



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

VINÍCIUS ANÉAS RODRIGUES

**AVALIAÇÃO DAS MICRODEFORMAÇÕES AO REDOR DE
IMPLANTES, NA UTILIZAÇÃO DE PILARES PROTÉTICOS
RETOS E ANGULADOS 17° E 30°, SOB A INFLUÊNCIA DE
APLICAÇÃO DE CARGAS**

2017

VINÍCIUS ANÉAS RODRIGUES

**AVALIAÇÃO DAS MICRODEFORMAÇÕES AO REDOR DE
IMPLANTES, NA UTILIZAÇÃO DE PILARES PROTÉTICOS RETOS E
ANGULADOS 17° E 30°, SOB A INFLUÊNCIA DE APLICAÇÃO DE
CARGAS**

Tese apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para a obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Área de Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Tit. Renato Sussumu Nishioka

São José dos Campos

2017

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2017]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Rodrigues, Vinícius Anéas

Avaliação das microdeformações ao redor de implantes, na utilização de pilares protéticos retos e angulados 17° e 30°, sob a influência de aplicação de cargas / Vinícius Anéas Rodrigues. - São José dos Campos : [s.n.], 2017.
77 f. : il.

Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2017.

Orientadora: Renato Sussumu Nishioka.

1. Implante dentário. 2. Prótese dentária. 3. Análise de elementos finitos. I. Nishioka, Renato Sussumu, orient. II. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. III. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. IV. Universidade Estadual Paulista (Unesp). V. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Tit. Renato Sussumu Nishioka

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Adj. Sergio Eduardo de Paiva Gonçalves

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Tit. Alfredo Mikail Melo Mesquita

Universidade Paulista (UNIP)

Câmpus de São Paulo

Profa. Dra. Lucilene Hernandes Ricardo

Prof. Dr. Luis Gustavo Oliveira de Vasconcellos

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 02 de Agosto de 2017.

DEDICATÓRIA

Aos meus tios, **Marília Anéas Rodrigues** e **Osmar Brandão de Almeida**, pela dedicação, carinho e força, por estarem sempre ao meu lado me incentivando em todos os momentos.

A minha mãe, **Consuelita Anéas Rodrigues**, por me abençoar com a graça da vida, seu exemplo de vida me deu forças para enfrentar cada obstáculo encontrado nesta trajetória.

A minha esposa, Farmacêutica **Alessandra da Silva Bernardo**, por todo carinho e incentivo ao longo de todo esse percurso. Seu apoio foi fundamental para que eu finalizasse esse trabalho. Meu sonho me impulsionou até aqui, mas isso só foi possível porque seu amor foi o meu combustível.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao prof. Tit. **Renato Sussumu Nishioka**, meu muito obrigado por compartilhar comigo seus conhecimentos e suas experiências. Muitos foram os ensinamentos obtidos ao longo desses anos. Sua ajuda transformou este trabalho e a oportunidade a mim concedida em ser seu orientado transformou a minha vida.

Ao prof. Dr. **Oswaldo Daniel Andreatta Filho**, seu incentivo e apoio foram fundamentais no início desta jornada acadêmica.

AGRADECIMENTOS

Ao Instituto de Ciências e Tecnologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, através de seu Diretor, Prof. Tit. Estevão Kimpara

*Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora coordenado pelo Prof. Adj. **Alexandre Luiz Souto Borges** e ao coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora Especialidade Prótese Dentária Prof. Titular **Marco Antonio Bottino**.*

Aos professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, pelos conhecimentos transmitidos.

Ao Prof. Dr. Luis Gustavo Oliveira de Vasconcellos , Prof. Dr. Dimas Renó de Lima e prof^{ta}. Renata Marques, pelos conhecimentos transmitidos durante todo o meu curso.

*A equipe técnica do departamento de prótese dentária **Marcio Eduardo Marques, Tháís Cachuté Paradella, Fernando Pontes, Marco Antônio C Alfredo e Lilian Maria de A. Vilela**, Pela colaboração na execução deste trabalho.*

*A toda equipe do laboratório de prótese dentária **Nogueira Laboratório** em nome do técnico responsável **Gilson Serra Nogueira Junior**, pela contribuição e tempo despendido para a elaboração desta pesquisa.*

A comissão de aperfeiçoamento de pessoal de nível superior (CAPES), pela bolsa concedida durante o curso.

*Aos meus amigos da pós-graduação, principalmente **João Paulo Mendes Tribst, Leandro Ruivo de Santis, Carlos Eduardo Datte, Amanda Maria Dal Piva, Nathália Ramos, Gabriela Freitas Ramos, Júlio Luz, Ligia Tiaki,** obrigado pelo incentivo, apoio e parceria durante toda a elaboração deste trabalho.*

*Aos parceiros da vida **Claudio Fernandes Bordin, Francisco Moreira de Lima Junior, Eurico Candido de Oliveira Junior, Viviane Anéas Rodrigues,** pelo companheirismo e incentivo.*

*Aos **professores membros da banca de avaliação,** pelo tempo despendido com a leitura e formação de críticas para o enriquecimento deste trabalho.*

*Em especial a **Deus,** por ter colocado essas e outras muitas pessoas especiais em meu caminho, que diretamente ou indiretamente contribuíram para engrandecer esse trabalho.*

“O segredo do sucesso é a constância do propósito”.

Benjamin Disraeli

SUMÁRIO

RESUMO	10
ABSTRACT	12
1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DE LITERATURA	16
2.1 Fisiologia óssea e efeito das cargas oclusais	16
2.2 Análise por elementos finitos.....	19
2.3 Análise por extensometria	22
3 PROPOSIÇÃO	29
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	30
4.1 Modelos Tridimensionais.....	30
4.1.1 Pré-processamento	30
4.1.2 Sistema de carregamento.....	34
4.2 Confeção do modelo experimental.....	38
4.2.1 Obtenção dos blocos de poliuretano	39
4.2.2 Instalação dos implantes e dos pilares protéticos.....	41
4.2.3 Obtenção do padrão da estrutura em resina acrílica	44
4.2.4 Inclusão e fundição do padrão de resina.....	46
4.2.5 Colagem dos extensômetros	48
4.2.6 Aplicação de cargas.....	49
4.3 Delineamento experimental.....	51
4.4 Análise estatística	51
5 RESULTADOS.....	52
5.1 Análise por elementos finitos.....	52
5.2 Análise por extensometria linear	59
6 DISCUSSÃO	65

7 CONCLUSÃO	70
REFERÊNCIAS	71

Rodrigues VA. Avaliação das microdeformações ao redor de implantes, na utilização de pilares protéticos retos e angulados 17° e 30°, sob a influência de aplicação de cargas [tese]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2017.

RESUMO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi analisar a distribuição das microdeformações geradas ao redor de implantes de hexágono externo, sob a influência da utilização de intermediários do tipo mini pilares cônicos retos e angulados 17° e 30°, sob cargas axiais e não axiais, por meio da análise de elementos finitos e extensometria. Os modelos tridimensionais foram criados simulando três blocos de poliuretano, os quais receberam três implantes cada, um grupo perpendicular e outros dois com fixações inclinadas em 17° e 30°. Para o estudo também foram modelados os intermediários do tipo mini pilar cônico reto e angulados e uma supraestrutura metálica padronizada para ambos os grupos, os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e lineares. Após a confecção, as geometrias foram exportadas em malhas para o software de análises (ANSYS 15.0, ANSYS Inc., Houston, USA), um carregamento axial de 30 kgf foi aplicado e os valores de tensão e as microdeformações foram analisados. Para análise *in vitro*, foram confeccionados blocos idênticos aos desenhados anteriormente. Foram colados sete extensômetros na superfície dos blocos, quatro tangenciando cada um dos implantes e três na transversal dos implantes. Coifas plásticas foram adaptadas a um enceramento padronizado e depois fundidas. A supraestrutura metálica foi parafusada com torque de 10 N.cm. Para aplicação de cargas foi utilizado um dispositivo de aplicação de cargas (DAC) com uma carga de 30 kgf. durante 10 segundos. Os dados obtidos foram submetidos aos testes ANOVA e Tukey ($p < 0,05$). Observou-se diferença estatística para os fatores “Angulação do implante” ($P=0,000$) e o fator “Ponto de aplicação de carga” ($P=0,000$). Os dados obtidos pela análise de elementos finitos foram apresentados como: resultados qualitativos de tensão que foram analisados seguindo o esquema de cores da escala e resultados de valores de deformação, apresentados em gráficos, onde se observou maior concentração de tensão nos implantes inclinados em 30° localizados nos pontos não axiais 3 e 5 mm, o mesmo ocorreu com os valores de deformação encontrados na superfície ao redor dos implantes. O estudo concluiu que os implantes inclinados apresentaram maiores valores de microdeformações ao redor dos implantes, sendo as aplicações de cargas não axiais nos pontos 3 e 5 mm responsáveis por produzirem aumento na magnitude. Apenas o grupo reto 0° apresentou

resultados dentro do limite fisiológico em todas as configurações de aplicação de carga.

Palavras-chave: Implante dentário. Prótese dentária. Análise de elementos finitos.

Rodrigues VA. *Evaluation micro strain around implants in the use of straight and angled abutments 17° and 30°, under the influence of loads [doctorate thesis]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2017.*

ABSTRACT

The objective of this in vitro study was to analyze microstrains distribution generated around external hexagon implants, under the influence of intermediary prosthetic components as straight, 17° and 30° angled miniconical abutments, under axial and non-axial loads, by finite elements and strain-gauge analysis. The three-dimensional models were created simulating three polyurethane blocks, being installed three implants each, one perpendicular group and another two with inclined fixations at 17° and 30°. For the study were also created straight and angled miniconical abutments and a standardized metallic superstructure for both groups. The materials were considered symmetrical, isotropic and solid. After the preparation, the geometries were exported in mesh to the analysis software (ANSYS 15.0, ANSYS Inc., Houston, USA). An axial load of 30 kgf was applied and the values of main maximum stress and microstrains were analyzed. For in vitro analysis, blocks identical to those created previously were made, seven strain-gauges were placed on the surface of the block, four tangential to each of the implants and three transverse to the implants. Plastic copings were adapted to a wax pattern and then cast. The metallic superstructure was screwed with a torque of 10 N.cm. For load application, a load application device (DAC) with a load of 30 kgf was used, for 10 seconds. Data were submitted to ANOVA and Tukey tests ($p < 0.05$). Statistical difference was observed for "Implant angulation" factors ($P = 0.000$) and "Load application point" factor ($P = 0.000$). The data obtained by the finite element analysis were presented as: qualitative results of stress that were analyzed following the color scheme of the scale and results of deformation values, presented in graphs, where it observed a higher concentration of tension in the inclined implants in 30° at the non-axial points 3 and 5 mm, the same occurred with the deformation values found on the surface around the implants. The study can conclude that the inclined implants had higher values of microdeformations around the implants, and the applications of non-axial loads at points 3 and 5 mm are responsible for producing an increase in magnitude. Only the 0° straight group presented results within the physiological limit in all load application configurations.

Keywords: Dental implants. Dental prosthesis. Finite element analysis.

1 INTRODUÇÃO

A utilização de pilares protéticos angulados é uma alternativa na implantodontia frente aos desafios encontrados para reabilitar pacientes nos quais a instalação dos implantes não se apresenta em conformidade com a posição ideal para a instalação da prótese (Saab et al., 2007; Akkad, Richards, 2009; Stephens et al., 2014). Porém, a utilização desses pilares tem sido amplamente discutida em estudos, pois se sabe que um dos fatores que podem prejudicar a função dos implantes são as complicações biomecânicas, tendo em vista que o posicionamento e localização da aplicação de força em uma estrutura sobre implante afeta a magnitude das microdeformações ao redor dos implantes (Jemt et al., 2015; Vasconcellos et al., 2011; Nishioka et al., 2015, 2016).

