



**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO**



CRISTIAN SBARDELOTTO

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DE PRÓTESES TOTAIS FIXAS
IMPLANTOSSUPOORTADAS MANDIBULARES VARIANDO ANGULAÇÃO,
COMPRIMENTO E DIÂMETRO DOS IMPLANTES**

RIBEIRÃO PRETO

2019

CRISTIAN SBARDELOTTO

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DE PRÓTESES TOTAIS FIXAS
IMPLANTOSSUPOORTADAS MANDIBULARES VARIANDO ANGULAÇÃO,
COMPRIMENTO E DIÂMETRO DOS IMPLANTES**

Versão corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Doutor no Programa de
Reabilitação Oral.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof^a. Dr^a. Renata Cristina Silveira
Rodrigues Ferracioli

RIBEIRÃO PRETO

2019

Autorizo a reprodução e divulgação do teor 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 USP – Ribeirão Preto

Versão corrigida da Tese. A versão original se encontra disponível na Unidade que aloja o Programa.

Sbardelotto, Cristian

Análise biomecânica de próteses totais fixas implantossuportadas mandibulares variando angulação, comprimento e diâmetro dos implantes, 2019.

120p.: il; 30cm

Tese de Doutorado, apresentada a Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP - para obtenção do grau de Doutor em Odontologia. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Ferracioli, Renata Cristina Silveira Rodrigues

1. Implantes Dentários.
2. Prótese Dentária fixada por implante.
3. Análise de tensões.
4. Correlação de imagens digitais.
5. Análise de elementos finitos

FOLHA DE APROVAÇÃO

CRISTIAN SBARDELOTTO

ANÁLISE BIOMECÂNICA DE PRÓTESES TOTAIS FIXAS IMPLANTOSSUPOORTADAS MANDIBULARES VARIANDO ANGULAÇÃO, COMPRIMENTO E DIÂMETRO DOS IMPLANTES.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, para
obtenção do título de Doutor.

Área de concentração: Reabilitação Oral.

Aprovado em ___/___/___

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 este trabalho,

Aos meus queridos Pais,

Moacir (in memoriam) e **Nair**, exemplos de vida a serem seguidos, minha eterna gratidão pelos ensinamentos, por todo o amor, carinho e compreensão, e principalmente por acreditarem nesse sonho. Obrigado por compartilhar comigo essa conquista. Pai e mãe, amo vocês!

À minha irmã **Jaqueline**,

Por suas palavras de sabedoria e pelo constante incentivo durante essa caminhada.

Obrigado pela força e pelo carinho.

À **Carolina**

Pelo amor, respeito e compreensão. Obrigado por caminhar ao meu lado e fazer parte desse sonho!

Te amo!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À minha orientadora
***Prof.^a Dr.^a Renata Cristina Silveira Rodrigues
Ferracioli***, pela excelente orientação, amizade,
carinho e por contribuir para meu crescimento
profissional e pessoal. Obrigado por sempre confiar e
acreditar em mim. Muito obrigado por tudo!

AGRADECIMENTOS

À *Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto*, da Universidade de São Paulo, pela acolhida durante o período de pós-graduação.

Ao *Departamento de Materiais Dentários e Prótese da FORP/USP*, por disponibilizar os equipamentos necessários para a execução deste trabalho.

À *Universidade de Minnesota*, pelo acolhimento durante o período de 01 ano, todo meu carinho e respeito por essa instituição.

Ao *MDRCBB (Minnesota Dental Research Center for Biomaterials and Biomechanics)* pelo acolhimento, utilização dos materiais e equipamentos necessários, e principalmente pelo convívio diário, onde fiz muitos amigos e compartilhei inúmeras experiências de vida.

Ao *Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro* pela amizade, incentivo, e por compartilhar sempre sua experiência e sabedoria.

Ao *Dr. Alex Fok* pela amizade, pelo conhecimento compartilhado e principalmente por me receber no *MDRCBB* para a conclusão desse trabalho.

Ao *Prof. Christiano Oliveira*, pela amizade, por compartilhar seus conhecimentos de radiologia para que o trabalho fosse realizado da melhor forma possível.

À *Adriana C. Lapria Faria Queiroz*, pela amizade e prestatividade durante a realização deste trabalho.

À *Ana Paula Macedo*, por toda sua disponibilidade, por compartilhar do seu conhecimento e prestar toda a ajuda possível para que esse trabalho fosse realizado na melhor forma possível.

À *Profª. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza*, pela amizade, companheirismo, por acreditar nos seus alunos e depositar sua total confiança e lealdade, agradeço o convívio e as oportunidades que me foram dadas. Muito Obrigado!

Ao **Prof. Dr. Ronaldo Hirata**, pelo ensinamentos, conselhos e acima de tudo pela amizade e pelas oportunidades, seus ensinamentos trilharam minha caminhada até aqui, sou grato eternamente.

A todos os **Professores** que contribuíram para minha formação, sou grato eternamente.

Aos **amigos e colegas de mestrado e doutorado**, pela convivência e por compartilharem todos os momentos nessa trajetória.

Todos os **funcionários** do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da FORP/USP pelo profissionalismo, atenção e amizade.

À **CAPES**, pela bolsa de estudos concedida no início do Doutorado.

Ao **CNPq**, pela bolsa de estudos concedida no período final do Doutorado.

À **3M** juntamente com **MDRCBB** por fornecer a bolsa de estudos de duração de 01 ano referente ao **KOL Program (Key Opinion Leaders)**, oportunidade única, na qual agradeço imensamente

À **Neodent** pelo fornecimento do material digital para a elaboração da análise pelo Método de Elementos Finitos.

A todos os que direta ou indiretamente contribuíram para a realização e conclusão desse trabalho.

Meus sinceros agradecimentos!

ΕΠΙΓΡΑΦΕ

No deserto o Rei Lear pergunta a Gloucester:

"como você vê o mundo?"

E Gloucester, que é cego, respondeu:

"eu o vejo com todo o meu sentimento"

Rei Lear – William Shakespeare

RESUMO

SBARDELOTTO, C. Análise biomecânica de próteses totais fixas mandibulares variando angulação, comprimento e diâmetro dos implantes. 2019. 120f. Tese de Doutorado (Doutorado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2019.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a distribuição de tensões geradas na interface osso-implante de próteses totais mandibulares implantossuportadas, por meio do método de correlação de imagens digitais (CID) e método de elementos finitos (EF). Foram analisadas configurações diferentes quanto ao comprimento, angulação e diâmetro dos implantes, utilizando conexão protética hexágono externo (HE) e barras para prótese fixa implantossuportada obtidas por fundição convencional. Foram confeccionados modelos em poliuretano, divididos nos seguintes grupos: (G1) 2 Implantes anteriores (3,75 x 11mm), 2 implantes posteriores angulados em 30° (3,75 x 11mm), (G2) 2 Implantes anteriores (3,75 x 11mm), 2 implantes posteriores angulados em 17° (3,75 x 11mm), (G3) 4 Implantes paralelos (3,75 x 11mm); (G4): 2 Implantes anteriores (3,75 x 11mm), 2 implantes posteriores angulados em 30° (4,0 x 9mm); (G5): 2 Implantes anteriores (3,75 x 11mm), 2 implantes posteriores angulados em 17° (4,0 x 9mm), (G6): 2 Implantes paralelos (3,75 x 11mm) e 2 implantes paralelos (4,0 x 9mm). Ambas metodologias utilizaram aplicação de carga oclusal estática de 250N. A análise por CID foi realizada com duas câmeras digitais utilizadas para captura das imagens da superfície do modelo sob carregamento e um software específico para análise das imagens e cálculo das tensões. Para análise por MEF foram confeccionados modelos tridimensionais simplificados e as partes constituintes do modelo foram analisadas separadamente, as barras, implantes e componentes foram analisados pelas tensões Von mises, e os tecidos ósseos (cortical e trabecular) pelas tensões máxima e mínima principais. Os resultados obtidos pela análise CID mostraram as tensões compressivas são visualizadas na região cervical dos modelos estudados, mais evidentes nos modelos G1 e G3. Na região apical dos modelos, observa-se tensões de tração, mais evidentes nos modelos G4 e G5. Os resultados obtidos pela análise EF, mostraram que implantes inclinados apresentaram maior concentração de tensão, a utilização de implantes maiores na região distal apresentou melhor distribuição de tensões. Nas barras, a instalação de implantes retos, independente do comprimento, permitiu menores níveis de tensão, nos implantes, foram encontrados valores maiores de tensão para implantes inclinados em 30°. Baseados na análise dos grupos estudados, conclui-se que as configurações para próteses totais implantossuportadas mandibulares apresentam valores inferiores de transmissão de tensões para que ocorra o início de um processo patológico no tecido ósseo. Assim como os níveis de concentração de tensão nas barras e componentes estão dentro da normalidade quando comparadas com estudos anteriores

Palavras Chaves: Implantes Dentários, Prótese Dentária fixada por implante, análise de tensões, correlação de imagens digitais, análise de elementos finitos.

ABSTRACT

SBARDELOTTO, C. Biomechanical analysis of full arch implantsupported fixed prostheses varying implant angulation, length and diameter. 2019. 120f. Tese de Doutorado (Doutorado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2019.

ABSTRACT

The aim of this study will be to evaluate the distribution of tensions generated in full arch implantsupported fixed prostheses using two methods, digital image correlation (DIC) and 3D finite element analysis (FEA). Different configurations will be analyzed for angulations. Length and implants diameter using external hexagon connection (EH) and bars for implant-fixed prosthesis obtained by conventional casting. Polyurethane models will be made, divided into the following groups: (G1) 2 Anterior implants (3.75 x 11mm), 2 posterior implants angled at 30-degree (3.75 x 11mm), with 30-degree abutment; (G2): 2 Anterior implants (3.75 x 11mm), 2 posterior implants angled at 17-degree (3.75 x 11mm), with 17-degree abutment; (G3): 4 Parallel implants (3.75 x 11mm) with straight abutment; (G4): 2 Anterior implants (3.75 x 11mm), 2 posterior implants angled at 30-degree (4.0 x 9mm), with 30-degree abutment; (G5): 2 Anterior implants (3.75 x 11mm), 2 posterior implants angled at 17-degree (4.0 x 9mm), with 17-degree abutment; (G6): 2 Parallel implants (3.75 x 11mm) and 2 parallel implants (4.0 x 9mm), all with straight abutment (0°). Both methodologies used static occlusal load of 250N. Analysis by CID was performed with two digital cameras used to capture the images of the model surface under load and a specific software for image analysis and calculation of tension. For analysis by FEA simplified three-dimensional models were made and the constituent parts of the model were analyzed separately, the bars, implants and components were analyzed by the Von mises scale, and the bone tissues (cortical and trabecular) by the maximum and minimum principal stress. The results obtained by CID analysis showed the compressive stresses in the cervical region displaying the models studied, most evident in models G1 and G3. In the apical region of the models, tensile tensions are observed, more evident in models G4 and G5. The results obtained by the FEA showed that inclined implants presented higher stress concentration, the use of larger implants in the distal region presented better stress distribution. In the bars, the installation of straight implants, regardless of length, allowed lower stress levels; in the implants, higher stress values were found for implants inclined at 30°. Based on the analysis of the studied groups, it can be concluded that the configurations for full arch implantsupported fixed prostheses present lower values of stress transmission for the beginning of a pathological process in bone tissue. As well as the stress concentration levels in the bars and components are within normal range compared to previous studies.

Key words: Dental implants; Implant-supported, fixed dental prosthesis; Tensions analysis; Digital image correlation; Finite Element Analysis.

SUMÁRIO

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA.....	35
2. PROPOSIÇÃO	45
3. MATERIAL E MÉTODO	49
3.1 Obtenção das matrizes iniciais.....	51
3.2 Obtenção dos modelos de trabalho.....	54
3.3 Protótipo das próteses.....	57
3.4 Obtenção das barras por fundição convencional.....	58
3.5 Acrilização das Próteses	62
3.6 Análise por correlação de imagens digitais.....	65
3.7 Método Elementos finitos.....	69
3.7.1 Construção do modelo mandibular.....	69
3.7.2 Modelagem dos implantes e componentes protéticos.....	69
3.7.3 Pré – processamento	71
3.7.4 Propriedade dos materiais.....	71
3.7.5 Geração da malha	72
3.7.6 Limites e condição de contorno	72
3.7.6.1 Aplicação de carregamento.....	72
3.7.6.2 Contatos	73
3.7.6.3 Fixação.....	73
3.8 Processamento.....	74
3.9 Pós - processamento	74
4. RESULTADOS.....	75
4.1 Correlação de imagens digitais	77
4.2 Método de Elementos Finitos	81
4.3 Análise das imagens das Barras – Tensão Von Mises.....	84
4.5 Análise do Osso cortical e trabecular –Tensão Mínima Principal.....	93
5. DISCUSSÃO	95
6. CONCLUSÕES	105
REFERÊNCIAS	109

1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

O tratamento reabilitador utilizando implantes dentais osseointegrados foi originalmente proposto por Branemark e colaboradores (1977), após a instalação dos implantes havia um período de espera de aproximadamente de quatro a seis meses para que se consolidasse o fenômeno da osseointegração. Esse processo inicialmente foi conceituado por Branemark et al. (1983), como a união de um corpo ao tecido vivo sem a presença de qualquer tecido mole intermediário, de modo que haja transmissão direta das cargas para o osso de suporte, esse conceito proposto foi utilizado por décadas. Como modalidade no tratamento reabilitador de pacientes edêntulos, a primeira proposta foi a confecção de uma prótese total fixa implantossuportada (Branemark et al., 1983) e os primeiros resultados clínicos foram descritos no início da década de 80 (Adell et al., 1981). A técnica apresentou alta previsibilidade de sucesso com o passar do tempo, em especial aos tratamentos realizados em mandíbulas edêntulas (Adell et al., 1990; Lindquist et al., 1996; Ekelund et al., 2003; Attard e Zarb, 2004). Apesar do sucesso da técnica em longo prazo, muito tem sido alterado da sua configuração inicial, devido às necessidades dos pacientes, e aos avanços da tecnologia e da pesquisa científica.

Desde a introdução do sistema Branemark para a comunidade científica, uma longa série de sistemas de implantes têm sido desenvolvidos e tornaram-se disponíveis (Kirsh, 1983; Albrektsson et al., 1986; Babbush, 1986). Uma das características que tem sido objeto de pesquisa é o tipo de conexão que permite à estrutura protética ser adaptada ao implante. Desde o início, o sistema Branemark foi constituído pela conexão hexágono externo, que foi desenvolvida com a ideia inicial de facilitar a inserção do implante (Lekholm, Zarb, 1985; Friberg et al., 1991).

A conexão hexágono externo é a conexão protética mais utilizada na implantodontia desde o seu desenvolvimento até os dias atuais (Tsuge, Hagiwara, 2009; Bhering et al., 2016; Hadi et al., 2018). O sistema de hexágono externo tem algumas vantagens, é um sistema adequado para qualquer procedimento cirúrgico, tem mecanismo de anti-rotação e a reversibilidade e compatibilidade com sistemas diferentes. No entanto, tem alguns inconvenientes, devido à sua limitada eficácia quando submetidos a cargas fora do longo eixo (Weinberg, 1993). Este sistema apresenta micro-movimentos, devido à reduzida dimensão do hexágono, além disso, seu centro de rotação mais elevado promove menor resistência à rotação com movimentos laterais, que pode levar à reabsorção óssea. Portanto, este sistema é contraindicado em situação de sobrecarga (Merz et al., 2000; Maeda et al., 2006). Assim, tem-

se especulado que, sob altas cargas oclusais, o hexágono externo pode permitir micro-movimentos do pilar, causando instabilidade da conexão, que pode resultar em afrouxamento do parafuso do pilar ou fratura por fadiga (Worthington et al., 1987; Zarb & Schmitt, 1990; 1990; Jemt et al., 1991; Jemt & Lekholm, 1995; Goiato et al., 2015; Pardal-Peláez, Montero, 2017; Barbosa et al., 2018).

Em 2003, Maló, Rangert e Nobre, publicaram para a comunidade científica, uma nova configuração para o protocolo de próteses totais parafusadas, na qual as mesmas são instaladas imediatamente após a cirurgia, essa técnica foi preconizada utilizando quatro implantes, sendo dois implantes distais inclinados e dois implantes anteriores retos, esse conceito de tratamento recebeu o nome de “All-on-four”. Segundo o trabalho idealizado por Maló e colaboradores, foram instalados 176 implantes em 44 pacientes aplicando a técnica proposta sob carga imediata, a perda óssea marginal foi pequena, obtendo taxa de sucesso clínico dos implantes de aproximadamente 96,7%, sem relato de insucesso nas próteses instaladas (Maló et al., 2006). Dessa maneira, obteve-se uma metodologia de tratamento simples, aceita pelo paciente, sem a necessidade de enxertos ósseos, onde os custos são reduzidos (Maló et al., 2007).

Bonnet et al. (2009), em estudo de análise de tensões utilizando o método de elementos finitos, na técnica “All-on-four”, constataram que houve grande incidência de tensão durante o ato mastigatório, principalmente na região de molares. Entretanto, Malhotra et al. (2012), utilizando o método de análise por elementos finitos, verificaram que a instalação de implantes com inclinação de 30° (All-on-Four) não aumenta a tensão local de forma significativa, e levam em consideração que a arquitetura mandibular é um fator importante no planejamento e tratamento de pacientes edêntulos. O mesmo ocorreu em um estudo realizado por Baggi et al. (2013), onde utilizando método de elementos finitos, em próteses totais mandibulares “All-on-four” observaram que implantes distais inclinados, apresentaram melhor transmissão das tensões que implantes instalados de forma axial. Mazaro et al. (2016), utilizando a metodologia de análise fotoelástica, em próteses “All-on-Four” compararam a tensão sobre implantes distais, instalados em posição axial e inclinado, os resultados demonstraram que houve melhor distribuição de tensões em grupos que apresentaram implantes distais inclinados se comparados com os de posicionamento axial. Resultados semelhantes foram encontrados no trabalho de Ozan, Kurtulmuz-Yilmaz (2018), utilizando a metodologia de elementos finitos, os autores avaliaram o efeito da inclinação dos implantes (0°, 17°, 30°, 45°) e tamanho do cantiléver em próteses “All-on-Four” (21,6 mm; 16,4mm; 12,8mm; 10mm), os resultados mostraram que a redução do tamanho do cantiléver está diretamente relacionada a redução nos valores de estresse, assim como nos componentes da prótese. Outro resultado do estudo constatou que os

grupos com os implantes inclinados em 30° e 45° tiveram melhor comportamento biomecânico em comparação aos grupos com implantes posicionados em 0° e 17°.

O tratamento reabilitador utilizando a técnica “All-on-four” consistia em próteses mandibulares implantossuportadas com tamanhos de cantiléveres variados, sendo sua determinação baseada na experiência do cirurgião dentista e nas condições clínicas do paciente (Shackleton, 1994; Türker et al., 2019). Em 2009, Bellini e colaboradores, por meio de um estudo utilizando a metodologia de elementos finitos, propuseram a instalação de quatro implantes interforames e a colocação de uma prótese total implantossuportada parafusada de 14 elementos dentais, constataram aumento significativo de tensões nos implantes em comparação à reabilitação protética utilizando 12 elementos dentais. Esses resultados estão ligados diretamente ao tamanho do cantiléver, ou seja, a taxa de sobrevida é significativamente maior para próteses com comprimentos de cantiléver de 15mm ou menos, comparados com cantiléveres mais longos que 15mm, porém dependendo da qualidade óssea nos quais os implantes estão ancorados um comprimento de 10 a 20mm de cantiléver é aceitável (Rangert et al., 1989; Jemt, 1991; Taylor, 1991; Naert et al., 1992; Van Zyl et al., 1995; Sertgoz & Guvener, 1996; Jacques et al., 2009; Suedam et al., 2009; Horita et al., 2017; Peixoto, 2017). Para reduzir o comprimento do cantiléver geralmente os implantes distais são inclinados a 17°, 30°, 34° ou 45°, essa inclinação conseqüentemente resulta em diferentes níveis de tensão (Skalak, 1983; Fazi, 2011; Li, 2015; Ozan, Kurtulmus, 2018).

Atualmente, existem no mercado diversas marcas e modelos de implantes disponíveis, entretanto é maior ainda a diversificação em relação a comprimento e diâmetro desses implantes, o que pode vir a confundir o clínico na hora de realizar o plano de tratamento (Goel et al., 2006). São vários os fatores que influenciam na transmissão das tensões aos tecidos circundantes e perda de implantes, isso está relacionado diretamente com comprimento, largura e angulação do implante (Goodacre, 1999; Li, 2015; Peixoto et al., 2017).

