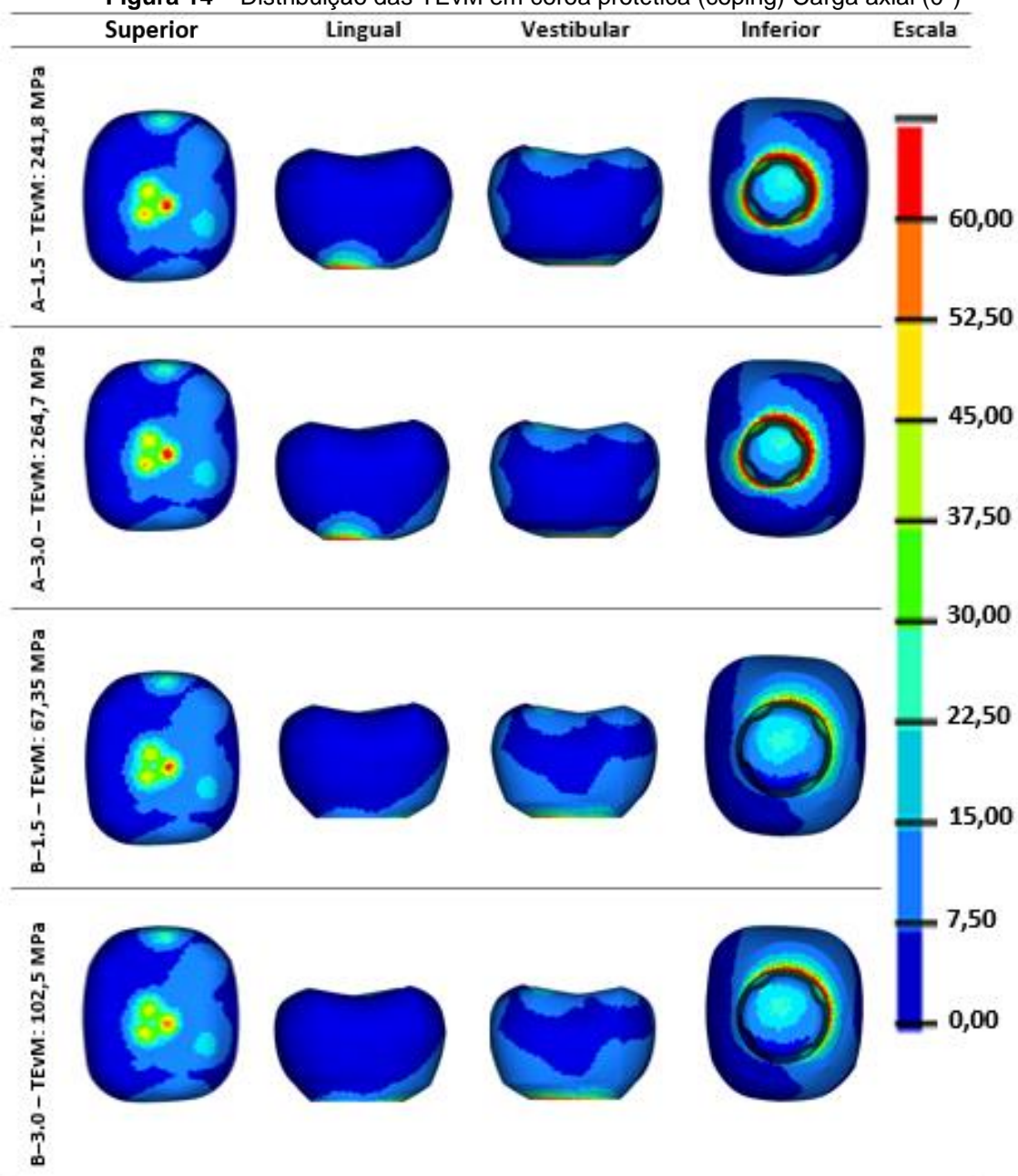
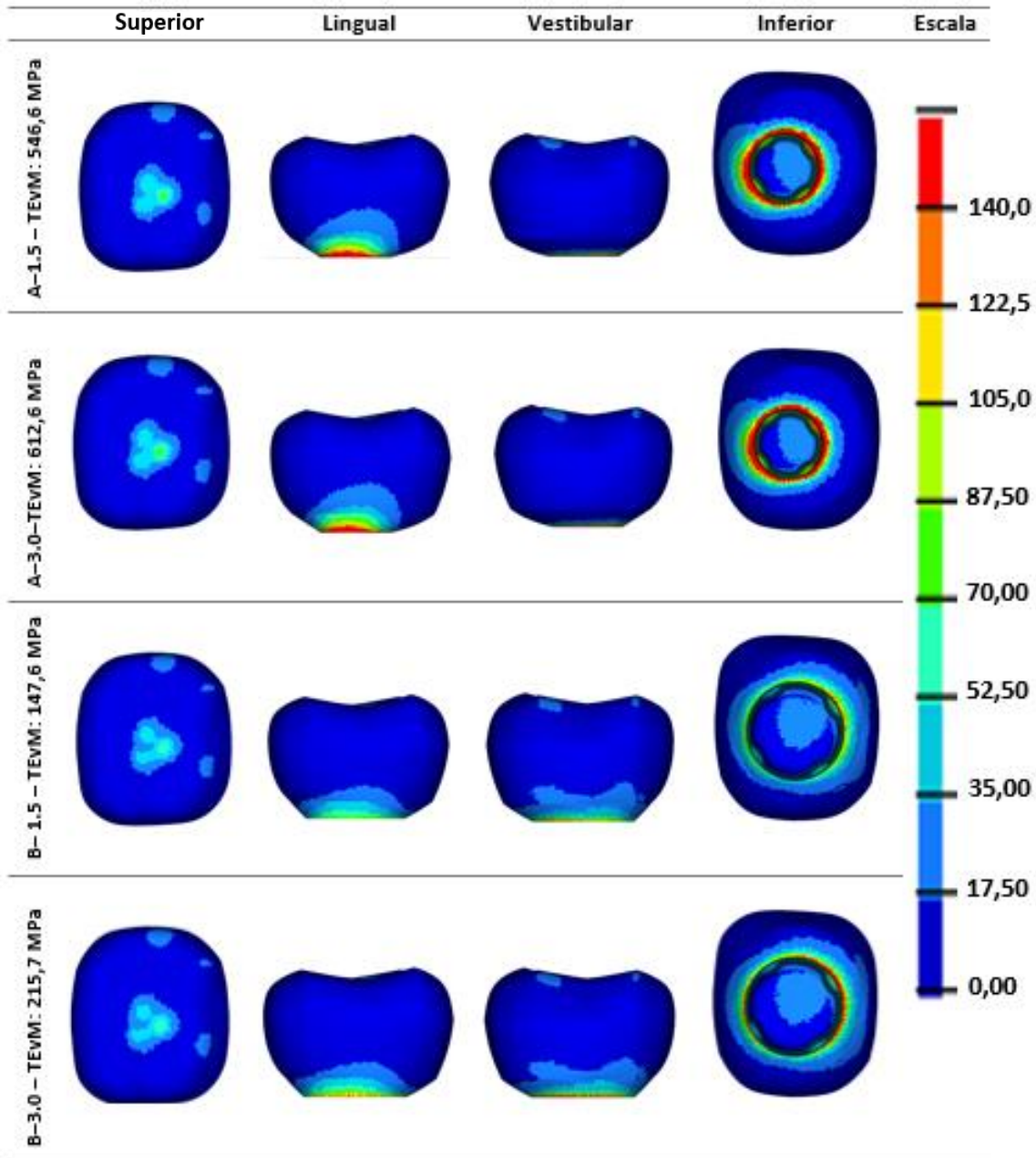


Figura 15 – Distribuição das TEvM em coroa protética (coping): Carga oblíqua (30°)



De maneira geral, os níveis de tensão equivalente de von Mises em coping de zircônia foram maiores nos modelos experimentais em que foram utilizados pilares protéticos sólidos de 3,3 mm de diâmetro (A-1.5 e A-3.0) quando comparados com os modelos experimentais onde foram utilizados pilares de maior diâmetro tanto para carga oblíqua como para carga do tipo axial. Como apresentado nas Figuras 14 e 15.

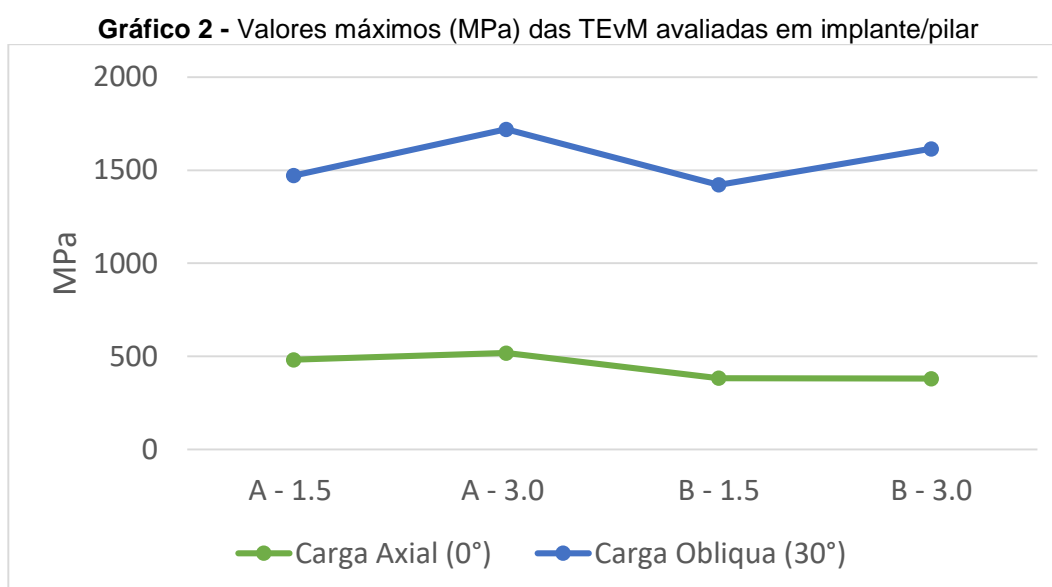
Ao comparar os dois tipos de carga foi possível observar que quando os modelos foram submetidos à cargas oblíquas os valores máximos de tensão foram em média duas vezes maiores que os observados em carga axial. Sendo que os

valores máximos para os modelos submetidos à cargas axiais estiveram entre 67,35 e 264,7 MPa e para a carga oblíqua os valores variaram entre 147,6 e 612,6 Mpa (Tabela 5).

O comportamento mecânico foi similar entre os modelos experimentais com mesmo diâmetro em base de assentamento protético, com concentração de tensões em região cervical da face lingual em todos os modelos, sobretudo nos modelos A-1.5 e A-3.0. (Figuras 14 e 15)

5.1.2 Análise de interface implante-pilar

A comparação entre as TEvM para os diferentes carregamentos e modelos são apresentados no Gráfico 2



Foram determinados os percentuais de tensão entre os grupos, usando como referência o modelo/carregamento que apresentou maior tensão para cada estrutura. (Tabela 6)

Tabela 6 – Máximos de tensão das TEvM em Implante/pilar (expressada em MPa e porcentagem)

	Tensão (Mpa)		Porcentagem %	
	0°	30°	0°	30°
A – 1.5	481	1471	92,94 %	85,52 %
A – 3.0	517,5	1720	100 %	100 %
B – 1.5	382,8	1421	63,53 %	82,61 %
B – 3.0	379,1	1615	73,33 %	93,89 %

Figura 16 – Distribuição das TEvM em conjunto implante/pilar: Carga axial (0°)

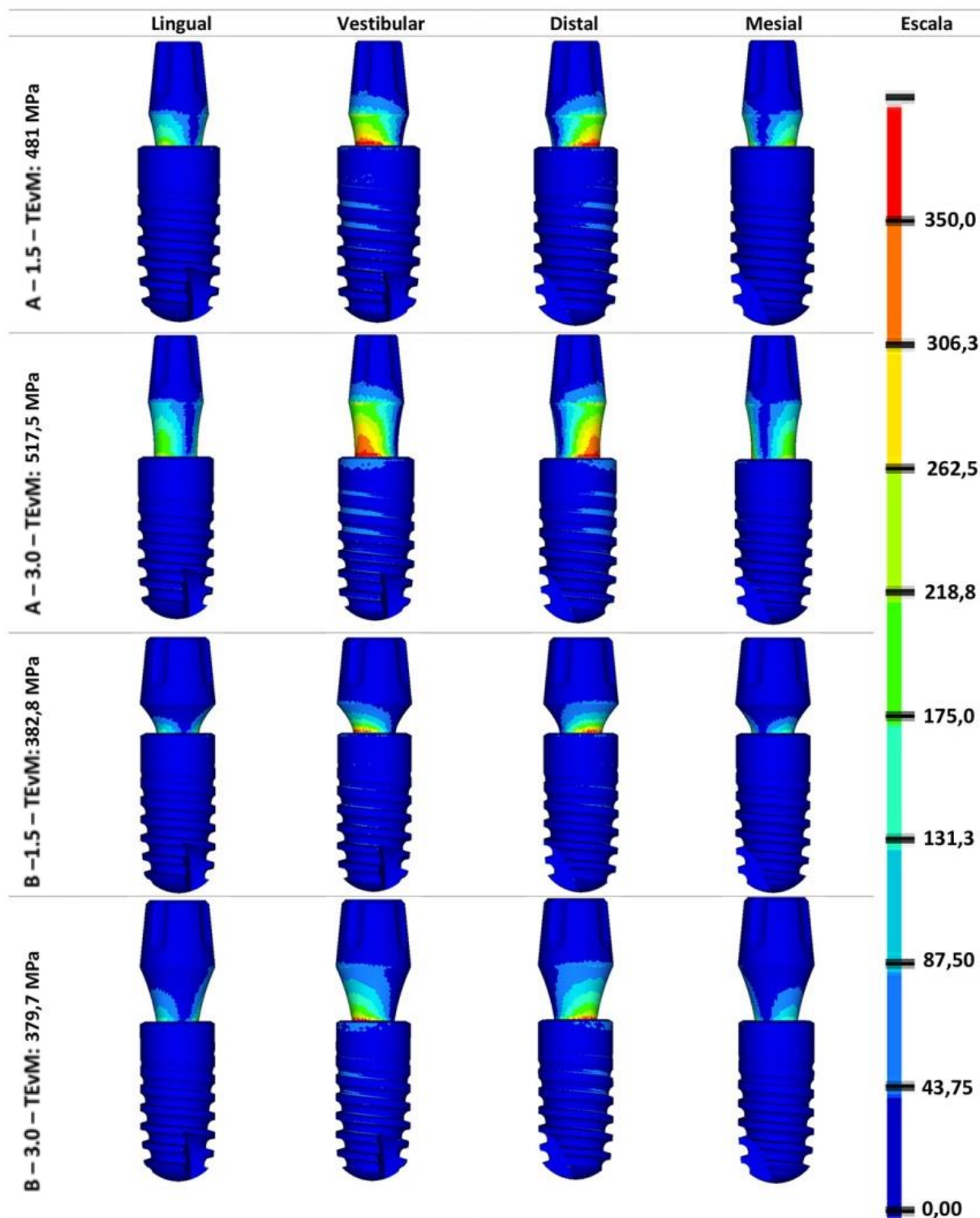
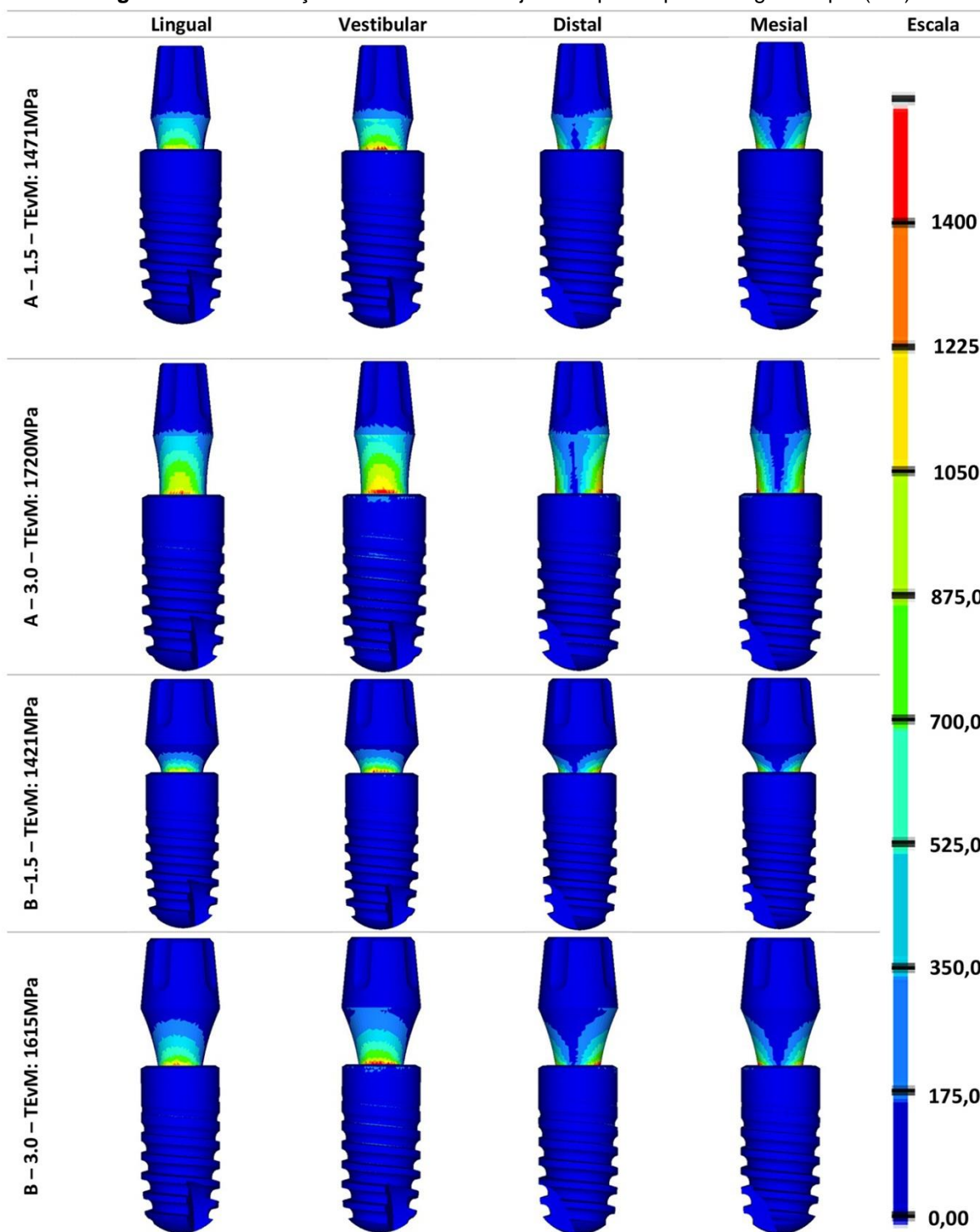


Figura 17 – Distribuição das TEvM em conjunto implante/pilar: Carga oblíqua (30°)



Para todos os modelos simulados independentemente do tipo de carga os maiores níveis de tensão foram observados na interface pilar/implante, especificamente na face vestibular do transmucoso do pilar protético.

Os valores máximos de tensão, tanto em relação aos valores absolutos como em área submetida a tensão, foram observados no modelo A-3.0 quando foi aplicada uma carga oblíqua, apresentando tensão de 1720 MPa, entretanto, para o mesmo tipo de carga, o menor valor de tensão foi observado no modelo B-1.5 com 1421 MPa.

Quando comparados os tipos de carga foi possível observar que quando os modelos experimentais foram submetidos à carga oblíqua, os valores de tensão apresentados foram cerca de 71,3 % maiores que os modelos submetidos à carga axial.

Para o carregamento axial foi possível observar um equilíbrio na distribuição de tensões, porém foram observados os menores valores máximos de tensão e de área submetida a tensão nos modelos B-1.5 e B-3.0 sendo de 382,8 e 379,7 MPa, respectivamente, havendo uma diminuição da tensão em 23,63% quando comparados com os modelos em que foi utilizado um pilar com menor diâmetro em base de assentamento protético, independentemente do nível ósseo onde foi posicionado o implante.