Os implantes devem possuir um contato íntimo com o osso para possibilitar a transmissão de forças com pequena movimentação do osso e do implante, sendo esse um dos requisitos para que ocorra a osseointegração (Skalak, 1983). A osseointegração foi definida por Brånemark, como a coexistência contínua estrutural e funcional entre tecidos biológicos diferenciados que contenham componentes sintéticos determinados, que resulta em uma função clínica favorável, sem que ocorra a rejeição (Worthington, 1997).

As forças oclusais em excesso podem gerar complicações ao osso suporte, causado pelos momentos de flexão (Schwarz, 2000). As forças mastigatórias ao serem transmitidas diretamente ao osso, de acordo com sua intensidade, levam a uma remodelação óssea favorável ou até mesmo a perda óssea marginal, sendo essa força diretamente influenciada pelo posicionamento

do implante no suporte ósseo (Duyck et al., 2001; Cehreli, Iplikcioglu, 2002; Sahin et al., 2002; Hekimoglu et al., 2004; Isidor, 2006).

Estudos mostram que as cargas axiais são melhor aceitas pelo tecido ósseo, pois transmitem as tensões ao longo do implante. Já as cargas não axiais produzem maiores tensões aos tecidos peri-implantares, pois essa transmissão não ocorre de forma uniforme ao redor do longo eixo do implante. (Rangert et al., 1989,1997; Sahin et al., 2002; Isidor, 2006; Campos et al., 2014).

A utilização dos implantes angulados pode levar a uma maior tensão ao redor dos implantes, como consequências, podem ocorrer micro fraturas no osso ao redor do implante, afrouxamentos dos parafusos dos pilares e a fratura do corpo do implante (Watanabe et al., 2000). Sua escolha pode determinar a presença de deformações indesejadas ou tensão na estrutura óssea. (Brosh et al., 1998; Dubois et al., 2007; Hyo-Sook et al., 2014).

Para análise das tensões geradas ao redor dos implantes, duas principais metodologias com métodos numéricos de estudo da tensão, permitem analisarmos corretamente os dados e nos ajudam a interpretar as ocorrências clínicas (Pesqueira et al., 2014).

A análise de elementos finitos, com o uso de softwares permitem a criação de estruturas 3D, e simulações de aplicação de cargas, proporcionando uma análise computacional das tensões e distribuição de cargas (Lanza et al., 2011; Tang et al., 2012; Matsunaga et al., 2013; Sotto-Maior et al., 2014), oferecendo uma maior previsibilidade dos acontecimentos em estudos *in vitro* como a extensometria.

A extensometria linear elétrica é uma proposta concreta para avaliar a distribuição de cargas estáticas, *in vitro* (Nishioka et al., 2009, 2010, 2011; Abreu et al., 2010; Vasconcellos et al., 2011, 2013). Esses terminais elétricos podem ser colados na superfície que se deseja avaliar, como a superfície do implante, pilares ou até mesmo na superfície óssea ou de um material simulador

ósseo ao redor do implante (Akça et al., 2009; Nishioka et al., 2010, 2011; Vasconcellos et al., 2011, 2013). A mínima deformação sofrida em um material altera a resistência criada à corrente de baixa intensidade e os valores são capturados por uma unidade de leitura a fim de transformá-los em valores de deformação (Clelland et al., 1996; Kim et al., 1999).

Para uma maior elucidação do comportamento clínico, em relação às tensões geradas ao redor dos implantes, a associação dessas duas metodologias nos permite um direcionamento correto dos fatos (Pesqueira et al., 2014).

No auxílio do desenvolvimento de componentes protéticos e dos planejamentos clínicos das próteses sobre implante é de grande importância os estudos frente às cargas oclusais em relação a perda óssea marginal e distribuição das microdeformações na superfície ao redor dos implantes, principalmente quando associada a cargas não axiais e implantes inclinados.

2 REVISÃO DE LITERATURA

De acordo com a abordagem do presente estudo, esta revisão não tem a pretensão de esgotar o assunto, e sim revisar os mais relevantes estudos utilizados para avaliar a biomecânica das próteses sobre implante, distribuição de tensões ao redor de implantes e comportamento dos tecidos peri-implantares.

A elaboração desta revisão de literatura foi dividida nos seguintes tópicos:

- a) Fisiologia óssea e efeito das cargas oclusais;
- b) Análise por elementos finitos;
- c) Análise por extensometria.

2.1 Fisiologia óssea e efeito das cargas oclusais

Segundo Bryant (1998), para que ocorra a neoformação óssea, se faz necessária a existência de suprimento sanguíneo para aporte de minerais e fosfatase alcalina sobre a matriz imatura sintetizada. Os osteoblastos são células ósseas diferenciadas responsáveis pela formação óssea, já os osteoclastos são responsáveis pela reabsorção do tecido já formado a fim de utilizar o aporte de cálcio nele encontrado, realizando uma renovação constantemente do tecido.

A fim de avaliar a longevidade desses implantes, fatores como a biomecânica também ganharam importância na avaliação da sobrevida e na problemática da falha dos implantes já osseointegrados. Saadoun et al. (1993) definiram que a sobrecarga oclusal e fatores microbianos são os principais

fatores que levam ao insucesso dos implantes osseointegrados.

Em um estudo apresentado por Frost (1994) revisou-se a lei de Wolff e o comportamento das estruturas ósseas frente a estímulos. Neste estudo o autor observou que a falta de estímulo ósseo onde o valor de microdeformação encontra-se abaixo de 50 $\mu\epsilon$ inicia-se um processo de reabsorção óssea. Quando os valores se apresentam em uma faixa entre 50 e 150 $\mu\epsilon$, o processo de reabsorção é cessado e a estrutura é mantida estável. Valores acima de 1500 $\mu\epsilon$ tendem a ativar a remodelação óssea lamelar, levando a uma reformulação e reforço. Os valores acima de 3000 $\mu\epsilon$ causam uma desorganização da remodelação que geram microdanos irreversíveis ao osso. Já casos de fraturas e maiores danos se dão em valores de deformação acima de 25000 $\mu\epsilon$.

Kan et al. (2014) estudaram o padrão peri-implantar de tensão óssea sob carga oclusal, por meio de comparações com os limiares de tensões críticas apresentadas por Frost (2004), na teoria mecanostática. Dois cães foram utilizados para o estudo, nos quais foram instalados quatro implantes de 8 mm de comprimento e 4,1 mm de diâmetro. Um dispositivo de detecção de força de mordida foi utilizado para quantificar a carga oclusal *in vivo*. Após 8 semanas, os cães foram sacrificados e novas cargas foram aplicadas *in vitro*. Uma carga oclusal de 478 N foi aplicada com intervalo de 70 N para simular a média *in vivo* da carga oclusal. A cada intervalo de carga, o conjunto de dados de deformação óssea foi registrado em valores de microdeformação (strain x 10⁶). A carga média oclusal *in vivo* encontrada foi de 434 N com desvio padrão de 136 N, sendo o pico de carga oclusal registrado de 795 N. Os autores concluíram que para as microdeformações do osso atingir o limiar de sobrecarga patológica definida pela mecanostática Frost (3000 $\mu\epsilon$), uma carga de 1344 N oclusal é necessária.

A força máxima de oclusão e a sensibilidade tátil bucal, também foram observados por Mericske-Stern et al. (1995), em seu estudo foi observado que a

média para região de segundo pré- molar é de 450 N e para região de primeiro pré-molar e molar é de 300 N. Já em pacientes reabilitados com prótese fixa sobre implante foram observados valores menores, cerca de 200 N para o primeiro pré-molar e molar e 300 N para o segundo pré-molar, sendo que para ambos os casos, os maiores valores foram encontrados na região do segundo pré-molar. O limiar de detecção de pressão mínima foi mais elevado nos implantes, em relação aos dentes naturais. A média do número de erros de avaliação quando feito o teste com folhas de aço foi 3.2 para pares antagonistas dente/implante e 2.6 para dentes naturais. Os autores concluíram que o tipo de prótese e a presença de implante alteram os padrões de função oral, juntamente com o estado da dentição e aspectos psicológicos.

A capacidade de transmissão das tensões ao tecido ósseo pode sofrer alterações devido à variação das estruturas mecânicas que compõem a prótese e o implante, com isso estudos *in vitro* ganham cada vez mais visibilidade a fim de estudar o comportamento biomecânico desse tratamento reabilitador. Estudos que utilizam ferramentas da bioengenharia surgem para responder a influência do diâmetro, altura e do tipo de conexão dos implantes quanto à sua resposta biológica (Akça et al., 2009; Ding et al., 2009).

Seguindo a tendência de identificar fatores que influenciam nos valores de tensões gerados por diferentes conexões ao redor de implantes, Nishioka (2011) confirmou então que não existe diferença quanto às tensões geradas para o tecido ósseo de suporte pelos diferentes sistemas de conexões existentes para a implantodontia, o que levou outros autores a pesquisar outros possíveis fatores capazes de influenciar na distribuição e valores de tensões e microdeformações geradas no tecido ósseo ao redor de implantes.

Vasconcellos et al. (2011), por meio de estudos laboratoriais afirmou que a posição da aplicação de carga influencia nos valores de microdeformação ao redor dos implantes. Sendo assim, avaliar a alteração de posicionamento dos

implantes e pontos de aplicação de cargas se torna muito mais significativa para estudar esses fatores de tensão e microdeformação ao redor de implantes.

Seguindo essa linha de investigação Abreu et al. (2012) avaliaram as microdeformações ao redor de três implantes cônicos, variando o posicionamento dos implantes (linear e compensado) com a aplicação de cargas axiais e não axiais. Os autores concluíram que o posicionamento dos implantes influencia nos valores de microdeformação. Assim, uma nova consideração foi criada de que a angulação e a posição dos implantes é algo influente. Um estudo apresentado por Campos et al. (2014) reforça essa afirmação, tendo em vista que em seu estudo as forças oblíquas apresentaram-se mais nocivas.

Estudos voltados para avaliar a influência da angulação dos implantes e os pilares protéticos nas microdeformações ao redor de implantes ainda não estão completamente elucidados na literatura, pois dúvidas existem quanto a sua influência na distribuição das tensões no tecido ósseo (Aradya et al., 2016). Atualmente com o auxílio das ferramentas da bioengenharia tais como, análise por elementos finitos, extensometria e fotoelasticidade é possível estudar esses comportamentos biomecânicos na tentativa de promover melhor dissipação dessas cargas ao osso e soluções na mecânica das próteses e dos implantes (Pesqueira et al., 2014).

2.2 Análise por elementos finitos

O estudo das geometrias internas passou a ter importância na avaliação das tensões ao redor dos implantes com a possibilidade de desenvolvimentos de modelos 3D. Cook et al. (1982) avaliaram em seu modelo tridimensional o comportamento das tensões geradas por implantes curtos.

Os modelos matemáticos 3D apesar de desprender de bastante tempo para sua confecção, se mostra uma ferramenta muito importante para analisar as

áreas internas de contato entre osso e implante e componentes protéticos. Para justificar o tempo gasto no pré-processamento, tendo em vista que um modelo 3D é muito mais oneroso em sua confecção. Ismail et al. (1987) compararam a análise bidimensional e tridimensional em implantes laminados, e mostraram que a análise bidimensional não conseguiu simular a distribuição de tensões normais em detalhe, sendo adequado apenas para explorar distribuição de tensões principais. Os autores concluíram que o modelo tridimensional permite obtenção de resultados mais realistas.