Tem sido sugerida a alternativa de utilização de implantes curtos para regiões com altura óssea comprometida pelo processo de reabsorção (Renouard, Nisand, 2006; Peixoto et al., 2017) esse fato pode ser contraditório, Rubo et al. (2010), utilizando a método de elementos finitos, constataram que aumentando o comprimento do implante de 10 mm para 13 mm, há redução de 14% nos valores de tensão, partindo do princípio que implantes curtos sofrem maior carga devido ao menor contato da sua superfície na interface implante-tecido ósseo.

Outro fato que está ligado diretamente à distribuição das tensões é o diâmetro do implante, é comum o emprego de implantes com diâmetros mais estreitos, apesar de ter sobrevida semelhante aos implantes convencionais, eles não possuem o mesmo comportamento

biomecânico (Romeo et al. 2006; Li et al., 2015). Implantes com diâmetros menores de 3,75mm têm a vantagem de auxiliar o cirurgião dentista na inserção do implante, pois evitam acidentes como perfuração ou fenestração da tábua óssea (Rodríguez 2012). Segundo Çehreli (2004), quando dois implantes estreitos são usados para suportar próteses de dois ou três elementos, o resultado consiste no aumento da concentração das tensões e deformação do local onde os implantes estão inseridos. O aumento do diâmetro do implante tem relação direta frente a cargas oclusais, pois diminui consideravelmente a tensão exercida sobre o implante como também aos tecidos adjacentes (Okumura et al., 2010; Pelizzer et al. 2013), aumentando assim a taxa de sucesso dos tratamentos, devido à melhor distribuição das tensões (Iplikçioğlu, 2001).

Li (2015), utilizando o método de elemento finito em próteses totais mandibulares implantossuportadas “All-on-four”, informou que é possível redução na distribuição das tensões, sendo que comprimento do implante de 14mm é suficiente para uma distribuição de tensões aceitável na interface. As cargas oclusais transferidas do implante para o osso alveolar determinam a manutenção da saúde óssea ao redor do implante dentário (Faegh et al. 2010). Essas cargas oclusais geram picos de tensão em maior intensidade no osso cortical do que no osso medular, devido a diferença no Módulo de Young, (Kurnianwan et al. 2012; Bacchi et al. 2012).

São vários os fatores que influenciam na transmissão das tensões aos tecidos circundantes, além do comprimento, diâmetro e angulação dos implantes, a confecção das barras também é um processo importante (Suedam et al., 2016).

As barras utilizadas nas próteses totais fixas implantossuportadas são geralmente confeccionadas utilizando a liga de cobalto–cromo (Co-Cr). Esse tipo de liga foi introduzida na comunidade odontológica por Edler e Prange (1934), visando assim, substituir as ligas áureas na confecção de próteses parciais removíveis (Henriques, 1995; Barbosa, 2016). As ligas Co-Cr tornaram-se a liga padrão para estruturas metálicas, são mais duras e apresentam peso específico menor (densidade), boa resistência à corrosão, baixo custo, alto módulo de elasticidade e alta temperatura de fusão (Paffenbarger et al. 1943; Karaman et al., 2015). Entretanto, alguns autores afirmavam que suas maiores desvantagens estariam na menor reprodução de detalhes, maior dificuldade de acabamento e polimento (Hulterström & Nilsson, 1994; Goodacre, 1999). Atualmente com o avanço da pesquisa e da tecnologia, as ligas de Co-Cr apresentam maior riqueza de detalhes e facilidade no acabamento e polimento. Falhas devido a fraturas estão ligadas principalmente ao processo de confecção e fundição laboratorial, causando defeitos estruturais como porosidades (Harcout, 1964; Lewis, 1978; Morris, 1979; Noort e Lamb, 1984; Bem-Ur, 1986; Suedam et al., 2016).

O padrão de distribuição das tensões entre pilares depende do tipo de liga usada para a infraestrutura metálica (White et al., 1994), um material com menor módulo de elasticidade oferece menor resistência flexional; estruturas feitas com ligas básicas rígidas sofrem menos deformação, sendo menos propensas à fadiga, e conseqüentemente, aumentam a tensão local ao osso (Akça et al., 2002). Apesar dos problemas amplamente relatados na literatura, a fundição convencional é, ainda hoje, a técnica mais utilizada para a confecção de barras e infraestruturas protéticas em geral (Jemt et al., 1995; Bhering et al., 2016). O que se deve ter em mente é que os procedimentos clínicos e laboratoriais, mesmo quando realizados com rigor de técnica, invariavelmente acabarão por gerar algum nível de distorção na prótese finalizada, em decorrência de técnicas e materiais de moldagem utilizados, modelos de gesso, obtenção do padrão em cera, procedimentos de fundição, acabamento e polimento, aplicação de porcelana ou resina acrílica sobre a infraestrutura (Wee et al., 1999), e que todos podem, de alguma forma e em algum grau, comprometer o assentamento passivo da prótese.

Ao fazer a fundição de vários pilares unidos, a contração do metal poderá induzir desajustes sobre cada componente, produzindo uma peça em monobloco com grande desajuste entre os pilares e a infraestrutura metálica (Schiffleger et al., 1985; Jemt, 1994; Rangert et al., 1995; Cariello, 2009). A desadaptação de uma infraestrutura implantossuportada pode ser corrigida através da secção e união dos segmentos entre os pilares por soldagem (Riedy et al., 1997; Ford, 2003; Cariello, 2009).

O comportamento biomecânico em próteses totais implantossuportadas é de extrema importância, pois é possível compreender a distribuição das tensões oriundas do processo mastigatório no sistema estomatognático, principalmente na área de interesse prótese-implante-tecidos de suporte, evitando assim, sobrecargas oclusais que levam a diminuição de tecido ósseo marginal e conseqüentemente à perda do implante dentário (Isidor, 2006; Ozan, Kurtulmus-Yilmaz, 2018).

Atualmente vários métodos têm sido utilizados nos estudos científicos para verificação das tensões geradas em torno dos implantes dentários, dentre eles a fotoelasticidade, a extensimetria, a análise de modelos por elementos finitos e a correlação de imagens digital. A análise por correlação de imagens digital é um método que tem sido utilizado para medir a distribuição das tensões de deformação superficial em testes de materiais odontológicos (Li et al., 2009; Tribst, Dal Piva, Borges, 2016; Shbeh et al., 2019).

Na análise por correlação de imagens digitais, durante a aplicação de carga, uma série de imagens da superfície do modelo é capturada com câmera digital e os movimentos de pontos individuais na superfície do espécime são localizados e analisados com o uso de programas

específicos para determinar o deslocamento desses pontos. Em comparação a outros métodos quantitativos de análise de tensões, a vantagem da correlação digital é a possibilidade de determinar as tensões em toda superfície analisada, enquanto que outros métodos, como a extensimetria, são capazes de determinar apenas as tensões médias geradas na área do sensor (Li et al., 2009; Tiozzi et al., 2011; Palanca; Tozzi; Cristofolini, 2016; Shbeh et al., 2019). O método de correlação de imagens digitais também é capaz de analisar e determinar tensões de cisalhamento, o que é importante para o estudo da causa da perda de implantes, uma vez que a resistência ao cisalhamento da interface osso/implante é consideravelmente inferior à resistência ao cisalhamento do osso homogêneo (Shbeh et al., 2019; Tiozzi et al., 2017; Tiozzi et al., 2013).

Outro método para avaliação biomecânica é o método de elementos finitos (MEF), para realizar essa análise são empregados modelos matemáticos, que são descrições analíticas de fenômenos e processos de natureza física, sendo desenvolvidos por meio de suposições sobre como funciona o processo e as leis que regulam o mesmo, sendo caracterizados por equações complexas e/ou integrais, em domínios geometricamente complexos que descrevem o sistema (Reedy, 1993). Atualmente o uso do método numérico e computadorizado para avaliar o modelo matemático de um processo e estimar assim suas características, é chamado de simulação numérica (Reedy, 1993).

Essa análise permite a representação precisa da geometria complexa e a inclusão de diferentes propriedades dos materiais (Reedy, 1993; He et al., 2019). Podem ser classificados em elementos finitos de duas dimensões (2D), na qual a malha é triangular e possui elementos em dois graus de liberdade em cada nó e uma forma linear, ou em três dimensões (3D) apresentando malha tetraédrica com três graus de liberdade em cada nó e forma quadrática. Esta última proporciona maior interpolação de deslocamento, obtendo um modelo mais preciso na distribuição de tensões e deformações (Lin et al., 2009).

Os modelos de elementos finitos têm sido bastante utilizados em estudos e pesquisas odontológicas, principalmente para pesquisas biomecânicas, ou seja, comparando e avaliando a perda óssea frente às ações e respostas mecânicas (Akça, Cehrelli, 2006; Baggi et al. 2008; Li et al. 2013., Ozan, Kurtulmuz-Yilmaz, 2018). Esse método proporciona aos pesquisadores preverem a distribuição de tensões nas áreas de interface osso-implante, podendo observar com clareza o comportamento das tensões frente a diferentes tipos ósseos (Kayabasi et al., 2006), bem como nos componentes protéticos. Esse tipo de análise fornece uma visão muito próxima nas estruturas tridimensionais quando são aplicadas cargas externas (Teixeira et al., 1998; Jasmine et al., 2012), assim como, os resultados dependem de fatores de ordem individual,

como as propriedades dos materiais, condições de limite e definição das interfaces (Van Lenthe et al., 2006).

Durante a simulação de carga é possível a aplicação em pontos específicos em um sistema e são fornecidas as forças resultantes nas estruturas adjacentes, as suposições feitas em relação à geometria, propriedades dos materiais, cargas e limitações dos modelos têm papel primordial no experimento (Saab et al., 2007; Liu et al., 2019).

Os modelos de elementos finitos precisam de grande esforço computacional, fato este que justifica a introdução de modelos simplificados diminuindo consideravelmente o tempo de trabalho do computador (Van Lenthe et al., 2006; Verri et al., 2016). O método pode ser repetido quantas vezes for necessário, pois não há perda ou desequilíbrio das propriedades físicas dos materiais utilizados na análise (Gomes et al., 2015). Além disso, é possível análise detalhada individual de cada componente da estrutura estudada, o que é praticamente impossível por métodos físicos ou técnicas mais antigas (Kanbara et al., 2012).

Apesar do método de elementos finitos ser considerado excelente e útil ferramenta para análise biomecânica na odontologia (Geng et al., 2001; Bascifti et al., 2008; Hatamleh et al., 2011; Ozan, Kurtulmus-Yilmas, 2018; Liu et al., 2019), o modelo apresentado nas pesquisas para análise de elementos finitos é apenas uma simulação aproximada da situação clínica (Gomes et al., 2015).

A metodologia de correlação de imagens digitais e o método de elementos finitos são amplamente utilizados em estudos biomecânicos, por meio desses testes foi possível observar a previsibilidade e a longevidade de próteses implantossuportadas. A utilização de maior número de implantes instalados de forma axial e paralela está consolidada na literatura. Porém existe grande tendência entre os clínicos na redução do número de implantes, o que ainda é discutido na literatura. Pouco é conhecido a respeito da biomecânica da transferência de tensões ao osso por meio das próteses totais fixas mandibulares implantossuportadas com relação à angulação, comprimento e diâmetro dos implantes.

2. PROPOSIÇÃO

2. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar as diferentes configurações de próteses totais fixas mandibulares implantossuportadas, comparando comprimento, diâmetro e angulação dos implantes distais. Foram analisadas as tensões geradas através da análise por correlação de imagens digitais (CID) e método de elementos finitos (MEF).

Objetivos específicos

- **Método de elementos finitos (MEF)**
 1. Verificar a concentração de tensão aos tecidos ósseos cortical e trabecular dos grupos estudados.
 2. Verificar a concentração de tensão nas barras, implantes e componentes protéticos para todos os grupos estudados.
- **Correlação de imagens digitais (CID)**
 1. Verificar a concentração de tensão na superfície dos modelos dos grupos estudados.

A hipótese nula desse estudo é que o comprimento, diâmetro e angulação dos implantes distais não influenciam o comportamento biomecânico em próteses totais fixas implantossuportadas.

3. MATERIAL E MÉTODO

3. MATERIAL E MÉTODO

Para esse estudo, foram confeccionadas próteses totais fixas implantossuportadas mandibulares com as configurações distintas em relação a angulação, comprimento e diâmetro dos implantes, todos os grupos foram confeccionados pela técnica de fundição convencional e conexão protética hexágono externo (HE):

1. Grupo 1 (G 1): 2 Implantes anteriores (3,75 x 11mm), 2 implantes posteriores angulados em 30° (3,75 x 11mm),
2. Grupo 2 (G 2): 2 Implantes anteriores (3,75 x 11mm), 2 implantes posteriores angulados em 17° (3,75 x 11mm),
3. Grupo 3 (G 3): 4 Implantes paralelos (3,75 x 11mm)
4. Grupo 4 (G 4): 2 Implantes anteriores (3,75 x 11mm), 2 implantes posteriores angulados em 30° (4,0 x 9mm),
5. Grupo 5 (G 5): 2 Implantes anteriores (3,75 x 11mm), 2 implantes posteriores angulados em 17° (4,0 x 9mm),
6. Grupo 6 (G 6): 2 Implantes anteriores (3,75 x 11mm) e 2 implantes posteriores (4,0 x 9mm), posicionados paralelos

3.1 Obtenção das matrizes iniciais

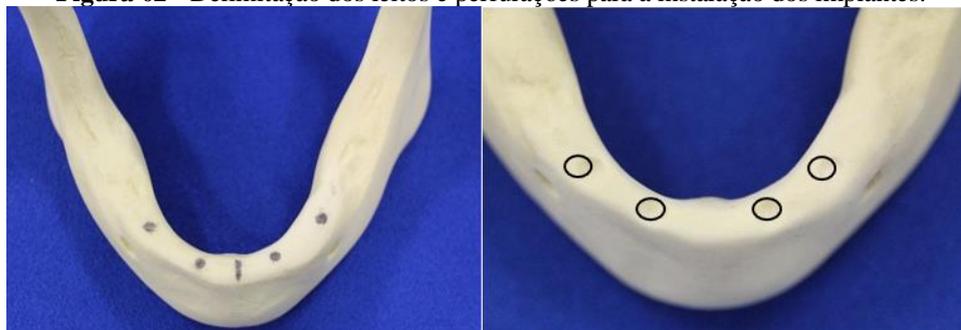
Para a confecção das matrizes iniciais foram utilizadas três mandíbulas edêntulas em poliuretano rígido (Nacional Ossos, Jaú, SP, Brasil) (Figura 01). Foi realizada a simulação das configurações propostas nesse estudo, os dois implantes anteriores foram instalados paralelos entre si, e dois implantes posteriores com inclinações de 30°, 17° para distal e sem inclinação. Os implantes foram posicionados na região interforames mentuais, de acordo com a técnica preconizada “All – on – four” (Maló et al., 2003).

Figura 01 - Mandíbula edêntula utilizada para confecção das matrizes iniciais.



Foi realizada a delimitação dos leitos com paquímetro e compasso de pontas secas, para que os implantes fossem instalados de forma paralela e equidistantes entre si (11mm). As perfurações dos leitos foram feitas com micromotor de bancada e fresa de tungstênio maxicut de 6mm de diâmetro, proporcionando assim espaço suficiente para a instalação dos implantes de forma passiva (Figura 02). Em seguida, as mandíbulas foram fixadas em placas de montagem para articulador com cola a base de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, São Paulo, SP, Brasil) e posicionadas em um paralelômetro, visando tornar o plano oclusal perpendicular à trajetória de inserção dos implantes.

Figura 02 - Delimitação dos leitos e perfurações para a instalação dos implantes.



Definido o melhor plano de inserção, foi realizada a instalação dos implantes nas perfurações previamente confeccionadas. Todos os implantes utilizados nesse estudo possuem as seguintes especificações: Hexágono externo de 3,75 x 11,0 mm (Titamax TI Cortical – Neodent, Curitiba, PR, Brasil) e Hexágono externo de 4,0 x 9,0 mm (Titamax TI Cortical –

Neodent, Curitiba, PR, Brasil), e nas diferentes configurações, referente a angulação dos mini pilares, foram utilizados mini pilares retos para peças padrão Branemark de 4,1mm de plataforma e cinta metálica de 2mm (Neodent, Curitiba, PR, Brasil), utilizados nos implantes anteriores e mini pilares cônicos angulados em 30°, 17°, para peças múltiplas padrão Branemark de 4,1 mm de plataforma e cinta metálica de 2 mm (Neodent, Curitiba, PR, Brasil), utilizados nos implantes posteriores. (Figura 03)

Figura 03 - Mini pilares: A) 30°; B) 17°; C) 0°.



Sobre o conjunto implante/mini pilar foram instalados transferentes de moldeira aberta (Neodent, Curitiba, PR, Brasil). Estes componentes foram fixados ao mandril do paralelômetro através do parafuso do transferente, dessa maneira, todo o conjunto mini pilar/implante foi colocado de forma individual, sem interferência e posteriormente fixado com cola à base de cianoacrilato (Super Bonder) (Figura 04). O limite axial de colocação dos implantes foi determinado pelo recobrimento total das roscas do implante pelo alvéolo ósseo.

Figura 04 - Instalação dos implantes com auxílio paralelômetro.



Com a finalização da instalação dos implantes, as placas de montagem para articulador foram removidas, e a mandíbula fixada com silicone pesado (Zetalabor, Zhermack, Rovigo,

Itália) sobre placas de vidro que serviram como base das matrizes. A superfície óssea das mandíbulas foi recoberta com gengiva artificial (Gengifast, Zhermack, Rovigo, Itália), buscando sempre a maior proximidade com a realidade clínica (Figura 05).

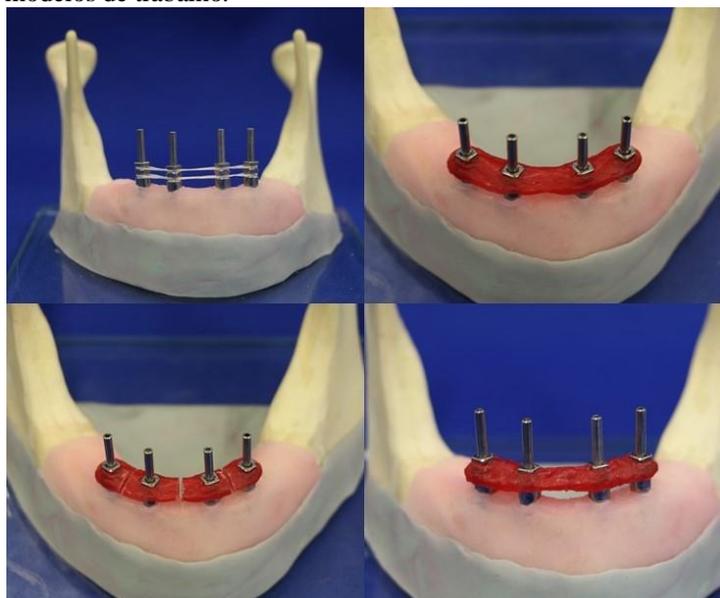
Figura 05 - Matrizes concluídas para todas as configurações propostas.



3.2 Obtenção dos modelos de trabalho

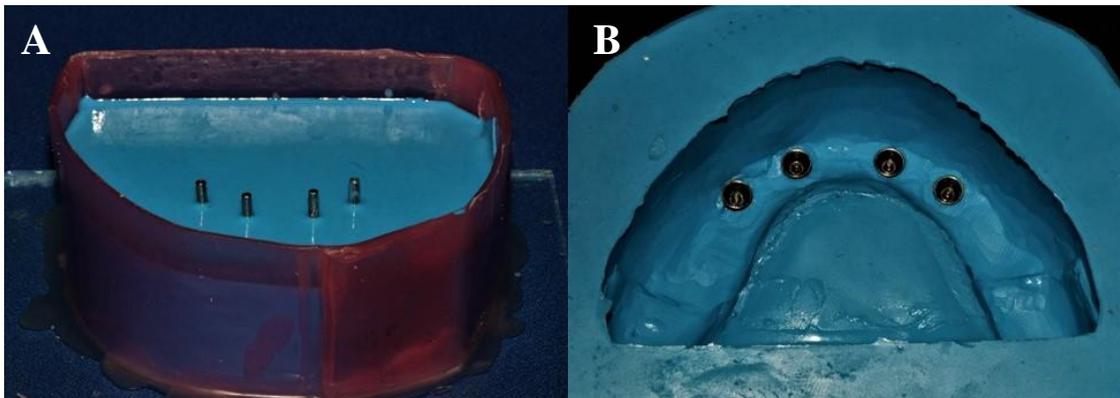
Com as matrizes iniciais concluídas, foi iniciada a duplicação das mesmas para a confecção de 06 modelos de trabalho para esse estudo. Inicialmente todos os mini-pilares cônicos foram apertados com torque de 20 N.cm, de acordo com a recomendação do fabricante. Os transferentes dos mini pilares foram reposicionados, e unidos entre si com fio dental e resina acrílica Duralay (Reliance Dental Mfg. Co, Worth, IL, EUA), aguardada a polimerização da resina, as uniões foram seccionadas e nova porção de resina foi manipulada para o preenchimento destes espaços, esse procedimento é necessário a fim de minimizar a possibilidade de contração de polimerização e obter transferência mais fiel do posicionamento dos implantes (Amin et al., 2017; Papaspyridakos et al., 2015; Papaspyridakos et al., 2016) (Figura 06).