Para a carga oblíqua os picos de tensão foram similares, porém foi observada uma discrepância entre os modelos quando o implante foi posicionado subcristalmente e quando foi posicionado ao nível ósseo, sendo observados maiores níveis de tensão para os modelos experimentais subcristais A-3.0 e B-30 com 1720 e 1615 MPa, respectivamente, com um aumento do valor máximo de tensão em 15,28% quando comparados com o posicionamento equicristal. No entanto, em relação ao diâmetro de assentamento protético, os modelos B-1.5 e B-3.0 apresentaram uma diminuição do valor máximo de tensão em 4,82 % quando comparado com os modelos A-1.5 e A-3.0, sob carga oblíqua.

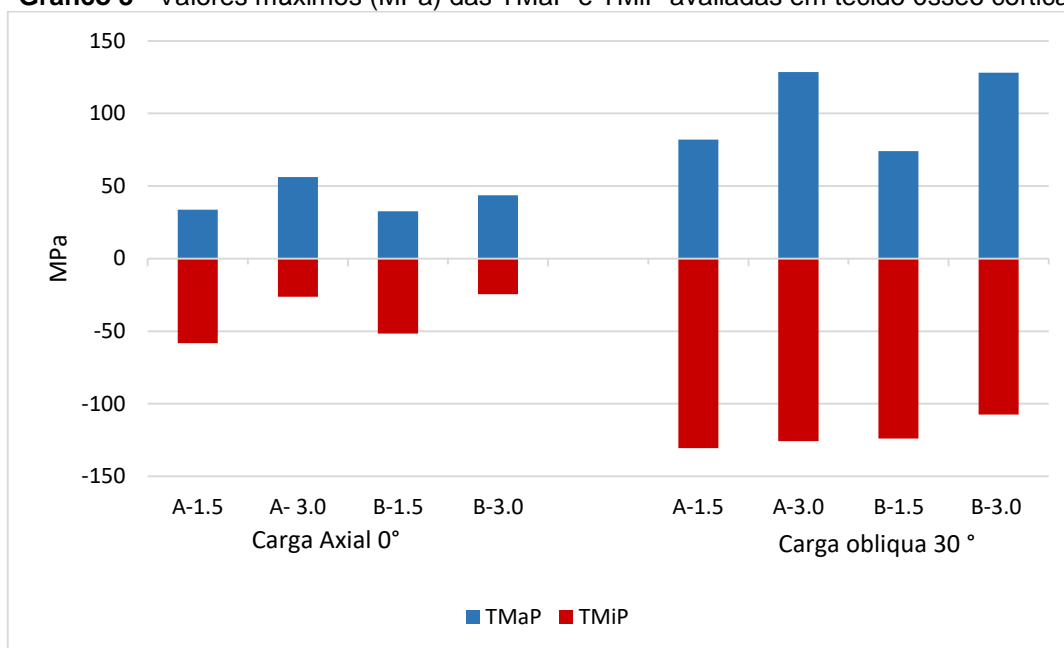
5.2 Tensões Máximas Principais (T_{MaP}) e Tensões Mínimas Principais (T_{MiP})

Para avaliar o osso peri-implantar foram utilizadas as Tensões Máximas Principais (T_{MaP}) e as Tensões Mínimas Principais (T_{MiP}). As T_{MaP} são representadas por valores positivos e vinculadas com a tensão de tração. As T_{MiP}, por sua vez, são representadas por valores negativos e vinculadas com a tensão de compressão.

5.2.1 Análise do osso cortical

A comparação entre a TMaP e TMiP para os diferentes carregamentos e modelos são apresentados no Gráfico 3

Gráfico 3 - Valores máximos (MPa) das TMaP e TMiP avaliadas em tecido ósseo cortical



Foram determinados os percentuais de tensão entre os grupos, usando como referência o modelo/carregamento que apresentou maior tensão para cada estrutura. Segundo a TMaP (Tabela 7) e TMiP (Tabela 8)

Tabela 7- Valores máximos (MPa) das TMaP avaliadas no osso cortical. (Expressada em MPa e porcentagem)

	Tensão (Mpa)		Porcentagem %	
	0°	30°	0°	30°
A – 1.5	33,79	81,99	60,07 %	63,75 %
A – 3.0	56,25	128,6	100%	100 %
B – 1.5	32,59	74,17	57,93 %	57,67 %
B – 3.0	43,74	128,2	77,76 %	99,68 %

Tabela 8 - Valores máximos (MPa) das TMiP avaliadas no osso cortical. (Expressada em MPa e porcentagem)

	Tensão (Mpa)		Porcentagem %	
	0°	30°	0°	30°
A – 1.5	58,34	130,5	100 %	100 %
A – 3.0	26,37	125,7	45,20%	96,32 %
B – 1.5	51,72	123,9	88,65 %	94,94 %
B – 3.0	24,57	107,4	42,11 %	82,29 %

Figura 18 – Distribuição de TMaP em osso cortical: Carga axial (0°)

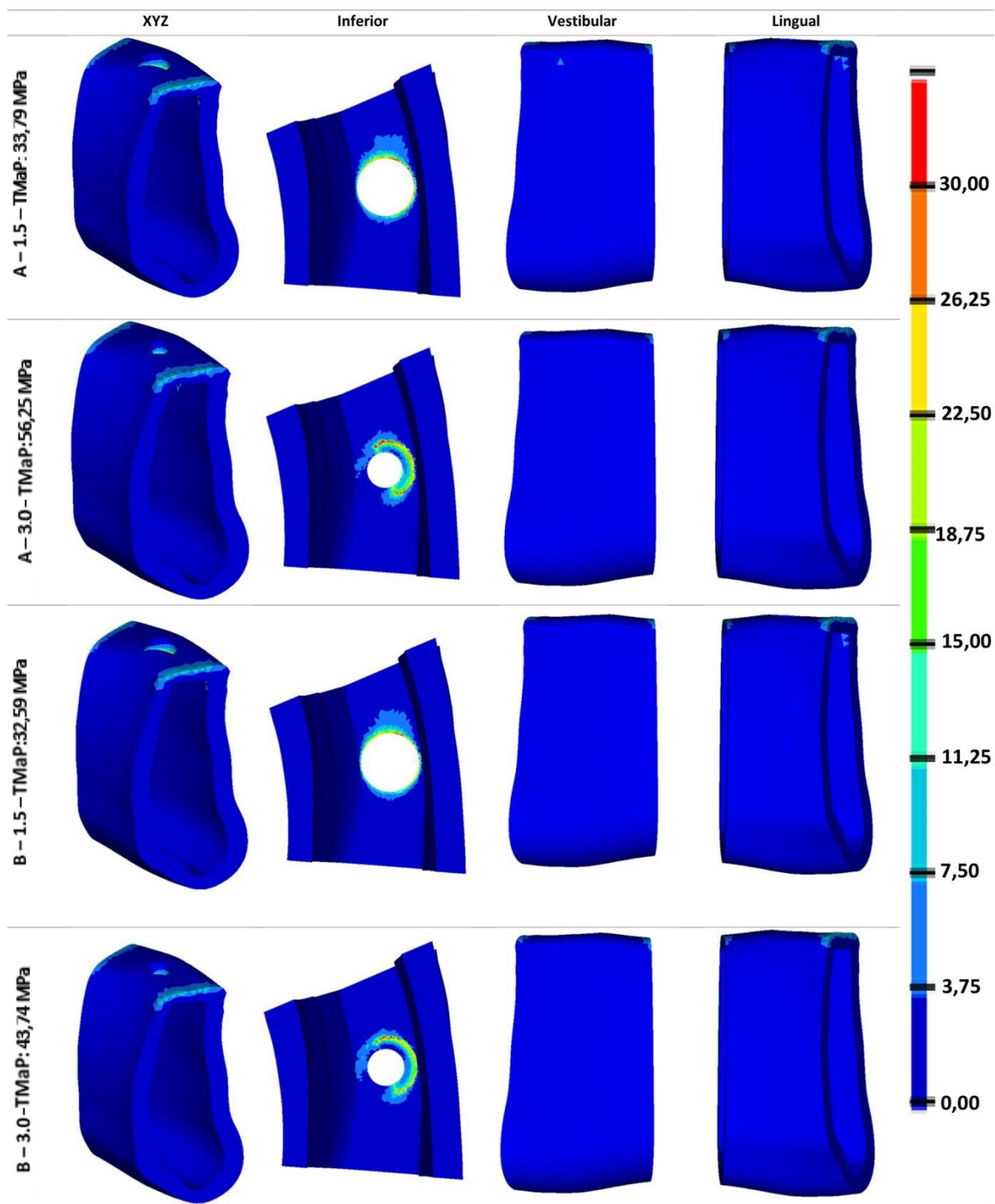


Figura 19 – Distribuição de TMAP em osso cortical: Carga oblíqua (30°)

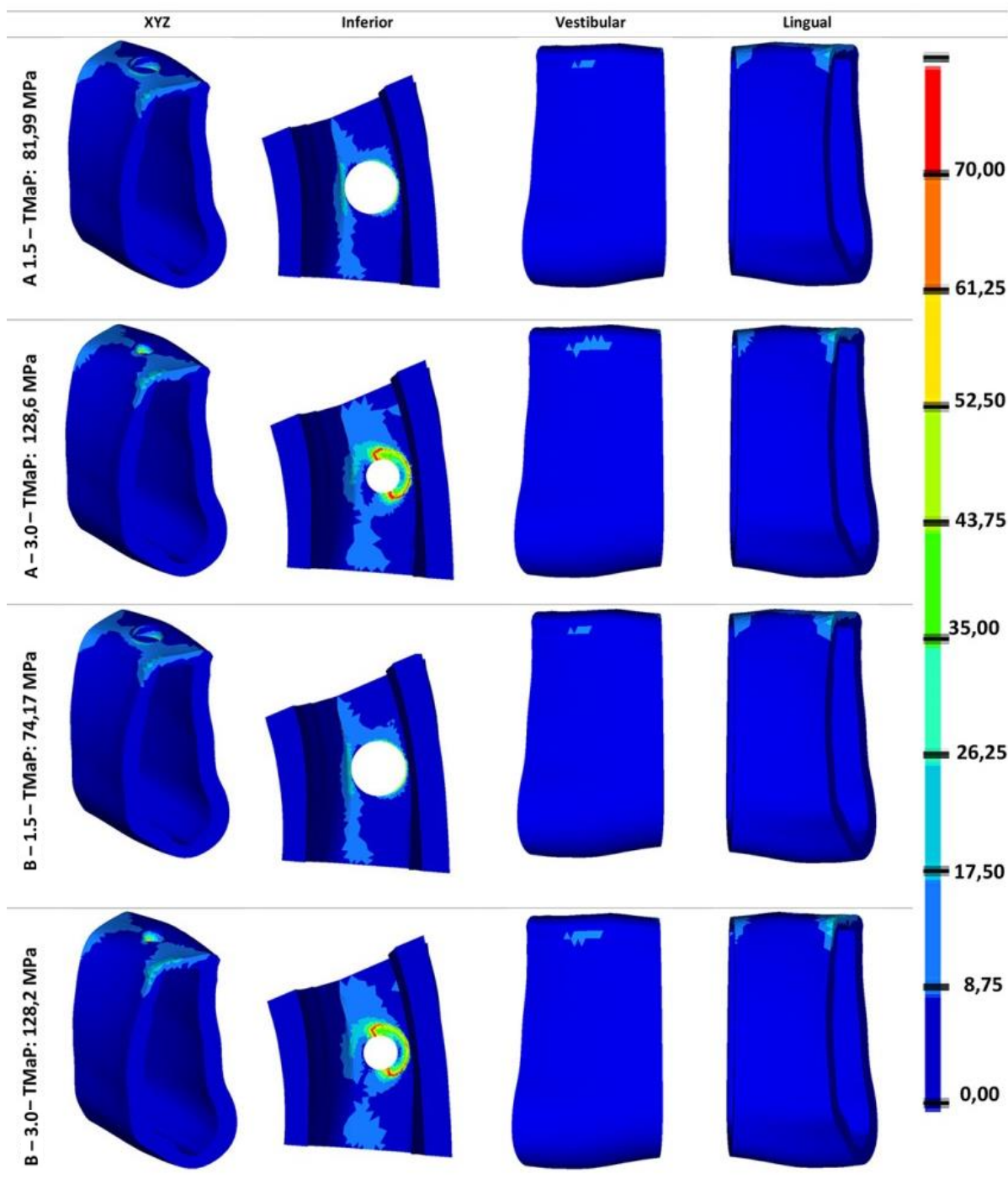


Figura 20 – Distribuição de TMiP em osso cortical: Carga axial (0°)

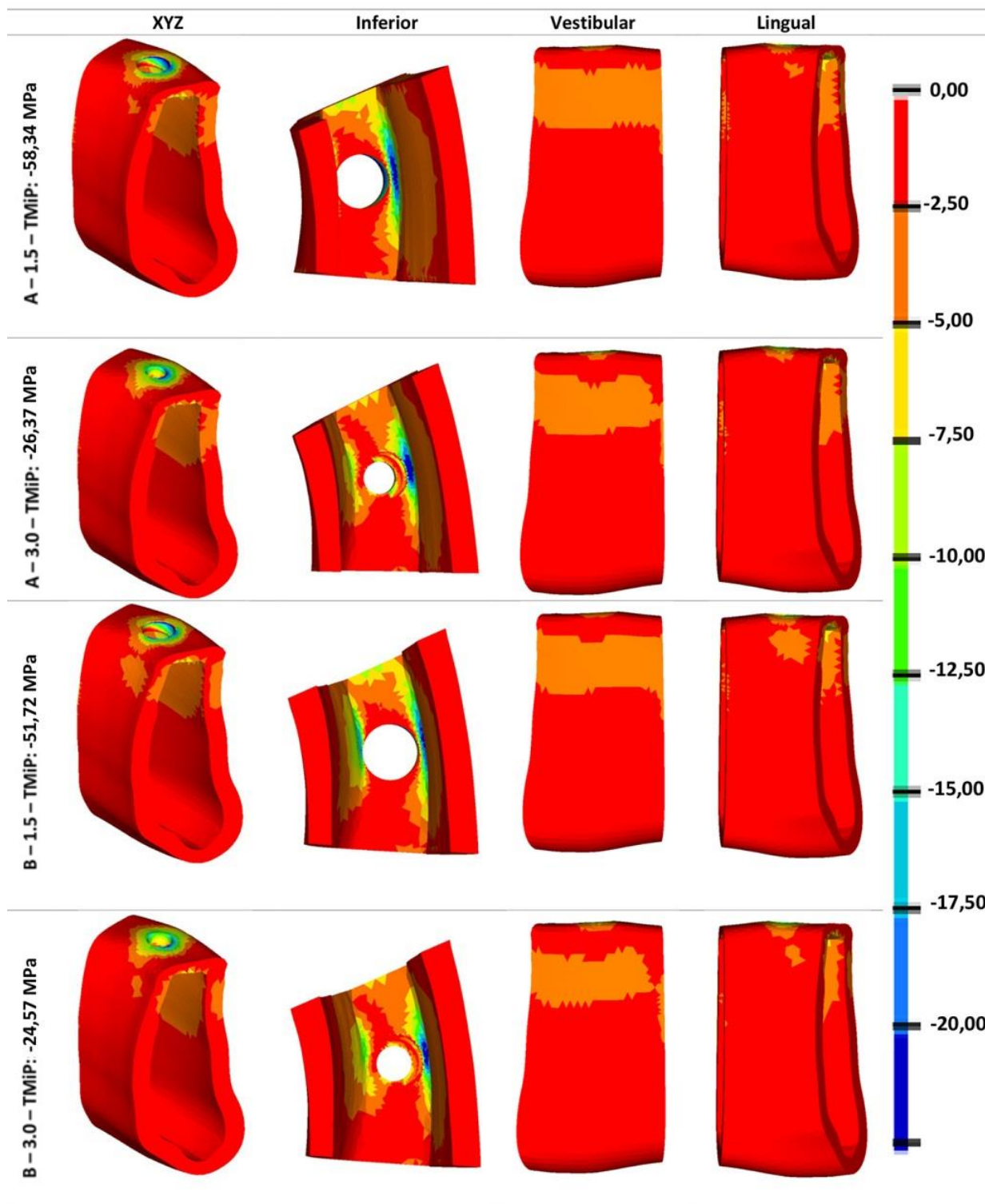
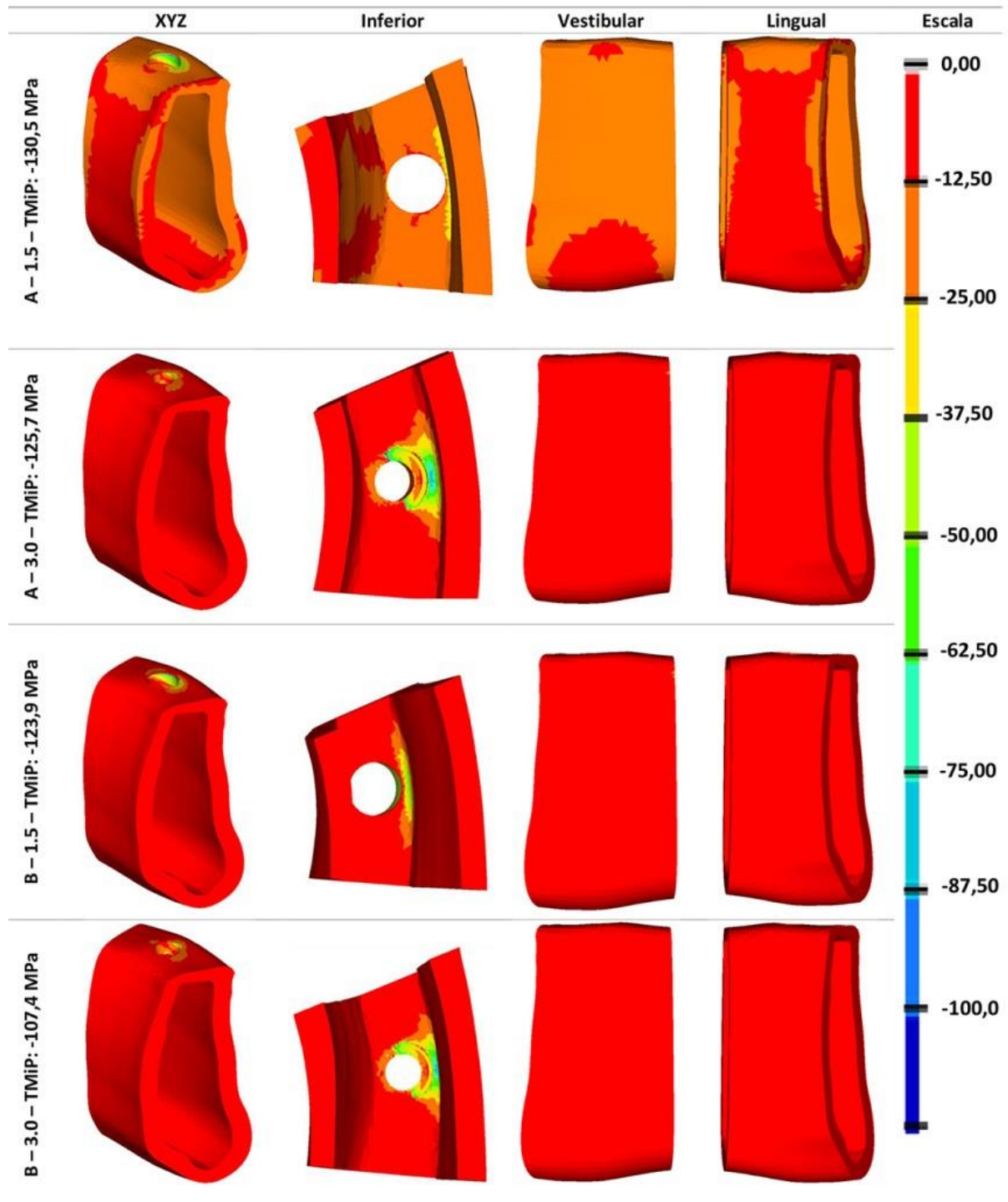


Figura 21 – Distribuição de TMiP em osso cortical: Carga oblíqua (30°)



De maneira geral, em osso cortical foi possível observar que os picos dos valores de TMaP foram maiores para os modelos em que o implante foi posicionado subcristalmente, independentemente do tipo de carga (Gráfico 3).

Para a carga axial os modelos experimentais apresentaram menores valores máximos de tensão sendo os seguintes: A-1.5: 33,79 MPa; A-3.0: 56,25 MPa; B-1.5 32,59 MPa; B-3.0: 43,74 MPa (Tabela 7)

Entre tanto para a carga oblíqua os resultados mostraram que a TMaP foi maior nos modelos A-3.0 (128,6 MPa) e B-3.0 (128,2 MPa) em comparação com os modelos A-1.5 e B-1.5 que apresentaram valores máximos de 81,99 e 74,17 MPa respectivamente (Tabela 7).