Sendo assim, os estudos para analisar o comportamento e influência dos pilares protéticos nas tensões geradas ao osso foram introduzidos ainda mais na literatura e, em 1995, com o surgimento da necessidade de correção das angulações dos implantes osseointegrados, pilares em diversas inclinações começam a ganhar popularidade. Clelland et al. (1995) fizeram uma análise matemática tridimensional para entender a biomecânica desses componentes. Assim, um modelo de implante foi criado com 3,8 x 10 mm e incorporado na posição de incisivo central. Uma carga oclusal de 178 N foi simulada ao longo eixo da fixação sobre três diferentes pilares com 0°, 15° e 20° de ângulo. Nos resultados, os autores descreveram o aumento na magnitude da tensão e microdeformação, mesmo que dentro dos limites fisiológicos, de acordo com o aumento da inclinação e sugeriram a necessidade de novos estudos.

Ainda na avaliação de implantes inclinados, Chun et al. (2006) avaliaram em um modelo de elementos finitos, a distribuição de tensão no osso ao redor de um implante anterior superior. Utilizando 2 pilares diferentes e cargas oblíquas de 178 N que foram aplicadas na área do cingulo de ambos os modelos, os autores obtiveram o resultado de maior destaque em pequenas áreas de osso esponjoso com tensão acima do limite fisiológico (4000 $\mu\epsilon$) e diferentemente de estudos prévios, o modelo previu uma tensão óssea máxima 15% maior para o pilar reto em comparação com o pilar angulado.

Lan et al. (2008) por meio da análise por elementos finitos, estudaram as tensões de compressão ao redor de implantes quando instalados em diferentes angulações e submetidos a cargas verticais e horizontais. Foram criados oito modelos simulando uma estrutura de prótese fixa de dois elementos, unida, em diferentes posições de inclinação. Para o estudo foi simulando a aplicação de uma carga de 400 N em carregamentos verticais e horizontais. Os autores concluíram que algumas configurações de inclinação não levam a concentrações de tensões e que a configuração com implantes convergentes para oclusal em 15° permitiu melhor resposta.

Cruz et al. (2009) avaliaram a distribuição de tensões ao redor de implantes simulando dois métodos de instalação, em linha e em configuração offset. Os implantes receberam uma simulação de uma prótese metalocerâmica com a anatomia de um pré-molar. Uma mesma carga foi simulada para ambos os casos, 100 N para carga axial e 20 N para carga horizontal. Todas as simulações foram aplicadas no centro da coroa. Após as análises, os autores concluíram que a técnica de inclinação dos implantes não induziu diferença nas tensões geradas ao redor dos implantes quando comparado aos implantes em linha.

Martini et al. (2012), avaliaram a distribuição de tensões ao redor do osso peri-implantar na região anterior da maxila utilizando-se dois diferentes pilares com diferentes angulações e duas condições diferentes de carga. Quatro modelos matemáticos foram criados, sendo dois modelos com inclinação de 15° e dois modelos com pilares retos, submetidos à carga de 100 N axial e oblíquo a 45°. Os autores concluíram que a influência da mudança de plataforma foi mais evidente no osso cortical em comparação ao osso medular; pilares retos apresentaram maior tensão, independentemente da carga; e o carregamento a 45° gerou maior valor de tensão ao redor do implante.

Hanaoka et al. (2014) analisaram a distribuição de tensões na região cortical e osso trabecular, comparando implantes com sistemas de hexágono interno e cone Morse. O estudo simulou uma situação de instalação dos implantes no osso maxilar, representando em 3D a tábua óssea vestibular e lingual. Carregamentos axiais de 100 N e não axiais de 50 N foram aplicados simulando uma carga oclusal. Os autores concluíram que em ambos os tipos de implantes a distribuição de tensão foi semelhante em osso cortical e trabecular, dentro do limite fisiológico, porém foram ampliadas quando a carga oblíqua foi aplicada. O implante cone Morse por se apresentar mais submerso no osso cortical reduziu o valor de tensão na região superficial.

Tiozzi et al. (2013) utilizando da correlação de imagem digital, publicaram um trabalho validando a metodologia da análise por elementos finitos, uma vez que a mesma de fato não havia sido avaliada para estudos na área de odontologia. Essa validação da metodologia permite maior segurança para sua utilização e mostra que os modelos tornam-se mais fiéis a cada ano e menos simplificados.

2.3 Análise por extensometria

A análise por meio da extensometria em estudos *in vivo* e *in vitro* tem se mostrado bastante efetiva no estudo dos comportamentos dos implantes, mesmo havendo limitações na reprodução das condições bucais nos estudos *in vitro*, os resultados obtidos nesses estudos podem elucidar o comportamento dos implantes e próteses na condição bucal. Assim Glantz et al. (1993) compararam em seu estudo as microdeformações funcionais em uma prótese parcial fixa sobre implante em situação *in vivo* e *in vitro*. Após diversas análises, os autores concluíram que as situações de carregamento *in vivo* apresentaram uma alta taxa de flexão dos implantes quando comparado ao estudo *in vitro*.

Tendo em vista que os estudos utilizando extensometria apresentavam como material de simulação óssea o poliuretano, Miyashiro et al. (2011), validaram o modelo de poliuretano para simulação de tecido ósseo em estudos laboratoriais. Sua justificativa de utilização foi dada pelo módulo de elasticidade deste material estar entre os valores dos módulos de elasticidade do osso cortical e medular. A extensometria ganhou mais uma forma de padronização, permitindo uma reprodutibilidade independente das variações anatômicas encontradas em materiais biológicos.

Os estudos *in vitro* com o uso da extensometria estão amplamente publicados na literatura, pois permitem estudar comportamentos que em condições bucais seriam inviáveis. O exemplo é o estudo de Watanabe et al. (2003) que avaliaram as tensões produzidas ao redor de implantes, comparando quatro métodos diferentes de confecção de infraestrutura metálica de três elementos para prótese fixa sobre implante. As infraestruturas foram confeccionadas em quatro diferentes formas: apenas fundida; peça fundida/cortada e soldada; apenas soldada e ajuste passivo. Os autores também avaliaram a influência da sequência das ordens de instalação dos parafusos de fixação das estruturas metálicas e, concluíram que: a magnitude das microdeformações ao redor dos implantes com próteses parciais fixas realizadas na forma de ajuste passivo foi significativamente menor em relação às três técnicas; e a ordem de aperto dos parafusos afetou a magnitude das microdeformações quando as estruturas foram confeccionadas pelo método da solda, mas não afetou quando as estruturas foram confeccionadas pelo método do ajuste passivo.

Com a possibilidade de estudar o comportamento das tensões em diferentes condições de aplicação de carga um estudo apresentado por Çehreli, Iplikcioglu (2002) pode comparar a distribuição de tensões ao redor dos implantes quando aplicadas cargas axiais e não axiais. Foram utilizados

implantes de hexágono interno com medida de 3,75 mm de diâmetro por 10 mm de comprimento. Sobre os implantes foram instalados pilares protéticos e confeccionadas infraestruturas metálicas de próteses parciais fixas de três elementos, as quais foram fixadas pela técnica de cimentação. O estudo concluiu que um maior valor de microdeformação foi gerado ao redor dos implantes quando aplicada carga em pontos não axiais, podendo induzir à perda óssea em torno do implante.

Porém, permaneceu na literatura uma lacuna a respeito da influência não apenas da região de aplicação de carga, mas também a influência da configuração das próteses nesses resultados. Sendo assim Akça et al. (2009) avaliaram por meio da extensometria, as deformações ao redor dos implantes em dois diferentes desenhos de prótese: parafusadas e cimentadas, confeccionadas com a utilização de moldagem com moldeiras abertas e moldeiras fechadas. Os autores instalaram dois implantes 4,1 mm x 10 mm bilateralmente nas fíbulas de seis cadáveres frescos. Para o estudo, os implantes foram divididos em três grupos: Grupo 1: moldagem fechada e prótese do tipo parafusada. Grupo 2: moldeira fechada e prótese cimentada. Grupo 3: moldeira aberta prótese cimentada. Foi aplicada sobre as estruturas, uma carga estática de 150 N na região central do pântico. Concluíram que as microdeformações geradas ao redor de próteses de três elementos parafusadas e cimentadas são semelhantes, independentemente da técnica de moldagem utilizada, indicando a sua utilização clínica.

Outros fatores também foram avaliados a fim de entender o comportamento das tensões geradas ao redor dos implantes. Em um estudo apresentado por Nishioka et al. (2009), os autores compararam o comportamento das tensões ao redor de implantes de hexágono interno e externo, após o apertamento dos parafusos, quando instalados em posição linear e offset. Foi simulada uma situação *in vitro*, instalados implantes com medidas

de 3,75 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento em um bloco de poliuretano com dimensões de 70 x 40 x 30 mm. Sobre os implantes foram instalados os mini pilares cônicos, com torque de 20 Ncm e sobre os pilares foram parafusado as estruturas metálicas de três elementos que previamente foram fundidas em liga de cobalto-cromo. Os autores concluíram que a utilização do implante de hexágono interno não reduziu os valores de tensão ao redor dos implantes e que a instalação dos implantes em offset não apresentou nenhuma evidência na redução das microdeformações.

No ano seguinte Nishioka et al. (2010), avaliaram a influência das microdeformações com a variação do tipo de munhão (plástico ou plástico com base metálica) e a conexão protética. Para o estudo, os grupos foram divididos em 1: implante hexágono externo/ coifa usinada; 2: hexágono externo/coifa plástica; 3: hexágono interno/ coifa usinada; 4: hexágono interno/coifa plástica. As microdeformações foram mensuradas após o apertamento dos parafusos das estruturas aos mini pilares cônicos retos com 10 Ncm de torque utilizando-se um torquímetro manual. Os autores puderam concluir que o tipo de coifa não alterou as microdeformações geradas ao redor dos implantes e que as variações dos tipos de conexões não apresentaram diferença.

Bavbek et al. (2011) também utilizando em seu estudo o poliuretano, material previamente validado por (Miyashiro et al., 2011), compararam o efeito da inclinação méso- distal e desenho do pilar protético em próteses fixas com união dente/implante. Em um bloco de poliuretano, foi fixado um dente natural entre um implante verticalmente alinhado e um com angulação de 17° em relação ao dente. Foram colados extensômetros lineares nas faces mesiais e distais dos implantes e dente, e na superfície plana metálica dos pânticos. As estruturas foram confeccionadas sobre diferentes pilares, sendo um pilar reto e um pilar angulado para correção da inclinação do implante em 17°. Durante o apertamento do parafuso de fixação das estruturas os valores de tensão foram

armazenados e em seguida aplicou-se uma carga de 150 N sobre os pânticos em diferentes configurações. Os autores concluíram que os maiores valores de microdeformação foram encontrados quando realizado o aperto e a aplicação de cargas em implantes com angulação de 17°.

Abreu et al. (2012) analisaram o comportamento da influência da aplicação de cargas axiais e não axiais ao redor de implantes, mas agora também verificando as hipóteses de que os implantes quando instalados em configuração offset apresentaram valores menores de tensão, quando comparados com implantes instalados em linha. Implantes com conexão cone Morse foram instalados em dois blocos de poliuretano, sendo três em configuração linear e três em configuração offset. Os implantes receberam mini pilares cônico com torque de 20 Ncm. Para cada bloco foram confeccionadas dez estruturas metálicas em liga de cobalto-cromo, as quais foram parafusadas sobre os pilares com torque de 10 Ncm. Os carregamentos axiais e não axiais foram realizados com o uso de um dispositivo de aplicação de carga (DAC), com uma carga de 30 Kgf por 10 segundos cada ponto. Os pontos eram localizados no centro do parafuso de fixação (axial) e equidistantes em 1 e 2 mm do centro do parafuso (não axial). Os autores concluíram que o posicionamento offset foi capaz de reduzir as microdeformações ao redor dos implantes quando aplicadas cargas axiais e não axiais a 1 mm, para as cargas axiais a 2 mm, não há diferença no posicionamento.