Figura 06 - Processo de moldagem das matrizes, para confecção dos modelos de trabalho.



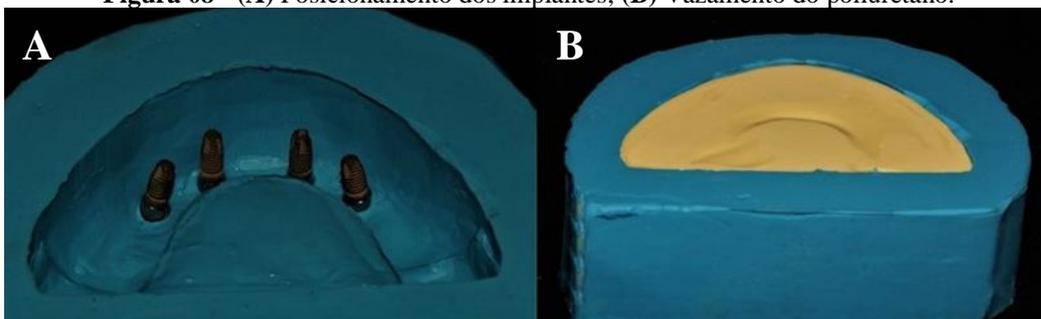
Na etapa seguinte, foi realizada a confecção de muralhas em cera rosa nº7 ao redor das matrizes iniciais com altura suficiente aquém do topo dos parafusos dos transferentes. Estas muralhas juntamente com a placa de vidro na base das matrizes proporcionaram espaço e limites para o vazamento do silicone para duplicação (Polglass - Borracha de Silicone Azul, Ribeirão Preto, SP, Brasil). Com as muralhas em cera rosa nº7 confeccionadas, as superfícies ósseas e gengival foram isoladas com vaselina líquida com auxílio de um pincel. Para cada matriz foram manipulados 440 ml do silicone para 20 ml de catalisador, manipulando por 50 segundos. Em seguida, foi realizado o preenchimento da muralha, deixando apenas os parafusos dos transferentes expostos. Decorridos 60 minutos para a polimerização do silicone de duplicação, os parafusos dos transferentes foram soltos para permitir a remoção do molde em silicone (Figura 07).

Figura 07 - (A) Confeção da muralha em cera rosa nº7 e preenchimento com silicone para duplicação; **(B)** Aspecto do molde para duplicação dos modelos de trabalho.



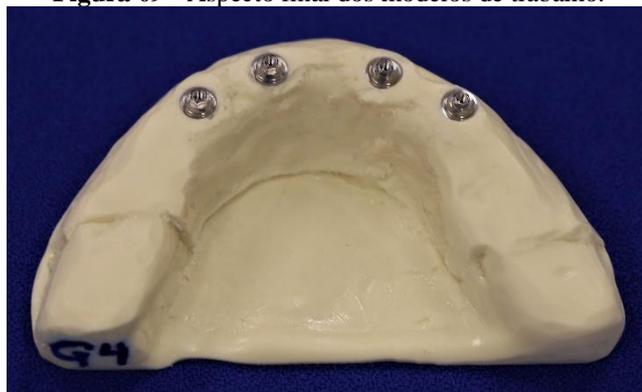
Com o molde confeccionado, foi iniciado o processo de confecção dos modelos de trabalho. Os implantes foram rosqueados pelos parafusos dos transferentes já posicionados no molde. Com o posicionamento dos implantes de forma adequada e conferida, em seguida foi vazado o poliuretano (Poliuretano para vazamento F16, Axson, Cergy, França), o qual foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante, sendo 15g da parte A (poliol) para 15g da parte B (isocianato), manipulado por 1 minuto, sendo aguardados 60 minutos para a polimerização do material (Figura 08).

Figura 08 - (A) Posicionamento dos implantes; **(B)** Vazamento do poliuretano.



Aguardado o tempo de polimerização do poliuretano, os parafusos dos transferentes foram desrosqueados, obtendo assim as réplicas das matrizes. Foram confeccionados 6 modelos de trabalho em poliuretano, os quais foram utilizados para confecção das barras e para a análise da distribuição das tensões (Figura 09).

Figura 09 - Aspecto final dos modelos de trabalho.



3.3 Protótipo das próteses

Inicialmente, foi realizado um estudo para definir o melhor contorno da prótese final. Um modelo previamente confeccionado foi montado em articulador semi-ajustável (ASA), para promover o enceramento e montagem dos dentes de estoque no modelo mandibular e também para seu antagonista. O tamanho das próteses foi idêntico para todos os grupos desse estudo, possuindo assim, o mesmo comprimento, espessura, altura, modelo e especificações dos dentes de estoque (Biotone, 2D e 30M, Dentsply Indústria e Comércio LTDA, Petrópolis, RJ, Brasil) (Figura 10).

Figura 10. Montagem em ASA, enceramento e montagem dos dentes de estoque no modelo mandibular e antagonista



Após o enceramento final, foi realizada a confecção do protótipo das futuras próteses. Foi feita a duplicação do enceramento em silicone pesado (Zetalabor, Zhermack, Rovigo, Itália), após essa etapa, na região dos dentes foi vazada resina acrílica autopolimerizável na cor 62 (Dencôr, Artigos Odontológicos Clássico LTDA, São Paulo, SP, Brasil) e na região gengival, resina acrílica autopolimerizável na cor rosa (JET, Artigos Odontológicos Clássico, LTDA) (Figura 11).

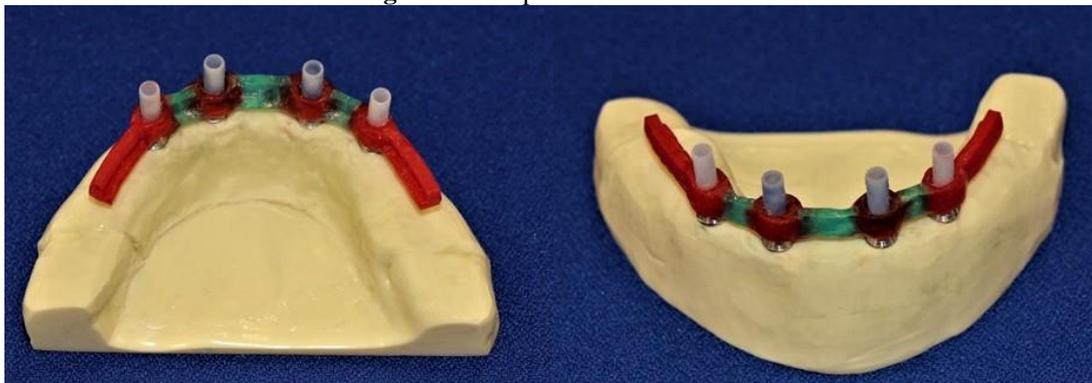
Figura 11. Confecção do protótipo para as futuras próteses



Com o protótipo finalizado, a extensão do cantiléver variou de acordo com os modelos com os implantes posteriores inclinados ou paralelos, os modelos com os implantes paralelos, ou seja, que não têm a inclinação para distal, o cantiléver ficou mais extenso: 15 mm (medida linear entre a borda mais distal dos últimos mini pilares e o final da extensão protética da resina), os modelos com os implantes posteriores inclinados houve diminuição do cantiléver: 12 mm (medidos da mesma maneira). Foi deixado espaço de 3 mm para recobrimento em resina acrílica em toda superfície da barra metálica em todas as próteses, sendo assim, a extensão do cantiléver da barra metálica para implantes paralelos foi de 12mm e para as barras metálicas dos implantes inclinados o cantiléver foi de 9mm.

3.4 Obtenção das barras por fundição convencional

Para confecção das barras, foram utilizados cilindros calcináveis com base em Co-Cr (Neodent, Curitiba, PR, Brasil), que tiveram, inicialmente as retenções preenchidas com cera e os mesmos vaselinados, permitindo a confecção de copings em resina acrílica Duralay sobre cada cilindro. Para unir os cilindros foram utilizados segmentos padrão calcinável específico para confecção de barras, esse padrão calcinável foi seccionado com disco de carborundum e fresas em baixa rotação. Após a segmentação, foram aderidos aos cilindros com cola à base de cianoacrilato (Super Bonder) (Figura 12).

Figura 12 - Aspecto da barra matriz

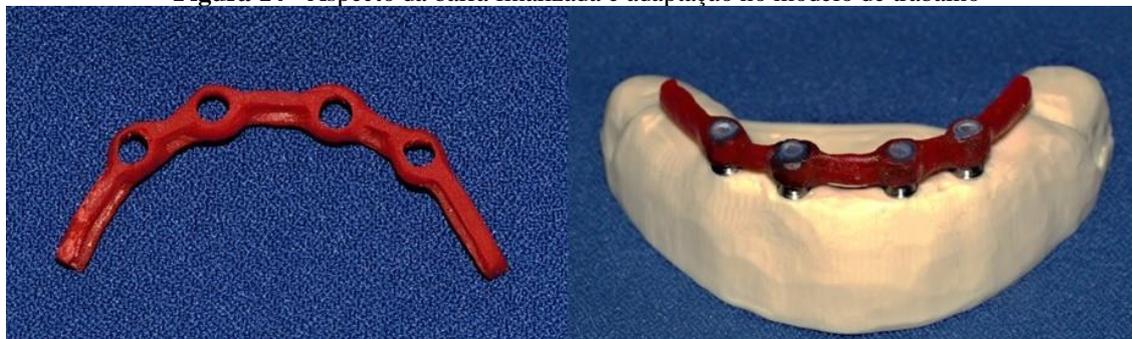
Com as duas matrizes das barras finalizadas (9mm e 12mm de cantiléver), as mesmas foram duplicadas utilizando silicone pesado (Zetalabor, Zhermack, Rovigo, Itália) para realização de um molde dividido em duas partes: base e contra-mufla. As demais barras foram obtidas com o vazamento da resina acrílica Duralay dentro das bases de silicone e realizada a prensagem manual da contra-mufla, totalizando 06 barras, sendo que 04 barras de 9mm de cantilever para os grupos G1, G2, G4 e G5 e 02 barras de 12 mm para dos grupos G3 e G6. (Figura 13). Após a polimerização final da resina acrílica Duralay, todos os padrões foram vistoriados, verificando a presença de irregularidades.

Figura 13 - Matriz de silicone denso para duplicação das barras em resina

Após a obtenção de todas as barras, as mesmas foram levadas a seus respectivos modelos de trabalho, posicionadas sobre os cilindros e fixadas com cera fundida, ao final do

processo, foram obtidas 6 barras, que ficaram armazenadas em água destilada por 24 horas (Figura 14).

Figura 14 - Aspecto da barra finalizada e adaptação no modelo de trabalho



Os padrões receberam os canais de alimentação em cera (Kota, São Paulo, SP, Brasil), pulverizados com spray redutor de tensão superficial (Antibolha Kota, São Paulo, SP, Brasil) e deixados secando em temperatura ambiente. Sobre essa base foi encaixado o anel de inclusão de silicone. O revestimento Mega Vest Press (Eisenbacher Dentalwaren ED GmbH, Alemanha) foi manipulado usando 300g de pó e 78 ml de líquido. Sendo espatulado mecanicamente a vácuo por 60 segundos (Turbomix, EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil), foi vertido no anel sob vibração até o preenchimento total. O anel permaneceu sobre a bancada em temperatura ambiente até o início da reação de cristalização do revestimento. Após 40 minutos, o anel foi levado ao forno elétrico (EDG10P-S, EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil) para expansão do revestimento e total eliminação da resina e cera (Figura 15).

Figura 15 - Inclusão das barras.



A etapa de fundição das barras foi realizada por maçarico (gás/oxigênio) e a injeção da liga fundida (Fit Cast Cobalto, Talmax, Curitiba, PR, Brasil) foi realizada por máquina centrífuga (EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil). Após a etapa de fundição e resfriamento do revestimento, as barras foram desincludas, os condutos de alimentação foram seccionados com disco de carborundum (Dentorium Products co., Inc. Farmingdale, NY, EUA) e jateadas com óxido de alumínio (Polidental® Ind. Com. Ltda., São Paulo, SP, Brasil) de granulação de 100 μ m, sob pressão de 80lib/pol². O acabamento e polimento foi realizado com fresas de tungstênio em alta rotação e sob refrigeração constante (Figura 16 e 17).

Figura 16 - Aspecto das barras após a fundição e desinclusão do revestimento.



Cada barra confeccionada foi avaliada em relação ao assentamento em seu respectivo modelo de trabalho e seccionada a fim de melhorar sua adaptação e passividade. A secção de todas as barras foi realizada com disco diamantado de face única (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil), deixando espaço de 1mm para a solda, seguindo assim, a recomendação do fabricante da solda. Após a secção, as barras foram posicionadas nos seus respectivos modelos, foi manipulada a resina acrílica Duralay e inserida no espaço unindo assim as duas partes da barra (Figura 18).

Figura 18 - Secção da barra e união com resina acrílica para processo de solda



O processo de soldagem foi designado ao técnico em prótese dentária, que utilizou os seguintes passos para o processo: inclusão e posicionamento de cada barra sobre o revestimento específico Easy-Stack (Talmax, Curitiba, PR, Brasil), eliminação da resina acrílica Duralay, limpeza das superfícies, soldagem (Solda Fit, Talmax, Curitiba, PR, Brasil) e acabamento. Após a soldagem cada barra foi avaliada em relação ao assentamento (Figura 19).

Figura 19 - Aspecto da barra após o processo de solda, acabamento e polimento.



3.5 Acrilização das Próteses

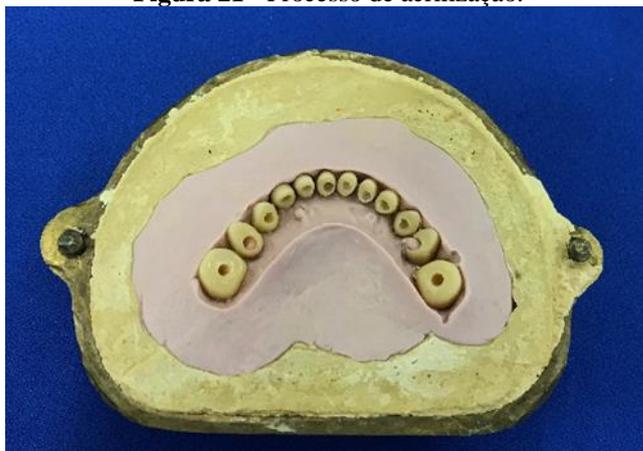
Inicialmente, foi realizada a confecção de duas muralhas de silicone pesado (Zetalabor, Zhermack, Rovigo, Itália), copiando a prótese protótipo confeccionada anteriormente, essas muralhas de silicone tiveram como objetivo a padronização e reprodução de todas as próteses. Na superfície externa das muralhas em silicone e dos modelos em poliuretano foram realizadas retenções para a futura inclusão na mufla. Para o processo de acrilização foi utilizado conjunto

de muflas (Vipi STG, Vipi, Pirassununga, SP, Brasil), os modelos de trabalho foram posicionados no interior das bases das muflas e vazado gesso pedra tipo IV (Durone IV, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil), antes da presa do gesso, foi realizado o acabamento do mesmo, a fim de obter uma superfície lisa. Após a presa final, foi realizado o isolamento do gesso, com Cel - Lac (SS White, Artigos Dentários Ltda, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) as contra-muflas foram colocadas nas bases e fixadas com os dois parafusos. O interior da contra-mufla foi preenchido com gesso pedra tipo IV, capturando as muralhas de silicone (Figura 20).

Figura 20 - Processo de acrilização.



Com a etapa das muflas concluída, foi iniciado o processo de posicionamento dos dentes de estoque e acrilização das próteses utilizadas nesse estudo. Portanto, na base da mufla, cada barra foi posicionada sobre seu respectivo modelo de trabalho. Foram rosqueados os parafusos protéticos e sobre eles, foram inseridas tiras de teflon para proteger os orifícios da entrada de resina acrílica. Na contra-mufla, os dentes de estoque (Biotone, Dentsply Indústria e Comércio LTDA) foram perfurados na sua base, com broca esférica nº4 permitindo melhor retenção da resina acrílica (Figura 21).

Figura 21 - Processo de acrilização.

Foi utilizada resina acrílica incolor termopolimerizável (Vipi Crill Plus, Vipi, Pirassununga, SP, Brasil) para permitir melhor visualização das barras e componentes da prótese. A manipulação da resina acrílica foi de acordo com as recomendações do fabricante e após a resina acrílica atingir a fase plástica, foi aplicada no interior da mufla previamente isolada. As muflas foram fechadas e prensadas com 1000 kgf, utilizando uma prensa hidráulica (Protéchni Equipamentos, Araraquara, SP, Brasil) os excessos de resina acrílica foram removidos e antes da polimerização, a resina ficou em repouso por 20 minutos. Após esse período as muflas foram apertadas com os dois parafusos e levadas para a polimerização, foi realizado o processo de polimerização termo-pneumático, onde as muflas são colocadas na polimerizadora (Protéchni Equipamentos, Araraquara, SP, Brasil) e cobertas com água. A polimerizadora foi fechada e ligada à rede elétrica, após foi injetado ar comprimido (60 libras). Ao atingir 120°C, desligou-se a polimerizadora até atingir 90°C, ao atingir essa temperatura, a polimerizadora foi novamente ligada, até atingir 120°C, aguardou-se o resfriamento total da mufla e a partir desse ponto, foi realizado o processo de demuflagem, removendo os parafusos e separando a base da contra-mufla (Figura 22).

Figura 22 - Processo de demuflagem.

O acabamento das próteses foi feito com brocas, pedras e borrachas abrasivas o polimento foi realizado com escova de flanela e pedra-pomes em politriz (Nova Ogp Indústria e Comércio, Bragança Paulista, SP, Brasil) (Figura 23).

Figura 23 - Aspecto da prótese sobre seu respectivo modelo de trabalho após acabamento e polimento

3.6 Análise por correlação de imagens digitais

O sistema completo da técnica de correlação de imagens digitais (StrainMaster, LaVision Inc., Goettingen, Alemanha) inclui duas câmeras digitais CCD (*Charged-coupled device*) (Imager Intense, LaVision Inc. Goettingen, Alemanha) com resolução de 1039 x 1395 *pixels* utilizadas para captura das imagens da superfície do modelo sob carregamento e um software específico (DaVis 8.1.2 LaVision Inc. Goettingen, Alemanha) para análise das imagens e cálculo das tensões (Figura 24).

Figura 24 - Sistema completo da técnica de correlação de imagens digitais.



Para realização desta análise, a superfície de cada modelo foi pintada com uma fina camada de tinta spray branca (ColorGin, Sherwin-Williams do Brasil, Taboão da Serra, SP), com pequenos pontos pretos também realizados com tinta spray que foram utilizados pelo sistema de correlação de imagens para facilitar o rastreamento de seu deslocamento e realizar corretamente os cálculos das tensões geradas na superfície do modelo (Li et al. 2009, Tiozzi et al., 2014) (Figura 25).

Figura 25 - Modelos de trabalho prontos para análise.



Para análise por correlação de imagens foi aplicada carga oclusal bilateral de 250 N com velocidade de 0,5 mm/min, utilizando máquina universal de ensaios (Biopdi, São Carlos, São Paulo, Brasil). Para a aplicação da carga oclusal, durante o ensaio foram utilizadas pontas que simulam a oclusão antagonista. Estas pontas foram confeccionadas por meio da duplicação do enceramento antagonista realizado no início deste estudo. Foram feitas muralhas em silicone pesado (Zetalabor, Zhermack, Rovigo, Itália) para padronização e reprodução de todas as pontas antagonistas, utilizando resina acrílica autopolimerizável (VipiFlash, Vipi,

Pirassununga, SP, Brasil) e dentes de estoque (Biotone, Dentsply Indústria e Comércio LTDA, Petrópolis, RJ, Brasil). Cada conjunto de dentes antagonistas foi fixado com resina acrílica a parafusos previamente preparados para o uso na máquina de ensaios (Biopdi, São Carlos, São Paulo, Brasil). Ao final desta etapa, foi realizado o ajuste oclusal de todas as pontas antagonistas com seus respectivos conjuntos (Figura 26).