Desses resultados é possível observar que para os modelos submetidos à cargas oblíquas, os valores máximos de tensão foram em média duas vezes maiores que os observados em carga axial, sendo que os valores para a carga axial estiveram entre 32,59 e 56,25 MPa e para carga oblíqua foram entre 74,17 e 128,6 MPa.

Através da avaliação das TMaP nos modelos submetidos à carga axial foi observado uma distribuição de tensões semelhante entre os modelos experimentais, onde a maior concentração de tensão foi observada na interface osso cortical-implante-trabecular para todos os modelos, entretanto para os modelos com o posicionamento subcristal do implante foi observada uma maior área submetida a tensão com picos na porção vestibular da interface osso cortical/trabecular. (Figura 18)

Para o carregamento oblíquo, houveram maiores discrepâncias entre os modelos equicristais e subcristais, onde estes últimos apresentaram uma maior concentração de TMaP na face de osso cortical em contato com a plataforma do implante quando comparados com os modelos A-1.5 e B-1.5. Os modelos com o implante posicionado equicristalmente, apresentaram maior área submetida a tensão na crista óssea com áreas apresentando picos de tensão na região lingual da crista adjacente à plataforma do implante, os quais não foram observados nos modelos A-3.0 e B-3.0. (Figura 19)

Além disso, ainda para o posicionamento subcristal do implante, os modelos com pilar de maior diâmetro em base de assentamento protético geraram menos tensão no osso cortical em comparação com os modelos com pilar de menor diâmetro em base de assentamento protético.

De maneira geral os valores máximos para a TMiP para a carga axial foram superiores nos modelos equicristais, em tanto para a carga axial tiveram um comportamento semelhante. (Gráfico 3)

Já através da avaliação das TMiP para o osso cortical foi observado uma maior concentração de tensões, em relação à área submetida a tensões, na região vestibular do osso cortical em interface osso cortical/trabecular para todos os modelos, independentemente do tipo de carga aplicada.

Em relação a TMiP no osso cortical, esta foi substancialmente menor para a carga axial, sendo que os maiores níveis de tensão em termos de valores máximos e área submetida à tensão foram para os modelos com o implante ao nível equicristal, A-1.5 e B-1.5, sendo de 58,34 e 51,72 MPa, respectivamente, quando comparados com os modelos subcristais A-3.0 (26,37 MPa) e B-3.0 (24,57 MPa). (Figura 20)

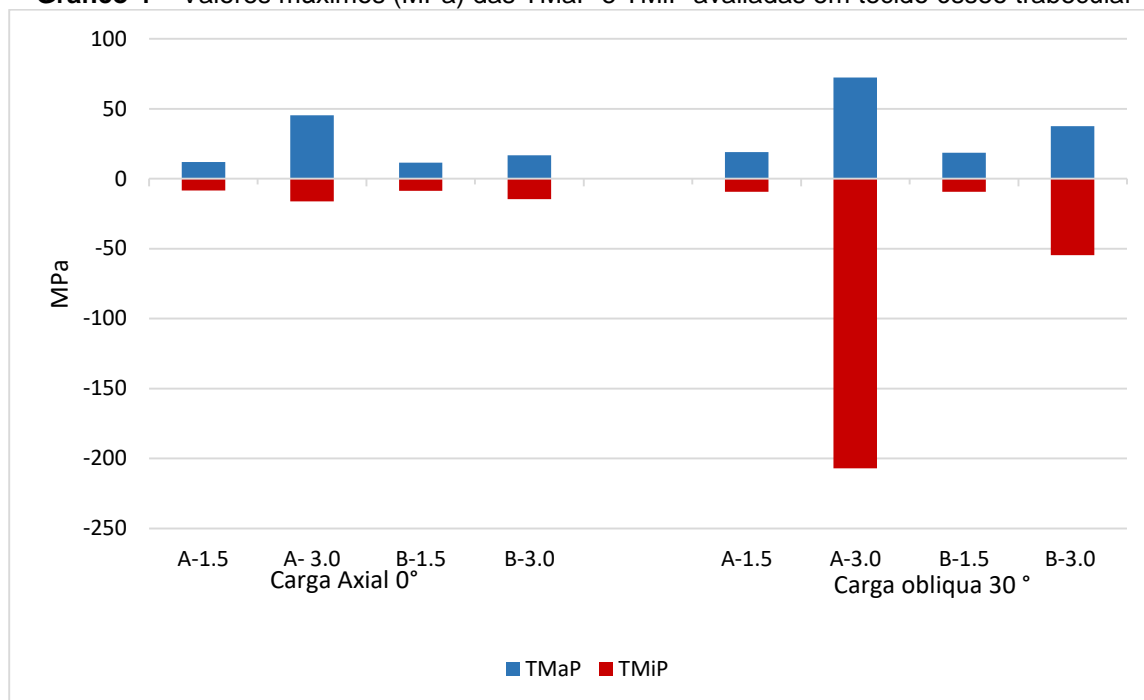
Para a carga oblíqua a TMiP no osso cortical. Os resultados mostraram que os valores máximos de tensão foram maiores para o modelo A-1.5 (130,5 MPa) e A-3.0 (125,7 MPa) em comparação com os modelos B-1.5 e B-3.0 sendo de 123,9 e 107,4 MPa, respectivamente (Figura 21)

Os valores absolutos de tensão para os modelos A-1.5 e A-3.0 foram maiores quando comparados com os modelos B-1.5 e B-3.0, tanto para carga axial como para carga oblíqua, porem foram maiores para carga oblíqua (Tabela 8)

Os modelos A-3.0 e B-3.0 exibiram uma maior área submetida a TMiP na face de osso cortical em contato com a plataforma do implante, já os modelos A-1.5 e B-1.5 apresentaram uma maior área submetida a TMiP na crista óssea cortical sobretudo quando os modelos foram submetidos à cargas axiais. (Figuras 20 e 21).

5.2.2 Análise do osso trabecular

A comparação entre a TMaP e TMiP para os diferentes carregamentos e modelos são apresentados no Gráfico 4

Gráfico 4 – Valores máximos (MPa) das TMaP e TMiP avaliadas em tecido ósseo trabecular

Foram determinados os percentuais de tensão entre os grupos, usando como referência o modelo/carregamento que apresentou maior tensão para cada estrutura. Segundo a TMaP (Tabela 9) e TMiP (Tabela 10)

Tabela 9 – Valores máximos (MPa) das TMaP avaliadas no tecido ósseo trabecular (Expressada em MPa e porcentagem)

	Tensão (Mpa)		Porcentagem %	
	0°	30°	0°	30°
A – 1.5	12,00	19,11	26,49 %	26,37 %
A – 3.0	45,30	72,45	100%	100 %
B – 1.5	11,45	18,59	25,27 %	25,65 %
B – 3.0	16,67	37,63	36,79 %	51,93 %

Tabela 10 – Valores máximos (MPa) das TMiP avaliadas no tecido ósseo trabecular (Expressada em MPa e porcentagem)

	Tensão (Mpa)		Porcentagem %	
	0°	30°	0°	30°
A – 1.5	8,43	9,45	51,97 %	4,56 %
A – 3.0	16,22	207	100%	100 %
B – 1.5	8,60	9,33	53,02 %	4,50 %
B – 3.0	14,61	54,76	90,07 %	26,45 %

Figura 22 – Distribuição de TMaP em osso trabecular: Carga axial (0°)

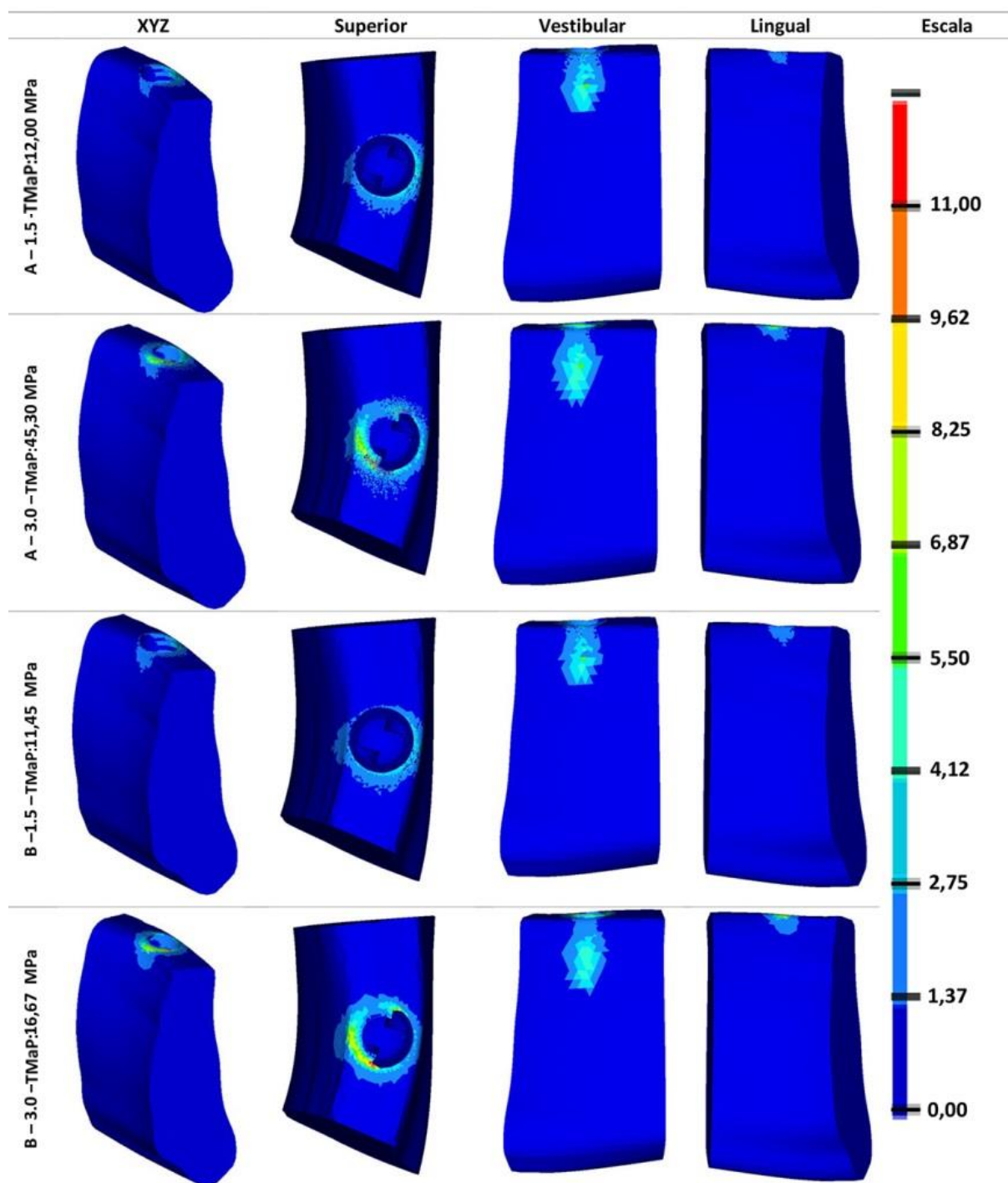


Figura 23 – Distribuição de TMap em osso trabecular: Carga oblíqua (30°)

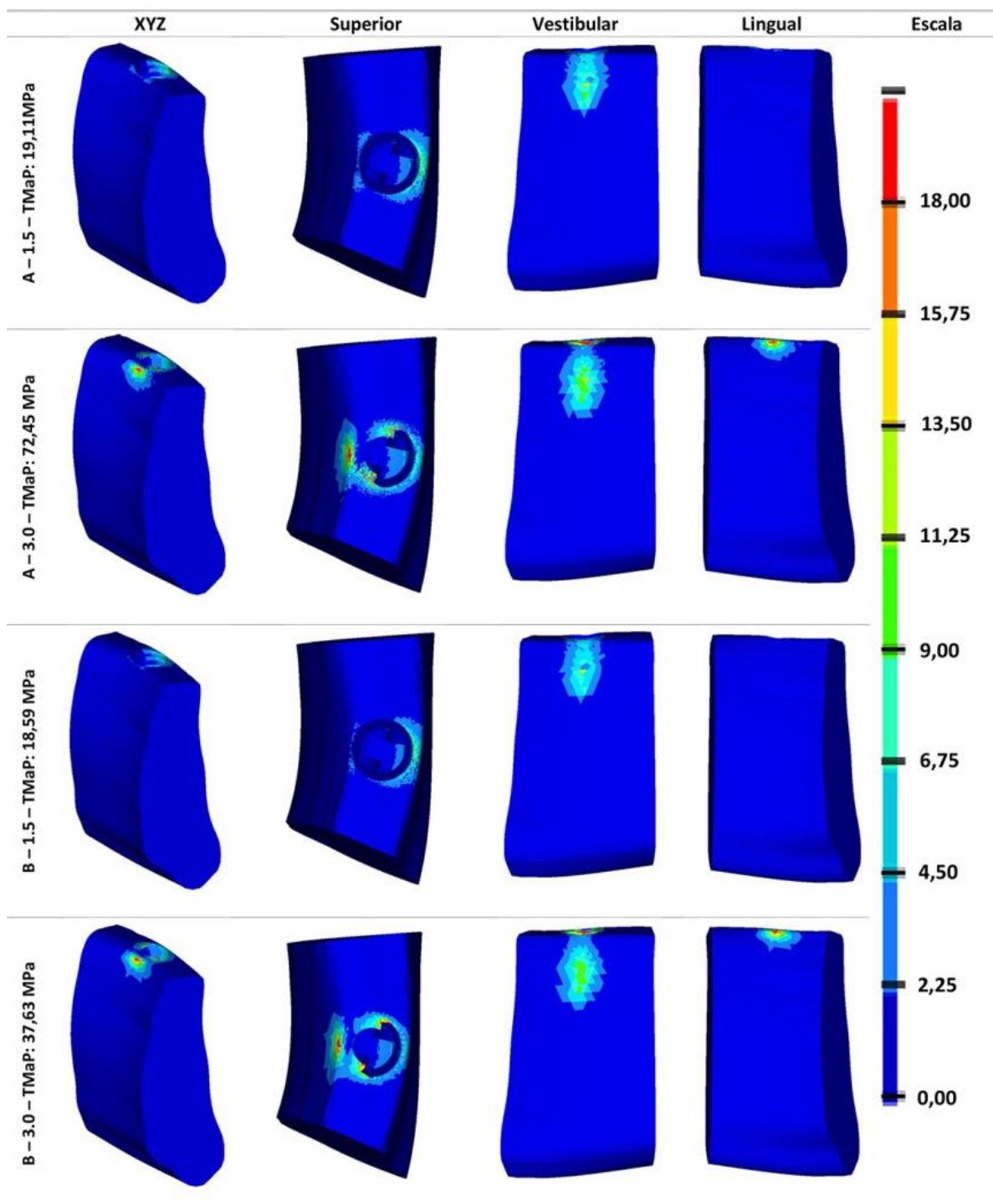


Figura 24 – Distribuição de TMiP em osso trabecular: Carga axial (0°)

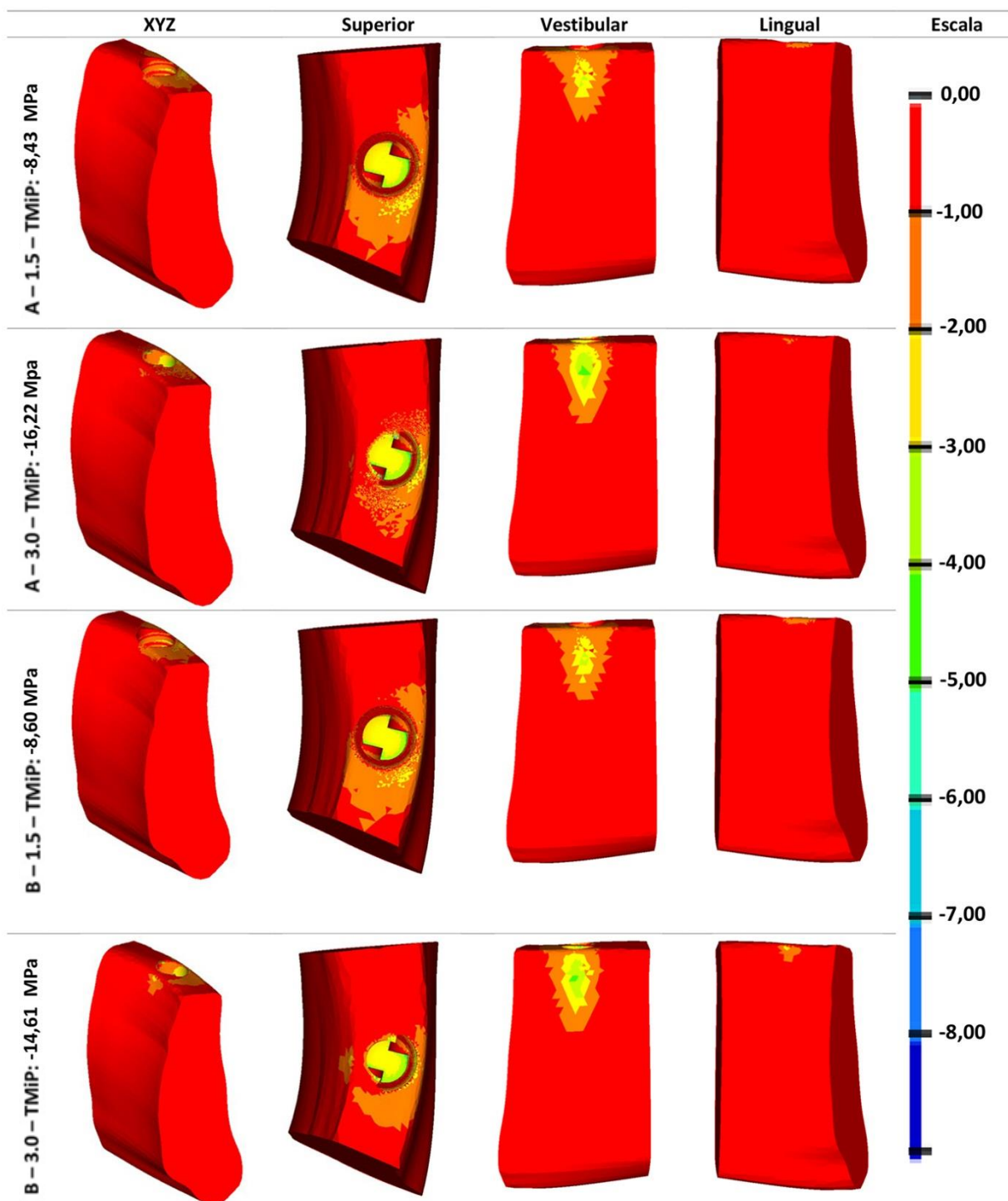
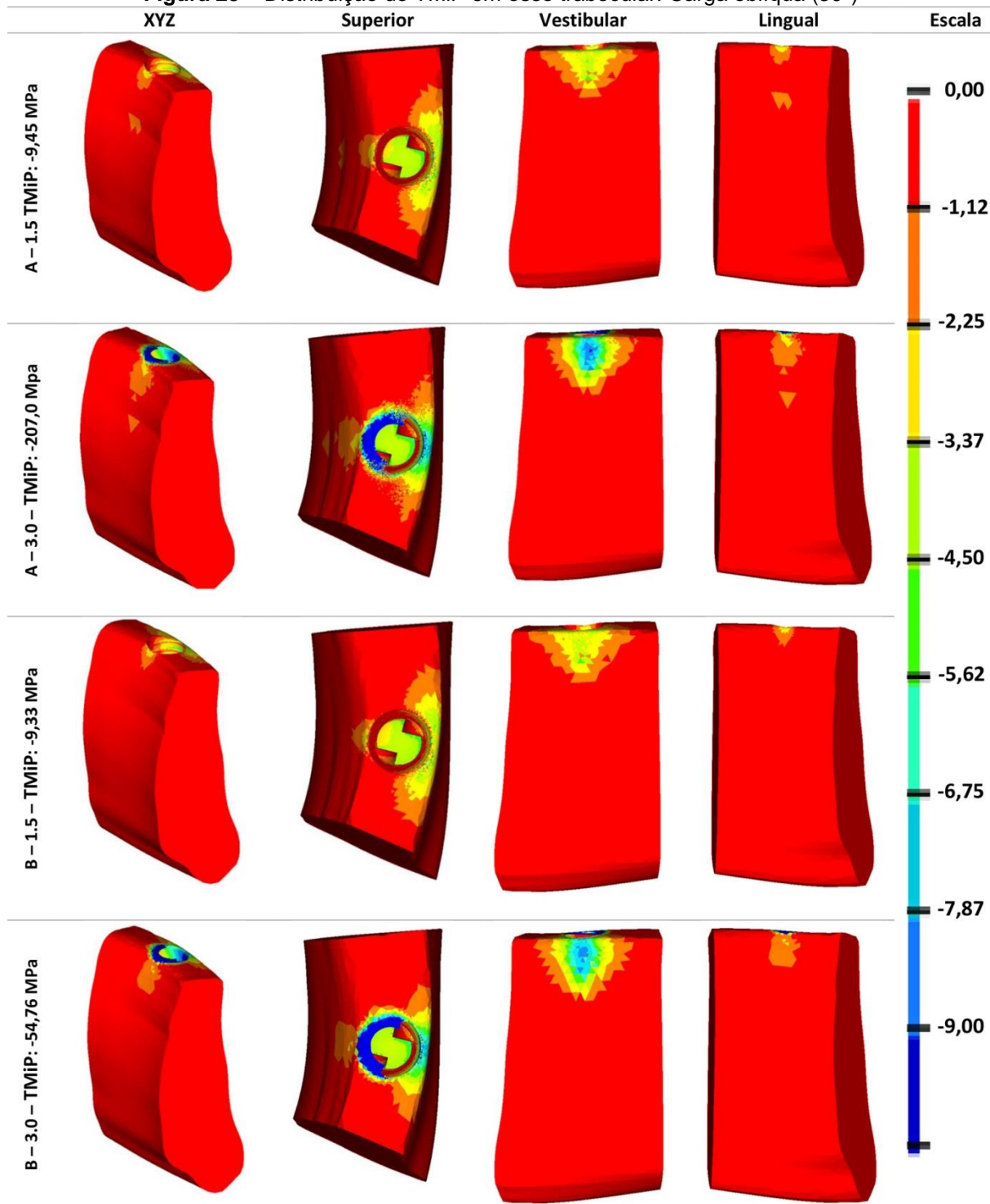


Figura 25 – Distribuição de TMiP em osso trabecular: Carga oblíqua (30°)



Para a TMaP o padrão de distribuição de estresse foi similar em todos os modelos com exceção do modelo A-3.0 segundo observado no gráfico 4.