Para analisar a influência das aplicações de cargas axiais e não axiais, Vasconcellos et al. (2013) avaliaram a influência das cargas em estruturas metálicas de próteses parciais fixas de três elementos suportadas por três implantes dispostos em configuração linear e *offset*. Implantes com conexão do tipo hexágono interno foram instalados em dois blocos de poliuretano, sendo três em configuração linear e três em configuração *offset*. Os implantes receberam mini pilares cônicos com torque de 20 Ncm. Então foram

posicionadas estruturas metálicas sobre os pilares, usando uma chave específica de torque. Os parafusos foram fixados com um torque de 10 Ncm. A sequência de aperto iniciou-se pelo parafuso central seguido dos parafusos mesial e distal. Os pontos de aplicação de cargas estavam divididos em cinco pontos, sendo três axiais (A, B, C) localizados no centro do parafuso de fixação e dois não axiais (D, E), localizados na região distal do centro do parafuso do ponto C a uma distância de 6 e 8 mm. A aplicação de carga foi realizada com o auxílio de um dispositivo de aplicação de carga (DAC), com uma carga de 30 Kgf. Concluíram que a configuração *offset* dos implantes não reduziu os valores de microdeformação ao redor dos implantes, e os pontos de aplicação influenciaram nos valores de microdeformação, sendo gerado no ponto não axial E (8 mm) os maiores valores de microdeformação.

Campos et al. (2014) avaliaram a influência de aplicação de carga axial e não axial nas microdeformações ao redor de implantes. Para o estudo foram confeccionadas estruturas metálicas e foram parafusadas sobre os mini pilares cônico com torque de 10 Ncm cada. Em seguida, foram realizados carregamentos verticais estáticos de 30 kgf., durante 10 segundos, em cinco pontos pré-determinados (A, B, C, D e E), utilizando um dispositivo de aplicação de cargas. Os autores concluíram que a aplicação de carga sobre os pontos não axiais D e E produziu um aumento da magnitude de microdeformação ao redor dos implantes.

Nishioka et al. (2016) avançaram em seus estudos para avaliar também a influência do comprimento e o tipo de junta de fixação do pilar nas tensões geradas ao redor de implantes e concluíram que o tipo de junta de fixação-pilar é um fator relevante na quantidade de tensão/deformação na simulação óssea.

Porém muito se tem a discutir a respeito da influência de inclinação de instalação dos implantes nos valores de microdeformação ao redor dos mesmos e para melhor avaliar esse comportamento outras metodologias podem ser

aplicadas em conjunto com e extensometria. Pesqueira et al. (2014) realizaram uma revisão de literatura com objetivo de discutir os métodos utilizados para realização das análises de tensões na interface implante/osso em reabilitações implantossuportadas. Puderam concluir que a extensometria apresenta grande vantagem, pois permitem sua utilização *in vivo e in vitro*, e métodos como fotoelasticidade e análise por elementos finitos são bons métodos de análises, podendo ser aplicados em conjunto.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo teve como objetivo avaliar o comportamento das microdeformações ($\mu\epsilon$) ao redor dos implantes de hexágono externo utilizando componentes do tipo mini pilar cônico, para fixação de uma prótese múltipla unida e parafusada, no qual os implantes encontram-se instalados em diferentes posições: perpendicular a superfície 0° , angulados em 17° e angulados em 30° , e submetidas a cargas estáticas axiais e não axiais.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Modelos tridimensionais

4.1.1 Pré-processamento

A partir do software Rhinoceros (version 4.0 SR8, McNeel North America, Seattle, WA, EUA) linhas retangulares foram traçadas para confecção de planos bidimensionais. Por meio da união dessas superfícies simples, foi modelado um bloco retangular com as seguintes dimensões: 95 mm de comprimento por 16 mm de largura e 20 mm de altura. Depois de finalizado, o bloco foi colocado em uma camada oculta do programa para ser editado somente após o modelamento de outras geometrias.

Em seguida, foram criados círculos seguindo o diâmetro de 3,75mm, encontrado nas espiras de implantes regulares. Após a seleção desses círculos, o comando *revolve* foi utilizado para formar uma casca tridimensional das espiras do modelo de implante. O comando *cap* foi selecionado para a criação de uma superfície plana que tornou a figura em um sólido com volume. O hexágono do módulo de rebordo foi desenhado e extruído no eixo Z até possuir a altura de 0,7 mm. O comando *cap* foi novamente usado e o modelo volumétrico do hexágono terminado. Uma união foi criada entre corpo e plataforma do implante criando um só volume. Para confecção das roscas internas, o mesmo princípio da criação do implante foi feito, inicialmente criando-se roscas a partir dos círculos correspondentes ao diâmetro do parafuso de retenção, seguido da união com um cilindro correspondendo à cabeça pela qual a chave se encaixa.

Após o término do modelamento do parafuso, uma diferença booleana foi usada para criar roscas de igual geometria no interior do implante sólido.

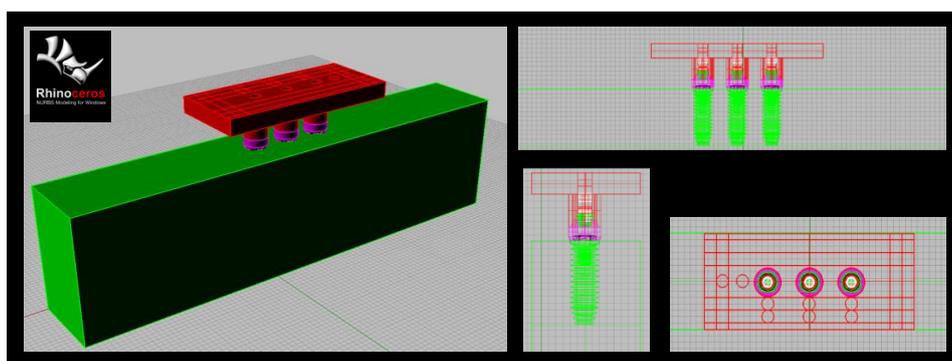
Através do módulo de rebordo do implante, um cilindro de 2,5 mm de altura foi criado e sobre ele, o modelo do mini pilar cônico foi confeccionado.

Com o modelo do implante finalizado conforme as medidas reais do fabricante de 3,75 mm de diâmetro por 13 mm de comprimento (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil), cópias em duas novas camadas foram realizadas a fim de se obter três fixações idênticas em cada uma delas. Os implantes foram então separados no eixo y com a distância de 3 mm entre eles.

Foram criadas duas cópias, em cada cópia foram selecionados os três implantes e seus respectivos parafusos e pilares. Em uma nova camada os modelos foram colados, realizou-se rotação de 17°, o mesmo foi realizado com a segunda cópia com uma rotação de 30°, para obtermos as posições a serem estudadas. Para os grupos angulados, os pilares foram editados conforme a saída do parafuso de fixação e do formato geométrico final para representarem pilares corretores de angulação em 17° e 30°. O bloco inicialmente modelado foi replicado e colocado na mesma posição nas duas camadas que continham os grupos dos implantes.

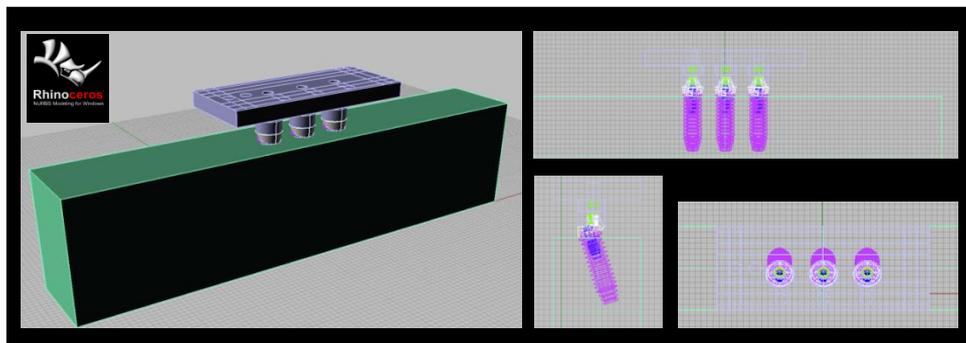
Em um bloco os implantes foram colocados centralizados de maneira perpendicular à superfície (Figura 1), para os outros grupos apresentaram inclinação de 17° e 30° conforme a sua posição espacial (Figura 2 e 3).

Figura 1- Linhas formando os planos do grupo linear



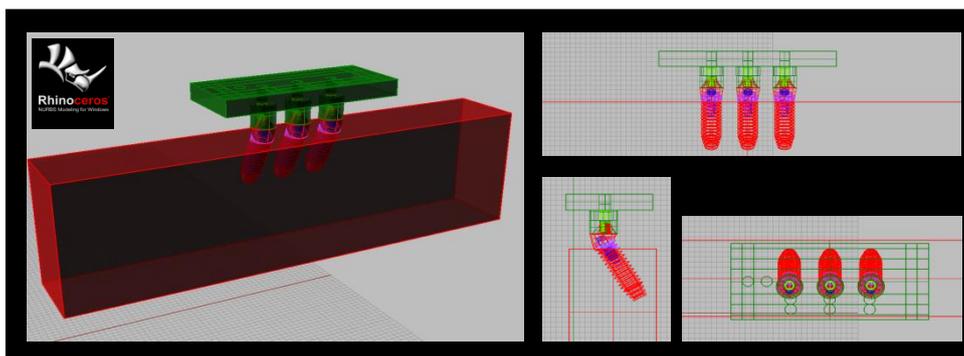
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 2- Linhas formando os planos do grupo angulado em 17°



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 3- Linhas formando os planos do grupo angulado em 30°

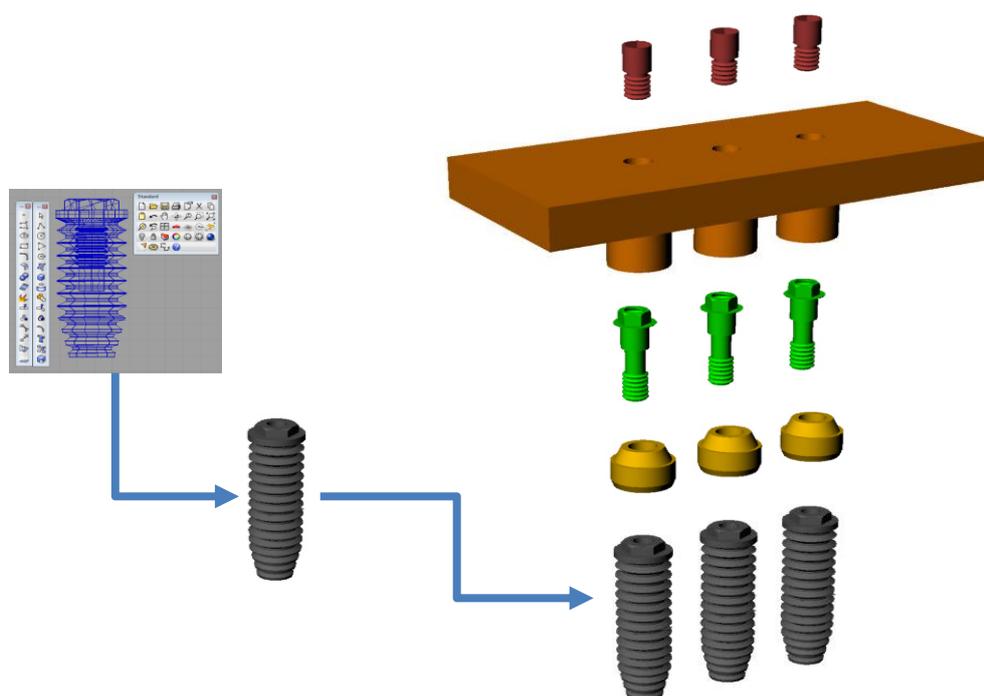


Fonte: Elaborado pelo autor.