Figura 26 - Etapa de ajuste oclusal.



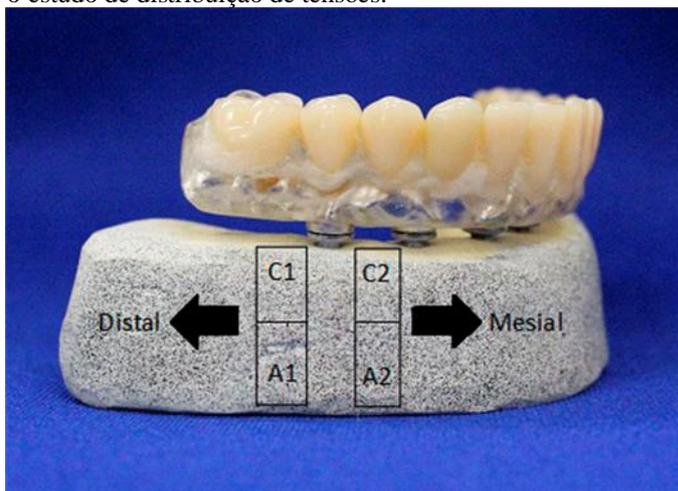
Para a realização dos carregamentos, o modelo foi apoiado em dois pontos para que sua base não ficasse em contato diretamente com a bancada da máquina de ensaios universal, impedindo assim, um apoio total do modelo evitando possíveis alterações na análise. A captura das imagens foi feita de uma vista lateral dos modelos, e previamente a cada carregamento foi realizado a calibração das imagens com uma placa padrão fornecida pelo fabricante do equipamento (LaVision Inc., Goettingen, Alemanha). Para medir as tensões geradas na superfície do modelo após o carregamento, as imagens da superfície pintada foram tiradas na frequência de 1,00 Hz até que a carga de 250 N fosse atingida. As tensões superficiais foram calculadas a partir dos deslocamentos dos pontos pelo software de correlação de imagens (DaVis 8.1.2 LaVision Inc. Goettingen, Alemanha). Por meio desse método é possível detectar tensões horizontais (E_{xx}) em microtensão (μs) (Figura 27).

Figura 27 - Modelo pronto e posicionado para análise – Simulação carregamento oclusal.



Para determinação das regiões a serem analisadas, o segundo pré molar inferior foi utilizado como referência. A região Distal ao último implante (C1 e A1), compreendeu a distância entre a crista distal do segundo pré-molar inferior até a mensuração de 4mm no sentido distal, e 6 mm no sentido cervico apical para cada região, totalizando para as duas regiões (C1 e A1) 4x12 mm. O mesmo ocorreu para a região Mesial (C2 e A2), onde a partir da crista mesial do segundo pré-molar inferior, contados 4 mm no sentido mesial e 6 mm no sentido cervico apical, para cada região também totalizando para as duas regiões (C2 e A2) 4x12mm. (Figura 28).

Figura 28 - Modelo de trabalho com as áreas de interesse para o estudo de distribuição de tensões.



Para verificar o correto funcionamento do sistema de análise de tensões por correlação de imagens, a mesma situação teve as tensões mensuradas por três vezes. As três mensurações

foram comparadas entre si para verificar a repetitividade e confiabilidade do método e dos resultados encontrados.

Todos os grupos foram analisados pelo sistema de correlação de imagens quantitativa e qualitativamente. Para a comparação quantitativa foi realizada estatística não paramétrica, uma vez que os dados não apresentaram distribuição normal. Foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis e pós teste de Dunn com o auxílio do *software* R (Bell Laboratories, Auckland, Nova Zelândia). As tensões na direção horizontal (E_{xx}) foram usadas e calculadas para a comparação entre grupos.

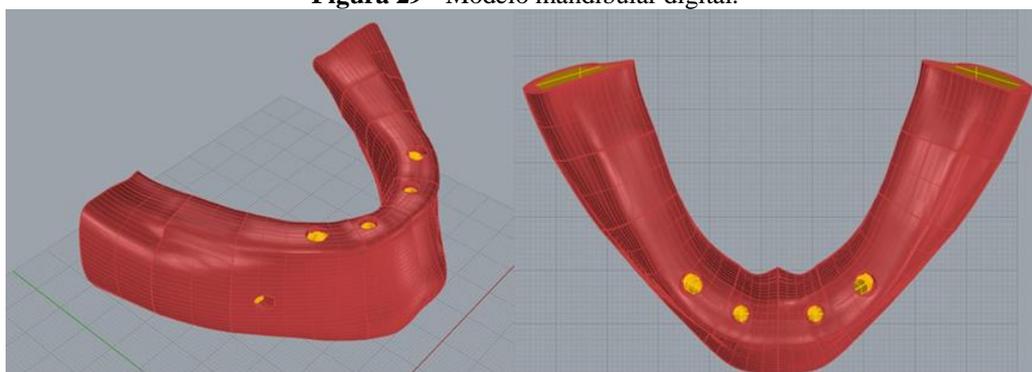
3.7 Método Elementos Finitos

O estudo foi desenvolvido por meio de um modelo tridimensional de elementos finitos criado para comparar a deformação e a distribuição de tensão ao osso circundante mandibular (osso cortical e osso trabecular), barra, implantes e componentes protéticos.

3.7.1 Construção do modelo mandibular

O modelo mandibular digital foi obtido a partir do banco de dados do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI, Campinas – SP, Brasil), esse modelo no formato STL (*Stereolithography*) foi exportado e modelado no *software* Rhinoceros (versão 6.0 SR8, McNeel North America, Seattle, WA, EUA). Foi utilizado um protocolo simplificado, fundamental para gerar e refinar a malha (Figura 29).

Figura 29 - Modelo mandibular digital.

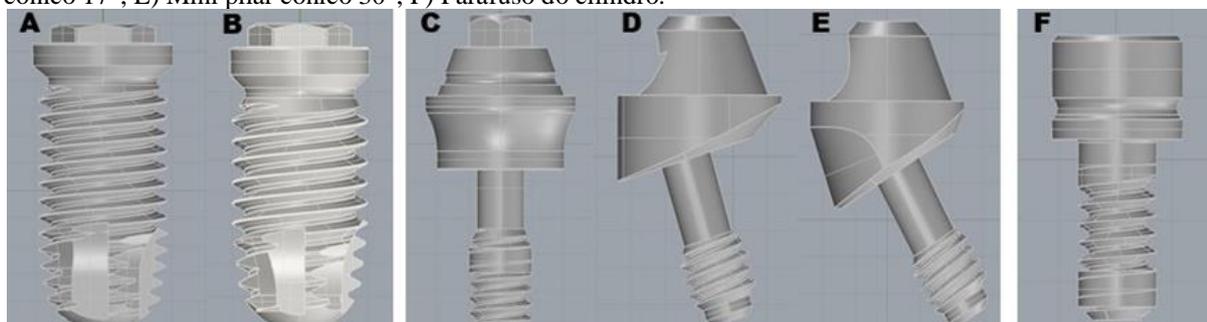


3.7.2 Modelagem dos implantes e componentes protéticos

Os modelos dos implantes e componentes protéticos (Neodent, Curitiba, PR, Brasil) foram fornecidos pela própria empresa no formato STEP (*Standart for the Exchange of Product model data*). Os diâmetros e comprimentos dos implantes e componentes foram os mesmos

utilizados na correlação de imagens digitais (Figura 30). Os modelos digitais da barra metálica e da prótese total implantossuportada foram obtidos a partir de tomografias dos modelos de trabalho obtidos e utilizados na análise por correlação de imagens digitais (CID) pelo tomógrafo Eagle3D (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brazil) , os dados e imagens obtidas foram exportados para o programa InVesalius (versão 3.0; CTI – Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, Campinas, SP, Brasil) em formato DICOM, onde foi possível a construção de modelos 3D no formato STL, esses modelos 3D foram exportados e modelados pelo *software* Rhinoceros (versão 6.0 SR8, McNeel North America, Seattle, WA, EUA).

Figura 30 - Modelos de implantes e componentes protéticos. A) Implante hexágono externo Titamax TI Cortical 3.75x11mm; B) Implante hexágono externo Titamax TI Cortical 4.0x9mm; C) Mini pilar cônico 0°; D) Mini pilar cônico 17°; E) Mini pilar cônico 30°; F) Parafuso do cilindro.



Os implantes foram posicionados na mesma localização determinada nos modelos de trabalho para análise por correlação de imagens digitais (CID), o mesmo aconteceu com os componentes protéticos, barra metálica e o protótipo da prótese total implantossuportada. Todos os componentes que constituem os modelos foram simplificados utilizando o *software* Rhinoceros (versão 6.0 SR8, McNeel North America, Seattle, WA, EUA), conforme mostra a Figura 31 e 32.

Figura 31 - Modelos de implantes e componentes protéticos simplificados. A) Implante hexágono externo Titamax TI Cortical 3.75x11mm; B) Implante hexágono externo Titamax TI Cortical 4.0x9mm; C) Mini pilar cônico 0°; D) Mini pilar cônico 17°; E) Mini pilar cônico 30°; F) Parafuso do cilindro.

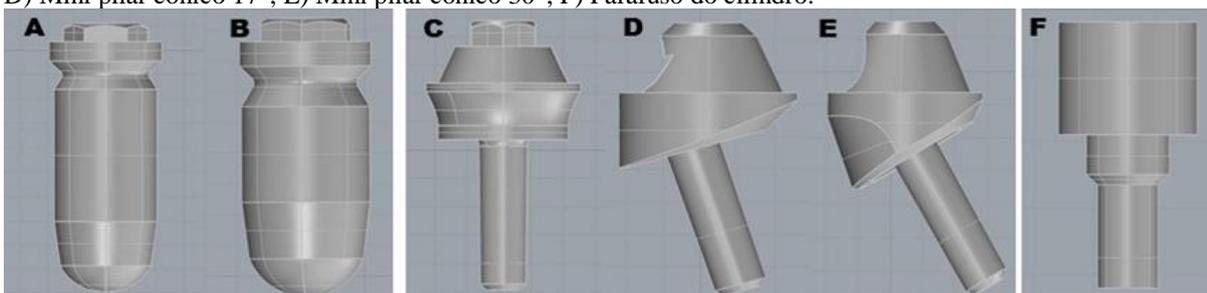
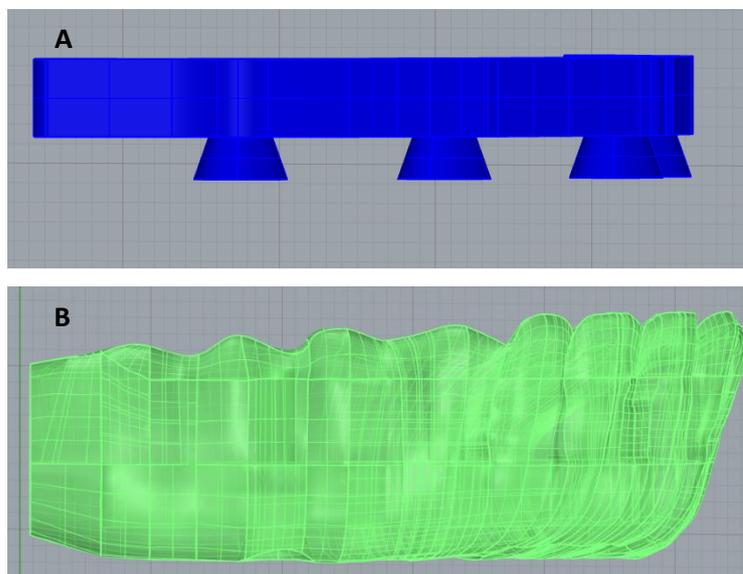


Figura 32 - Modelos das barras metálicas e prótese total implantossuportada simplificados. A) Barra metálica simplificada; B) Prótese total implantossuportada simplificada. Vista Lateral.



A seguir, os modelos foram exportados para realizar a análise numérica computacional pelo método de elementos finitos. Os modelos finitos foram gerados e foram analisados numericamente na plataforma de simulação HyperWorks™ 2017 (SimLab™/OptiStruct™/HyperView™, Altair, Troy, MI, EUA) em três etapas:

3.7.3 Pré – processamento

Nesta etapa foi incluída a definição das propriedades dos materiais, geração da malha, limites e condição de contorno dos modelos no programa SimLab™.

3.7.4 Propriedade dos materiais

Os materiais foram considerados isotrópicos, linearmente elásticos e homogêneos, configurados em relação às propriedades mecânicas, módulos de elasticidade e coeficiente de Poisson (Tabela 01).

Tabela 01 - Valores do módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson utilizados

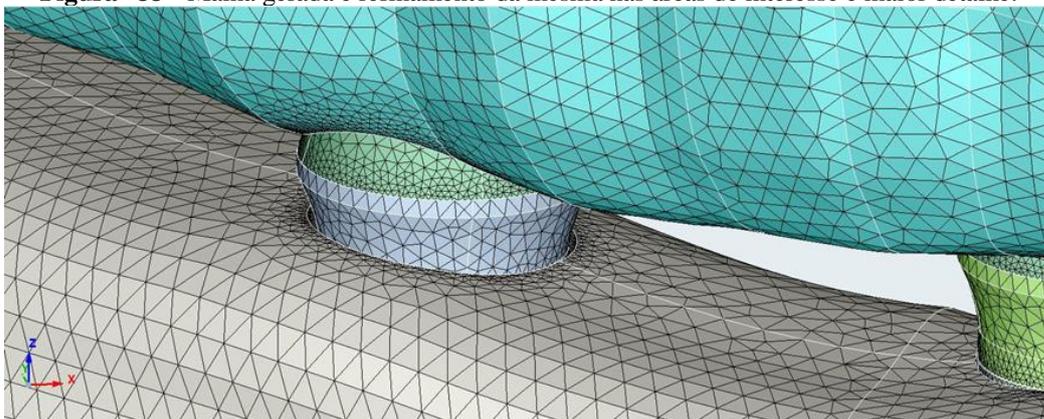
Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente Poisson
Ti – 6AL – 4V	117.000 ⁽²⁾	0.35 ⁽²⁾
Osso trabecular	1.850 ⁽²⁾	0.30 ⁽²⁾
Osso cortical	13.700 ⁽²⁾	0.30 ⁽²⁾
Liga Co-Cr	218.000 ⁽¹⁾	0.30 ⁽¹⁾
Acrílico termopolimerizável	3.000 ⁽²⁾	0.35 ⁽²⁾

⁽¹⁾Geng et al. 2001; ⁽²⁾Ozan, Kurtulmus-Yilmaz, 2018

3.7.5 Geração da malha

A malha foi gerada em elementos tetraédricos de 10 nós, controlados por meio do refinamento das áreas de interesse, isto é, do osso perimplantar e componentes da prótese total fixa implantossuportada (Figura 33).

Figura 33 - Malha gerada e refinamento da mesma nas áreas de interesse e maior detalhe.

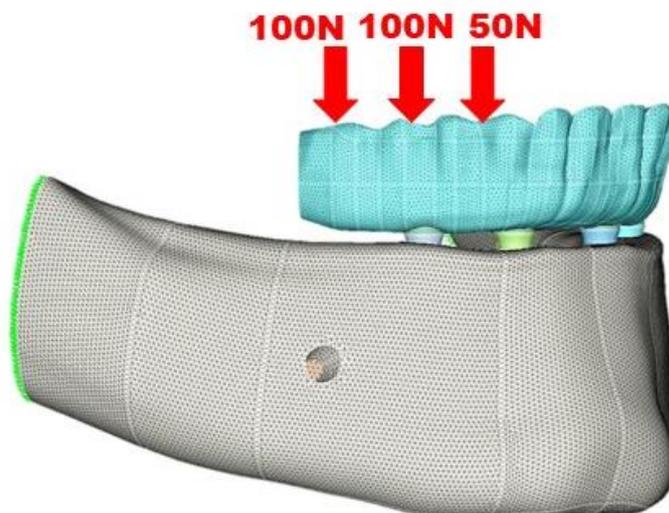


3.7.6 Limites e condição de contorno

3.7.6.1 Aplicação de carregamento

Todas as próteses totais fixas implantossuportadas foram submetidas ao carregamento oclusal com carga axial estática de 250 N. A carga foi realizada em três pontos, sendo 100N na fossa central do primeiro molar inferior, 100 N na fossa central do segundo pré-molar inferior e 50 N na crista marginal mesial do primeiro pré-molar inferior (Figura 34).

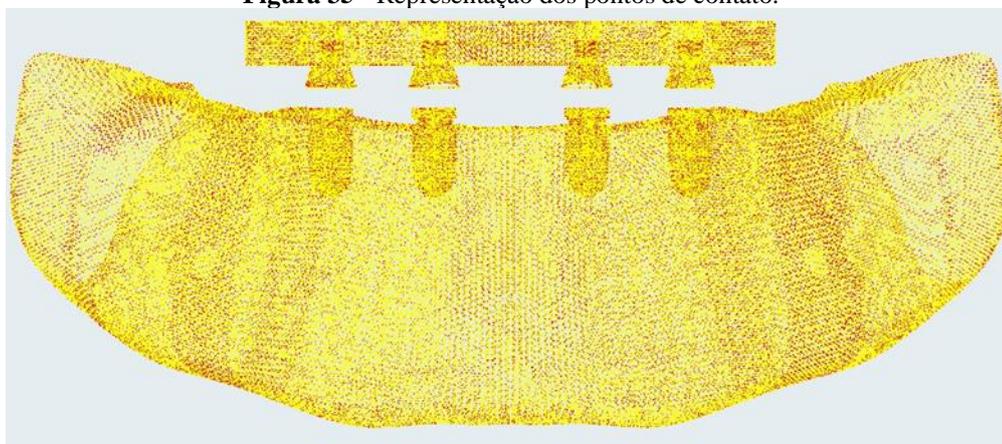
Figura 34 - Simulação carregamento oclusal.



3.7.6.2 Contatos

Os seguintes contatos entre as superfícies existentes no modelo foram considerados colados: prótese/barra, mini pilar/parafuso da prótese, região da rosca entre mini pilar reto/implante, parafuso do mini pilar e implante, implante/osso cortical, implante/osso trabecular, osso trabecular/osso cortical. Os contatos entre as superfícies, mini pilar/plataforma do implante, mini pilar/parafuso do pilar foram considerados contatos deslizantes e sem fricção (Figura 35).

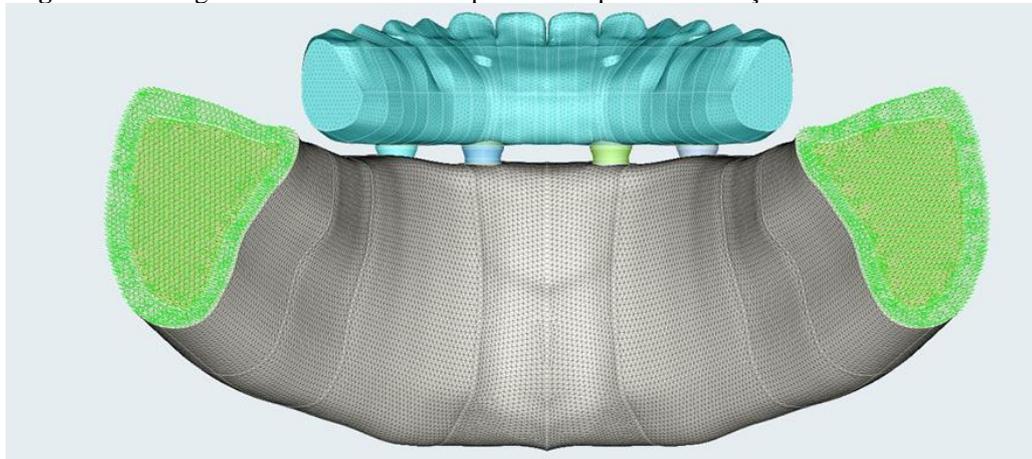
Figura 35 - Representação dos pontos de contato.



3.7.6.3 Fixação

Os modelos foram fixados na região posterior do modelo mandibular como ilustrado na figura 36.

Figura 36 - A região marcada em verde representa os pontos de fixação do modelo mandibular



3.8 Processamento

Foram simulados seis modelos diferentes em relação as diferentes angulações, diâmetros e comprimentos dos implantes e diferentes tipos de angulação dos mini pilares para a carga descrita anteriormente (oclusal), totalizando seis simulações no programa OptiStruct™.