Os maiores valores de tensão e de área da estrutura submetida a tensão foram para os modelos com o implante em posição subcristal com picos na região lingual, correspondendo ao lado oposto à aplicação de carga. Entretanto, ao comparar os valores absolutos e de área submetida TMaP dos modelos A-1.5 e A-3.0 com os modelos B-1.5 e B-3.0, os últimos exibiram os menores valores de tensão, independentemente do tipo de carga. (Figura 22 e 23)

O osso trabecular apresentou TMaP com valores máximos de tensão substancialmente menores para a carga axial, os quais foram maiores para os modelos A-3.0 (45,30 MPa) e B-3.0 (16,67 MPa) quando comparado com os modelos A-1.5 e B-1.5 sendo de 12,0 e 11,45 MPa respectivamente.

Para a carga oblíqua nos resultados foi observado que a TMaP foi maior nos modelos A-3.0 e B-3.0 sendo de 72,45 e 37,63 MPa, respectivamente, em comparação com os modelos A-1.5 (19,11 MPa) e B-3.0 (18,59 MPa)

De modo geral no osso trabecular a TMiP apresentaram valores máximos com um comportamento similar para carga axial, porém para a carga oblíqua o modelo A-3.0 apresentou o maior valor (Gráfico 4)

No osso trabecular os valores máximos de TMiP para carga axial não apresentaram diferenças significativas de tensão em termos de valores absolutos e de área submetida a tensão, no entanto, foram maiores para os modelos A-3.0 e B-3.0 sendo de 16,22 e 14,61 MPa, respectivamente, em comparação com os modelos A-1.5 (8,43 MPa) e B-1.5 (8,60 MPa)

Os resultados para carga oblíqua mostraram maiores níveis de tensão em termos de valores máximos e de área submetida a tensão para os modelos A-3.0 e B-3.0 com 207 e 54,76 MPa, respectivamente, em comparação com os modelos A-1.5 (9,45 MPa) e B-1.5 (9,33 MPa)

Para a carga axial foi possível observar que o padrão de distribuição de tensões foi similar em todos os modelos, apresentando leves discrepâncias em área submetida a tensão e em valores absolutos de tensões, sendo que os modelos com os implantes posicionados subcristalmente apresentaram valores de tensão ligeiramente superiores quando comparados com os modelos com posicionamento equicristal do implante. (Figura 24)

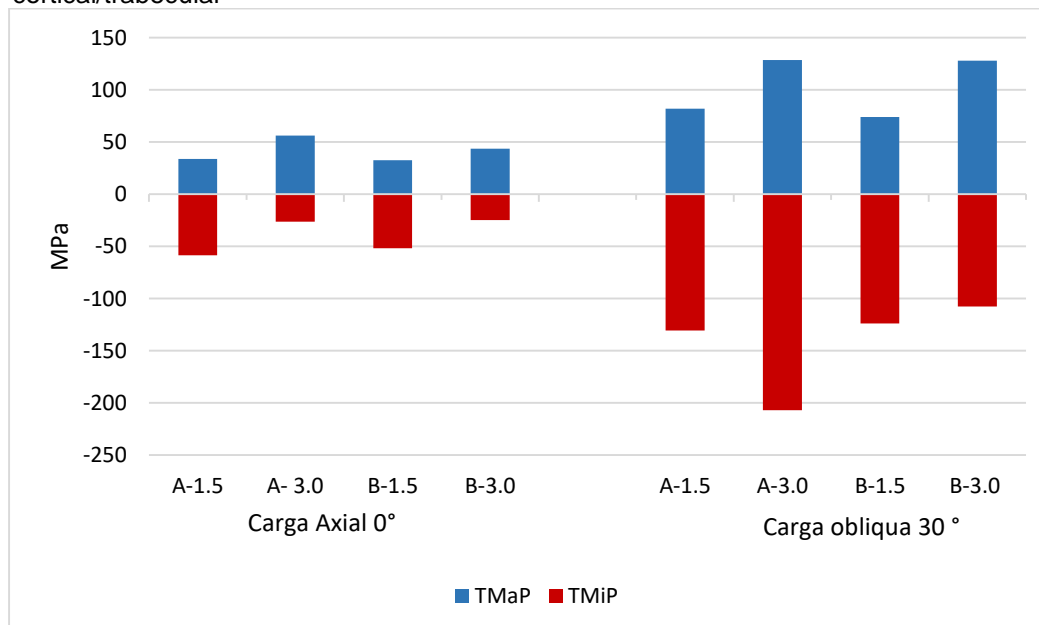
Para a carga oblíqua os modelos A-3.0 e B-3.0 apresentaram uma maior concentração de tensões em termos do padrão de área submetida a tensão, apresentando áreas com picos na região adjacente à plataforma do implante em face lingual da crista óssea, correspondendo ao lado oposto do carregamento e na face vestibular ao redor da plataforma do implante. (Figura 25)

Ao comparar quantitativamente os modelos com maior níveis de tensão em termos de valores máximos e de área submetida a TMIp foi possível observar que o modelo B-3.0 apresentou uma tensão cerca de 73, 55 % menor que o modelo A-3.0 (Tabela 10)

5.2.3 Análise de osso peri-implantar

A comparação entre a TMaP e TMIp para os diferentes carregamentos e modelos são apresentados no Gráfico 5.

Gráfico 5 – Valores máximos (MPa) das TMaP e TMIp avaliadas em tecido ósseo cortical/trabecular



Foram determinados os percentuais de tensão entre os grupos, usando como referência o modelo/carregamento que apresentou maior tensão para cada estrutura. Segundo a TMaP (Tabela 11) e TMiP (Tabela 12)

Tabela 11 - Valores máximos (MPa) das TMaP avaliadas no tecido ósseo osso Cortical/Trabecular (Expressada em MPa e porcentagem)

	Tensão (Mpa)		Porcentagem %	
	0°	30°	0°	30°
A – 1.5	33,79	81,99	60,07 %	63,75 %
A – 3.0	56,25	128,60	100%	100 %
B – 1.5	32,59	74,17	57,93 %	57,67 %
B – 3.0	43,79	128,20	77,84 %	99,68 %

Tabela 12 - Valores máximos (MPa) das TMiP avaliadas no tecido ósseo osso Cortical/Trabecular (Expressada em MPa e porcentagem)

	Tensão (Mpa)		Porcentagem %	
	0°	30°	0°	30°
A – 1.5	58,34	130,5	100 %	63,04%
A – 3.0	26,37	207	45,20%	100 %
B – 1.5	51,72	123,9	88,65 %	59,85 %
B – 3.0	24,57	107,4	42,11 %	51,88 %

Figura 26 – Distribuição de TMap em conjunto osso cortical trabecular: Carga axial (0°)

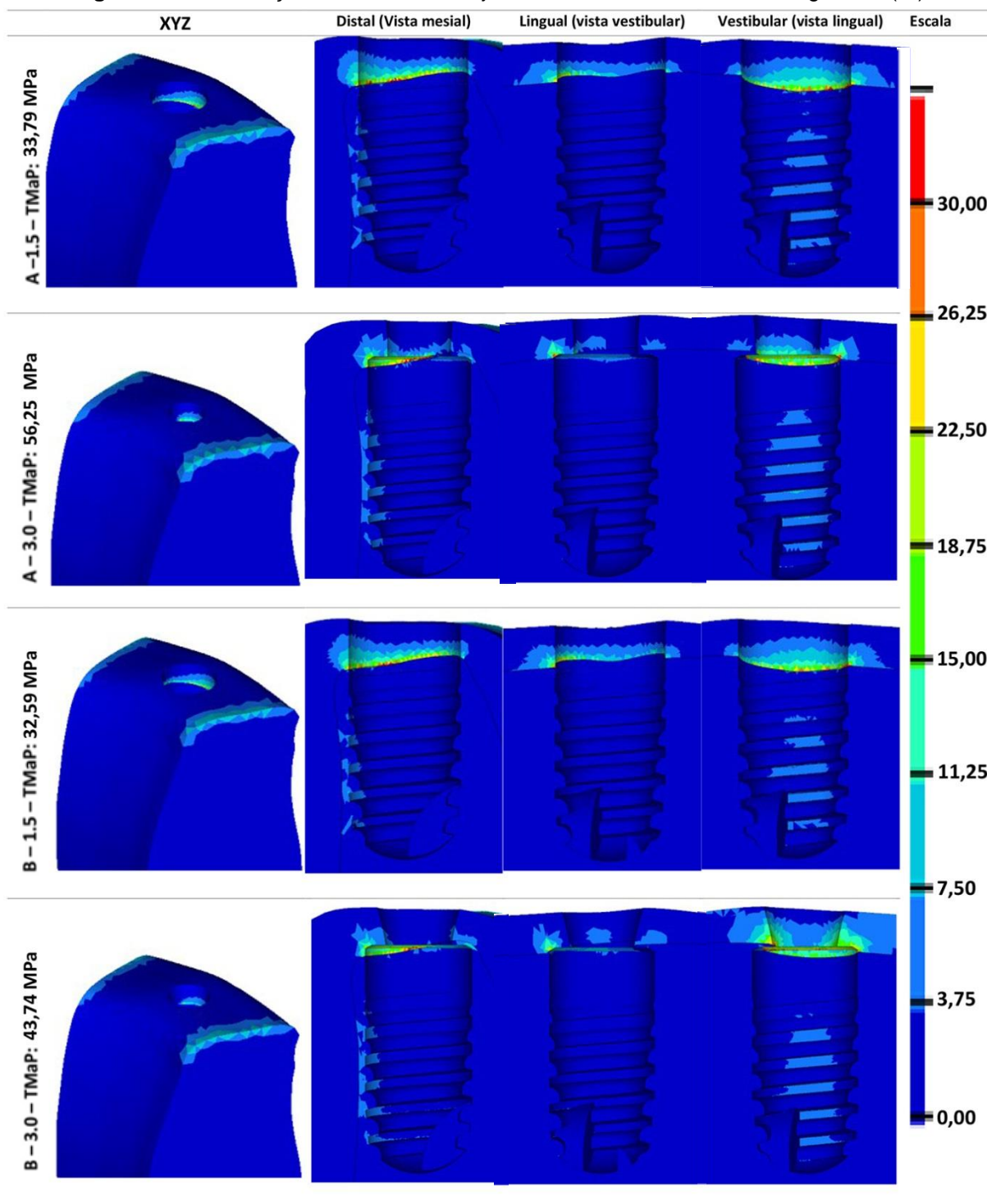


Figura 27 – Distribuição de TMaP em conjunto osso cortical trabecular: Carga oblíqua (30°)

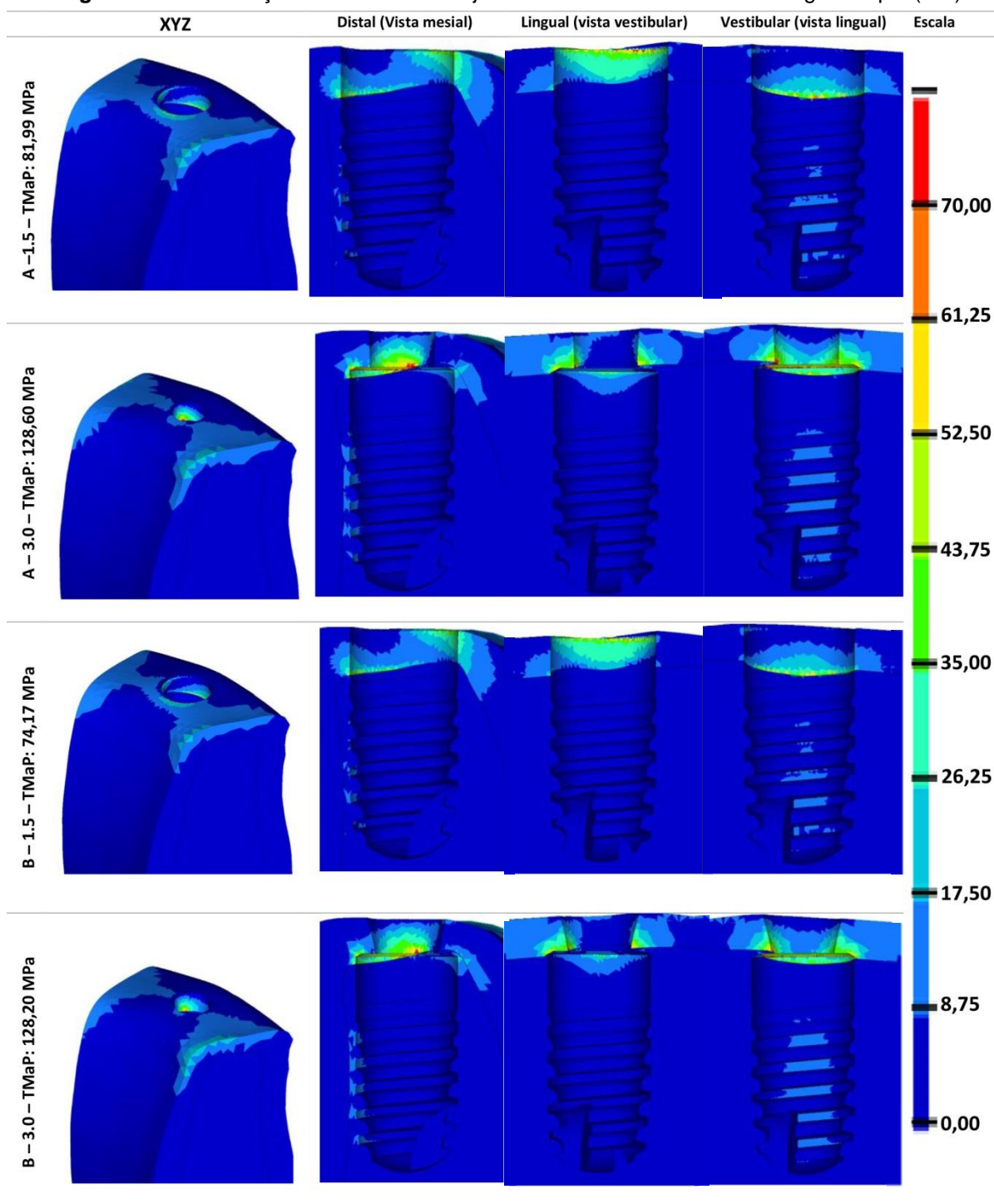


Figura 28 – Distribuição de TMiP em conjunto osso cortical trabecular: Carga axial (0°)

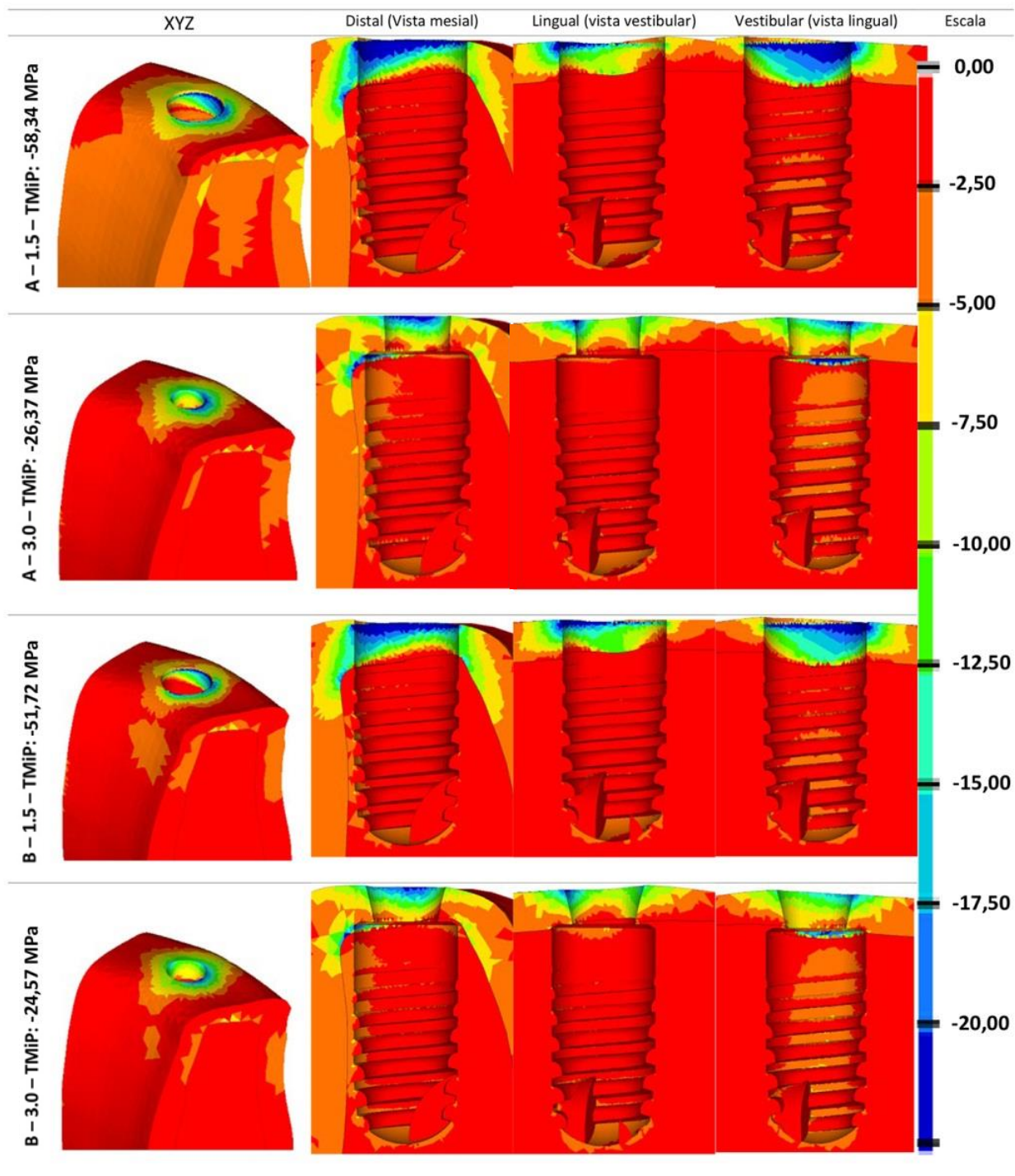
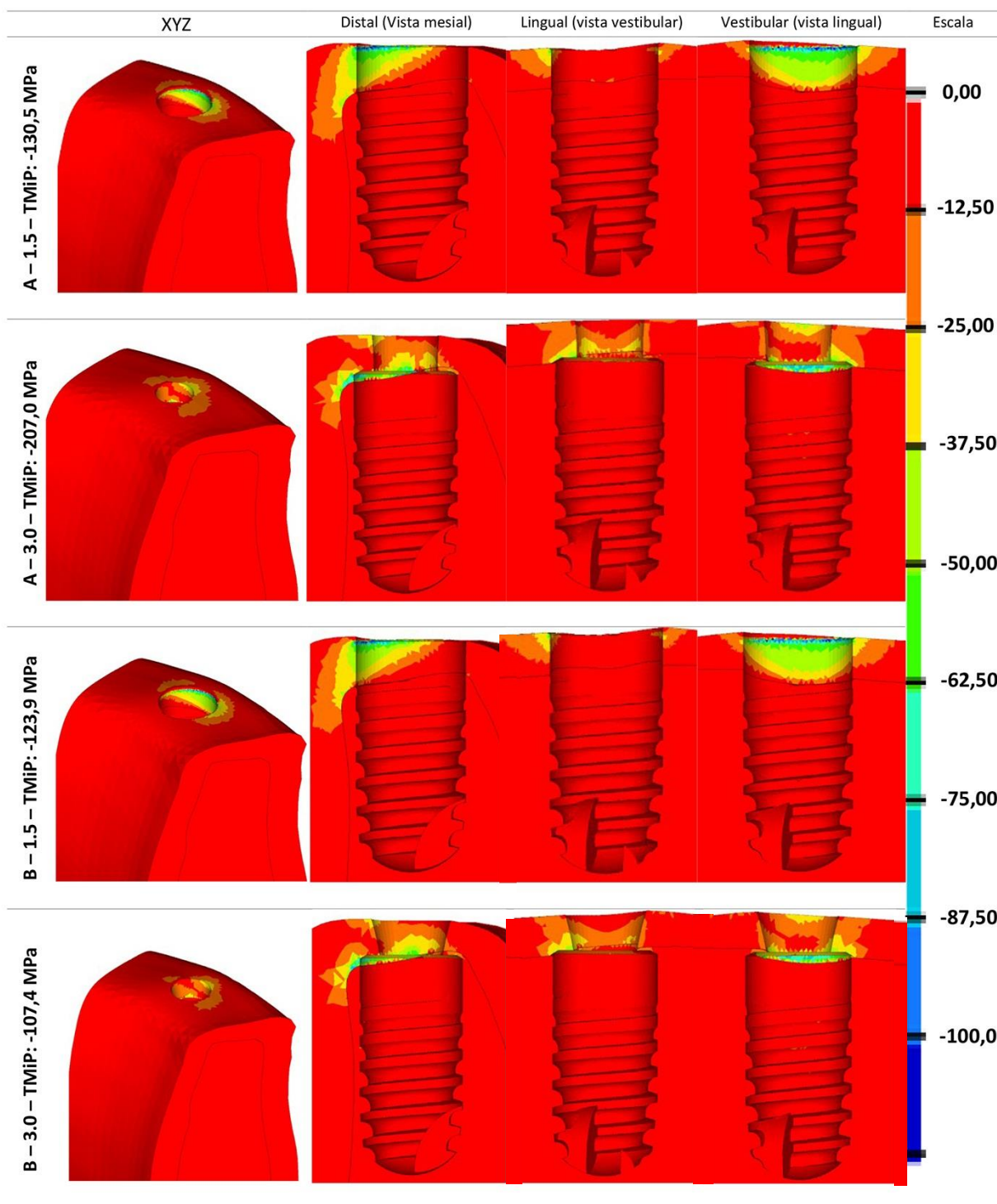