Para simular uma prótese fixa, foi criado um modelo de retângulo parafusada sobre os pilares. A altura foi padronizada em 7 mm a partir do módulo de rebordo de cada implante até sua superfície externa superior independente da presença do pilar protético. Foram criados três cilindros seguindo o diâmetro de cada pilar e extruídos até a base do retângulo onde foram usados como objeto cortante para perfurar essa superfície e unidos às bordas tangentes. Os discos oriundos do recorte da base do retângulo pelos cilindros foram excluídos. O modelo foi fechado em um sólido volumétrico e em seguida, outro cilindro menor criado a partir do diâmetro da cabeça do

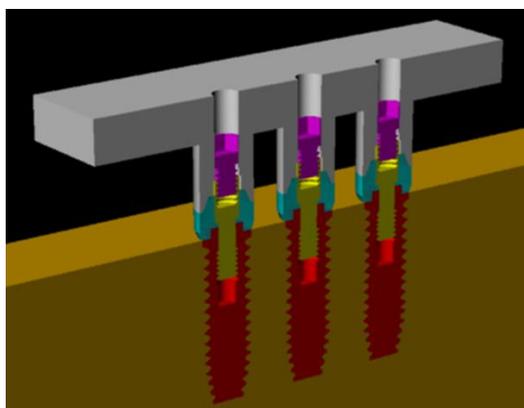
parafuso de retenção, foi usado para criar as perfurações pelo qual o parafuso é inserido (Figura 4) e (Figura 5).

Figura 4- Esquema representando a geometria dos implantes e os componentes do mini pilar cônico e estrutura metálica



Fonte: Elaborado pelo autor.

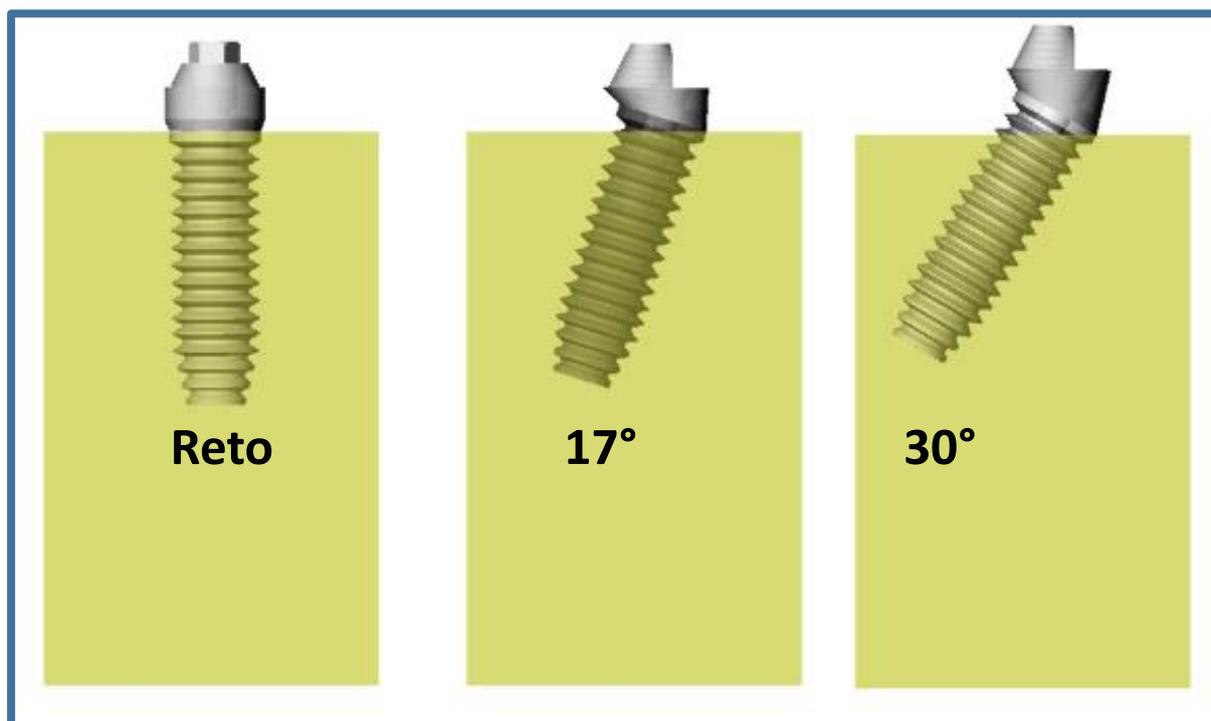
Figura 5- Vista sagital do íntimo contato das geometrias tridimensionais



Fonte: Elaborado pelo autor.

No fim do pré-processamento, todos os corpos de ambos os grupos (Figura 6) foram verificados como sólidos volumétricos e as geometrias foram salvas em arquivo STEP.

Figura 6- Geometrias finalizadas do grupo perpendicular 0° , geometrias finalizadas do grupo angulado em 17° e geometrias finalizadas do grupo angulado 30°

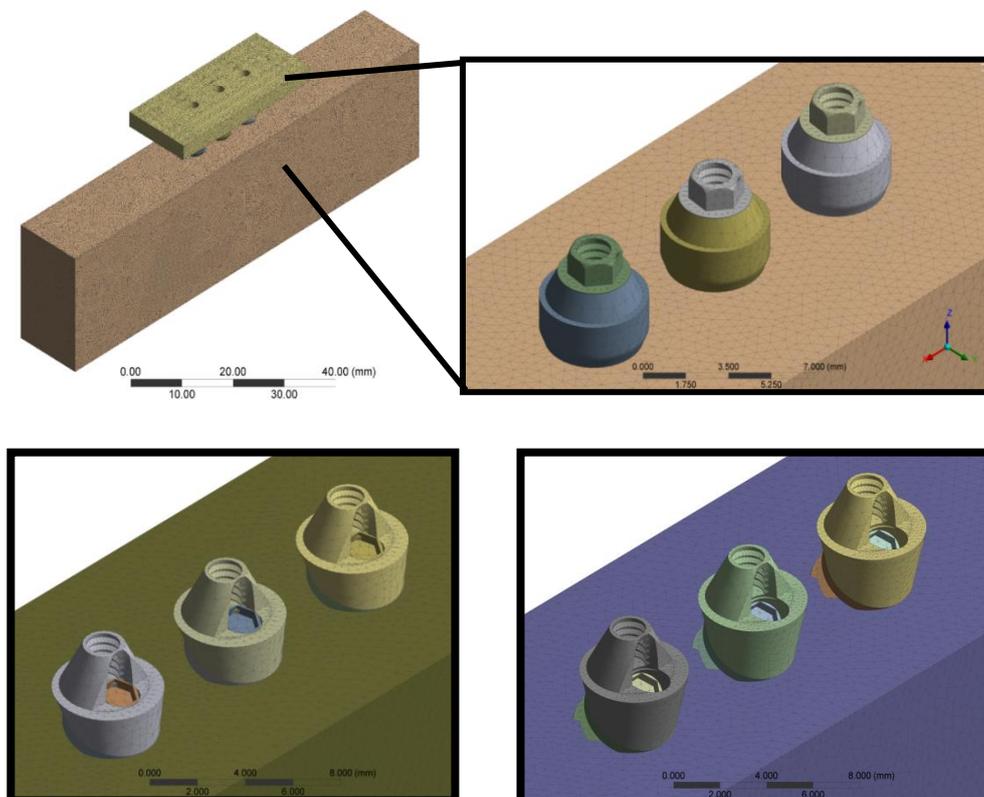


Fonte: Elaborado pelo autor.

4.1.2 Sistema de carregamento

Uma nova análise estática estrutural foi criada e cada geometria importada para o software Ansys (ANSYS 16.0, ANSYS Inc., Houston, TX, USA) e através do módulo de modelamento, foram carregadas (Figura 7). As propriedades dos materiais utilizados foram informadas ao software (Tabela 1).

Figura 7- Geometria dos pilares retos e dos pilares angulados carregada no software de análise



Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 1- Propriedades dos materiais utilizados

Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson	Referência
Titânio	110	0.33	Benzing et al., 1995
Ni-Cr	206	0.3	Stegaroiu et al., 1998
Poliuretano	3.6	0.3	Miyashiro et al., 2011

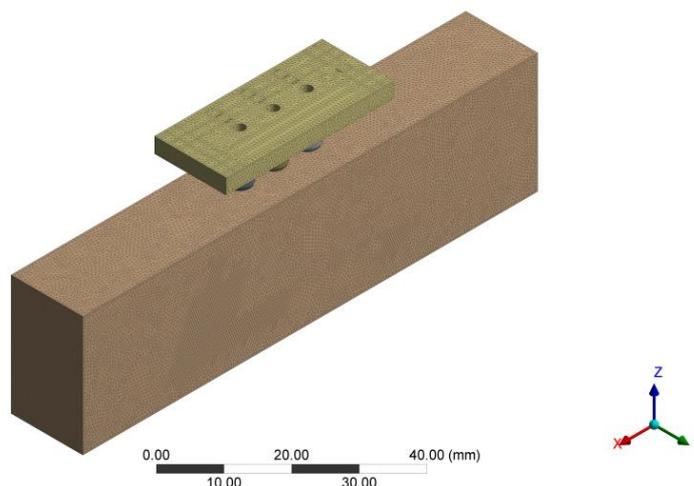
Fonte: Elaborado pelo autor.

Após os modelos possuírem informação estrutural definida e terem sido renomeados de acordo com o que estão representando, os contatos foram verificados e considerados colados e o número de faces tangentes entre dois sólidos definidas como iguais.

Por meio da criação automática de uma malha inicial com elementos não trabalhados, a interface entre os planos de um mesmo sólido foi testada e a ausência de malha, definida como obsoleta pelo software, permitiu o refinamento da malha criada.

Com a utilização da seleção de 0,3 mm de tamanho para cada elemento, elementos tetraédricos foram gerados e refinaram a malha. Um teste de 10% de convergência determinou o controle da malha (Figura 8), resultando em 754.936 nós com 440.893 elementos para o bloco com implantes perpendiculares, 732.375 nós com 428.219 elementos para o bloco com implantes angulado em 17° e 733.412 nós com 430.217 elementos para o bloco com implantes angulado em 30° .

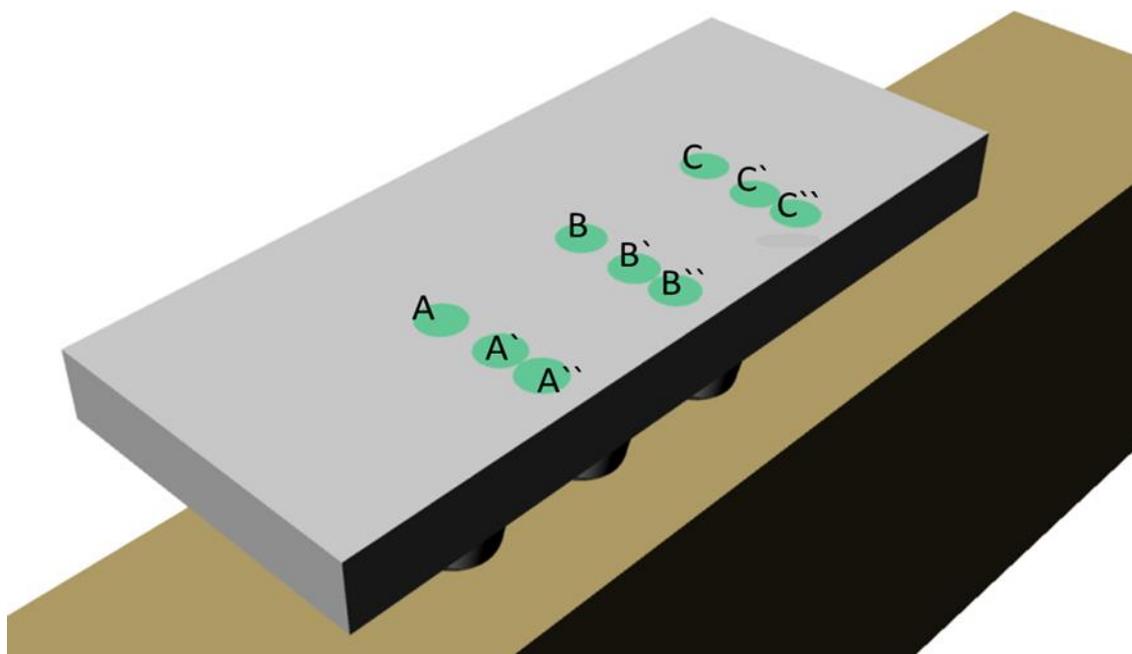
Figura 8- Malha gerada com 0,3 mm de tamanho para cada elemento



Fonte: Elaborado pelo autor.