3.9 Pós - processamento

No programa HyperView™ foram analisadas as tensões máximas e mínimas principais e tensões equivalentes de Von Mises de cada modelo. Implantes, componentes protéticos, barras foram analisados com tensão equivalente Von Mises, enquanto as tensões perimplantares no osso cortical e trabecular foram analisadas por tensões máximas e mínimas principais. A análise foi realizada por meio da visualização gráfica do mapa de cores para a comparação qualitativa, descrevendo as imagens das diferentes condições experimentais. Todas as escalas gráficas foram padronizadas.

4. RESULTADOS

4. RESULTADOS

4.1 Correlação de imagens digitais

As tensões horizontais (Exx) em microtensão (μs), encontradas nas regiões de interesse para cada grupo durante carregamento são mostradas a seguir (Figuras 37-42).

Figura 37 - Implantes 3.75x11mm posteriores em 30°

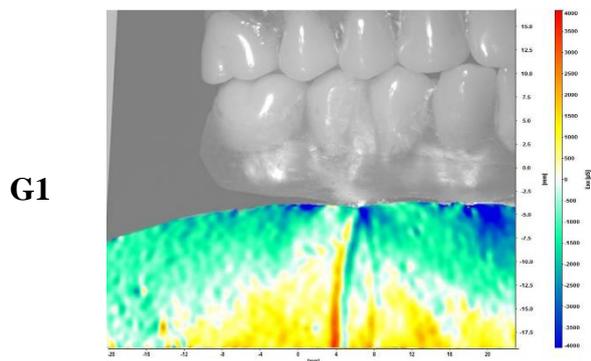


Figura 40 - Implantes 4.0x9mm posteriores em 30°

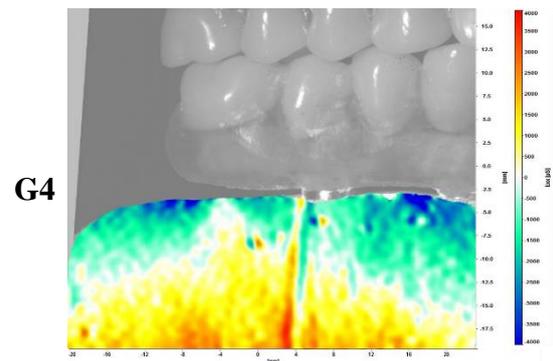


Figura 38- Implantes 3.75x11mm posteriores em 17°

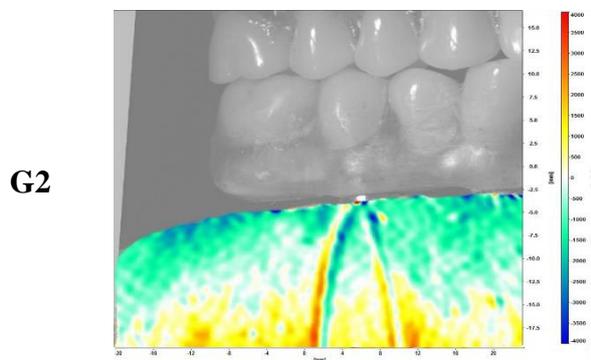


Figura 41- Implantes 4.0x9mm posteriores em 17°

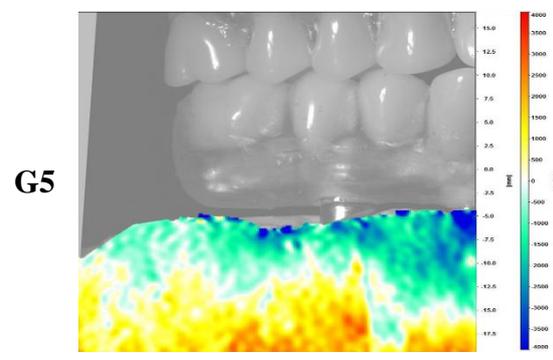


Figura 39 - Implantes 3.75x11mm posteriores em 0°

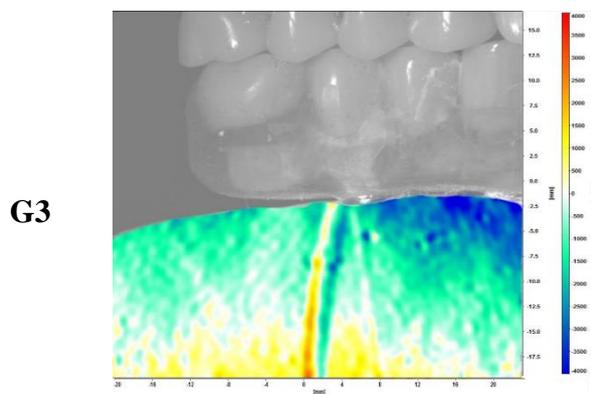
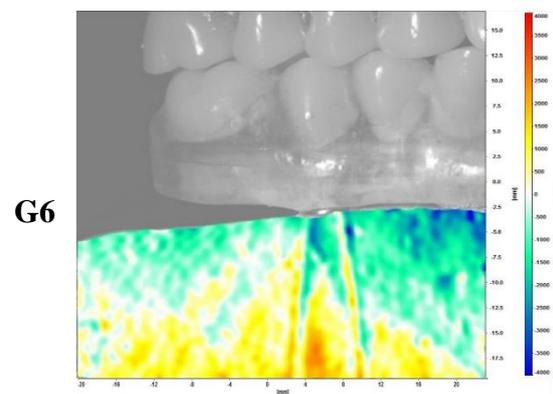


Figura 42 - Implantes 4.0x9mm posteriores em 0°



As imagens de cada grupo apresentam tensões compressivas na região cervical dos modelos estudados, representadas nas imagens pelas cores em tons de azul (cores frias) mais evidentes nos modelos G1 e G3. Na região central dos modelos, representada pela cor branca, é a zona neutra das tensões e na região apical dos modelos, observa-se tensões de tração, representadas pelas cores em tons de vermelho (cores quentes), mais evidentes nos modelos G4 e G5 quando submetidos ao carregamento.

Os dados de microtensão (μs) para as regiões C1, A1, C2 e A2, são apresentados nas tabelas abaixo.

Tabela 02 - Estatística descritiva - Microtensão (Exx - μs) observada na região C1 (cervical 1).

Grupos	Mediana	Max	Min
G1	-1067,71	-319,58	-5100,36
G2	-499,69	80,79	-1970,18
G3	-799,55	528,92	-986,30
G4	-748,15	457,21	-2638,99
G5	-1114,56	-587,22	-2294,51
G6	-412,413	96,77	-1589,10

Tabela 03 - Resultado do teste de Dunn para região C1 (Cervical 1).

Grupos	Z	p
G1 x G2	-4.7035	<0,05
G1 x G3	-2.5227	0,021
G1 x G4	-2.6177	0,018
G2 x G3	2.1807	0,043
G2 x G5	5.4518	<0,05
G3 x G6	-2.2198	0,044
G4 x G5	3.3660	0,002
G4 x G6	-2.1249	0,045
G5 x G6	-5.4909	<0,05

Quando são analisadas as comparações entre as angulações (0° , 17° e 30°) para implantes de 11 mm verifica-se valores maiores de tensão de compressão em implantes inclinados em 30° , seguido de implantes de 17° e 0° respectivamente. Quando se compara as angulações em implantes de 9 mm, verifica-se que os implantes em 17° apresentam maiores valores de tensão em relação aos implantes em 30° e quando se compara os implantes retos com os angulados observa-se que os angulados apresentam maior concentração de tensão. Em relação ao comprimento do implante, pode-se observar que

nos grupos em 30° e em 0° os implantes de 11mm apresentaram maior tensão de compressão. Já na inclinação de 17° os implantes de 9mm apresentaram maior concentrações de tensão na região C1.

Tabela 04 - Estatística descritiva - Microtensão (Exx - μ s) observada na região A1 (Apical 1).

Grupos	Mediana	Max	Min
G1	422,39	1057,18	-285,774
G2	593,05	1210,95	65,35
G3	22,78	683,92	-636,10
G4	880,72	1582,20	177,92
G5	-291,83	300,09	-737,97
G6	343,55	893,96	20,82

Tabela 05 - Resultado do teste de Dunn para região A1 (Apical 1)

Grupos	Z	p
G1 x G2	-1.4031	0,172
G1 x G3	4.0836	<0,05
G1 x G4	-3.9035	<0,05
G2 x G3	5.4867	<0,05
G2 x G5	7.4567	<0,05
G3 x G6	-3.3688	0,001
G4 x G5	9.9571	<0,05
G4 x G6	4.6183	<0,05
G5 x G6	-5.3387	<0,05

Na região A1 são observadas forças de tração e compressão. Quando se compara as inclinações dos implantes de 11 mm pode-se verificar que não existe diferença ente 17° e 30°, sendo que os implantes angulados apresentam força de tração e os implantes retos de compressão. Já para os implantes de 9 mm pode-se observar que os implantes retos e a 30° apresentaram força de tração e os angulados a 17° apresentaram compressão, sendo que na comparação dos implantes de 30° com os implantes retos, os angulados em 30° apresentaram maior força de tração. Quando se compara o comprimento dos implantes, os grupos com inclinação de 30° apresentaram tensão tração com maior valor para o implante de 9 mm.

Tabela 06 - Estatística descritiva - Microtensão (Exx - μ s) observada na região C2 (Cervical 2).

Grupos	Mediana	Max	Min
G1	-1686,58	-874,88	-1966,53
G2	-923,26	-614,20	-1212,09
G3	-1888,94	-1194,36	-3161,55
G4	-2313,92	-1849,08	-3219,24
G5	-2184,31	-1684,19	-2901,61
G6	-1430,86	-928,72	-2595,30

Tabela 07 - Resultado do teste de Dunn para região C2 (Cervical 2).

Grupos	Z	p
G1 x G2	-4.7775	<0,05
G1 x G3	3.0393	0,002
G1 x G4	6.1946	<0,05
G2 x G3	7.8169	<0,05
G2 x G5	9.7058	<0,05
G3 x G6	-3.3688	0,001
G4 x G5	-1.2662	0,220
G4 x G6	-6.5240	<0,05
G5 x G6	-5.2578	<0,05

As comparações entre as angulações (0°, 17° e 30°) para os implantes de 11 mm destacam valores maiores para os grupos com implantes angulados em 30° seguidos dos implantes sem angulação (0°). Nos grupos que apresentam implantes de 9mm os maiores valores de tensão de compressão são nos grupos com implantes angulados em 30° e 17°. Quando observamos o comprimento dos implantes os grupos que apresentam implantes de menor comprimento (9 mm) são os grupos que apresentam maiores valores de tensão de compressão, com exceção para comparação entre G3xG6 (implantes retos), onde o implante de 11 mm apresentou maior valor de tensão de compressão para a região C2 (cervical 2).

Tabela 08 - Estatística descritiva - Microtensão (Exx - μ s) observada na região A2 (Apical 2).

Grupos	Mediana	Max	Min
G1	-5,38	696,58	-836,919
G2	226,08	808,00	-646,83
G3	-673,98	-216,05	-1157,84
G4	-1048,26	570,22	-2096,61
G5	-1138,01	-479,84	-1922,27
G6	-488,29	104,39	-1025,62

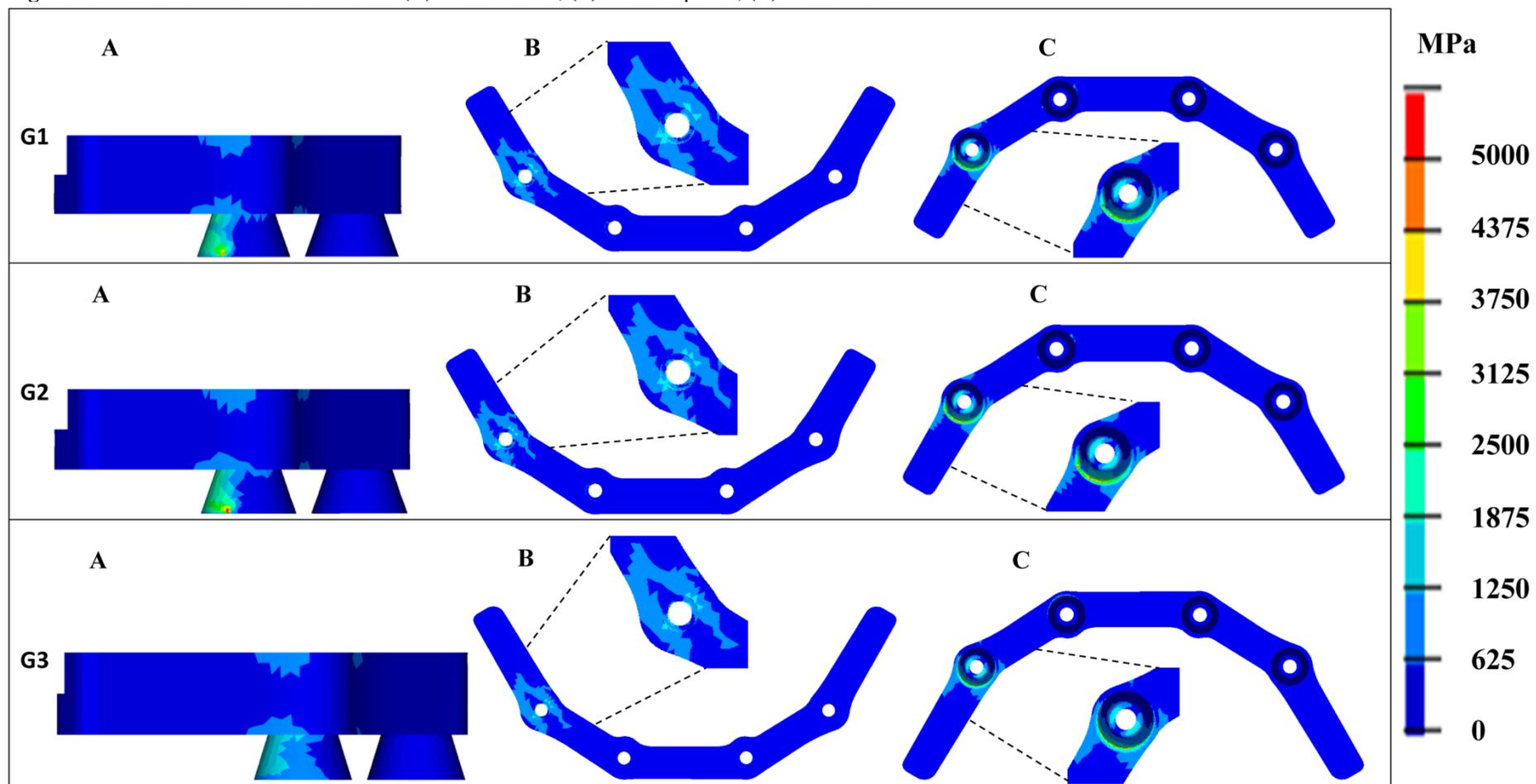
As comparações entre as angulações (0°, 17° e 30°) para os implantes de 11mm observa-se que apenas os implantes angulados em 17° apresentam tensão de tração, os demais grupos apresentam tensão de compressão, sendo os maiores valores atribuídos ao grupo G3. . Nos grupos que apresentam implantes de 9mm observou-se apenas tensão de compressão, sendo os valores maiores para os grupos com implantes angulados em 30° e 17°. Quando observamos o comprimento dos implantes os grupos que apresentam implantes de menor comprimento (9mm) são os grupos que apresentam maiores valores de tensão de compressão para a região A2 (Apical 2).

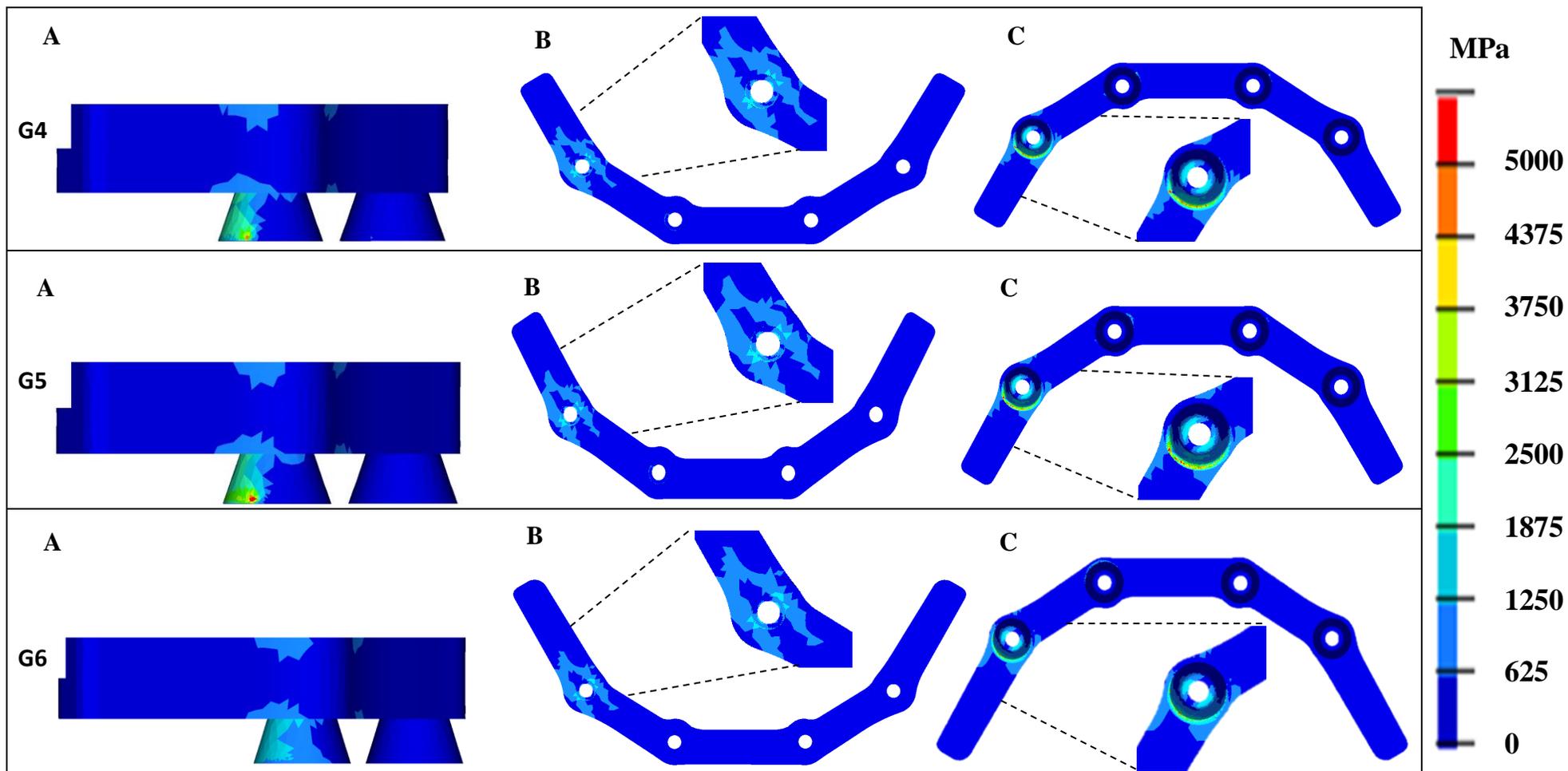
Tabela 09 - Resultado do teste de Dunn para região A2 (Apical 2).