Figura 29 – Distribuição de TMiP em conjunto osso cortical trabecular: Carga oblíqua (30°)



Os resultados das TMaP e TMiP no conjunto osso cortical/trabecular para cada modelo experimental estão apresentados no Gráfico 3.

No osso peri-implantar conjunto cortical/trabecular a TMaP apresentou valores máximos com comportamento similar sendo maiores para os modelos com o posicionamento subcristal do implante, em tanto para a carga oblíqua os valores máximos tiveram valores mais altos, sendo menores para o posicionamento equicristal (Gráfico 5)

Para a carga axial a TMaP apresentou maiores níveis de tensão em termos de valores máximos para os modelos A-3.0 e B-3.0 sendo de 56,25 e 43,74 Mpa respectivamente, quando comparados com os modelos A-1.5 (33,79 Mpa) e B-1.5 (32,59 Mpa). (Tabela 11)

Para a carga oblíqua a TMaP os resultados mostraram que os valores máximos de tensão foram maiores para o modelos A-3.0 (128,6 MPa) e B-3.0 (128,2 MPa) em comparação com os modelos A-1.5 e B-1.5 que apresentaram valores máximos de 81,99 e 74,17 MPa respectivamente. (Tabela 11)

Para a carga axial a TMaP apresentou um equilíbrio na distribuição de tensões com um comportamento similar em todos os modelos, sendo observados picos de tensão em todos os modelos principalmente no osso cortical perto da interface osso cortical/trabecular. (Figura 26)

Para a carga oblíqua os modelos equicristais apresentaram uma maior área submetida a tensão no osso cristal, apresentando picos de tensão no contato da plataforma do implante com o osso cristal. Em tanto que os modelos subcristais apresentaram picos de tensão na interface osso cortical/ trabecular. (Figura 27)

No osso peri-implantar conjunto cortical/ trabecular os valores máximos de TMiP para o carregamento axial foram maiores nos modelos equicristais, em tanto que para a carga oblíqua o modelo A-3.0 exibiu o valor mais alto, em tanto que os modelos equicristais apresentaram valores maiores de TMiP que o modelo B-3.0 o qual apresentou o menor valor entre os modelos experimentais.

Para a carga axial foi observada uma maior concentração de tensões em termos de valores máximos de tensão nos modelos A-1.5 (-58,34 MPA) e B-1.5 (-51,72) em comparação com os modelos A-3.0 e B-3.0 sendo de -26,37 e -24,57 MPa respectivamente. (Tabela 12)

Os resultados para carga oblíqua mostraram maiores níveis de TMiP em termos de valores máximos para os modelos A-1.5 (-130,5 MPA) e A-3.0 (-207

MPa) em comparação com os modelos B-1.5 e B-3.0 sendo de -123,9 e -107,4 Mpa respectivamente (Tabela 12)

Quando comparados os dois tipos de carga foi possível observar que quando os modelos foram submetidos a cargas oblíquas os valores máximos de tensão foram em média duas vezes maiores que os observados sob carga axial.

Para a carga axial a TMiP apresentou uma maior concentração de tensão nos modelos equicristais a qual foi observada principalmente no osso cortical apresentando grandes picos de tensão na crista óssea em contato com a região cervical do implante na face vestibular. (Figura 28)

Para a carga oblíqua nos modelos subcristais a concentração da TMiP foi maior na interface cortical trabecular em contato com a região cervical do implante, principalmente face vestibular em contato com a plataforma do implante. Em tanto que os modelos equicristais apresentaram uma maior área submetida a tensão no osso cristal apresentando picos de tensão no contato entre a plataforma do implante e o osso cristal. (Figura 29)

Ao comparar os modelos equicristais (A-3.0 e B-3.0) é possível observar que a utilização de um pilar com maior base de assentamento protético provocou uma diminuição da tensão em um 48,12 % em tanto para os modelos A-1.5 e B-1.5 significou uma diminuição da tensão em um 3,19 % (Tabela 12)

6. Discussão

6. DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo avaliar a influência de pilares sólidos com diferentes diâmetros conectados a um implante instalado em diferentes profundidades ósseas, sobre a distribuição de tensões tanto na interface entre implante e osso como na interface entre implante e pilar através de uma análise comparativa pelo método de elementos finitos.

Os resultados observados neste estudo apoiam a rejeição da hipótese nula, já que mostraram que tanto os posicionamentos do implante como o diâmetro do pilar influenciam na distribuição de tensões.

6.1 Avaliação de tensões em osso peri-implantar

No presente estudo foram utilizadas as TMAP e TMiP para a avaliação de tensões em osso peri-implantar. Tanto para o osso cortical como para o trabecular, os resultados foram significativamente maiores para o carregamento oblíquo.

Os resultados mostraram que a tensão de tração (TMAP) em termos de valores absolutos nos modelos A-3.0 e B-3.0 apresentaram maiores valores em comparação com os modelos equicristais (A-1.5 e B-1.5). Porém, o posicionamento subcristal em termos de área submetida a tensão provocou um deslocamento das tensões da crista óssea para a interface osso cortical/trabecular, enquanto para os modelos equicristais os picos de tensão foram observados na região de crista óssea.

Para a tensão de compressão (TMiP), em termos de valores máximos, os modelos subcristais A-3.0 e B-3.0 apresentaram menores valores quando comparados com o modelo equicristal A-1.5. Para ambos modelos equicristais foram observadas áreas de picos de tensão em crista óssea, as quais não foram observadas nos modelos A-30 e B-30.

Para o presente estudo os resultados indicam que a utilização de um pilar de base de assentamento protético de maior diâmetro promoveu uma diminuição das tensões em osso peri-implantar tanto para os valores máximos de tensão como em relação à área submetida a tensão, sendo mais significativa para o posicionamento subcristal.

Os modelos experimentais submetidos às duas condições de carga, axial (0°) e oblíqua (30°), sofreram valores máximos de tensão em região de osso cortical e estiveram entre 32,79 e 128,6 MPa para a tensão de tração (TMAP) e entre 24,57 e

130,5 MPa para a tensão de compressão (TMiP). Contudo, o osso trabecular apresentou tensões entre 11,45 e 72,45 MPa para a tensão de tração e variou de 8,43 a 207 MPa para a tensão de compressão.

Segundo Bayraktar et al. (2004) o limite elástico do osso cortical para tensão de tração e compressão é de 104 Mpa e 169 Mpa, respectivamente, já para o osso trabecular o limite para a tensão de tração é de 82 MPa e de 133 MPa para a compressão. Para o presente estudo os valores máximos de tensão de tração (TMaP) para o osso cortical foram ultrapassados para os modelos experimentais submetidos a carga oblíqua, A-3.0 (128,6 MPA) e B-3.0 (128,2 MPA), enquanto o limite fisiológico do osso trabecular foi ultrapassado apenas no modelo A-3.0 que apresentou uma tensão de 207 MPa. Estes resultados podem estar relacionados com o tipo carga escolhida para análise, uma vez que, na literatura, não há consenso sobre os valores de forças fisiológicas observados nesta região, com relatos desde os 25 até 600 N. (Raadsheer et al., 2004; Ikebe et al. 2005; Müller et al. 2012)

Neste estudo os modelos submetidos ao carregamento oblíquo apresentaram maiores níveis de tensão em termos de valores absolutos e de área submetida a tensão. As forças oclusais que afetam o osso peri-implantar apresentam um comportamento complexo, com diferentes vetores de força do tipo axial e não axial os quais acontecem simultaneamente, ou seja, multidirecionais (Ruiz et al., 2019) e, por sua vez, essas forças podem ter consequências benéficas ou deletérias no tecido ósseo que circunda o implante dental (Frost et al., 2004). Vários estudos apontam que a carga oblíqua seria mais prejudicial quando comparada com a carga axial (Papavasiliou et al. 1996; Kitamura et al. 2005; Akça e Çehreli et al., 2006), os quais, através do método de elementos finitos, concluíram que implantes submetidos a cargas oblíquas apresentaram maiores níveis de tensão no osso peri-implantar.

Um estímulo mecânico gera certo níveis de tensão sobre o tecido ósseo, o que segundo Pauwels et al. (1965), em determinadas medidas, pode ser benéfico para a estrutura óssea, já que esse estímulo mecânico pode favorecer a formação de tecido ósseo evitando a reabsorção, porém, quando os estímulos mecânicos estão abaixo ou acima de uma faixa limite, a resposta do tecido ósseo é a reabsorção. Quando o estímulo ultrapassa a capacidade de adaptação do tecido ósseo podemos falar de sobrecarga oclusal (Menini et al., 2013), sendo esta considerada como uma das principais causas de perda óssea e da osseointegração.

Entretanto, Farr et al. (2011) afirma que a reabsorção da crista óssea sob cargas excessivas não está determinada simplesmente por atingir ou ultrapassar os limites fisiológicos do osso, sendo necessário considerar ainda, a frequência com que essa carga atua, assim como o período de atividade e de descanso que ela apresenta no osso peri-implantar.

No entanto, para a análise da tensão no osso peri-implantar a literatura mostra como mais prejudicial, em termo de reabsorção óssea da interface implante/osso, a tensão por compressão (TMiP) quando comparada com a tensão de tração (TMaP) (Akca et al., 2001; Huang et al., 2011). Sendo assim, neste estudo os modelos com o posicionamento equicristal (A-1.5 e B-1.5) geraram maiores níveis de tensão máxima de compressão para o osso cortical principalmente em crista óssea para ambas condições de carga, o que poderia estar vinculado ao módulo de elasticidade que o osso cortical apresenta (Diniz et al., 2005). Assim, para o posicionamento subcristal (modelos A-3.0 e B-3.0) foi observado um deslocamento da concentração de tensões do osso cristal para a interface osso cortical/osso trabecular o que pode explicar os achados de vários estudos clínicos em que o posicionamento subcristal apresentou menores níveis de reabsorção óssea ao longo do tempo (Pontes et al., 2008; Novaes et al., 2009; Donovan et al., 2010; Degidi et al. 2011; Koutouzis et al., 2013; Kuttan et al., 2015; Degidi et al. 2017; Froum et al., 2018; Pellicer et al., 2019).

Esses resultados concordam com os achados de Soto-maior et al. (2014), o qual mediante análise por elementos finitos observou maiores níveis de tensão de compressão no osso cortical cristal quando os implantes foram posicionados ao nível da crista óssea. Por outro lado, o presente estudo, para a TMaP a qual representa a tensão de tração, os maiores valores de tensão para o osso cortical foram observados nos modelos A-3.0 e B-3.0 sendo de 128,6 e 128,2 MPa, respectivamente, para a carga oblíqua e de 56,25 e 43,74 MPa para a carga axial, entretanto, autores alegam que as regiões onde predominam tensões de tração são submetidas a uma elevada atividade osteoblástica (Gould et al., 1993; Diniz et al., 2005).

Em um estudo conduzido por Sato et al. (2009), os autores avaliaram o efeito da tensão de tração no osso e observaram que a tensão por tração pode induzir a osteogênese devido ao aumento da expressão de proteínas morfogênicas ósseas como a BMP-2 e BMP-4, as quais atuam como fatores de crescimento. Isso

poderia explicar o porquê dos resultados observados em alguns estudos clínicos como o desenvolvido por Degidi et al. (2011), no qual os autores observaram mediante estudo histológico a presença de tecido osso neoformado acima da plataforma de implantes de conexão cônica posicionados entre 1 a 3 mm subcristalmente; ou ainda como no estudo retrospectivo conduzido por Koutouzis et al. (2013), onde se avaliou clínica e radiograficamente implantes de conexão cônica em diferentes posições ósseas, nos quais os autores observaram uma significativa aposição de tecido ósseo na plataforma dos implantes com posicionamento subcristal.

A ideia de que a carga quando controlada pode ser benéfica para a osseointegração é apoiada por um estudo conduzido por Romanos et al. (2017) onde foi avaliada a prática de carga imediata. Os autores concluíram que a carga do implante promove a formação de tecido ósseo, sendo um fator chave na osseointegração, a qual pode ser determinada pela interação entre os momentos de compressão, de tração, de flexão e de cisalhamento que sofrem o osso quando é submetido a um estímulo mecânico. Sendo assim, como as tensões excessivas provocam sobrecarga dos tecidos ultrapassando a capacidade de adaptação, é essencial controlar os fatores que determinam tensões deletérias no tecido peri-implantar.

A maior parte das cargas externas são transferidas ao osso cortical, e isso concorda com o princípio da engenharia que estabelece que quando dois materiais estão em contato e um deles é carregado, a tensão será maior no primeiro contato dos materiais (Isidor et al., 2006), e esse primeiro contato na interface implante/osso estaria determinado pelo posicionamento da plataforma do implante, portanto o posicionamento ao nível do osso cristal significaria maior tensão nessa região, como observado no presente estudo para o posicionamento equicristal do implante, contudo para os modelos A-3.0 e B-3.0 (posicionamento subcristal), foi observado deslocamento da tensão da crista óssea para a interface osso cortical/trabecular. Este resultado também é respaldado por um estudo mediante o método de elementos finitos conduzido por Chut et al. (2011) no qual os autores comprovaram que o posicionamento subcristal induz menor concentração de tensões na crista óssea nos modelos com implantes de conexão cônica posicionados entre 0,6 e 1.2 mm infraósseo, produzindo um deslocamento da concentração de tensões de osso cristal para o osso trabecular.

Entretanto, estudos prévios que analisaram o posicionamento subcristal do implante e sua influência na distribuição de tensões no osso peri-implantar obtiveram resultados contrários aos observados no presente estudo. Rismanchian et al. (2013) observou que tanto as posições subcristais como supracristais aumentam os valores de tensão quando comparados com o posicionamento equicristal do implante. Esses resultados concordam com Huang et al. (2011) onde os autores avaliaram as mesmas posições e observaram, ainda, que a espessura de osso cortical apresenta uma maior influência na distribuição de tensões. Em estudo recente, Macedo et al. (2018), avaliou a influência do posicionamento na crista óssea de implantes de conexão cônica mediante o método de elementos finitos e concluíram que o posicionamento do implante abaixo da crista óssea resulta numa maior magnitude de tensão apresentando um maior volume de osso submetido a tensão. A diferença desses resultados com os obtidos no presente estudo poderia estar vinculada com a utilização da tensão equivalente de von Mises para avaliar a distribuição de tensões no osso peri-implantar, uma vez que a TEvM corresponde à somatória de todas as tensões observadas no modelo não fazendo a distinção entre tração, compressão ou cisalhamento, deixando de analisar parâmetros importantes para cada tipo de tensão, além disso, nesses estudos não foi simulada uma superestrutura para o carregamento dos modelos e a carga foi aplicada diretamente sobre o pilar protético, o que pode ter interferido nos resultados obtidos.

No presente estudo, as diferentes profundidades de colocação do implante designaram a utilização de pilares com diferente altura de transmucoso. Nos modelos A-3.0 e B-3.0 foi utilizada uma altura de transmucoso de 3,0 mm, já a altura do transmucoso para os modelos A-1.5 e B-1.5 foi de 1,5 mm. A diferença das alturas de transmucoso como consequência do posicionamento do implante na crista óssea pode apresentar certa influência na distribuição de tensões para o osso peri-implantar. Em um estudo conduzido por Bordin et al. (2019), os autores avaliaram a influência da altura do transmucoso na distribuição de tensões para o osso peri-implantar e os resultados mostraram que o aumento do transmucoso gerou uma maior concentração de tensões em osso cortical, concluindo que a utilização de uma maior altura de transmucoso provocaria um aumento da relação coroa/implante e, em consequência, uma maior altura do transmucoso aumenta o efeito de alavanca durante o carregamento, estando de acordo com estudos prévios como o de Kastenbaum et al. (1998), que indicaram que uma maior altura do transmucoso

provoca um aumento da flexão em transmucoso do pilar protético, já que representa a seção transversal de menor diâmetro do sistema implante/pilar. É certo que no presente estudo os maiores níveis de TMaP foram para os modelos com posicionamento subcristal, que utilizaram pilares com maior altura de transmucoso, o que não é observado para a tensão de compressão no carregamento axial onde os modelos A-1.5 e B-1.5 apresentaram uma maior concentração de tensões em 54,8% e 46,54% respectivamente, quando comparado com o modelo A-3.0 e B-3.0, nem para o carregamento oblíquo onde o modelo B-30 apresentou o menor valor de tensão de compressão tanto para a carga axial como para a carga oblíqua. Através de tais resultados é possível afirmar que o diâmetro de assentamento protético pode apresentar uma significativa influência sobre a distribuição de tensões ao osso peri-implantar.

Assim, no presente estudo os níveis de tensão, em termos de valores máximos e de área submetida a tensão, no osso peri-implantar, tanto para os modelos A-1.5 e B-1.5 como para os modelos A-3.0 e B-3.0 são influenciados pelo diâmetro da base de assentamento protético, onde um maior diâmetro de assentamento protético (B-1.5 e B-3.0) provocou uma diminuição da tensão ao osso peri-implantar de 3.9 % em média para o carregamento oblíquo. Ainda, quanto à altura do transmucoso, para os modelos A-3.0 e B-3.0, a utilização de um pilar com maior diâmetro em base de assentamento protético parece ter uma maior influência sobre a tensão peri-implantar diminuindo as tensões transmitidas para osso peri-implantar.