Para cada carregamento, em cada ponto de aplicação de carga, uma configuração de análise teve de ser inserida. Em todas as configurações, o local da fixação foi a superfície inferior externa do bloco de poliuretano simulando o apoio da amostra sobre um plano. Já os pontos de carregamento, foram os nove círculos de 2 mm de diâmetro, representados na superfície externa da barra fixa aos implantes (Figura 9).

Figura 9- Evidenciação dos nove pontos de aplicação de carga



Fonte: Elaborado pelo autor.

A carga foi definida como vetorial no sentido Z com -300N de força, onde o sinal negativo representa sua direção. As soluções exigidas foram: tensão máxima principal para os implantes e deformação elástica, para cada carregamento em cada um dos dois blocos.

Os resultados foram colocados em escala idêntica de valores para que a comparação visual seja possível com a utilização de gráficos de cores.

4.2 Confeção do modelo experimental

Para a execução do trabalho foram utilizados os seguintes materiais:

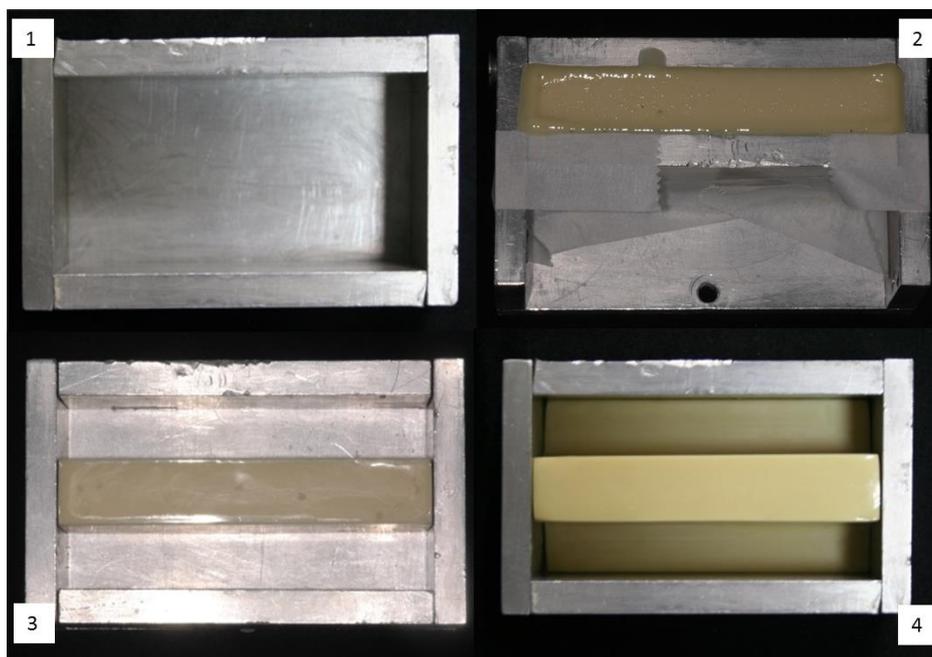
Quadro 1 - Materiais usados e fabricantes para a realização do experimento

MATERIAIS	FABRICANTE
Poliuretano	Poliuretano F16 Axson, Cergy – França
Implante hexágono externo. Pilares protéticos. Coifas plásticas.	AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX , São José dos Campos – Brasil
Resina Acrílica Incolor JET	Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil
Revestimento	Bellavest SH Bego, Bremen – Alemanha
Liga Ni-Cr	Wironia light , Bremen – Alemanha
Extensômetros e terminais	Excel Sensor, São Paulo – Brasil
Adesivo a base de cianoacrilato	Super Bonder Loctite, São Paulo – Brasil
Kit Protético e Cirúrgico	AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX , São José dos Campos – Brasil
Resina Acrílica Duralay	Reliance Dental MFG Co., EUA
Motor Elétrico	MC 101 Omega, Dentsclar, Brasil
Contra-ângulo	Koncept, Kavo Ind.Com Ltda, Brasi 20:1
Disco de corte nº 23	Schelble abrasivo piranha, Brasil.
Pontas diamantadas PM 720	KG Sorensen, Brasil
Jato de óxido de alumínio	Asfer industria quimica LTDA, Brasil
Martelete pneumático	VH Equipamentos Essence Dental, Brasil
Forno elétrico para prótese	Millenium Digital VRC, Brasil
Centrífuga para cromo e ouro	Universal OGB, Brasil

4.2.1 Obtenção dos blocos de poliuretano

Para obtenção dos 3 blocos de poliuretano com propriedades elásticas uniformes (poliuretano: 3,6 GPa) (Wiskott, Belser, 1999) e módulo de elasticidade semelhante ao tecido ósseo medular humano (osso medular: 4,0 a 4,5 GPa) (Wiskott, Belser, 1999) foi utilizada uma matriz metálica de aço inoxidável de forma retangular com dimensões internas de 95 x 45 x 30 mm (Figura 10).

Figura 10- Etapas da montagem da matriz para confecção do bloco de poliuretano



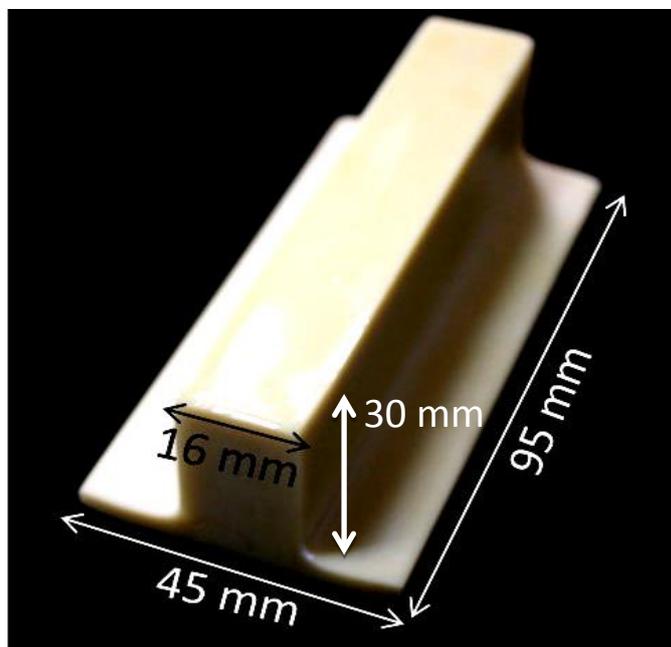
Fonte: Elaborado pelo autor.

A resina de poliuretano (Poliuretano F16 Axson, Cercy – França), que constituiu os blocos, foi obtida após medidas semelhantes de uma base e um catalisador terem sido misturadas no interior de um grau de borracha com o

auxílio de uma espátula até homogeneização total. Em seguida, a resina foi vertida na matriz metálica, preenchendo-a completamente.

Após a polimerização do poliuretano, foi realizada a remoção da matriz, as superfícies dos blocos foram lixadas com lixas de granulações progressivas (220 a 600) (3M ESPE, St. Paul - EUA) até obter uma superfície com o menor número possível de irregularidades. Após este processo, os blocos obtiveram as dimensões de: 95 mm de comprimento por 45 mm de largura da base, 16 mm de largura da plataforma e 30 mm de altura (Figura 11).

Figura 11- Dimensão final dos blocos de poliuretano para o modelo experimental

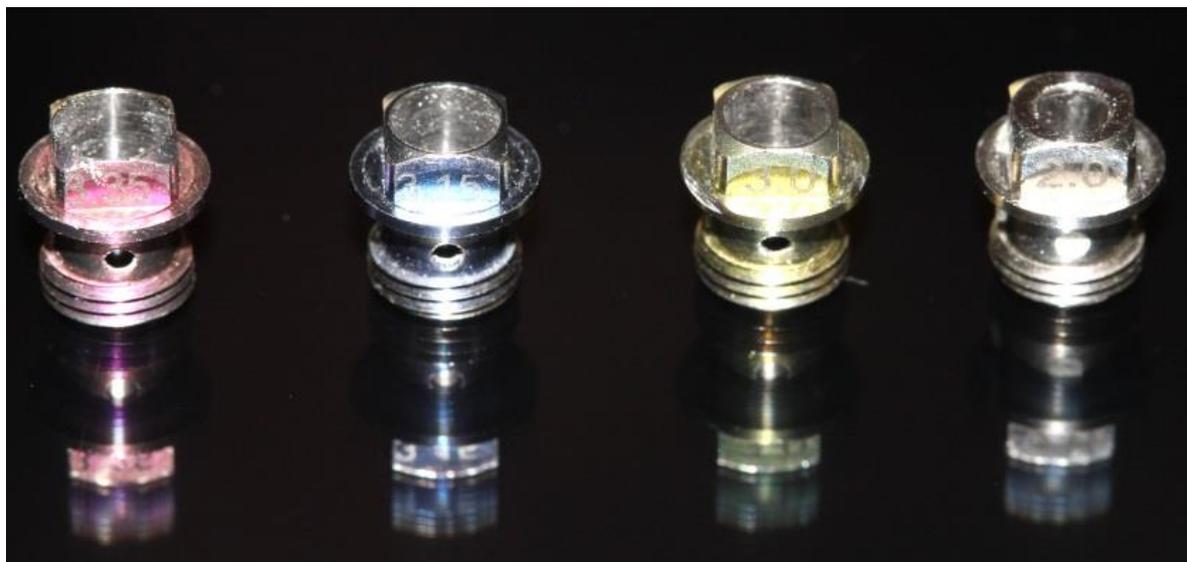


Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.2 Instalação dos implantes e dos pilares protéticos.

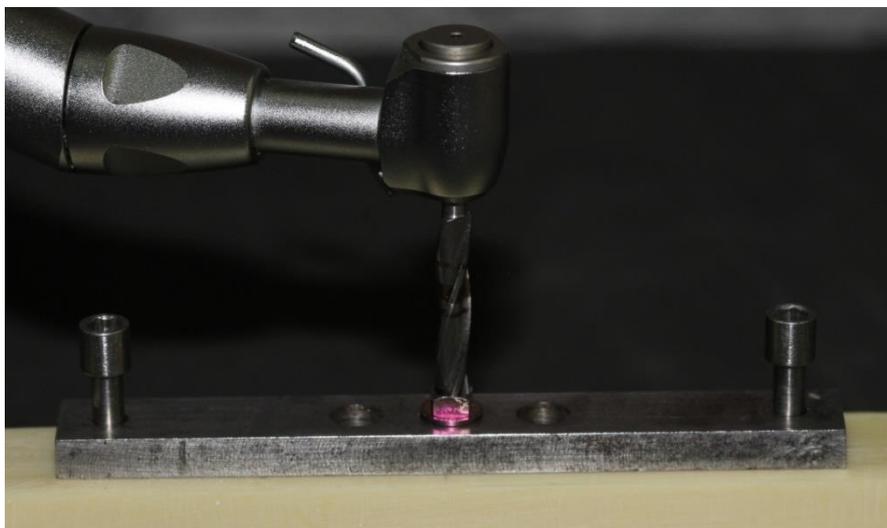
Para a instalação dos implantes nos blocos de poliuretano foi utilizado apenas um conjunto de fresas (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil) padronizado e convencional: ponta de lança e as helicoidais de 2, 2,5, 2,8, e 3,2 mm de diâmetro. O protocolo para realização das perfurações obedeceu aos padrões tradicionais. Um dispositivo metálico (Nishioka et al., 2010) foi utilizado para padronizar as perfurações de maneira linear e perpendicular a superfície. Este componente é posicionado e parafusado no bloco de poliuretano para realizar as perfurações dos implantes. Guias identificados por cores e padronizados em relação ao diâmetro compatível com o das fresas foram rosqueados ao dispositivo e permitiram realizar perfurações com a mesma inclinação (Figura 12) e (Figura 13). Em cada extremidade horizontal existe uma perfuração transversal, que possui como objetivo a fixação do conjunto ao bloco de poliuretano.