Grupos	Z	p
G1 x G2	-1.4589	0,154
G1 x G3	4.8417	<0,05
G1 x G4	5.9195	<0,05
G2 x G3	6.3007	<0,05
G2 x G5	9.2325	<0,05
G3 x G6	-1.5455	0,14
G4 x G5	1.8540	0,079
G4 x G6	-2.6233	0,011
G5 x G6	-4.4773	<0,05

4.2 Método de Elementos Finitos

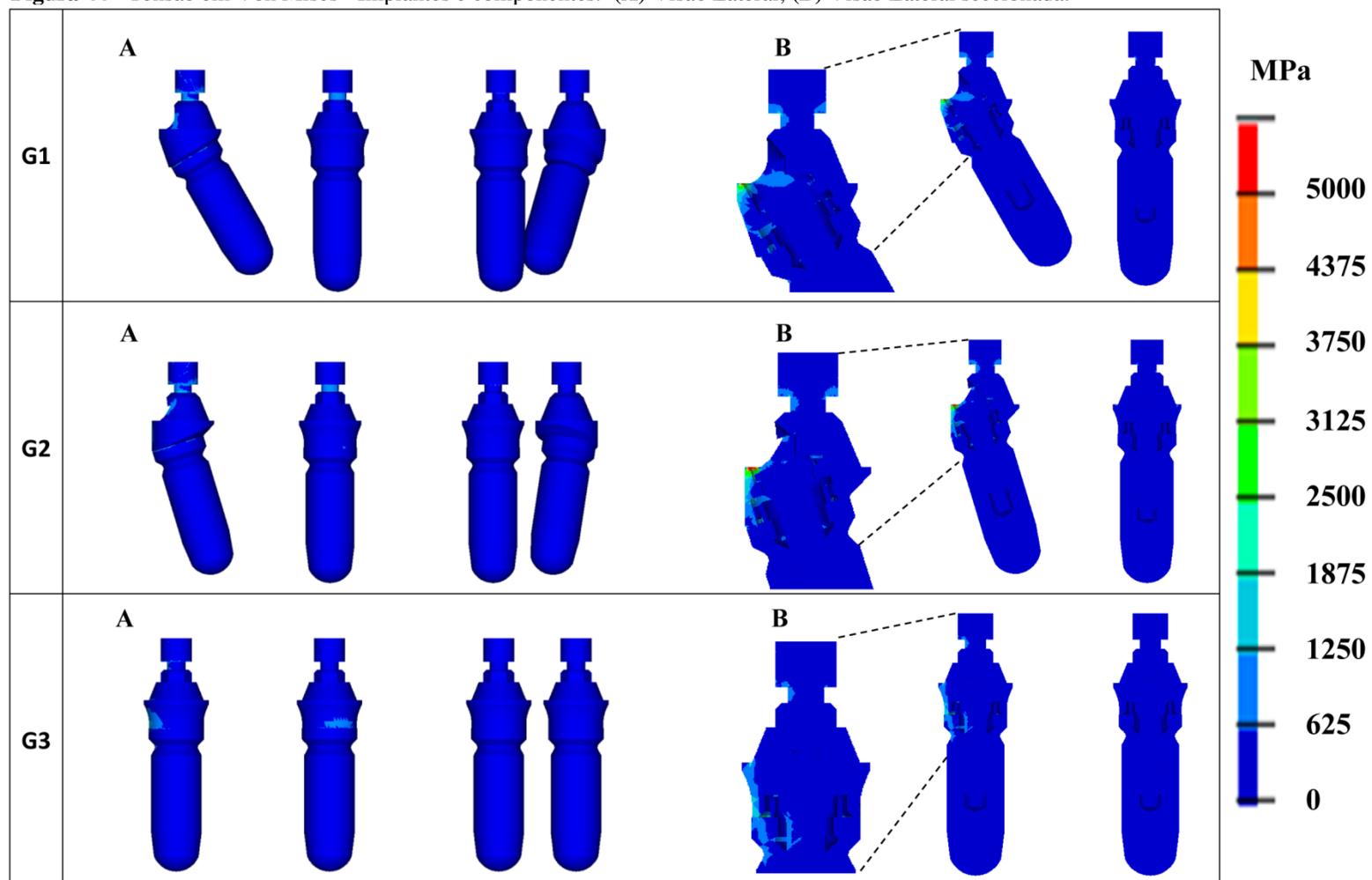
Foram obtidas imagens dos grupos (G1, G2, G3, G4, G5, G6) para o carregamento oclusal. Os resultados estão apresentados de forma comparativa, com as respectivas legendas padronizadas. A análise foi realizada por meio de visualização gráfica do mapa das cores para a comparação entre os grupos estudados.

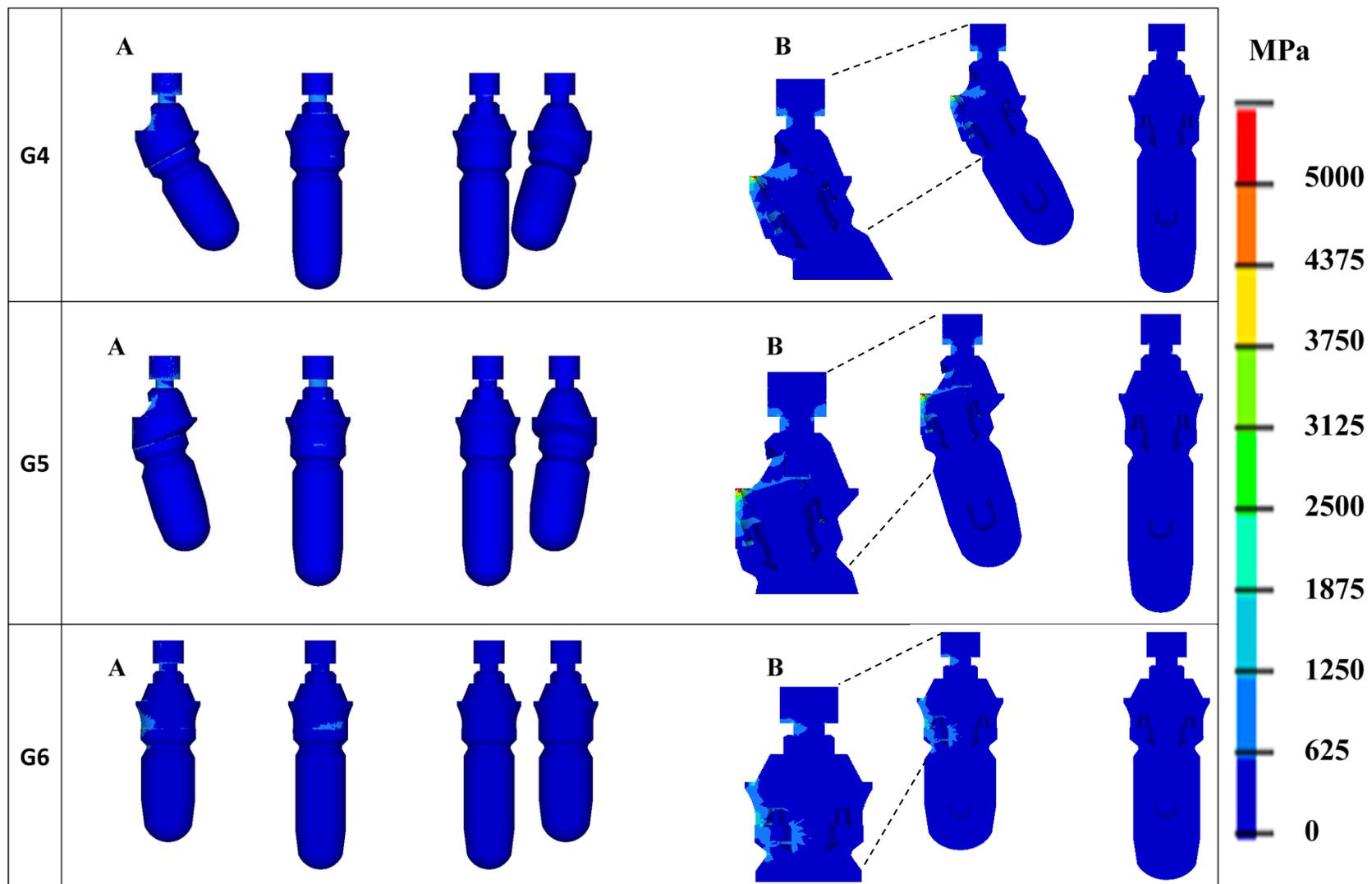
Figura 43 - Tensão em Von Mises - Barras. (A) Visão Lateral; (B) Visão Superior; (C) Visão inferior.



4.3 Análise das imagens das Barras – Tensão Von Mises

Os grupos de maneira geral têm comportamento muito semelhantes entre si, entretanto é possível observar maiores níveis de tensão em grupos que possuem implantes com inclinação, dando destaque para os grupos G2 e G5. A presença da instalação de implantes retos distais independente do comprimento (9 mm ou 11 mm) permite menores níveis de tensão na barra para os grupos G3 e G6.

Figura 44 - Tensão em Von Mises - Implantes e componentes. (A) Visão Lateral; (B) Visão Lateral seccionada.



4.4 Análise das imagens dos implantes e componentes protéticos – Tensão Von Mises

Foram observados maiores níveis de tensão nos grupos que possuem implantes com inclinação. Seguindo o mesmo padrão encontrado anteriormente nas barras os valores de menor tensão encontrados foram nos grupos onde os implantes distais estão instalados sem inclinação, ou seja, está em 0°, os grupos G3 e G6.

Figura 45 - Tensão em Máxima Principal – Osso Cortical - Visão lateral

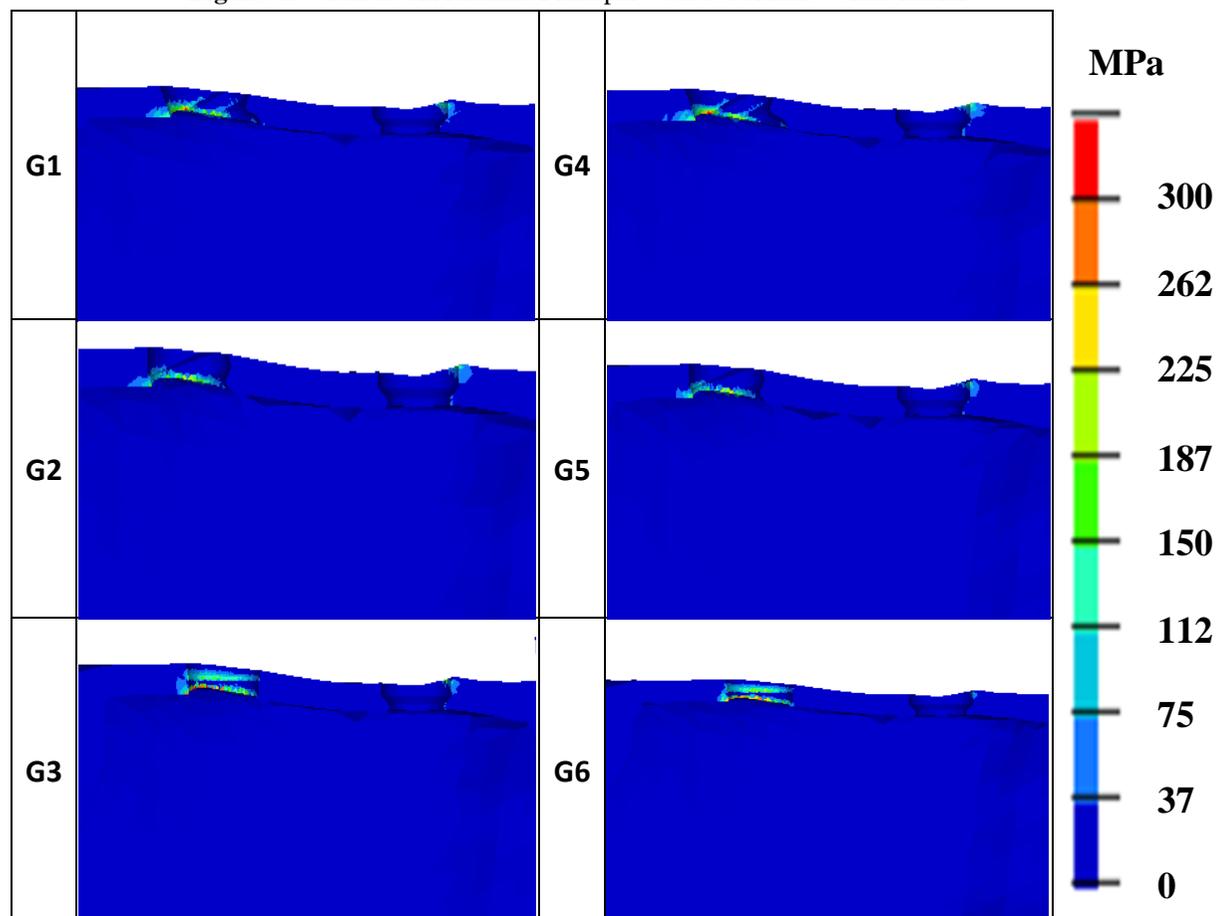
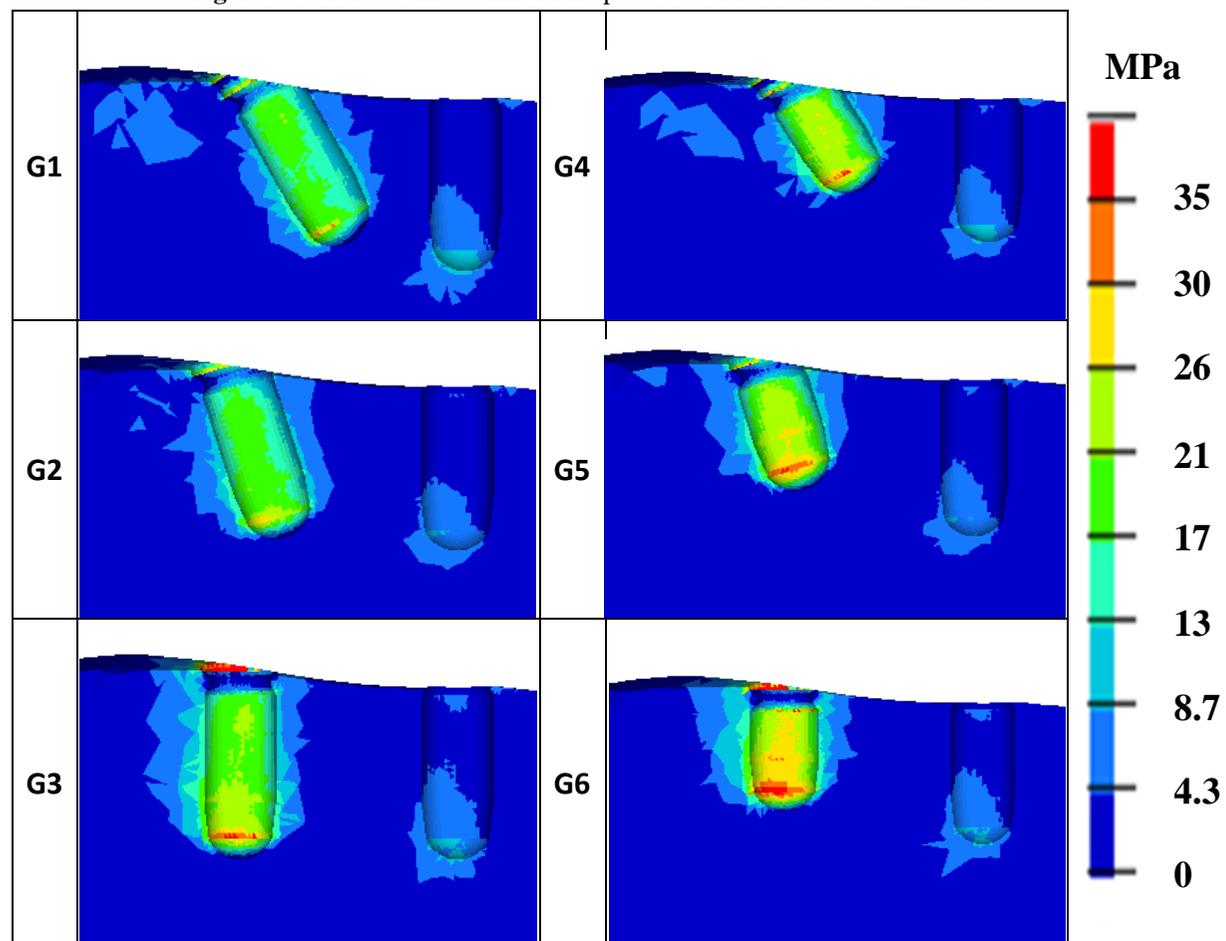


Figura 46 - Tensão em Máxima Principal - Osso Trabecular - Visão lateral



Análise do Osso cortical e trabecular – Tensão Máxima Principal

Quando observamos as tensões no osso cortical pode-se observar uma maior concentração de tensão nos grupos onde estão instalados os implantes inclinados, independente do grau de angulação ou do comprimento dos implantes com exceção do grupo G6 onde foi observada maior concentração de tensão no osso cortical, onde os implantes são posicionados sem angulação. O grupo que teve o menor valor comparado aos outros grupos foi o grupo G3 onde pode-se observar tensão de 318 MPa.

No tecido ósseo trabecular pode-se observar que a tensão é dissipada em torno de todo o implante distal e na porção apical do implante mesial. Observa-se os valores maiores de tensão para os grupos G5 e G6, grupos esses, que possuem implantes de 9mm.

Figura 47 - Tensão em Mínima Principal – Osso Cortical – Visão lateral.

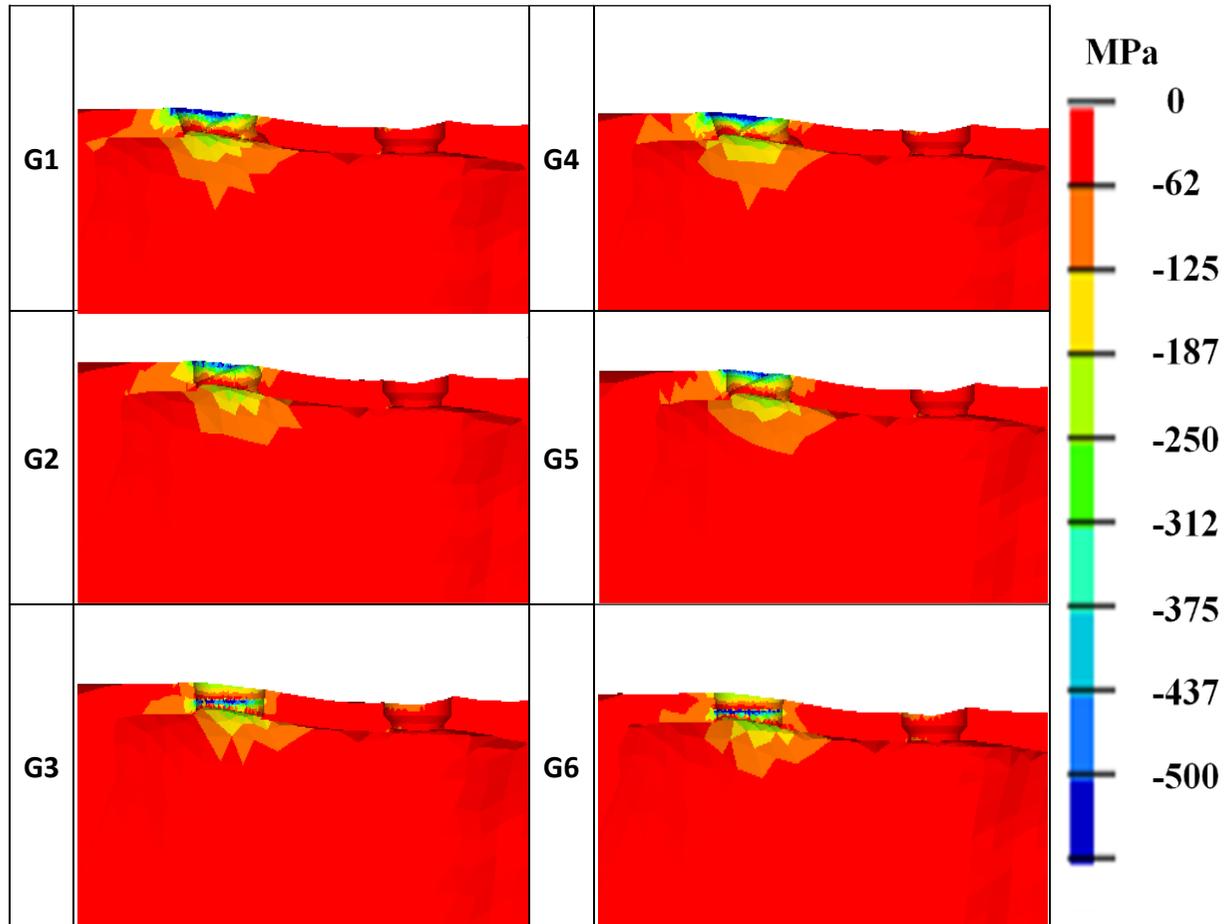
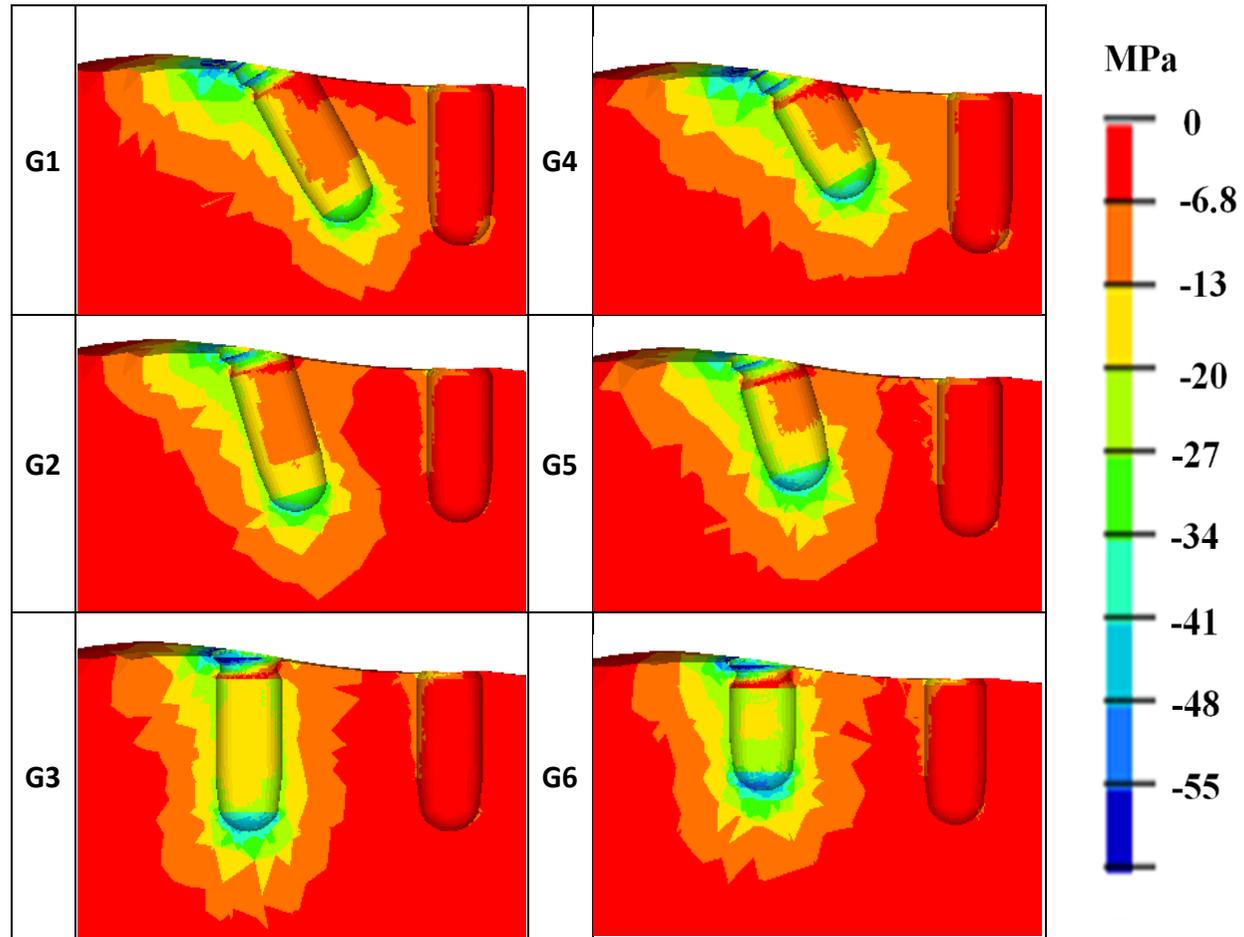