A influência positiva de um pilar com maior diâmetro de base de assentamento protético sobre a distribuição de tensões está de acordo com os achados de Abraham et al. (2016), onde a utilização de um pilar com maior diâmetro de base de assentamento protético resultou em menores níveis de tensão ao osso peri-implantar. Por outro lado, estudos prévios demonstraram maiores níveis de tensão ao osso peri-implantar quando foi utilizado um pilar com maior diâmetro em base de assentamento protético (Chu et al., 2012; Aradya et al., 2016).

Na literatura não existem muitos estudos avaliando a influência da base de assentamento protético dos pilares na distribuição de tensões em osso peri-implantar, no entanto, isso pode ser observado indiretamente. Em um estudo conduzido por Quaresma et al. (2008), foi comparado um implante de conexão cônica conectado a um pilar protético sólido de 4.5 mm de diâmetro em base de

assentamento protético e um implante de conexão interna hexagonal conectado a um pilar protético de 3.8 mm de diâmetro em base de assentamento protético e, por meio de análise por elementos finitos, a menor tensão em osso peri-implantar foi observada quando utilizado um pilar com maior base de assentamento protético.

No presente estudo foi utilizado um implante de 4.5 mm de diâmetro, considerado de tamanho regular que incorpora o conceito de plataforma *switching* no seu desenho, o qual surge pela necessidade de aleijar o *gap* do osso peri-implantar, sendo isso o que posteriormente permitiu a colocação do implante subcrystalmente diminuindo o risco de gerar inflamação dos tecido peri-implantares, o qual é indicado por diversos estudos clínicos que mostram que a utilização da mudança de plataforma preservou o osso peri-implantar (Hürzeler et al 2007; Capiello et al., 2008; Lago et al., 2019) e forneceu um maior espaço para o tecido mole, resultando em positiva eficiência do selado biológico (Mangano et al., 2011). Mecanicamente a mudança de plataforma, segundo alguns estudos por elementos finitos, apresenta uma melhor distribuição de tensões ao osso peri-implantar quando comparada com a plataforma convencional (Himmlová et al., 2004; Tabata et al., 2010).

Schrotenboer et al. (2008) através de um análise por elementos finitos, avaliaram a influência da plataforma *switching* na distribuição de tensões, e foi observado que a distribuição de tensões ao osso peri-implantar é mais favorável quando utilizado o conceito de plataforma *switching*, além disso, os valores da concentração de tensões diminuíram na medida que o diâmetro do implante aumentou. Esses resultados estão de acordo com estudo conduzido por Lung et al (2019), indicando que a utilização de implantes de diâmetro regular poderia controlar a sobrecarga em osso peri-implantar, apresentando menores níveis de tensão quando comparados com a utilização de implantes estreitos, uma vez que um maior diâmetro implicaria em uma maior área de contato. Segundo Cho et al. (2016) o aumento do diâmetro do implante significaria um aumento na espessura da parede do implante, favorecendo a adequada distribuição de tensões tanto na interface implante-pilar como para o osso peri-implantar.

Em estudo realizado por Souza (2019) foram utilizados implantes de conexão cônica de 3,5 mm de diâmetro conectados a pilares de diferentes diâmetros em base de assentamento protético para avaliar a distribuição de tensões em osso peri-implantar, semelhantes aos utilizados pelo presente estudo, e ao comparar os

resultados foi possível observar que o implante de maior diâmetro induziu a transferência de menores tensões ao osso peri-implantar, possivelmente devido ao aumento da espessura da parede do implante e maior área de contato.

6.2 Avaliação de tensões em interface implante-pilar

No presente estudo a interface implante/pilar foi avaliada mediante os critérios de tensões equivalentes de von Mises. Os resultados mostraram que a interface implante/pilar apresentou maiores níveis de tensão para o carregamento oblíquo, sendo este cerca de 3 vezes maior que o carregamento axial. A maior concentração de tensões em termos de valores absolutos e área da estrutura submetida a tensão foi na região de transmucoso do pilar protético sobretudo em face vestibular. Quando a altura do transmucoso foi aumentada para os modelos A-3.0 e B-3.0 as tensões aumentaram em 14,48 e 11,28 %, respectivamente. Entretanto, ao aumentar o diâmetro de assentamento protético entre os pilares com a mesma altura de transmucoso, foi observado diminuição de tensões em 6,11 %, portanto, pilares com maior diâmetro em base de assentamento protético diminuem os valores máximos de tensão na interface pilar/implante, sobretudo para pilares com maior altura de transmucoso.

Na implantologia a estabilidade mecânica da interface implante/pilar é essencial para garantir a longevidade da reabilitação com implantes e, atualmente, a conexão cônica é reconhecida pelo seu superior rendimento mecânico quando comparada com outras conexões. Porém, alguns problemas são relatados associados a este tipo de conexão, uma vez que durante a função fisiológica, forças dinâmicas (que muitas vezes não excedem a resistência máxima de uma conexão cônica) podem provocar que a conexão ceda devido à fadiga, gerando um afrouxamento do pilar ou a falha repentina, produto da deformação plástica do parafuso do pilar protético (Merz et al., 2000; Hsu et al., 2012).

A falha por fadiga não é tão frequente na conexão cônica. Em estudo conduzido por Krebs et al. (2013), foi relatada uma taxa 0,23% de fratura do pilar protético. No entanto, em estudo clínico conduzido por Doring et al. (2012), não foram relatadas fraturas do pilar, e sim, observado uma incidência de 1.3 % de afrouxamento do pilar protético.

Alguns estudos alegam que reabilitações com implantes em região posterior mandibular apresentam que o afrouxamento do parafuso é a complicação mais

frequente, variando de entre 1 e 45% dos casos, como resultado das elevadas cargas funcionais vinculadas com a região (Schwarz et al., 2000; Shim et al., 2015). Por outro lado, Mangano et al. (2011), observou baixa incidência de complicações mecânicas sendo apenas 0,66% vinculadas ao afrouxamento do pilar, esses resultados estão de acordo com Romanos et al. (2000), mostrando que a conexão cônica proporciona uma alta resistência às forças de flexão e rotação durante a função clínica, diminuindo o risco de afrouxamento do parafuso e de fratura.

A literatura mostra que a utilização do conceito de plataforma *switching* resulta em uma diminuição da concentração de tensões na interface implante/osso (MAEDA et al., 2007; Chang et al., 2010). Por outro lado, autores tem afirmado que a utilização da plataforma *switching* provocaria aumento na concentração de tensões na interface implante/pilar (Liu et al., 2014; Minatel et al., 2017). No presente estudo foi utilizado um sistema de implantes que incorpora o conceito de plataforma *switching*, em seus desenhos.

Usualmente, o titânio apresenta tensões limítrofes de resistência ao escoamento de próximas a 895 MPa, no entanto, o titânio puro, material constituinte dos implantes utilizados no presente estudo, de acordo com informações do fabricante, possuem a resistência aumentada, podendo atingir valores de resistência de 2050 MPa. (WILLIAMS, 2003).

Para o presente estudo, tanto para a carga axial como para a oblíqua, nenhum dos modelos experimentais atingiu os valores de resistência máximos (2050 MPa), o que pode estar vinculado com a utilização de pilares protéticos sólidos, os quais atuam como uma estrutura de corpo único. Em estudo conduzido por Quaresma et al. (2008), mediante análise por elementos finitos, foi concluído que o pilar protético sólido apresenta melhor distribuição de tensões quando comparado com pilares de parafuso passante. Em estudo por elementos finitos de Liu et al. (2014) foi avaliado o conceito de plataforma *switching* comparando dois sistemas de implantes e foi observado que o sistema de implantes que utilizou um pilar protético sólido apresentou uma melhor performance em relação à distribuição de tensões. Esses resultados são confirmados pelo estudo de Pessoa et al. (2010), o qual avaliou o comportamento de três tipos de conexões (hexágono externo, hexágono interno e conexão cônica), através do método de elementos finitos. Para a conexão cônica, o estudo utilizou um pilar sólido, observando que este tipo de pilar apresentou uma melhor estabilidade e uma menor concentração de tensões quando

comparado com pilares de parafuso passante utilizados nas demais conexões. Em um estudo mais recente Petris et al. (2019), observou um melhor rendimento biomecânico dos pilares protéticos sólidos quando comparados com os pilares de parafuso passante.

Alguns autores afirmam que o conceito de plataforma *switching* está relacionado com maiores tensões na interface implante/pilar devido a diferença de diâmetro entre o implante e o pilar protético (Maeda et al., 2007; Canay et al., 2009). Neste estudo, o tipo de conexão utilizada resulta em compensação dessa diferença permitindo a utilização do conceito de plataforma *switching*. Além disso, a utilização de pilar de base de assentamento protético de diâmetro maior no caso dos modelos B-1.5 e B-3.0 influenciou a distribuição de tensões, com menor concentração de tensões em região de transmucoso do pilar protético, independentemente se o implante foi posicionado ao nível da crista ou subcristalmente e da condição de carga, entretanto, esta diminuição foi consideravelmente maior para o carregamento axial do modelos experimentais em termos de valores máximos de tensão e de área submetida a tensão.

No presente estudo a carga oblíqua gerou os maiores níveis de tensão na interface implante/pilar. A carga oblíqua gera um efeito de flexão, sendo mais prejudicial quando comparada com a carga axial (Kitamura et al. 2005). Os maiores níveis de tensão, neste estudo, foram observados quando utilizado pilar com maior altura de transmucoso em combinação com uma menor base de assentamento protético, no caso do modelo A-3.0, que apresentou o valor máximo de tensão equivalente de von Mises de 1720 MPa, contudo, o mesmo não atingiu a resistência máxima do material e a maioria das falhas relatadas em implantes de conexão cônica são explicadas pela fadiga, provocando a falha repentina da conexão. De acordo com estudo conduzido por Borie et al. (2018), em que foi avaliada a influência da distribuição de tensões na interface implante/pilar e implante/osso, os autores concluíram que à medida em que há aumento de altura do transmucoso, maiores tensões são geradas no próprio transmucoso do pilar protético, concordando com estudo recente desenvolvido por Bordin et al. (2019).

Para o presente estudo, a utilização de pilar protético com maior diâmetro de base de assentamento protético (modelos B-1.5 e B-3.0) provocou uma diminuição de tensões tanto para o posicionamento do implante ao nível cristal (B-1.5) como para a colocação subcristal (B-3.0). Esses resultados coincidem com os achados de

Abraham et al. (2016), onde a utilização de pilares protéticos de maior diâmetro promoveu melhor distribuição de tensões, quando comparado com um pilar com menor base de assentamento protético. No entanto, em um estudo conduzido por Chu et al. (2012), os autores determinaram que a utilização de um pilar protético com menor diâmetro reduziria a concentração de tensões na interface implante/pilar, concluindo que tal fator significaria uma diminuição do risco de fratura do pilar. Os achados de Chu et al. (2012) são contrários aos observados para o presente estudo, onde um aumento do diâmetro da base de assentamento protético do pilar provocou a diminuição da tensão na interface pilar/implante diminuindo o risco de fratura do pilar. Possivelmente, a diferença entre os resultados esteja relacionada com que o autor utilizou como variável o diâmetro pilar e não o diâmetro da base de assentamento protético, como no presente estudo, portanto, ao diminuir o diâmetro do pilar utilizando o mesmo diâmetro de implante, aumentou a espessura da parede do implante favorecendo a distribuição de tensões para o osso peri-implantar. O qual é respaldado por os achados de Cho et al. (2016).

Diversos autores confirmam que o cantilever e a relação coroa/implante pode aumentar a flexão no ponto mais instável da interface implante/pilar gerando maior tensão tanto em osso peri-implantar como em interface implante/pilar (Muncu et al., 2011; Romanos et al., 2014). Em estudo, Lee et al. (2014) revelam que o efeito causado pelo cantilever em extensas reabilitações com implantes pode ser similar ao que acontece com a largura da coroa, o que poderia ser o motivo do fato de que, no presente estudo, um pilar com maior base de assentamento protético estaria relacionada com uma menor concentração de tensões quando comparado com um pilar de menor base de assentamento protético, já que, ao aumentar a base de assentamento protético utilizando coroas com as mesmas dimensões, como foi o caso de todos os modelos experimentais, diminuiria a extensão livre da coroa, gerando um menor braço de alavanca, favorecendo, assim, uma adequada distribuição das tensões tanto para a interface implante/pilar e implante/osso para os modelos B-1.5 e B-3.0

No presente estudo a posição subcristal do implante resultou em deslocamento de tensões da crista óssea, como observado nos modelos equicristais, para a interface osso cortical/trabecular, diminuindo as tensões desfavoráveis para a preservação da crista óssea. Além disso, a utilização de um pilar com maior diâmetro da base de assentamento protético diminuiu,

significativamente, os valores máximos de tensão, principalmente nos modelos onde foi designado o posicionamento subcristal do implante. Na interface implante/pilar, o aumento de altura do transmucoso do pilar protético provocou um aumento das tensões, entretanto, o maior diâmetro em base de assentamento protético, resultou em diminuição das tensões, independente da altura do transmucoso.

Ainda que, os resultados obtidos neste estudo, não possam ser extrapolados diretamente à clínica, esses podem orientar o cirurgião-dentista quanto aos possíveis efeitos que as variáveis estudadas apresentam sobre a reabilitação com implantes. Com base nos resultados obtidos neste estudo e em outros trabalhos realizados tanto através do método de elementos finitos (Chu et al., 2011; Sotomaior et al., 2014; Liu et al., 2014) como em estudos clínicos (Salamanca et al., 2017; Degidi et al., 2017; Froum et al., 2018) nos quais foram avaliadas situações experimentais e componentes semelhantes aos utilizadas no presente estudo, foi possível observar uma satisfatória distribuição de tensões nas interfaces implante/pilar e implante/osso. Por meio do presente estudo, pode-se afirmar que em reabilitações na região posterior de mandíbula submetidas a elevadas cargas, para os casos onde há quantidade e qualidade óssea favorável, a partir de um planejamento, é recomendada a utilização de um implante de conexão cônica de diâmetro regular posicionado subcristalmente, conectado a um pilar protético sólido com uma base de assentamento protético de maior diâmetro.

As limitações do estudo requerem adicionais estudos pré-clínicos para comprovação dos resultados e futuros estudos clínicos. Tais limitações estão vinculadas com a determinação das estruturas avaliadas nos modelos tridimensionais, onde todas as estruturas foram assumidas como homogêneas, isotrópicas e lineares elásticas, no entanto, uma estrutura tão complexa em termos biomecânicos, como é o caso do tecido ósseo, apresenta um comportamento ortotrópico e anisotrópico.

Além disso, em todos os modelos tridimensionais foram realizadas simplificações em suas interfaces, com a finalidade de simplificar a análise numérico-computacional; os implantes foram considerados completamente osseointegrados, com uma perfeita união tanto para o osso cortical como para o trabecular e entre eles, como na interface implante/pilar e pilar/coroa protética, o que não necessariamente é observado em uma situação clínica.

7. Conclusões

7. CONCLUSÕES

Dentro das limitações do estudo, foi possível concluir que:

1. O posicionamento do implante em diferentes profundidades ósseas influenciou na distribuição de tensões ao osso peri-implantar;
2. O posicionamento subcristal de um implante de conexão cônica diminuiu as tensões em crista óssea;
3. O posicionamento subcristal do implante gerou maiores níveis de tensão de tração (TMaP), com picos de tensão em interface osso cortical/trabecular e menores níveis de tensão de compressão (TMiP) em osso cortical (crista óssea), independentemente do tipo de carregamento;
4. O diâmetro de base de assentamento protético do pilar influenciou na distribuição de tensões, tanto na interface osso/implante como na interface pilar/implante;
5. O maior diâmetro de base de assentamento protético do pilar proporcionou menores níveis de tensão em osso peri-implantar, independente do posicionamento do implante ou tipo de carregamento, sendo mais significativo quando o implante foi posicionado subcristalmente;
6. O aumento da altura de transmucoso gerou maiores níveis de tensão em pilar protético;
7. Em implantes de conexão cônica, pode ser recomendado o posicionamento subcristal do implante, combinado com a utilização de um pilar protético de maior diâmetro, favorecendo uma adequada distribuição de tensões, tanto ao osso peri-implantar como para os componentes protéticos.

Referências

REFERÊNCIAS

- ADELL, R.; LEKHOLM, U.; ROCKLER, B.; BRÅNEMARK, P.I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.*; 10(6):387-416.1981.
- ABRAHAM, H.; PHILIP, J.; JAIN, A.; VENKATAKRISHNAN, C. The effect of implant and abutment diameter on peri-implant bone stress: A three-dimensional finite element analysis. *Jornal of oral research an review*. Vol. 8, No. 2, 49-52, 2016.
- ADELL, R.; LEKHOLM, U.; ROCKLER, B.; BRÅNEMARK, P.I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.*; 10(6):387-416.1981.
- ADELL, R.; ERIKSSON, B.; LEKHOLM, U.; BRÅNEMARK, P.I.; JEMT, T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 5(4):347-59.1990.
- AHMEDA, K.M.; ELFATAH, A.S.; KATAMISH, M.A. Crestal bone loss of standard implant versus platform switch implant design using minimal invasive technique. *Future Dent J*. 2:74–9. 2016.
- AKÇA, K.; IPLIKÇIOĞLU, H. Finit elemento stress analisys of the influence os staggered versus strainght placement of dental implant. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*; V. 16, n. 5, p. 444-54. 2003.
- ALI, B.; CHIKH, EO.; MEDDAH, HM.; MERDII, A.; BOUIADJRA, B. Effects of overloading in mastication on the mechanical behaviour of dental implants. *Materials & Design*, Vol. 47, No. 3, 210-217, 2013.
- ANAMI, L.C.; DA COSTA LIMA, J.M.; TAKAHASHI, F.E.; NEISSER, M.P.; NORITOMI, P.Y.; BOTTINO, M.A. Stress distribution around osseointegrated implants with different internal cone connections: photoelastic and finite element analysis. *J Oral Implantol*; 41(2):155-62. 2015.
- ANITUA, E. et al. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *Int. J. Perio. Rest. Dent.*, v.30, n. 1, p. 89-95, Feb 2010.
- ARADYA, A.; KUMAR, U.K.; CHOWDHARY, R. Influence of different abutment diameter of implants on the peri-implant stress in the crestal bone: A Three-dimensional finite element analysis - *In vitro* study. *Indian J Dent Res* 6];27:78-85. 2016.
- ATIEH, M.A.; IBRAHIM, H.M.; ATIEH, A.H. Platform Switching for Marginal Bone Preservation Around Dental Implants: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Periodontol*. 81(10):1350-66. 2010.
- ATTARD, N.; ZARB, G. A. Implant prosthodontic management of posterior partial edentulism: long-term follow-up of a prospective study. *J. Can. Dent. Assoc.*, v. 68, n. 2, p. 118-24, Feb 2002.

BAGGI, L.; CAPPELLONI, I.; DI GIROLAMO, M.; MACERI, F.; VAIRO, G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 100:422–31. Dec 2008.

BAYRAKTAR, H.; MORGAN, E.; NIEBUR, G.; MORRIS, G.; WONG, E.; KEAVENY, T. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *J Biomech.* Vol. 37, No. 1, 27-35, 2004.

BARROS, R.; NOVAES, A.; MUGLIA V.; IEZZI G.; PIATTELLI, A. Influence of interimplant distances and placement depth on peri-implant bone remodeling of adjacent and immediately loaded Morse cone connection implants: a histomorphometric study in dogs. *Clin. Oral Impl. Res.* Vol.21, No.4, 371–378, 2010.

BECKER, K.; KLITZSCH, E.U.; STAUBER, H.; SCHWARZ, F. Avaliação tridimensional dos níveis ósseos crestais em implantes de titânio com diferentes microestruturas de pilares e profundidades de inserção utilizando tomografia micro-computadorizada. *Clin. Impl. Oral Res.* 28, 671 - 676. 2017.

BINON PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofacial Implants.* Vol.15, No.1, 76-94, 2000.

BIANCHI, F.; BELTRÃO, A.; CORREIA, G. Early oral implant failures. *Revista Odonto Ciência – Fac. Odonto/PUCRS.* Vol 20, No. 48, 2005.

BORDIN, D.; CURY, A.A.D.B.; FAOT, F. Influence of Abutment Collar Height and Implant Length on Stress Distribution in Single Crowns. *Braz. Dent. J.,* Ribeirão Preto, v. 30, n. 3, p. 238-243, June 2019. Available from <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S010364402019000300238&lng=en&nrm=iso>. access on 07 July 2019. Epub June 03, 2019. <http://dx.doi.org/10.1590/0103-6440201902533>.