Figura 12- Guias para padronização das perfurações utilizadas sobre a matriz metálica



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 13- Matriz para padronização das perfurações perpendiculares com os adaptadores posicionados



Fonte: Elaborado pelo autor.

Um segundo dispositivo angulado 17° e um terceiro de 30° em relação ao solo, foram usinados em aço inoxidável, respeitando as dimensões do primeiro guia, com a finalidade de ser inserido sob o guia anterior e permitir a angulação de 17° e 30° de todo o conjunto para posteriormente serem realizadas as perfurações (Figura 14).

Figura 14- Matriz angulada em posição



Fonte: Elaborado pelo autor.

As perfurações foram realizadas com velocidade média de 1800 rpm. A inserção das fixações foi realizada em 14 rpm. O torque foi ajustado em 40 N.cm e, a finalização da instalação do implante foi realizada manualmente utilizando-se de catraca cirúrgica. Foram instalados, em cada bloco três implantes auto-rosqueáveis de hexágono externo de medidas 3,75mm de diâmetro por 13 mm de comprimento (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil). O bloco um recebeu três implantes em configuração linear, paralelos entre si, o bloco dois recebeu implantes inclinados em 17° e o bloco três recebeu implantes inclinados em 30°. Sobre a plataforma de assentamento de cada implante, foram posicionados os intermediários mini pilar cônico (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil) (Figura 15).

Figura 15- Pilares protéticos retos e angulados



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os pilares protéticos foram instalados com torque de 20 Ncm com auxílio de um torquímetro manual (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil).

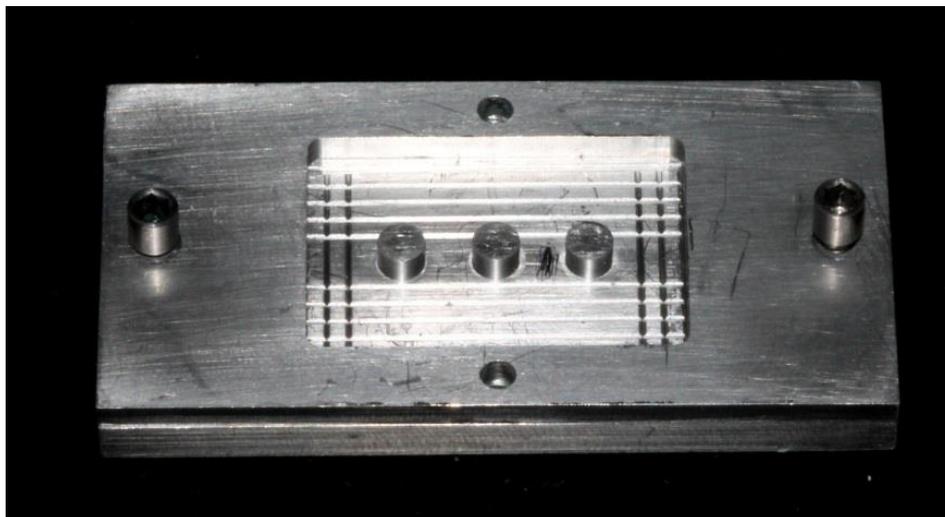
Sobre os pilares protéticos foram parafusadas manualmente coifas plásticas (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil).

4.2.3 Obtenção do padrão da estrutura em resina acrílica

Para obtenção das supraestruturas em resina acrílica foi utilizada uma base (componente 1) com a sobreposição do limitador (componente 2), que quando fixado pelos parafusos verticais determinou um compartimento retangular que permitiu reproduzir sistematicamente os padrões em resina acrílica de todos os corpos de prova com as mesmas dimensões.

O componente é uma base retangular onde as medidas internas para confecção da matriz possui 35 mm de comprimento x 20 mm de largura x 3 mm de espessura. Possui na parte central três cilindros equidistantes a 3 mm. Cada cilindro possui 4 mm de altura x 4 mm de diâmetro. Três milímetros a partir da convexidade dos cilindros laterais existem três marcações verticais bilaterais em baixo relevo. Margeando os cilindros, existem 5 marcações horizontais bilaterais. A distância entre cada marcação é de 1 mm. Existem quatro perfurações bilaterais e diametralmente localizadas que permitiram rosquear parafusos específicos para promover uma união com os demais componentes da matriz (Figura 16).

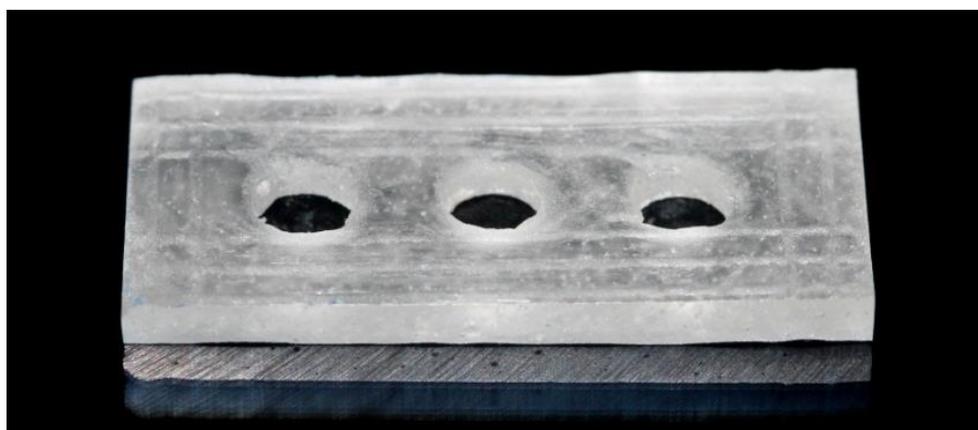
Figura 16- Matriz utilizada para obtenção dos padrões em resina



Fonte: Elaborado pelo autor.

Após a sobreposição dos componentes, foi aplicada vaselina sobre a estrutura e resina acrílica auto polimerizável incolor JET (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil) foi manipulada, segundo as recomendações do fabricante, e vertida no compartimento retangular obtido e a sua remoção foi realizada somente após sua polimerização, após esta etapa a estrutura acrílica foi reduzida, utilizando disco de corte, para as dimensões 35mm de comprimento x 15 mm de largura x 3mm de altura (Figura 17).

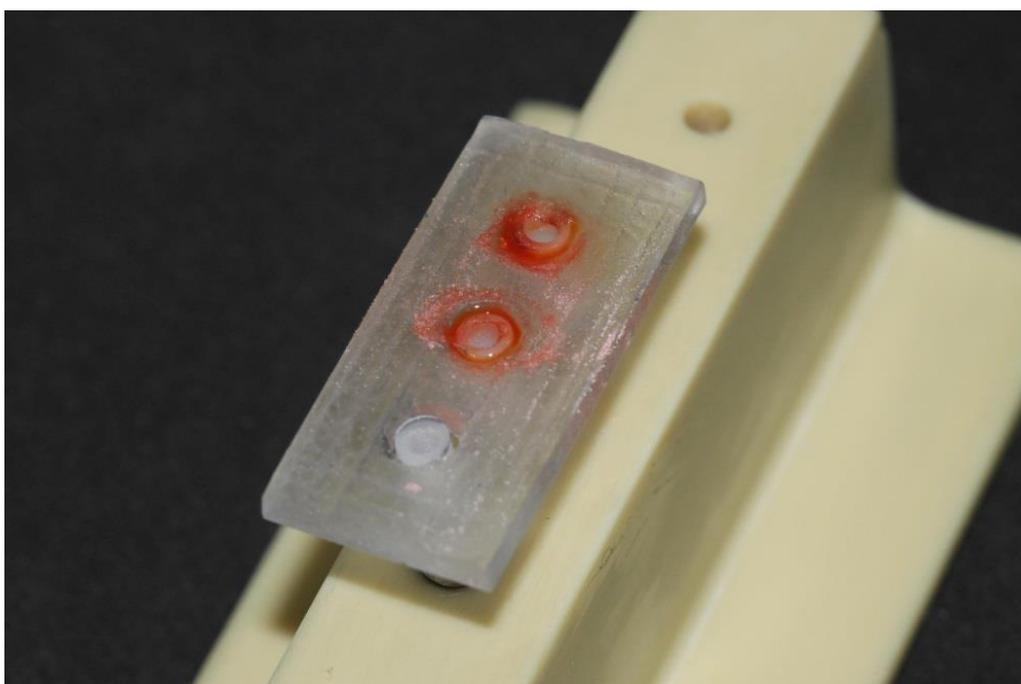
Figura 17- Estrutura em resina acrílica posicionada nas coifas plásticas.



Fonte: Elaborado pelo autor.

As estruturas obtidas em resina acrílica auto polimerizável foram posicionadas nas coifas plásticas respeitando a distância de 1 mm da borda inferior das coifas plásticas para nivelamento das estruturas (Figura 15). Após posicionamento das estruturas em resina acrílica nas coifas plásticas, foram unidas às coifas com resina acrílica autopolimerizável Duralay (Reliance Dental MFG Co., EUA). A união entre as estruturas e as coifas plásticas foi realizada de maneira sequencial (sobre os pilares dos implantes 1, 2 e 3) na qual cada coifa foi unida somente após polimerização da resina acrílica Duralay (Reliance Dental MFG Co., EUA) da coifa anterior (Figura 18).

Figura 18 - União sequencial entre estrutura e as coifas plásticas



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.4 Inclusão e fundição do padrão de resina

Os padrões em resina acrílica foram unidos a um conduto de alimentação fixado na base formadora de cadinho (DCL Dental Campinense

Ltda, São Paulo - Brasil) e recebeu aplicação do agente redutor de tensão superficial (Waxit – Degussa, São Paulo - Brasil). Posteriormente, o conjunto foi incluído em anéis de silicone (DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo - Brasil) com capacidade máxima de 90 g. Foi utilizado jato de ar comprimido para a secagem do conjunto. O revestimento (Bellavest SH Bego, Bremen - Alemanha) na proporção de 22,5 mL / 90 g, foi vertido nos anéis de silicone, conforme as recomendações do fabricante. Apenas uma estrutura em resina com suas coifas foi adaptada em cada anel. Após 20 minutos, observou-se a cristalização do revestimento e os padrões em resina foram removidos da base formadora de cadinho e do anel de silicone. O bloco de revestimento foi levado a um forno (EDG 3000, EDG-Brasil) para aquecimento, seguido da volatilização da resina e do plástico. O aquecimento foi realizado em três diferentes patamares de temperatura, 45 minutos em 250 °C seguido do aumento para 580 °C onde permaneceu por 45 minutos e após, permaneceu 1 hora em 900 °C. A fundição foi realizada com a liga de níquel-cromo (Wironia Light Bego, Bremen - Alemanha), para cada anel foram utilizados 18,7 g (3 botões) com auxílio da mistura gás acetileno e oxigênio a injeção do metal ocorreu por intermédio de uma centrífuga convencional. O resfriamento dos blocos das fundições ocorreu sobre a mesa de trabalho até atingir a temperatura ambiente.