Figura 48 - Tensão em Mínima Principal – Osso Trabecular – Visão lateral



4.5 Análise do Osso cortical e trabecular –Tensão Mínima Principal

Quando analisamos o tecido ósseo cortical, podemos observar uma uniformidade na concentração de tensão para todos os grupos, com exceção do grupo G4, onde foi observado maior tensão de compressão. Os menores valores para tensão de compressão ficaram para os grupos G3.

No osso trabecular, podemos observar a dissipação das tensões ao longo do sitio onde está instalado o implante, de maneira geral os grupos apresentaram comportamento semelhante entre si.

5. DISCUSSÃO

5. DISCUSSÃO

A hipótese nula desse estudo, que menciona que o comprimento, diâmetro e angulação dos implantes distais não influencia o comportamento biomecânico em próteses totais fixas implantossuportadas mandibulares foi rejeitada. O presente estudo comparou seis possíveis configurações para a reabilitação protética total implantossuportada mandibular e os resultados das tensões analisadas se comportaram de maneira diferente para cada grupo estudado.

A longevidade dos implantes dentários é fator primordial para o sucesso dos tratamentos reabilitadores protéticos implantossuportados, as tensões geradas durante os atos funcionais orais do paciente são transferidas para o tecido ósseo circundante, e essas tensões são relacionadas principalmente pelo tipo de carga a qual esses implantes são submetidos, a interface osso-implante, comprimento e diâmetro dos implantes, *design* e características da superfície do implante, qualidade e quantidade do tecido ósseo remanescente (Borie et al., 2015). Em implantes dentários, a sobrecarga pode causar concentrações de tensões que exacerbam a capacidade de suporte fisiológico ósseo, causando assim o início do processo de reabsorção óssea (Akça et al., 2002).

Pensando no comportamento biomecânico envolvido nesse tipo de tratamento protético reabilitador, Maló e colaboradores (2003) introduziram à comunidade científica o conceito da técnica “All-on-four”, que consiste na instalação de 4 implantes na região interforaminal, 2 implantes anteriores posicionados axialmente, e 2 implantes distais instalados com inclinação de 30°, minimizando o tamanho do cantiléver (Maló, 2005; Patzelt et al., 2014). Apesar dessa configuração de tratamento reabilitador estar bem sedimentada na literatura, é necessária uma investigação mais apurada a respeito do comportamento biomecânico. Esse é o fator determinante no resultado final e do sucesso em longo prazo do tratamento com próteses totais mandibulares implantossuportadas.

Os resultados obtidos pelo método de correlação de imagens digitais no presente estudo podem ser analisados de forma qualitativa para cada grupo estudado, nas quais as tensões compressivas são visualizadas na região cervical dos modelos estudados, representadas nas imagens pelas cores em tons de azul (cores frias) mais evidentes nos modelos G1 e G3. Na região central dos modelos, representada pela cor branca, é a zona neutra das tensões e na região apical dos modelos, observa-se tensões de tração, representadas pelas cores em tons de vermelho (cores quentes), mais evidentes nos modelos G4 e G5 quando submetidos ao carregamento.

Um dos objetivos deste trabalho foi verificar a influência da angulação dos implantes na concentração de tensões. Por meio da metodologia CID, pode-se observar que para a região de interesse Cervical 1 (C1), quando são comparadas as angulações (0° , 17° e 30°) para os implantes de 11 mm, se observa que os maiores valores de tensão de compressão são para os implantes inclinados em 30° no grupo G1 (-1451,62 μ s), seguido de implantes instalados em 17° e 0° . Quando comparamos os implantes de 9mm, observa-se que a inclinação do implante distal em 17° apresenta a maior concentração de tensão em relação aos implantes instalados em 30° , isso nos mostra que a angulação dos implantes distais sugere aumento da concentração de tensões de compressão no osso cortical. O mesmo comportamento é visto na região Cervical C2, onde a angulação dos implantes proporciona maior concentração de tensão, sendo que a maior concentração de tensão de compressão para essa região de interesse é encontrada no grupo G4 (-2381,38 μ s). Uma característica importante e que deve ser levada em consideração em estudos de comportamento biomecânico de implantes dentários é a fisiologia óssea, ou seja, a reação dos tecidos ósseos frente à transmissão e concentração de cargas oriundas de carregamentos oclusais. Quando se observa o tecido ósseo cortical frente a tensões de tração, a resistência do tecido ósseo tende a diminuir (Bozkaya et al., 2004). Isso é justificado pela ação das forças de compressão que empurram os corpos uns contra os outros e tendem a manter a integridade da interface osso-implante, enquanto que às forças de tração tendem a romper essa interface. Esses dados são importantes, pois nos mostram que o tecido ósseo cortical frente às tensões de tração sofre o rompimento da interface osso-implante, sendo portando mais destrutivas em análise biomecânica (Bozkaya et al., 2014).

Quando analisamos os dados das regiões A1 e A2, observa-se que na região A1, para os grupos com implantes de 11 mm, não existe diferença na concentração de tensões para os implantes instalados em 30° e 17° , mas mostra que os implantes angulados apresentam valores de tensão de tração, e os implantes retos apresentam tensão de compressão. Os resultados expostos mostram que as tensões de compressão e tração estão relacionadas à angulação em que os implantes são instalados. Quando são analisados os implantes de 9 mm observa-se que os implantes retos e 30° apresentam forças de tração, (383,86 μ s) e (897,01 μ s), respectivamente, e os angulados em 17° apresentam maiores valores de tensão de compressão (-237,11 μ s). Esse comportamento pode ser explicado, devido à instalação de implantes de menor comprimento, mostrando que há correlação entre tamanho do implante e a área analisada.

Na região de interesse A2, para os implantes de 11 mm, apenas os implantes angulados em 17° apresentam tensões de tração, o restante dos grupos apresenta tensões de compressão, sendo que o grupo G3 apresenta os maiores valores. Quando se observa os grupos com implantes de 9 mm, todos apresentaram tensão de compressão com maiores valores para o grupo G5. Na análise quanto à angulação dos implantes, pode-se observar que os implantes angulados atingiram os maiores valores de tensão para esse estudo, esses dados são semelhantes aos encontrados no estudo realizado por Tanasić et al.,(2016), foi realizada a análise biomecânica utilizando a metodologia CID, em implantes unitários instalados retos em modelos confeccionados com polimetilmetacrilato (PMMA), utilizando pilares retos e angulados, Os resultados do estudo sugerem que pilares angulados induzem maior tensão durante condições de carregamento vertical (500 N). Outro estudo realizado por Tioosi et al.(2017), utilizando a metodologia CID, avaliou o comportamento biomecânico de próteses totais suportadas por 4 e 6 implantes, utilizando barras confeccionadas em titânio e zircônia, essas próteses foram submetidas a aplicação de carga pontual de 250 N na região do pré-molar, as próteses totais suportadas por 6 implantes transferiram menos tensões em comparação com as próteses totais suportadas por 4 implantes com a presença de um cantilever, independentemente do material da barra. Isso mostra que a presença do cantilever em próteses totais implantossuportadas é fator determinante para a análise biomecânica desse tipo de tratamento reabilitador.

Outro objetivo do estudo foi de verificar a influência do comprimento do implante na transmissão de tensões aos tecidos ósseos. No estudo realizado por Peixoto et al.(2017), utilizando a metodologia CID, os autores avaliaram a influência de diferentes materiais de revestimento (porcelana e resina) e implantes curtos (5 mm) e convencionais (10 mm) na distribuição de deformação de próteses parciais fixas suportadas por implantes, os resultados mostraram que a utilização de implantes maiores apresentou melhor comportamento biomecânico se comparada aos implantes curtos, uma justificativa possível para esse resultado é que, à medida que o comprimento do implante aumenta, a área da superfície aumenta. Assim, tem sido sugerido que os níveis de tensão para determinada carga aplicada são reduzidos em implantes mais longos devido à maior área de superfície, e isso também melhora a resistência mecânica às forças mastigatórias (Bhat; Premkumar; Shenoy, 2014). Pelos resultados do presente estudo não é possível afirmar que os implantes mais curtos apresentaram maior concentração de tensão, isto pode ter ocorrido porque a diferença relacionadas ao tamanho dos implantes foram relativamente pequenas, não representando uma redução tão evidente da

superfície de contato com o tecido ósseo. Atualmente a literatura ainda é escassa quando se trata de análise de prótese totais implantossuportadas utilizando a metodologia CID.

Frost (2003) sugere que tensões entre 200 e 400 μs tendem a não causar danos na densidade óssea, assim como valores entre 4.000 e 25.000 μs , podem causar danos microscópicos ao tecido ósseo. Anteriormente, o mesmo autor (Frost, 1992), sugeriu que valores acima de 4.000 μs indicam sobrecarga à estrutura óssea, gerando, assim processo patológico. O trabalho realizado por Duyck, em 2001, utilizando método de elementos finitos, sugeriu que o valor para o início da reabsorção óssea é de 4.200 μs , não diferenciando do estudo anterior de Frost, em 1992. Em 2001, os autores Melsen & Land, realizaram um estudo em macacos, os resultados mostraram que os limites de tensão para que ocorra a reabsorção óssea estavam entre 3.400 e 6.600 μs , esses limites são consideravelmente mais altos em relação a outros estudos na mesma linha de pesquisa.

Baseado nos resultados do presente estudo e nas informações citadas pelos estudos anteriores foi observado que as tensões nas quatro regiões de interesse (C1, A1, C2 e A2), não apresentaram valores que representem risco de início de processos de reabsorção óssea. Nas áreas de interesse apicais (A1 e A2) o maior valor de tensão registrado foi de 897,01 μs para a região A1, e as tensões localizadas nas áreas de interesse cervicais (C1 e C2) tiveram registro de tensão máxima de -2381,39 μs para a região C2.

Quando se analisa os resultados obtidos pelo método MEF, os valores para a tensão máxima são observados no osso cortical, onde estão instalados os implantes inclinados, independente do grau de angulação ou do comprimento dos implantes com exceção do grupo G6 onde foi observada maior concentração de tensão no tecido cortical (1065 MPa), onde os implantes são posicionados sem angulação. Dados conflitantes são encontrados em estudos realizados anteriormente que mostram que a instalação de implantes inclinados, pode contribuir para o aumento nas tensões principalmente no tecido ósseo cortical (Ferreira et al., 2014; Lofaj et al., 2015). No trabalho realizado por Öztürk, Külünk, Külünk (2018), os autores utilizaram o método de elementos finitos para análise de diferentes inclinações (0°, 15°, 30°) em implantes unitários com diferentes tipos de pilares, os resultados mostraram que a maior tensão de tração, ou seja, tensão máxima principal para o osso cortical foi encontrada no grupo onde houve inclinação de 15° (51,21 MPa). As diferenças de resultados entre o estudo de Öztürk, Külünk, Külünk e o presente estudo podem estar no fato da análise ter sido feita em implantes unitários. No tecido ósseo trabecular pode-se observar que a tensão de tração é dissipada em torno de todo o implante distal e na porção apical do implante mesial. Observa-se os valores maiores de tensão

para os grupos G3 (52,4 MPa), G5 (44 MPa) e G6 (111,4 MPa). Isso mostra que o comprimento dos implantes distais tem influência na distribuição das tensões para o osso circundante, segundo Li et al, (2015), utilizando MEF, analisou a influência do comprimento, angulação dos implantes distais em próteses totais implantossuportadas, os resultados obtidos, mostraram que a utilização de implantes distais com maior comprimento possibilita a formação de um triângulo isósceles incorporado na mandíbula, formado pelo ombro do implante, o ápice do implante e a interseção entre o longo eixo do segundo pré-molar e a crista alveolar, isso possibilita redução na concentração de tensão ao redor do implante distal. Segundo a literatura, o comprimento do implante é um fator que influencia a transmissão de tensão ao tecido ósseo, estudos mostram que à medida que se aumenta o comprimento do implante, os valores de tensão ao tecido ósseo diminuem (Kong et al., 2009; El-Anwa; El-Zawahry, 2011; Bourauel et al., 2012; Almeida et al., 2015).

Dados semelhantes aos do nosso estudo foram encontrados no trabalho Öztürk e colaboradores (2018), os autores estudaram a influência da angulação em 0°, 15° e 30°, utilizando carga axial e oblíqua, utilizando o método de elemento finitos, os resultados mostraram que no geral as amostras que tiveram angulação de 15° e 30° apresentaram maior concentração de tensões no tecido ósseo cortical. Em estudo anterior realizado por Peixoto et al., (2017) utilizando o método de elementos finitos, com diferentes configurações de próteses totais implantossuportadas em mandibulares atroficas, mostrou que os implantes inclinados em 30° e 45° apresentaram os maiores valores de concentração de tensões no tecido ósseo (171,69 MPa) e (170,69 MPa), respectivamente. A explicação para esse comportamento em implantes inclinados se deve ao fato de as forças mastigatórias não serem transferidas axialmente no longo eixo do implante.

Outro objetivo do presente trabalho foi avaliar a tensões geradas nos implantes e componentes protéticos para cada grupo estudado. As tensões observadas nas barras, pilares e implantes são transmitidas ao osso adjacente, sendo que essas tensões se concentram principalmente no osso cortical, esse fator se deve pela posição do implante, que se encontra na crista óssea, além do fato do osso cortical ter maior capacidade de resistir as tensões, sendo mais rígido e denso que o osso trabecular (Duyck et al., 2000; Pita et al., 2011).

Nas barras e implantes que são confeccionadas em Co-Cr (cobalto-cromo) e Ti (Titânio) respectivamente, a análise desses materiais dúcteis, foi realizada por tensão equivalente de Von Mises (Akça et al., 2002; Misch, 2009; Ozan; Kurtulmus-Yilmaz, 2018). Na análise das barras, pode-se observar que a concentração de tensão fica localizada principalmente na região onde a

carga é aplicada, e transferindo essa tensão para a região distal do contato com o mini pilar, isso mostra que os grupos de maneira geral têm comportamentos muito semelhantes entre si, entretanto é possível observar maiores níveis de tensão em grupos que possuem implantes com inclinação, dando destaque para os grupos G2 e G5. A instalação de implantes distais retos independente do comprimento, permitiu menores níveis de tensão na barra para os grupos G3 e G6. Segundo o trabalho realizado por Fazi et al. (2011), utilizando MEF, após a inclinação distal dos implantes terminais em 17° e 34°, a tensão máxima na estrutura diminuiu 11% e 18%, respectivamente. Uma possível explicação para a divergência de resultados se deve ao fato do trabalho apresentado por Fazi et al. (2011) as próteses totais implantossuportadas, apresentarem cantiléver de 20mm, possuírem de três a cinco implantes nas suas configurações, além de diferentes angulações (34°). Li et al (2015), utilizando MEF, analisando diferentes configurações de próteses totais implantossuportadas, demonstraram que a inclinação do implante distal de 30° para 45° teve aumento de 6,5% e 2,6%, respectivamente, se comparado com o implante distal sem angulação (0°).

Outro fator importante em relação às barras é o comprimento do cantiléver distal para próteses totais fixas implantossuportadas, muitos estudos realizados anteriormente mostram que o comprimento do cantiléver tem influência na concentração de tensão (Horita et al., 2017; Ozan et al., 2018). Segundo o estudo realizado por Cid et al. (2014), o tamanho do cantiléver não deve exceder 15mm, os autores concluíram que uma extensão maior leva a uma maior reabsorção óssea no entorno do implante mais próximo ao cantiléver. Outro trabalho realizado por Silva et al. (2010) também sugere que o cantiléver deve ser evitado ou minimizado, restringindo seu comprimento em 15 mm, mostrando que em cantiléveres com tamanho maior de 15 mm ocorre maior tensão no implante distal, independente da prótese ser suportada por quatro ou seis implantes. Os resultados do presente estudo apresentaram menores valores de tensão para os grupos com implantes retos, mas vale destacar que o cantiléver dos grupos com implantes retos era de 15 mm, estando dentro dos limites recomendados pela literatura.

Quando se analisa os implantes distais utilizados nos grupos, observa-se que nos implantes angulados a concentração de tensões fica de modo geral localizada no parafuso da prótese, e no contato entre mini pilar e implante, sendo que o maior nível de tensão foi encontrado em um grupo com implante inclinado, especificamente para 30°, independente do comprimento do implante. Seguindo o mesmo padrão encontrado anteriormente nas barras os valores de menor tensão encontrados foram nos grupos onde os implantes distais estão instalados sem inclinação, ou seja, estão em 0°. Pode-se observar que os implantes sem

inclinação, a concentração de tensão fica localizada principalmente na região do contato do mini pilar e o implante, assim como, no parafuso da prótese, porém com intensidades menores, como nos grupos G3 e G6. Dados que corroboram os encontrados nesse estudo são encontrados no trabalho de Ozan; Kurtulmus-Yilmaz (2018), onde foi realizada a análise biomecânica de diferentes configurações de próteses totais implantossuportadas, variando o tamanho e angulação dos implantes distais (0° , 17° , 30° e 45°), os resultados mostraram que a tensão Von Mises nos implantes foi maior para a configuração que apresenta implantes de 30° (33.19 MPa), esse valor foi 46% maior que o grupo com os implantes sem inclinação (0°).

Quando se analisa o comprimento dos implantes, os resultados desse estudo corroboram com o estudo realizado por Tribst et al. (2018), utilizando MEF para análise de próteses totais implantossuportadas, os autores analisaram implantes com diferentes comprimentos (5, 8 e 11 mm), os resultados mostraram que houve diferença superior a 10% entre os implantes de 5 e 11 mm, mostrando que implantes com maior comprimento têm comportamento biomecânico favorável para esse tipo de tratamento reabilitador.