BOUAZZA, K.; MARTÍNEZ, A.; PEIRÓ, G.; RÓDENAS, J.; LÓPEZ M. Effect of platform switching on the peri-implant bone: A finite element study. *Journal of clinical and experimental dentistry.* Vol. 7, No. 4, 483-488, 2015.

BORIE, E.; ORSI, I. A.; YOSHITO NORITOMI, P.; TAKANORI KEMMOKU, D. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Biomechanical Behaviors of Implants with Different Connections, Lengths, and Diameters Placed in the Maxillary Anterior Region. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants,* 31(1). 2016.

BORIE, E.; LEAL, E.; ORSI, I. A.; SALAMANCA, C.; DIAS, F. J.; WEBER, B. Influence of transmucosal height in abutments of single and multiple implant-supported prostheses: a non-linear three-dimensional finite element analysis, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering,* 21:1, 91-97, 2018. DOI: [10.1080/10255842.2018.1425405](https://doi.org/10.1080/10255842.2018.1425405).

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. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* Vol. 92, No. 6, 523-530, 2004

- BRÅNEMARK, P.; HANSSON, B.; ADELL, R.; BREINE, U.; LINDSTROM, J.; HALLEN, O.; OHMAN, A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 16:(Suppl):1-132. 1977.
- BRANEMARK, P.; ENGSTRAND P.; OHMELL, L.; GRONDAHL, K. for Rehabilitation of the Edentulous Mandible . Preliminary Results from a Prospective Clinical. 2000.
- BRUNE, A.; STIESCH, M.; EISENBURGER, M.; GREULING, A. The effect of different occlusal contact situations on peri-implant bone stress – A contact finite element analysis of indirect axial loading. *Materials Science and Engineering: C*, Volume 99, Pages 367-373, ISSN 0928-4931, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.01.104>.
- CANAY, S.; AKÇA, K. Biomechanical aspects of bone-level diameter shifting at implant-abutment interface. *Implant Dent.* Vol. 18, No. 3, 239- 48, 2009.
- CANULLO, L.; FEDELE, G.R.; IANNELLO, G.; JEPSEN, S. Platform switching and marginal bone-level alterations: the results of a randomized-controlled trial. *Clin Oral Implants Res.* Vol. 21, No.1, 115-21, 2010.
- CAPPIELLO, M.; LUONGO, R.; DI IORIO, D.; BUGEA, C.; COCCHETTO, R.; CELLETTI, R. Evaluation of peri-implant bone loss around platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent.* Vol. 28, No. 4, 347-55, 2008.
- CARLSSON, G. Responses of jawbone to pressure. *Gerodontology*, 21, pp. 65-70, 2004.
- CARVALHO, M.; PELLIZZER, E.; MORAES, S. Surface treatments in dental implants. *Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-facial.* Vol. 9, No.1, 123-130, 2009.
- CASSETTA, M.; DRIVER, A.; BRANDETTI, G.; CALASSO S. Peri-implant bone loss around platform-switched Morse taper connection implants: a prospective 60-month follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* Vol. 45, No. 12, 1577-1585, 2016.
- ÇEHRELI, M.C.; DUYK, J.; DE COOMAN, M.; PUERS, R.; NAERT, I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res.* 15(2):249–257. Apr 2004.
- CEHRELI, M.; AKÇA, K.; IPLIKÇIOĞLU, H. Force transmission of one- and two-piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. *Clinical oral implants research.* Vol. 15, No. 4, 481-489, 2004.
- COPPEDÊ, A.; BERSANI, E.; DE MATTOS, G.; RODRIGUES, R.; SARTORI I.; RIBEIRO, R. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. Vol. 22, No. 3, 283-286, 2009.
- CHANG, C.L.; CHEN, C.S.; HSU, M.L. Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 25(2):295-304. 2010.

CHENG, H. C.; PENG, B. Y.; CHEN, M. S.; HUANG, C. F.; LIN, Y.; SHEN, Y. K. Influence of Deformation and Stress between Bone and Implant from Various Bite Forces by Numerical Simulation Analysis. *BioMed research international*, 2017. doi:10.1155/2017/2827953

CHIAPASCO, M.; CASENTINI, P.; ZANIBONI, M.; CORSI, E. Evaluation of peri-implant bone resorption around Straumann Bone Level® implants placed in areas reconstructed with autogenous vertical onlay bone grafts. *Clin. Oral Impl. Res.* 1012–1021. 2012.

CHIANG, C.; SHYH-YUAN, L.; MING-CHANG, W.; SUN, C.; JIANG, C. Finite element modelling of implant designs and cortical bone thickness on stress distribution in maxillary type IV bone. *Computer methods in biomechanics biomedical engineering*. Vol. 17, No. 5, 516-526, 2014.

CHOQUET, V.; HERMANS, M.; ADRIAENSSENS, P.; DAELEMANS, P.; TARNOW, D.P.; MALEVEZ, C. Clinical and radiographic evaluation of the papilla level adjacent to single-tooth dental implants. A retrospective study in the maxillary anterior region. *J Periodontol.* 72(10):1364-71. 2001.

CHO, S.; HUH Y.; PARK, C. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Stress Distribution at the Internal Implant-Abutment Connection. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. Vol. 36, No. 3, 2016

CHU, C.; HSU, J.; FUH, L.; HUANG, H. Biomechanical Evaluation of Subcrestal Placement of Dental Implants: In Vitro and Numerical Analyses. *Journal of Periodontology*. Vol. 82, No. 3, 302-310, 2011.

CHU, C.; HUANG, H.; HSU, J.; FUH L. Influences of internal tapered abutment designs on bone stresses around a dental implant: three-dimensional finite element method with statistical evaluation. *J Periodontol.* Vol. 83, No. 1, 111-118, 2012.

CHUNG, D.M.; OH, T.J.; LEE, J.; MISCH, C.E.; WANG, H.L. Factors affecting late implant bone loss: a retrospective analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 22(1):117-26. 2007.

CRUZ L, Urrutia Z, León C. The origin and evolution of dental implant. *Revista Habanera de Ciencias Médicas.* v.8 n.4, 1-7, 2009.

COCCHETTO, R.; TRAINI, T.; CADDEO, F.; CELLETTI, R. Evaluation of hard tissue response around wider platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent.* Vol. 30, No.2,163- 71. 2010.

COSTA, D. et al. Biomechanical Analysis of Implant-Supported Protheses with Different Implant-Abutment Connections. *International Journal of Prosthodontics*, v. 28, n. 6, 2015.

COOK, S.D.; WEINSTEIN, A.M.; KLAWITTER, J.J. A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant *J Dent Res*, Vol. 61, No. 5, 25-29. 1982.

DAVIES, J. Understanding peri-implant endosseous healing. *Journal of Dental Education*. Vol. 67 No. 8, 2003.

DE CASTRO, M.; DE ARAUJO, M.; BENFATTI, C. Comparative histological and histomorphometrical evaluation of marginal bone resorption around external hexagon and Morse cone implants: an experimental study in dogs. *Implant Dent*. Vol. 23, No.3, 270- 276. 2014.

DE SIQUEIRA, R.; FONTÃO, F.; SARTORI, I.; SANTOS, P.; BERNARDES, S.; TIOSSI, R. Effect of different implant placement depths on crestal bone levels and soft tissue behavior: a randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. Vol. 28, No. 10, 1227-1233, 2017.

DEGIDI, M.; NARDI, D.; DAPRILE, G.; PIATELLI, A. Nonremoval of immediate abutments in cases involving subcrestally placed postextractive tapered single implants: a randomized controlled clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. Vol. 16, No. 3, 794–805. 2014.

DEGIDI, M.; PERROTTI, V.; SHIBLI, J. A.; NOVAES, A. B.; PIATELLI, A.; IEZZI, G. (2011), Equicrestal and Subcrestal Dental Implants: A Histologic and Histomorphometric Evaluation of Nine Retrieved Human Implants. *Journal of Periodontology*, Vol.82, No. 5, 708-715. 2011.

DEGIDI, M.; DAPRILE, G.; PIATELLI, A. Marginal bone loss around implants with platform-switched Morse-cone connection: a radiographic cross-sectional study. *Clin. Oral Impl. Res*. Vol. 28, No. 9, 1108– 1112. 2017.

DEL RÍO J. y cols. Planificación en implanto-prótesis. *Revista internacional de Prótesis Estomatológica*. Vol.5, No.4, 293-303, 2003.

DING, X.; ZHU, X.H.; LIAO, S.H.; ZHANG, X.H.; CHEN, H. Implant–bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont*. Vol.18, No. 8, 393–402. 2009.

DONOVAN, R.; FETNER, A.; KOUTOUZIS, T.; LUNDGREN, T. Crestal Bone Changes Around Implants With Reduced Abutment Diameter Placed Non-Submerged and at Subcrestal Positions: A 1-Year Radiographic Evaluation. *Journal of Periodontology*. Vol. 81, No. 14, 428-434. 2010.

DUYCK, J.; NAERT, I.; RONOLD, H.; ELLINGSEN, J.; OOSTERWYCK, H.;SLOTEN J. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseintegrated implants: an animal experimental study. *Clin oral implants res*. Vol. 12, No. 3, 207-218, 2001.

EAZHIL, R.; SWAMINATHAN, S. V.; GUNASEELAN, M.; KANNAN, G. V.; ALAGESAN, C. Impact of implant diameter and length on stress distribution in osseointegrated implants: A 3D FEA study. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*. Vol. 6, No. 6, 590–596, 2016.

ELEMEK, E.; URGANCIOGLU, A.; DINCER, J.; CILINGIR, A. Does Implant-Abutment Interface affect Marginal Bone Levels around Implants? *Eur J Dent*, Vol. 13, No.01, 047-052, 2019.

FALCÓN-ANTENUCCI, R. M.; PELLIZZER, E. P.; DE CARVALHO, P. S. P.; GOIATO, M. C.; NORITOMI, P. Y. Influence of Cusp Inclination on Stress Distribution in Implant-Supported Protheses. A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of Prosthodontics*. Vol.19, No.5, 381-386. 2010.

FARR, J.; BLEW, R.; LEE, V.; LOHMAN T.; GOING, S. Associations of physical activity duration, frequency, and load with volumetric BMD, geometry, and bone strength in young girls. Vol. 22, No. 5, 1419-1430, 2011.

FERREIRA, L. P. C. Avaliação pelo método dos elementos finitos de cargas axiais aplicadas sobre implantes e componentes protéticos com diversas inclinações. Dissertação (Mestrado), Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia. Araraquara: [s.n.], 2007.

FETNER, M.; FETNER, A.; KOUTOUZIS, T.; CLOZZA, E.; TOVAR, N.; SARENDRANATH, A. The Effects of Subcrestal Implant Placement on Crestal Bone Levels and Bone-to-Abutment Contact: A Microcomputed Tomographic and Histologic Study in Dogs. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. Vol.30, No. 5, 1068-1075. Sep 2015.

FROUM, S.; CHO, S.; YU, T.; CORBY P.; KHOULY I. Epicrestal and subcrestal placement of platform-switched implants: 18 month-result of a randomized, controlled, split-mouth, prospective clinical trial. *Clinical oral implants Research*. Vol. 29, No. 4, 353-336, 2018.

GARDNER, D.M. Platform switching as a means to achieving implant esthetics. *N Y State Dent J*. Vol. 71, No. 8, 34-37. 2005.

GEORGESCU, C.; MIHAI, A.; DIDILESCU, A.; MORARU, R.; NIMIGEAN V.; NIMIGEAN V. Cone beam computed tomography as a method of quantitative and qualitative analysis of alveolar crest in the frontal mandibular area. *Rom J Morphol Embryol*. Vol. 51, No. 4, 2010.

GEHRKE, S. A.; FRUGIS, V. L.; SHIBLI, J. A.; FERNANDEZ, M. P.; SÁNCHEZ DE VAL, J. E.; GIRARDO, J. L.; CORBELLA, S. Influence of Implant Design (Cylindrical and Conical) in the Load Transfer Surrounding Long (13mm) and Short (7mm) Length Implants: A Photoelastic Analysis. *The open dentistry journal*. Vol 30, No.10, 522–530, 2016.

GENG, J.P.; TAN, K.B.; LIU, G.R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. Vol. 85, No. 6, 585-98, 2001.

GOIATO, M.C.; TONELLA, B.P.; RIBEIRO, P.D.O.; FERRAÇO, R.; PELLIZZER, E.P. Methods used for assessing stresses in buccomaxillary protheses: photoelasticity, finite element technique, and extensometry. *J Craniofac Surg*. 20(2):561–564. Mar 2009.

- GUO, E. Mechanical properties of cortical bone and cancellous bone tissue. In: Cowin SC, editor. Bone Mechanics Handbook. Vol. 2. CRC Press, Taylor and Francis group; p. 1-23. 2001.
- HAN, X.L.; LIU, Z.W.; LI, Y.T. Análise tridimensional de elementos finitos da distribuição biomecânica de implantes dentários com carga imediata. Vol. 29, No. 2, 121-124, 2011.
- HAN, J.; HOU, J.; ZHOU, G.; WANG, C.; FAN, Y. A histological and biomechanical study of bone stress and bone remodeling around immediately loaded implants. Science China life Sciences. Vol. 57, No. 6, 618-626, 2014.
- HANSSON, S. Implant–abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. Clin Implant Dent Relat Res. Vol.2, No.1, 33–41, 2000.
- HAGIWARA, Y. A troca de plataforma realmente impede a perda óssea crestal em torno dos implantes? Jpn Dent Sci Rev. Vol. 46, No.8, 122–31. 2010.
- HANSSON, S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone: an axisymmetric finite element analysis. Clin Oral Implants Res. Vol. 14, No.3, 286–293, 2003.
- HATANO, N.; Yamaguchi, M.; Yaita, T.; Ishibashi, T.; Sennerby, L. New approach for immediate prosthetic rehabilitation of the edentulous mandible with three implants: A retrospective study. Clin Oral Implants Res. Vol. 22, No. 11, 1265-1269, 2011.
- HERMANN, J. S. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. J. Periodontol. Vol. 72, No.10, 1372-1383, 2001.
- HIMMLOVÁ L, DOSTÁLOVÁ T, KÁCOVSKÝ A, KONVICKOVÁ S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. The Journal of Prosthetic Dentistry. Vol. 91, No. 1, 20-25, 2004.
- HUANG, C.; LAN, T.; LEE, H.; WANG, C. The Biomechanical Analysis of Relative Position Between Implant and Alveolar Bone: Finite Element Method. Journal of Periodontology. Vol. 82, No. 3, 489-496. 2011.
- HSU, J.T.; FUH, L.J.; LIN, D.J.; SHEN, Y.W.; HUANG, H.L. Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: experimental and three-dimensional finite element analyses. J Periodontol. Vol.80, No.7, 1125-1132. 2009.
- HSU JT.; SHEN YW.; KUO CW.; WANG RT.; FUH LJ.; HUANG HL. Impacts of 3D bone-to- implant contact and implant diameter on primary stability of dental implant. Journal of the Formosan Medical Association. Vol. 116, No. 8, 582-590, 2017.
- HSU, P.; YAO, K.; KAO, H.; HSU, M. Effects of Axial Loading on the Pull-out Force of Conical Connection Abutments in Ankylos Implant. International Journal Oral Maxillofacial implants. Vol. 33, No. 4, 788-794, 2018.
- HO, K.; SALAMANCA, E.; LIN, H.; LEE, S.; CHANG, J. Marginal bone level evaluation after functional loading around two different dental implant designs. Biomed Research international. Vol. 6, No 3, 1-6, 2016.

HYO-SANG PARK, Youn-Ju LeeSeong-Hwa JeongTae-Geon Kwon. Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. Vol.33, No. 1, 2008.

IPLIKÇIOĞLU, H.; AKÇA, K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent*. Vol. 30, No.1,41-46, 2002.

ISIDOR, F. Influence of forces on peri.implant bone. *Clinical oral implants research*. Vol. 17, No. 52, 8-18, 2006.

JUNIOR, S.; PELLIZZER, E.; VERRI F.; De Carvalho PS. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. *Materials Science & engineering*. Vol. 1, No. 33, 4700- 4714, 2013.

IKEBE, K.; NOKUBI, T.; MORII, K.; KASHIWAGI, J. & FURUYA, M. Association of bite force with ageing and occlusal support in older adults. *Journal of Dentistry*. Vol 33, No. 2, 131–137, 2005

KITAMURA, E.; STEGAROIU, R.; NOMURA, S.; MIYAKAWA, O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clinical Oral Implants Research*, Vol. 15, No. 6, 401–412, 2004.

KOUTOUZIS, T.; NEIVA, R.; NONHOFF, J.; LUNDGREN, T. Placement of implants with platform-switched Morse taper connections with the implant-abutment interface at different levels in relation to the alveolar crest: a short-term (1-year) randomized prospective controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*. Vol. 28, No. 6, 1553-1563, 2013.

KORABI, R.; SHEMTOV, K.; DOROGOY, A.; RITTEL, D. The Failure Envelope Concept Applied To The Bone-Dental Implant System. *Natureresearch journal*, Vol. 7, No. 2051, 2017

KÜTAN, E.; BOLUKBASLI, N.; YILDIRIM-ONDUR, E.; OZDEMIR, T. Clinical and Radiographic Evaluation of Marginal Bone Changes around Platform-Switching Implants Placed in Crestal or Subcrestal Positions: A Randomized Controlled Clinical Trial. *Clin Implant Dent Relat Res*. Vol. 2, No. 1, 364-375, 2015.

KUN W.; GENG, B.; JONES, D. Comparison of the fracture resistance of dental implants with different abutment taper angles. *Materials Science and Engineering*. Cap 63. 164-171, 2016.

KHORSHID, H.E.; HAMED, H.A.; AZIZ, E.A. Complicações, fatores de risco e falhas de carga funcional imediata de implantes colocados nas maxilas completamente desdentadas: relato de três casos consecutivos. *Implant Dent*. Vol. 23, No. 7, 125-131, 2014.

LANG, N.P.; BRAGGER, U.; WALTHER, D.; BEAMER, B.; KORNMAN, K.S. Ligature-induced peri-implant infection in cynomolgus monkeys. I. Clinica I and radiographic findings. *Clin Oral Implants Res*. Vol. 4, No.1, 2-11, 1993.

- LAZZARA, R.J.; PORTER, S.S. Platform switching: A new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 26:9. 2006.
- LEE, J.; FIORINI, T.; GAMBORENA, I.; WENZEL, B.A.; SCHÜPBACH, P.; WIKESJÖ, U. M.; SUSIN, C. Platform Shift and Crestal Remodeling. *Clinical Implant Dentistry and Related Research.* Vol. 18, No. 1, 73-81. 2016.
- LINDHE, J.; KARRING, T.; ARAUJO M. Anatomy of the periodontium. En: Lindhe J, Karring T, Lang N, eds. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry.* Blackwell Munksgaard. Vol. 3, No. 49, 2003.
- LING, H.; DELI L.; JIWU, Z.; XIUCHENG, L.; SONGHE, L.; ZHIHUI, T. Influence of Different Abutment Designs on the Biomechanical Behavior of Dental Root-Analog Implant: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Implant dentistry.* Vol. 25, No. 6, 802-806, 2016.
- LUNG H.; HSU J.; WU A.; HUANG H. Biomechanical Effects of Diameters of Implant Body and Implant Platform in Bone Strain around an Immediately Loaded Dental Implant with Platform Switching Concept. *Applied Sciences,* Vol. 9, No. 10, 2019.
- MACEDO, J.P.; PEREIRA, J.; FARIA, J.; SOUZA, J.C.M.; ALVES, J.L.; LÓPEZ-LÓPEZ, J.; HENRIQUES, B. Finite element analysis of peri-implant bone volume affected by stresses around Morse taper implants: effects of implant positioning to the bone crest, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.* Vol. 21, No.12, 655-662, 2018.
- MAEDA, Y.; SATOH, T.; SOGO, M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil.* Vol.33, No.1, 75–78, 2006.
- MAEDA, Y.; MIURA, J.; TAKI, I.; SOGO, M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res.* 18(5):581-4. 2007.
- MADANI, E.; SMEETS, R.; FREIWALD, E.; SANJ, M.S.; JUNG, O.; GRUBEANU, D.; HANKEN, H.; HENNINGSEN, A. Impact of different placement depths on the crestal bone level of immediate versus delayed placed platform-switched implants, *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery.* Vol. 46, No. 7, 1139-1146, 2018.
- MAMINSKAS J.; PUISYS A.; KUOPPALA R.; RAUSTIA A.; JUODZBALYS G. The Prosthetic Influence and Biomechanics on Peri-Implant Strain: a Systematic Literature Review of Finite Element Studies. *J Oral Maxillofac Res.* Vol. 7, No. 3, 2016.
- MANNARINO, F.; FRANCISCHONE, C.; CARVALHO R. Analysis of the distribution of stress and deformation in single implant-supported prosthetic units in implants of different diameters. *Rev Odontol UNESP.* Vol. 45, No. 5, 2016
- MALO P., RANGERT B., NOBRE M., “ALL-On-Four” Immediate-Function concept with Branemark System Implants for Completely Edentulous mandibles: A retrospective clinical study. *Clinical implant Dentistry and Related Research.* Vol. 5, No.1, 2-9, 2003.