Um dos objetivos desse trabalho foi verificar a influência do diâmetro dos implantes distais utilizando a metodologia de correlação de imagens digitais (CID) e o método de elementos finitos (MEF), em ambas as metodologias não foi possível observar diferenças entre os diâmetros utilizados (3.75 mm e 4.0 mm). Estes resultados diferem dos dados apresentados por Okumura et al. (2010), que utilizando MEF para análise de implantes unitários com diferentes diâmetros (4,1 mm e 4,8 mm) com aplicação de carga axial de 100 N e vestibulo-lingual de 50 N, observaram que o diâmetro do implante influenciou na transmissão de tensões aos tecidos ósseos, sendo que os implantes com diâmetro de 4,1 mm apresentaram valores de tensão 50% maiores se comparados aos implantes com diâmetro de 4,8mm. Segundo os autores, esse comportamento se deve ao fato de que implante mais largos fornecem maior área de contato entre implante e o tecido ósseo, transmitindo menor tensão sob determinada carga. A possível explicação para a diferença de resultados entre o presente estudo e o realizado por Okumura et al. (2010), se deve ao fato da diferença das configurações, intensidade e direção da aplicação de carga, assumindo assim comportamentos biomecânicos diferentes.

Analisando do ponto de vista biomecânico, observa-se que as configurações para próteses totais implantossuportadas mandibulares deste estudo apresentam valores inferiores de transmissão e concentração de tensões para que ocorra o início de um processo patológico no tecido ósseo circundante ao implante dentário. Assim como os níveis de concentração de tensão nas barras e componentes estão dentro da normalidade quando comparadas com estudos

anteriores. Cabe ao profissional optar pela instalação de implantes inclinados ou retos, não somente em uma análise biomecânica, mas também em uma análise multifatorial.

É válido ressaltar que os resultados obtidos são provenientes metodologias *in vitro* que possuem limitações. Quando analisamos a metodologia de correlação de imagens digitais (CID), pode-se observar que a análise é realizada na superfície do modelo, não sendo possível fazer a diferenciação entre o tecido ósseo cortical e trabecular, porém a metodologia CID nos proporciona realizar a análise biomecânica com elementos reais e dentro de uma simulação mais próxima da realidade clínica. Na metodologia de elementos finitos (MEF), pode-se observar a limitação na construção dos modelos estudados, pois exige grande esforço computacional, fato este que justifica a introdução de modelos simplificados, porém proporciona repetir quantas vezes for necessário a metodologia, pois não existe perda ou desequilíbrio das propriedades físicas dos materiais utilizados na análise. Além disso, é possível uma análise individual detalhada de cada componente da estrutura. A utilização das duas metodologias também foi realizada em estudo anterior por Tiozzi et al. (2013). Os resultados do trabalho mostraram que os valores para as concentrações de tensão foram semelhantes para as duas metodologias mostrando que a CID é uma ferramenta útil para validar modelos de elementos finitos.

Vale ressaltar que o presente estudo realizou as simulações utilizando uma mandíbula com densidade, quantidade e qualidade óssea ideal, isso justifica estudos futuros em mandíbulas e maxilas atroficas, assim como estudos clínicos para as complementação das situações avaliadas.

6. CONCLUSÕES

6. CONCLUSÕES

Com base nos resultados das avaliações da distribuição de tensões por meio das metodologias CID e EF e, considerando as limitações do presente estudo, é possível concluir que:

Metodologia CID

- Implantes inclinados apresentaram maior concentração de tensão;
- Em relação ao comprimento dos implantes, não foram verificadas diferenças significativas na distribuição das tensões;
- Em relação ao diâmetro dos implantes, não foram verificadas diferenças significativas na distribuição das tensões;

Metodologia MEF

- Implantes inclinados apresentaram maior concentração de tensão;
- A utilização de implantes mais longos na região distal apresentou melhor distribuição de tensões;
- Nas barras a instalação de implantes retos, independente do comprimento, permitiu menores níveis de tensão;
- Nos implantes, foram encontrados valores maiores de tensão para implantes inclinados em 30°, sendo que os menores valores foram encontrados em implantes instalados sem inclinação.
- Em relação ao diâmetro dos implantes, não foram verificadas diferenças significativas na distribuição das tensões;

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

1. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P-I, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(4):347-59.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387-416.
3. Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2):115-21.
4. Akca K, Cehreli MC. Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis. *Med Biol Eng Comput.* 2006;44(7):527-35.
5. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1(1):11-25.
6. Almeida, Erika O., et al. Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17: e332-e342.
7. Amin, S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res.* 2017; 28(11): 1360-1367.
8. Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: The Toronto study. *Int J Prosthodont.* 2004;17(4):417-24.
9. Babbush CA. ITI endosteal hollow cylinder implant systems. *Dent Clin North Am.* 1986;30(1):133-49.
10. Bacchi A, Consani RLX, Mesquita MF, dos Santos MB. Influence of different mucosal resiliency and denture reline on stress distribution in peri-implant bone tissue during osseointegration. A three-dimensional finite element analysis. *Gerodontology.* 2012;29(2):e833-7.
11. 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.* 2008;100(6):422-31.
12. Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *J Prosthet Dent.* 2013;109(1):9-21.

13. Branemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lundkvist S, Rockler B. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomaterials*. 1983 Jan;4(1):25-8.
14. Barbosa, JM, Fatigue Failure of External Hexagon Connections on Cemented Implant-Supported Crowns. *Implant Dent.*. 2018;(27) 2:165-170.
15. Basciftci FA, Korkmaz HH, Üşümez S, Eraslan O. Biomechanical evaluation of chincup treatment with various force vectors. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2008;134(6):773–81.
16. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent*. 1995;74(1):51–5.
17. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, Francetti L. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(3):511-7.
18. Ben-Ur Z, Patael H, Cardash HS, Baharav H. The fracture of cobalt-chromium alloy removable partial dentures. *Quintessence Int (Berlin, Ger 1985)*. 1986;17(12):797.
19. Vidya Bhat S, Premkumar P, Kamalakanth Shenoy K. Stress distribution around single short dental implants: A Finite element study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2014;14(1); 161-167.
20. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão VAR. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Mater Sci Eng C*. 2016; 69:715–25.
21. Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Med Eng Phys*. 2009;31(7):806–15.
22. Bourauel C, Aitlahrach M, Heinemann F, Hasan I. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implants: extensive study of commercial implants. *Biomed Tech (Berl)*. 2012;57(1): 21-32.
23. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977; 16:1–132.
24. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Brinemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, eds. *Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry*: Quintessence; Chicago,1985; 199-209.

25. Cariello, MP. Análise fotoelástica e extensométrica das tensões induzidas por estruturas de prótese sobre implantes fabricadas pelas técnicas monobloco, soldagem de borda e método CAD/CAM. 2009. 99 p. Tese (doutorado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Piracicaba, SP.
26. Çehreli MC, Akça K. Narrow-diameter implants as terminal support for occlusal three-unit FPDs: a biomechanical analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2004;24(6): 513-9.
27. Cid RM, Stanley K, Cordero EB, Benfatti CA, Bianchini MA. Influence of cantilever length and type of arch antagonist on bone loss in total implant-supported prostheses. *Acta Odontol Latinoam*. 2014; 27(3): 131-136.
28. Correa S, Ivancik J, Isaza JF, Naranjo M. Evaluation of the structural behavior of three and four implant-supported fixed prosthetic restorations by finite element analysis. *J Prosthodont Res*. 2012;56(2):110-9.
29. Ekelund JA, Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on Branemark system implants over more than 20 years. *Int J Prosthodont*. 2003;16(6):602-8.
30. El-Anwar M., El-Zawahry M. A three-dimensional finite element study on dental implant design. *J Genet Eng Biotechnol*. 2011;(9)1: 77-82.
31. Lofaj F, Kučera J, Németh D, Kvetková L. Finite element analysis of stress distributions in mono- and bi-cortical dental implants. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2015; 50(5): 85-96.
32. Faegh S, Müftü S. Load transfer along the bone-dental implant interface. *J Biomech*. 2010;43(9):1761-70.
33. Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(4):752-9.
34. Ferreira MB, Barão VA, Delben JA, Faverani LP, Hipólito AC, Assunção WG. Non-linear 3D finite element analysis of full-arch implant-supported fixed dentures. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2014; 38(1): 306-14.
35. Ford TG. The heat-activated solderless passivation (HASP) technique for correcting nonpassive-fitting bars without soldering. *Implant Dent*. 2003;12(1):11-7.
36. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(2): 142-6.
37. Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585-98.

38. Goel VK, Panjabi MM, Patwardhan AG, Dooris AP, Serhan H. Test protocols for evaluation of spinal implants. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88(2):103–9.
39. Goiato MC1, Pellizzer EP, da Silva EV, Bonatto LR, dos Santos DM. Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. *Oral Maxillofac Surg.* 2015;(19)3: 229–242.
40. Gomes EA, Diana HH, Oliveira JS, Silva-Sousa YTC, Faria ACL, Ribeiro RF. Reliability of FEA on the results of mechanical properties of materials. *Braz Dent J.* 2015;26(6):667–70.
41. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1999;81(5):537–52.
42. Hadi A-M, Yilmaz B, McGlumphy E, Brantley W, Johnston WM. In vitro fit of CAD-CAM complete arch screw-retained titanium and zirconia implant prostheses fabricated on 4 implants. *J Prosthet Dent.* 2018;119(3):409–16.
43. Harcourt HJ. The effects of variation in cooling rates and heat treatment on cobalt-chromium alloys. *Brit Dent J.* 1964;116(11):475–83.
44. Hatamleh MM, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. 3D-FE analysis of soft liner–acrylic interfaces under shear loading. *Dent Mater.* 2011;27(5):445–54.
45. He Y, Fok A, Aparicio C, Teng W. Contact analysis of gap formation at dental implant-abutment interface under oblique loading: A numerical-experimental study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019;21(4): 741-752.
46. Henriques, GEP. Resistência a fadigas de ligas do sistema Co-Cr, submetidas ou não a procedimentos de refusão e soldagem. 1995. 128f. Tese (doutorado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Piracicaba, SP.
47. Horita S, Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Imai Y, Kirita T. Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the “All-on-Four” concept. *J Prosthodont Res.* 2017;61(2):123–32.
48. Hulterstrom M, Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1991;6(4):475–80.
49. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(S2):8–18.
50. Jacques LB, Moura MS, Suedam V, Souza EA, Rubo JH. Effect of cantilever length and framework alloy on the stress distribution of mandibular-cantilevered implant-supported prostheses. *Clin Oral Implant Res.* 2009;20(7):737–41.

51. Jasmine MIF, Yezdani AA, Tajir F, Venu RM. Analysis of stress in bone and microimplants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations: A 3-dimensional finite element analysis study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2012;141(1):71–80.
52. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(1):29–36.
53. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(3):303–11.
54. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(3).
55. Jemt T. Fixed implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. A five-year follow-up report. *Clin Oral Implants Res.* 1994;5(3):142–7.
56. Kanbara R, Nakamura Y, Ochiai KT, Kawai T, Tanaka Y. Three-dimensional finite element stress analysis: The technique and methodology of non-linear property simulation and soft tissue loading behavior for different partial denture designs. *Dent Mater J.* 2012;31(2): 297-308.
57. Karaman T, Ulku SZ, Zengingul AI, Guven S, Eratilla V, Sumer E. Evaluation and comparison of the marginal adaptation of two different substructure materials. *J Adv Prosthodont.* 2015;7(3):257–63.
58. Kayabaşı O, Yüzbasıoğlu E, Erzincanlı F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Adv Eng Softw.* 2006;37(10):649–58.
59. Kirsch A. The two-phase implantation method using IMZ intramobile cylinder implants. *J Oral Implant.* 1983; 11(2):197–210.
60. Kong L, Gu Z, Hu K, Zhou, H, Liu, Y, Liu, B. Optimization of the implant diameter and length in type B/2 bone for improved biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *Adv Eng Softw,* 2009;(40)9: 935-940.
61. Kurniawan D, Nor FM, Lee HY, Lim JY. Finite element analysis of bone–implant biomechanics: refinement through featuring various osseointegration conditions. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2012;41(9):1090–6.
62. Lekholm, U; Zarb, GA. Patient selection and preparation. In: Branemark, PI; Zarb, GA; Albrektsson, T. *Tissue-integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry:* Quintessence Publication Co. 1985:199-209.
63. Lewis AJ. Dendritic crystallization. *Aust Dent.J.* 1978; 23(4):356-358.

64. Li J, Fok ASL, Satterthwaite J, Watts DC. Measurement of the full-field polymerization shrinkage and depth of cure of dental composites using digital image correlation. *Dent Mater.* 2009;25(5):582–8.
65. Li X, Cao Z, Qiu X, Tang Z, Gong L, Wang D. Does matching relation exist between the length and the tilting angle of terminal implants in the all-on-four protocol? stress distributions by 3D finite element analysis. *J Adv Prosthodont.* 2015;7(3):240–8.
66. Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2009;2(5):410–32.
67. Lin T-S, Tsai F-D, Chen C-Y, Lin L-W. Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2013;143(2):182–9.
68. Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(4):329–36.
69. Liu T, Mu Z, Yu T, Wang C, Huang Y. Biomechanical comparison of implant inclinations and load times with the all-on-4 treatment concept: a three-dimensional finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2019;22(6):585–94.
70. 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.* 2006;33(1):75–8.
71. Malhotra AO, Padmanabhan T V, Mohamed K, Natarajan S, Elavia U. Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an all-on-four situation. *Aust Dent J.* 2012;57(4):440–5.
72. Malo P, de Araujo Nobre M, Lopes A. The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. *J Prosthet Dent.* 2007;97(6): S26–34.
73. Maló P, de Araujo Nobre M, Petersson U, Wigren S. A pilot study of complete edentulous rehabilitation with immediate function using a new implant design: case series. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;8(4):223–32.
74. Malo P, Rangert B, Nobre M. “All-on-Four” immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5 Suppl 1:2–9.
75. Malo P, Rangert B, Nobre M. “All-on-Four” immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;(5) 1:2–9.

76. Mazaro JV1, da Silva CR, Filho HG, Zavanelli AC, de Mello CC, Lemos CA, Pellizzer EP. Stress Analysis of Axial and Tilted Implants in Full-arch Fixed Dentures Under Different Abutment Conditions. *J Craniofac Surg.* 2016;27(3): e249-52.
77. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(4):519–26.
78. Morris HF, Asgar K, Rowe AP, Nasjleti CE. The influence of heat treatments on several types of base-metal removable partial denture alloys. *J Prosthet Dent.* 1979;41(4):388–95.
79. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent.* 1992;68(6):949–56.
80. 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.* 2010;54(3):133–42.
81. Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S. Biomechanical Comparison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2018;33(1):64–71.
82. 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.* 2010; (54)3: 133-142.
83. Paffenbarger GC, Caul HJ, Dickson G. Base metal alloys for oral restorations. *J Am Dent Assoc.* 1943;30(11):852–62.
84. Palanca M, Tozzi G, Cristofolini L. The use of digital image correlation in the biomechanical area: a review. *Int Biomech.* 2016; 3(1): 1-21.
85. Papaspyridakos, P, Gallucci, GO, Chen, C-J, Hanssen, S, Naert, I, Vandenberghe, B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin. Oral Impl. Res.* 2016; 27(7): 465– 472.
86. Papaspyridakos, P, Hirayama, H, Chen, C-J, Ho, C-H, Chronopoulos, V, Weber, H-P. Full-arch implant fixed prostheses: a comparative study on the effect of connection type and impression technique on accuracy of fit. *Clin. Oral Impl. Res.* 2016; 27(9): 1099– 1105.
87. Pardal-Peláez B, Montero J. Preload loss of abutment screws after dynamic fatigue in single implant-supported restorations. A systematic review. *J Clin Exp Dent.* 2017; (9)11: e1355-e1361.
88. Peixoto HE, Camati PR, Faot F, Sotto-Maior BS, Martinez EF, Peruzzo DC. Rehabilitation of the atrophic mandible with short implants in different positions: A finite elements study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2017; (1) 80:122–8.

89. Peixoto RF, Macedo AP, Martinelli J, Faria ACL, Tiozzi R, Ribeiro RF, de Mattos MDGC. A Digital Image Correlation Analysis of Strain Generated by 3-Unit Implant-Supported Fixed Dental Prosthesis: An In Vitro Study. *Implant Dent.* 2017; 24(4); 567-573.
90. Pellizzer EP, Verri FR, De Moraes SLD, Falcón-Antenucci RM, De Carvalho PSP, Noritomi PY. Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon: analysis by 3-dimensional finite element method. *J Oral Implantol.* 2013;39(4):425–31.
91. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(3):241–7.
92. Rangert B, Krogh PHJ, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(3): 326-34.
93. Reedy, JN. An introduction to the finite element method. 2^a ed. New York: McGraw Hill 1993, p. 3-16.
94. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(2):35–51.
95. Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent.* 1997;78(6):596–604.
96. Rodriguez AM, Rosenstiel SF. Esthetic considerations related to bone and soft tissue maintenance and development around dental implants: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the American Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2012;108(4):259–67.
97. Romeo E, Lops D, Amorfini L, Chiapasco M, Ghisolfi M, Vogel G. Clinical and radiographic evaluation of small-diameter (3.3-mm) implants followed for 1–7 years: a longitudinal study. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(2):139–48.
98. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12(2):105–13.
99. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *J Prosthet Dent.* 2007;97(2):85–92.
100. Schiffleger BE, Ziebert GJ, Dhuru VB, Brantley WA, Sigaroudi K. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. *J Prosthet Dent.* 1985;54(6):770–6.
101. Sertgoz A, Guvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent.* 1996;76(2):165–9.

102. Shackleton JL, Carr L, Slabbert JCG, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent*. 1994;71(1):23–6.
103. Shbeh M, Oner E, Al-Rubaye A, Goodall R. Production and Digital Image Correlation Analysis of Titanium Foams with Different Pore Morphologies as a Bone-Substitute Material. *Adv Mater Sci Eng*. 2019; 14.
104. Silva GC, Mendonça JA, Lopes LR, Landre J Jr. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; (25)2: 239-4.
105. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983;49(6):843–8.
106. Suedam V, Moretti Neto RT, Sousa EAC, Rubo JH. Effect of cantilever length and alloy framework on the stress distribution in peri-implant area of cantilevered implant-supported fixed partial dentures. *J Appl Oral Sci*. 2016;24(2):114–20.
107. Suedam V, Souza EA, Moura MS, Jacques LB, Rubo JH. Effect of abutment's height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantilevered implant-supported prosthesis. *Clin Oral Implant Res*. 2009;20(2):196–200.
108. Tanasić I, Šarac D, Mitrović N, Tihacek-Šojić L, Mišković, Ž, Milić-Lemić A, Milošević M. Digital Image Correlation Analysis of Vertically Loaded Cylindrical Ti-Implants with Straight and Angled Abutments." *Experimental Techniques*. 2016;(40)4: 1227-1233.
109. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil*. 1998;25(4):299–303.
110. Tiozzi R, Lin L, Rodrigues RC, Heo YC, Conrad HJ, de Mattos Mda G, et al. Digital image correlation analysis of the load transfer by implant-supported restorations. *J Biomech*. 2011;44(6):1008–13.
111. Tiozzi, R, Gomes, ÉA, Faria, ACL, Rodrigues, RCS, Ribeiro, RF. Biomechanical behavior of titanium and zirconia frameworks for implant-supported full-arch fixed dental prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2017; 19(5): 860– 866.
112. Tribst JPM, Dal Piva AM de O, Borges ALS. Biomechanical tools to study dental implants: a literature review. *Brazilian Dent Sci*. 2016;19(4):5–11.
113. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J*. 2009;28(4):373–81.
114. Türker N, Büyükkaplan US, Sadowsky SJ, Özarslan MM. Finite Element Stress Analysis of Applied Forces to Implants and Supporting Tissues Using the “All-on-Four” Concept with Different Occlusal Schemes. *J Prosthodont*. 2019;28(2):185–94.

115. van Lenthe GH, Stauber M, Müller R. Specimen-specific beam models for fast and accurate prediction of human trabecular bone mechanical properties. *Bone*. 2006;39(6):1182–9.
116. Van Noort R, Lamb DJ. A scanning electron microscope study of CoCr partial dentures fractured in service. *J Dent*. 1984;12(2):122–6.
117. van Zyl PP, Grundling NL, Jooste CH, Terblanche E. Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(1):51–7.
118. Verri FR, Cruz RS, de Souza Batista VE, Almeida DA, Verri AC, Lemos CA, Santiago Júnior JF, Pellizzer EP. Can the modeling for simplification of a dental implant surface affect the accuracy of 3D finite element analysis? *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2016;19(15):1665–72.
119. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont*. 1999;12(2): 167-78.
120. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(1):19–31.
121. White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent*. 1994;71(5):493–9.
122. Worthington P, Bolender CL, Taylor TD. The Swedish system of osseointegrated implants: problems and complications encountered during a 4-year trial period. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1987;2(2).
123. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent*. 1990;64(2):185–94.