MALCHIODI, L.; CUCCHI, A.; GHENSI, P.; CONSONNI, D.; NOCINI, PF. Influence of crown-implant ratio on implant success rates and crestal bone levels: a 36-month follow-up prospective study. *Clinical oral implants research*, Vol. 25, No. 2, 240-251, 2014.

MAMINSKAS J.; PUISYS A.; KUOPPALA R.; RAUSTIA A.; JOUDZBALYS G. The Prosthetic Influence and Biomechanics on Peri-Implant Strain: a Systematic Literature Review of Finite Element Studies. *Journal Of oral & Maxillofacial Research*. Vol. 7, No. 3, e 4, 2016.

MUMCU, E.; BILHAN, H.; CEKICI, A. Marginal bone loss around implants supporting fixed restorations. *Journal Oral Implantology*. Vol. 37, No. 5, 549-58, 2011.

MARCIÁN, P.; BORÁK, L.; VALÁŠEK, J.; KAISER, J.; FLORIAN, Z.; WOLFF, J. Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone - a feasibility study. *Journal of biomechanics*. Vol. 47, No. 16, 3830- 3836, 2014.

MANGANO, F.G.; ZECCA, P.; LUONGO, F.; IEZZI, G.; MANGANO, C. Single-tooth morse taper connection implant placed in grafted site of the anterior maxilla: clinical and radiographic evaluation. *Case Rep Dent*. 2014. Doi: [10.1155/2014/183872](https://doi.org/10.1155/2014/183872)

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*. Vol. 25, No.2, 394-400, 2010.

MARCIÁN, P.; ZIKMUND, T.; KAISER, J.; BORÁK, L.; WOLFF, J.; HORÁČKOVÁMICRO, L. Análise de elementos finitos de implantes dentários sob diferentes condições de carga. *Comput. Biol. Med*. Vol. 96, No. 3 157 – 165. 2018.

MERZ, B.R.; HUNENBART, S.; BELSER, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: na 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. Vol.15, No.4, 519-526, 2000.

MELLAL, A.; WISKOTT, H.; BOTSIS J.; SCHERRER S.; BELSER U. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clin Oral Implants Res*, Vol. 15, No. 2, 239-248, 2004

MENINI, M.; CONSERVA, E.; TEALDO, T. Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prostheses: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. Vol. 26, No. 3, 549-556, 2013.

MINATEL, L.; VERRI, F.R.; KUDO, G.A.H.; DE FARIA ALMEIDA, D.A.; DE SOUZA BATISTA, V.E.; LEMOS, C.A.A.; PELLIZZER, E.P.; SANTIAGO, J.F. Effect of different types of prosthetic platforms on stress-distribution in dental implant-supported prostheses, *Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol*.Vol. 71, No. 3, 35–42, 2017.

MISCH, C.E.; STRONG, T. Scientific rationale for dental implant design. In: Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. St Louis, Mo: Elsevier; 200–229. 1999.

MISH, C.E. *Implantes dentais contemporâneos*. Rio de Janeiro. Elsevier, 2009.

MORAES, L. D.; VERRI, F. R.; JÚNIOR, J. F. S.; ALMEIDA, D. A. F.; LEMOS, C. A. A., GOMES, J. M. L., PELLIZZER, E. P. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Varying Diameter and Connection Type in Implants with High Crown-Implant Ratio. *Brazilian Dental Journal*. Vol. 29, No.1, 36-42, 2018.

MORAES, D. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Varying Diameter and Connection Type in Implants with High Crown-Implant Ratio. *Braz. Dent. J., Ribeirão Preto*. Vol. 29, No. 1,36-42, 2018.

MOON, SE.; LIM, YJ.; KIM, MJ.; KWON, HB. Three-dimensional finite element analysis of platform switched implant. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, Vol. 9, No. 1, 31-37, 2017.

MYSHIN, H.L.; WIENS, J.P. Factors affecting soft tissue around dental implants: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 94(5):440-4. 2005.

NEGRI, B.; CALVO, L.; PARDO, G.; RAMÍREZ, M.; DELGADO, R.; MUÑOZ, F. *Retracted*: Peri-implant bone reactions to immediate implants placed at different levels in relation to crestal bone. Part I: a pilot study in dogs. *Clinical Oral Implants Research*. Vol. 23, No. 2, 228-235. 2012.

NORTON, M.R. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res*. Vol. 8, No.4, 290–298, 1997.

NOVAES, A.B.; BARROS, R.R.M.; MUGLIA, V.A.; BORGES, G.J. Influence of Interimplant Distances and Placement Depth on Papilla Formation and Crestal Resorption: A Clinical and Radiographic Study in Dogs, *J. Implantol Oral*. Vol. 35, No. 1, 18–27, 2009.

OKUMURA N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont Res*. Vol. 54, No.3,133-142, 2010.

PESSOA, R.; MURARU, L.; JÚNIOR, E.; VAZ L.; SLOTEN J.; DUYCK J.; JAECQUES, S. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. *Clinical implant dental related research*. Vol 12, No. 3, 219-234, 2010.

PELLIZZER, E.; VERRI, F.; MORAES, S.; FALCON, R.; CARVALHO, P.; NORITOMI, P. Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon. Analysis by FEM-3D.. *The Journal of Oral Implantology*. Vol. 39, No. 4, 425-431, 2013.

PELLICER, H.; PEÑARROCHA, M.; PEÑARROCHA, D.; GOMAR, S.; PANADERO R.; PEÑARROCHA, M. Impact of crestal and subcrestal implant placement in peri-implant bone: A prospective comparative study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. Vol. 21 , No. 1, 103-110, 2016.

PELLICER, H.; PEÑARROCHA, M.; PROSPER, A.; CANULLO, L.; PEÑARROCHA, M.; PEÑARROCHA D. Does Apico-Coronal Implant Position Influence Peri-Implant Marginal Bone Loss? A 36-Month Follow-Up Randomized Clinical Trial. *J Oral Maxillofac Surg.* Vol. 77, No. 3, 515-527, 2019.

PESQUEIRA, A.; GOIATO, M.; GENNARI, H.; MONTEIRO, D.; SANTOS, D.; HADDAD, M.; PELLIZZER, E. Use of Stress Analysis Methods to Evaluate the Biomechanics of Oral Rehabilitation With Implants, *Journal of Oral Implantology.* Vol. 40, No. 2, 217-228, 2014.

PETRIS, G.P. et al. "Morse taper performance: A finite element analysis study." *Clinics (Sao Paulo, Brazil).* Vol.74, No.3, 1-9, 2019.

PINTO A. Fatores de risco, complicações e fracassos na terapêutica com implantes osseointegrados. feller. Atualização na clínica odontológica. São paulo. Artes medicas, 2000.

PIMENTEL, G.; MARTINS, L.; RAMOS, M.; LORENZONI, F. Peri-implant bone loss and diferent implant systems. *Innov. Implant. J.Biomater. Esthetic.* Vol. 5, No. 2, 2010.

PITA, M.; ANCHIETA R.; BARÃO, V.; GARCIA, I.; PEDRAZZI, V.; ASSUNÇÃO W. Prosthetic Platforms in implant Dentistry. *Journal of craniofacial surgery.* Vol. 22, No. 6, 2327-2331, 2011.

PONTES, A. E.; RIBEIRO, F. S.; IEZZI, G.; PIRES, J. R.; ZUZA, E. P.; PIATTELLI, A.; MARCANTONIO, E. Bone-implant contact around crestal and subcrestal dental implants submitted to immediate and conventional loading. *TheScientificWorldJournal,* Vol. 14, 1-5, 2014.

QIAN, L.; TODO, M.; MATSUSHITA, Y.; KOYANO K. Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* Vol. 24, No. 5, 877-886, 2009.

RAADSHEER, M.; VAN EIJDEN, T.; VAN GINKEL, F.; PRAHL-ANDERSEN, B. Human jaw muscle strength and size in relation to limb muscle strength and size. *European Journal of Oral Sciences.* Vol. 112, No. 5, 398–405, 2004.

RAAJ, G.; MANIMARAN, P.; KUMAR, C. D.; SADAN, D. S.; ABIRAMI, M.. Comparative Evaluation of Implant Designs: Influence of Diameter, Length, and Taper on Stress and Strain in the Mandibular Segment-A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of pharmacy & bioallied sciences.* Vol.11, No.2, 347–354, 2019.

RADAELLI, M.T.B.; IDOGAVA, H.T.; SPAZZIN, A.O.; NORITOMI, P.Y.; BOSCATO, N. Parafunctional loading and occlusal device on stress distribution around implants: A 3D finite element analysis, *The Journal of Prosthetic Dentistry.* Vol. 120, No. 4, 565-572, 2018.

RAJARAM, V. Platform switch implants - an overview. *SRM journal of research and dental sciences.* 2016

RANGERT, B; KROGH, P. H. J, LANGER, B; VAN ROEKEL, N. Bending Overload and Implant Fracture, A Retrospective Clinical Analysis. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. Vol. 10, No. 3, 326-334, 1995.

REDDY, M.; SUNDRAM, R.; ABDEMAGYD, H. Application of Finite Element Model in Implant Dentistry: A Systematic Review. *Journal of pharmacy & bioallied sciences*. Vol. 11, No. 2, S85–S91, 2019.

RISMANCHIAN, M.; ASKARI, N.; SHAFIEI S. The effect of placement depth of platform-switched implants on periimplant cortical bone stress: a 3-dimensional finite element analysis. *Implant Dent*. Vol. 22, No. 2, 165-169, 2010.

RISMANCHIAN, M.; HATAMI, M.; BADRIAN, H.; KHALIGHINEJAD, N.; GOROOHI, H. Evaluation of microgap size and microbial leakage in the connection area of 4 abutments with Straumann (ITI) implant. *J Oral Implantol*. Vol. 38, No. 6, 677-685. 2012.

RIVALDO, E.; MONTAGNER, A.; NARY, H.; FRASCA, L.; BRÅNEMARK, P. Assessment of rehabilitation in edentulous patients treated with an immediately loaded complete fixed mandibular prosthesis supported by three implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. Vol. 27, No.3,695–702, 2012.

ROMANOS, G.; GUPTA, B.; GAERTNER, K.; NENTWIG, G. Distal cantilever in full-arch prostheses and immediate loading: a retrospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. Vol. 29, No. 2, 427-431, 2014.

RUIZ, R.; GUIRADO, J.; ROMANOS, G. Effects of occlusal forces on the peri-implant-bone interface stability. *Periodontology 2000*. Vol. 81, No. 1, 179-193, 2019.

SATO, M.; OCHI, T.; NAKASE, T.; HIROTA S.; KITAMURA Y.; NOMURA, S.; YASUI, N. Mechanical Tension-Stress Induces Expression of Bone Morphogenetic Protein (BMP)-2 and BMP-4, but Not BMP-6, BMP-7, and GDF-5 mRNA, During Distraction Osteogenesis, Vol. 14, No. 7, 1084-1095, 2009.

SAHABI M.; ADIBRAD M.; MIRHASHEMI, F.; HABIBZADEH S. Biomechanical Effects of Platform Switching in Two Different Implant Systems: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Dent (Tehran)*. Vol. 10, No. 4, 338-350, 2013.

SALAMANCA, E.; TSAI, C.Y.; HSU, Y.S.; HUANG, H.M.; TENG, N.C.; WANG, P.D.; FENG, S.W.; CHEN, M.S.; CHANG, WJ. Dental Implant Surrounding Marginal Bone Level Evaluation: Platform Switching versus Platform Matching—One-Year Retrospective Study. *Biomed Res Int*. Vol. 2017, 1-9, 2017.

SAFFAR, J.; LASFARGUES, J.; CHERRUAU, M. Alveolar bone and the alveolar process: The socket that is never stable. *Periodontology*. Vol.13, No.1, 76-90, 2000.

SEETOH, Y.; TAN, K.; CHUA, E.; QUEK, H.; NICHOLLS, J. Load fatigue performance of conical implant-abutment connections. *International journal oral maxillofacial implants*. Vol. 26, No 4, 797-806, 2011.

SOTTO-MAIOR, B.; SENNA P.; DA SILVA, W.; ROCHA, E.; DEL BEL CURY A. Influence of crown-to-implant ratio, retention system, restorative material, and

occlusal loading on stress concentrations in single short implants. *International Journal Oral Maxillofacial Implants*. Vol. 27, No. 3, 13-18, 2012.

SCARANO, A.; PERROTTI, V.; PIATTELLI, A.; IACULLI, F.; IEZZI, G. Sealing capability of implant-abutment junction under cyclic loading: a toluidine blue in vitro study. *J Appl Biomater Funct Mater*. 16;13(3):e293-5. Oct 2015 doi: 10.5301/jabfm.5000224.

SHIN, H.M.; HUH, J.B.; YUN, M.J.; JEON, Y.C.; CHANG, B.M.; JEONG, C.M. Influence of the implant-abutment connection design and diameter on the screw joint stability. *J Adv Prosthodont*. Vol.6, No. 2, 126-132, 2014.

SCHMITT, C.M.; NOGUEIRA-FILHO, G.; TENENBAUM, H.C.; LAI, J.Y.; BRITO, C.; DORING, H.; NONHOFF, J. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. *J Biomed Mater Res A*. Vol. 102, No. 2 552-574. 2014.

SCHWARZ, M.S. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res*. Vol. 11, No. 1, 156-158, 2000.

SERTGOZ, A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int. J. Prosthodont*. Vol. 10, No.1, 19-27, 1997.

SIVRIKAYA, E.; OMEZLI, M, .The Effect Of Tapered And Cylindrical Implants On Stress Distribution In Different Bone Qualities: A Finite Element Analysis. *J Oral Maxillofac Implants*. 2019 Jun 1. doi: 10.11607/jomi.7513.

SOARES, M. A. D.; PEREIRA, V. A.; SANTOS, A. Z.; LENHARO, A.; LUIZ, N. E. Estudo comparativo entre diferentes conexões para implantes dentários. *Implant News*. Vol. 6, No. 6, 685-691, 2009.

SOTTO-MAIOR, B.; SENNA P.; DA SILVA, W.; ROCHA, E.; DEL BEL CURY A. Influence of crown-to-implant ratio, retention system, restorative material, and occlusal loading on stress concentrations in single short implants. *International Journal Oral Maxillofacial Implants*. Vol. 27, No. 3, 13-18, 2012.

SOTTO-MAIOR, B.S.; LIMA, C.A.; SENNA, P.M.; CAMARGOS, G.V.; DEL BEL CURY, A.A. Biomechanical evaluation of subcrestal dental implants with different bone anchorages. *Braz. oral res*. Vol. 28, No. 1, 1-7, 2014.

STUART J. FROUM, SANG- CHOON CHO, TAKANORI SUZUKI, PAUL YU, PATRICIA CORBY, ISMAEL KHOULY. Epicrestal and subcrestal placement of platform-switched implants: 18 month-result of a randomized, controlled, split-mouth, prospective clinical trial. *Clinical oral implants Research*. Vol. 29, No. 4, 353-336, 2018.

TABATA, L.; ROCHA E.; BARAO, V. Platform Switching: Biomechanical Evaluation Using Three-Dimensional Finite Element Analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* Volume 26, Number 3, 482-91. 2011.

- TADA, S.; STEGAROIU, R.; KITAMURA, E.; MIYAKAWA, O. & KUSAKARI, H. Influence of implant design and bone quality on stress/ strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Vol.18, No. 3, 2003
- TAO L.; KAIJIN, H.; LIBO, C.; YUXIANG D. Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality – A 3D finite element analysis. *Applied Mathematical Modelling*.Vol. 35, No. 1, 446-456, 2011.
- TAKAHASHI, T.; GUNNE, J. Fit of implants frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent*. 89(3):256–260. Mar 2003.
- TARNOW, D.P.; MAGNER, A.W.; FLETCHER, P. The effect of the distance from the contact point to the crest of bone on the presence or absence of the interproximal dental papilla. *J Periodontol*. 63(12):995-6. 1992.
- TONIOLLO, M.B. Distribuição de tensões geradas por próteses esplintadas ou individualizadas sobre implantes com reabilitações em diferentes rebordos: análise pelo método de elementos finitos. Ribeirão Preto, 2014. 144p. Tese (doutorado Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.
- TORSIGLIERI T., RAITH S., RAU A., DEPPE H., HOLZLE F., STEINER T. Stability of edentulous, atrophic mandibles after insertion of different dental implants. A biomechanical study. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. Vol 43, No. 5,616-623, 2015.
- TORCATO, L.B.; PELLIZZER, E.; VERRI, F.R.; FALCÓN, R.; JÚNIOR, J.; DE FARIA, D. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: A 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent*. Vol. 114, No. 5, 644-651, 2015.
- UTTER, F.; WEBER, H.; SORENSEN, J. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent*. Vol. 13, No.5, 1993.
- VANEGAS, J.; Landinez, P.; Garzón, D. Basic principles of bone-dental implant interphase. *Rev Cubana Invest Bioméd*. Vol. 28, No. 3, 130-146, 2009.
- VEHEMENTE, V.; CHUANG, S.; DAHER, S.; MUFTU, A.; DODSON, T. Risk factors affecting dental implant survival. *J Oral Implantol*. Vol. 28, No.2, 74-81, 2002.
- VERRI, F.R. et al. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *Journal of biomechanics*. Vol. 48, No. 1, 138-145, 2015.
- WATANABE, F.; UNO, T.; HATA, Y.; NEUENDORFF, G.; KIRSCH, A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 5(2):209–218. Mar-Apr 2000.
- WENG, D.; NAGATA, M.J.H.; BELL, M.; BOSCO, A.F.; DE MELO, L.G.N.; RICHTER, E.J. Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone

morphology insubmerged implants. An experimental study in dogs. *Clin. Oral Impl. Res.* 19, 1141–1147. 2008. doi: 10.1111/j.1600-0501.2008.01564.x

WENG, D.; NAGATA, M.J.; BELL, M.; BOSCO, A.F.; DE MELO, L.G.; RICHTER, E.J.; et al. Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 19:1141–7. 2018.

WILLIAMS, K.R.; WATSON, C.J.; MURPHY, W.M.; SCOTT, J.; GREGORY, M.; SINOBAD, D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int*, 21, pp. 563-570. 1990.

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

WANG, K.; GENG, J.; JONES, D.; XU, W. Comparison of the fracture resistance of dental implants with different abutment taper angles. *Materials Science and engineering*, Vol. 63, No. 1, 164-171, 2016.

YAO, KT.; KAO, HC.; CHENG, CK.; FANG, HW.; HUANG, CH.; HSU, ML. Mechanical performance of conical implant-abutment connections under different cyclic loading conditions. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, Vol. 90, No. 1, 426-432, 2019.

YAO, K.; CHEN S.; CHENG, K.; FANG, H.; HUANG, C.; KAO, H.; HSU, M. Optimization of the Conical Angle Design in Conical Implant–Abutment Connections: A Pilot Study Based on the Finite Element Method, *Journal of Oral Implantology*. Vol. 44 No.1, 26-35, 2018.

YOO J.; MOON I.; YUN J.; CHUNG C.; HUH J.; LEE D. Effect of initial placement level and wall thickness on maintenance of the marginal bone level in implants with a conical implant-abutment interface: a 5-year retrospective study. *Journal of periontal & implants Science*, Vol. 49, No. 3, 185-192, 2019.

YOUNG, M.; YOUNG, L.; MYUNG, K.; BEOM, K. Three-dimensional finite element analysis of platform switched implant. *The journal of Advanced Prosthodontics*. Vol. 9, No. 1, 31- 37, 2017.

ZANARDI, P.; STEGUN, R.; SESMA N.; COSTA, B.; SHIBLI J.; LAGANÁ, D. Stress Distribution Around Dental Implants Placed at Different Depths. *J Craniofac Surg*, Vol. 26, No. 7, 2163-2166, 2015.