Após o resfriamento, os canais de alimentação foram removidos com auxílio de discos de carborundum, com espessura de 0,5 mm (Dentorium – Nova Iorque, EUA). O revestimento foi removido parcialmente com martelo pneumático. A usinagem foi realizada com brocas diamantadas e o acabamento final foi realizado com jato de óxido de alumínio com partículas de 50 µm (Easyblast – Bego – Bremen, Alemanha) (Figura 19). As estruturas foram adaptadas, individualmente (n = 10), no bloco de poliuretano, onde se aferiu a estabilidade do conjunto, em realização do aperto dos parafusos.

Figura 19- Estrutura metálica fundida durante o acabamento e estrutura metálica fundida após o acabamento e adaptada aos pilares protéticos

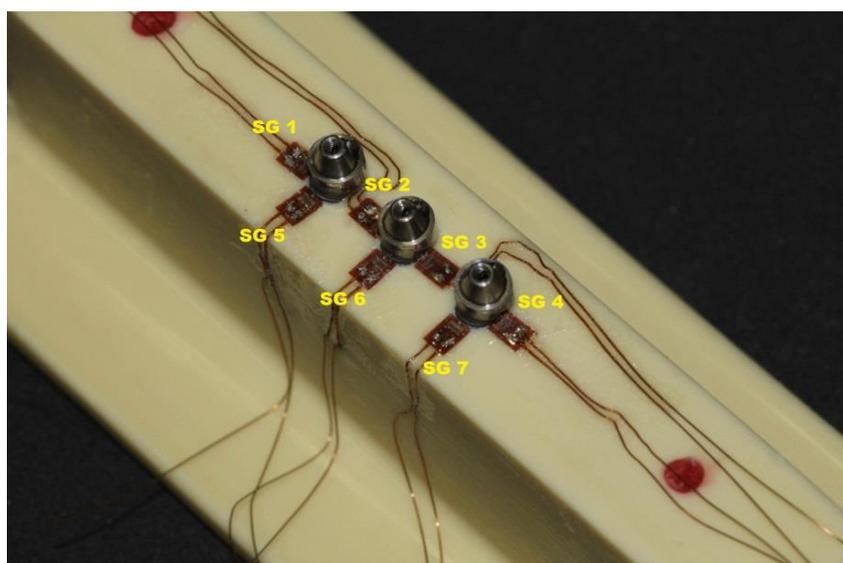


Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.5 Colagem dos extensômetros

As superfícies dos blocos foram cuidadosamente limpas com álcool isopropílico e sete extensômetros lineares elétricos modelo KFG-02-120-C1 -11 (Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd –Tóquio– Japão) foram unidos a cada bloco com adesivo a base de cianocrilato (Super Bonder Loctite, São Paulo – Brasil) e posicionados conforme o esquema (Figura 20).

Figura 20- Vista superior dos implantes instalados com os mini pilares cônicos angulados, evidenciando os extensômetros colados (SG 1 ao SG 7).



Fonte: Elaborado pelo autor.

Após a colagem foi realizada a aferição de cada extensômetro, utilizando um aparelho multímetro (Minida ET 2055: Minida São Paulo - Brasil). Na superfície superior do bloco de poliuretano foi realizada a colagem das placas terminais, onde foram adaptadas as conexões elétricas. As variações de resistência elétrica foram transformadas para unidades de microdeformação através de um aparelho condicionador de sinais elétricos (Model 5100B Scanner – System 5000 – Instruments Division Measurements Group, Inc. Raleigh, Carolina do Norte – EUA, FAPESP proc: 07/53293-4). A gravação de dados foi realizada utilizando-se do software strain-smart instalado em um microcomputador com processador Pentium IV 1.1Ghz, 256 MB de memória RAM. Cabos elétricos permitiram a conexão entre os extensômetros e o aparelho de aquisição de dados, no qual estes são encaixados em canais. Cada canal correspondia a um extensômetro.

4.2.6 Aplicação de cargas

Utilizou-se uma ponta arredondada de 2 mm de diâmetro do dispositivo de aplicação de carga DAC (Nishioka et al., 2015) (Figura 21), que permitiu três carregamentos verticais estáticos constantes de 30,6 kg f (Mericske-Stern et al, 1995) durante 10 sobre os pontos não axiais A', A'', B', B'', C' e C'' e axiais A, B, C da estrutura metálica fundida.

Ponto A': distância de 3 mm do centro do parafuso de retenção da prótese no implante 1.

Ponto A'': distância de 5 mm do centro do parafuso de retenção da prótese no implante 1.

Ponto B': distância de 3mm do centro do parafuso de retenção da prótese no implante 2.

Ponto B'': distância de 5 mm do centro do parafuso de retenção da prótese no implante 2.

Ponto C': distância de 3 mm do centro do parafuso de retenção da prótese no implante 3.

Ponto C'': distância de 5 mm do centro do parafuso de retenção da prótese no implante 3.

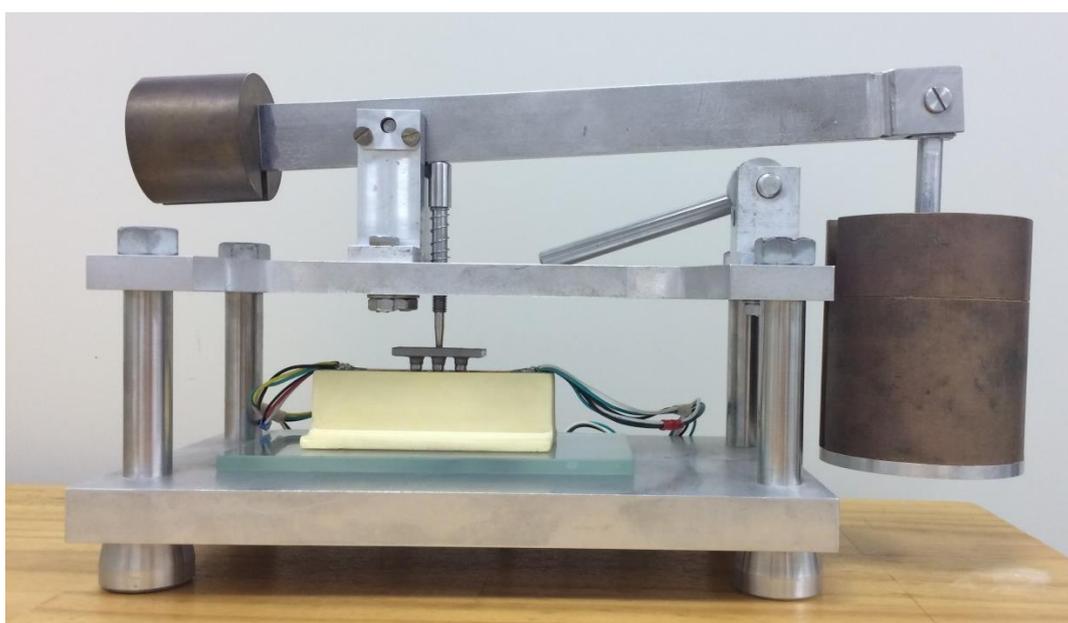
Ponto A: centro do parafuso de retenção e fixação da prótese no implante 1.

Ponto B: centro do parafuso de retenção e fixação da prótese no implante 2.

Ponto C: centro do parafuso de retenção e fixação da prótese no implante 3.

As microdeformações determinadas nos 6 pontos não axiais e nos três pontos axiais, foram registradas pelos sete extensômetros e o mesmo procedimento foi realizado para todas as supra-estruturas repetindo três carregamentos por ponto de aplicação de carga.

Figura 21- Dispositiva de aplicação de carga (DAC)



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.3 Delineamento experimental

As variáveis experimentais em estudo foram angulação de instalação de implante (0°, 17°, 30°) e ponto de aplicação de carga (axial, 3 mm e 5 mm do centro do implante). Este estudo seguiu um esquema fatorial do tipo 3x9. A variável resposta foi o valor médio de deformação obtido na análise de extensometria. Já a unidade experimental foram as 30 estruturas metálicas fundidas, que foram divididos em três condições experimentais (n=10) por grupo.

4.4. Análise dos resultados

Os resultados qualitativos de tensão obtidos pelo modelo matemático computacional foram analisados seguindo o esquema de cores da escala. Os resultados obtidos de deformação foram apresentados em gráficos.

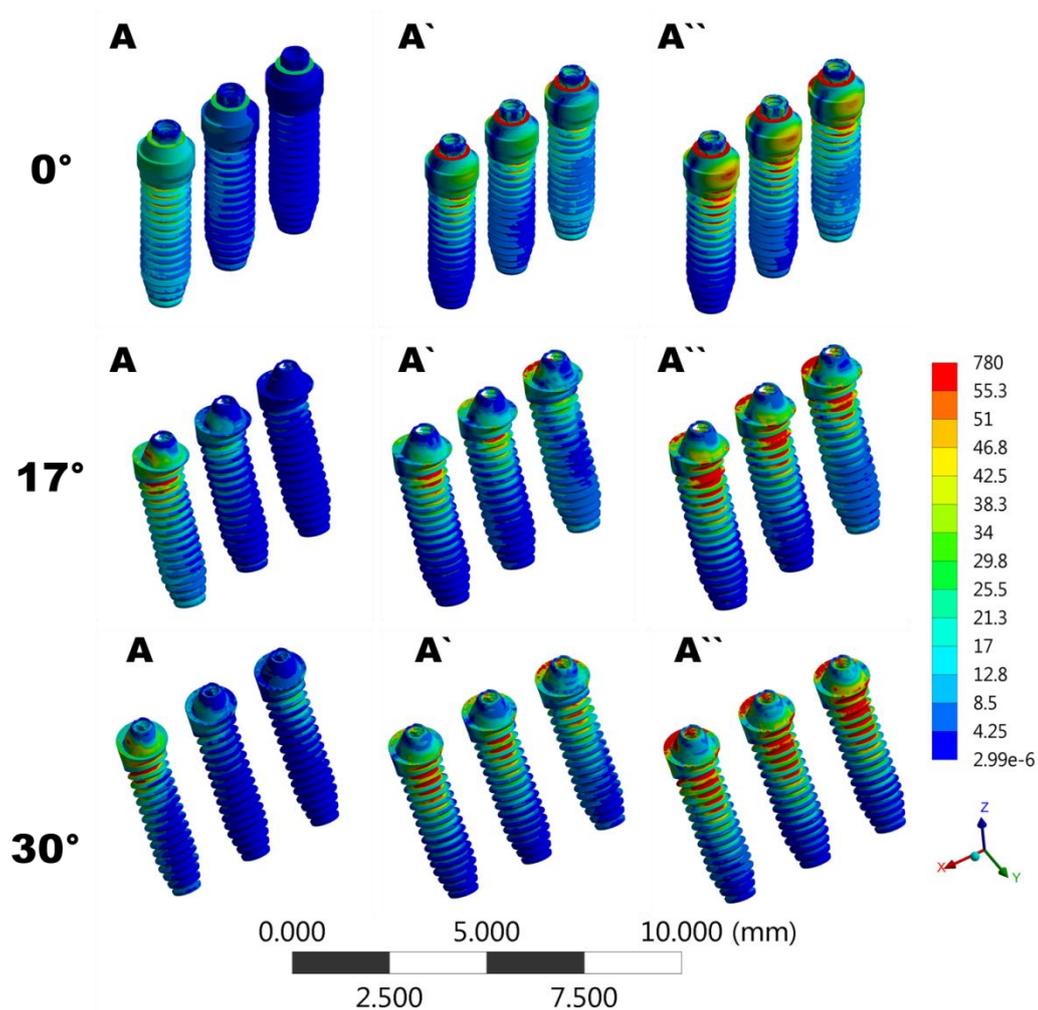
A estatística descritiva consistiu em médias e desvio padrão e a análise estatística inferencial consistiu em uma análise de variância de medidas repetidas 2 fatores. O estudo do efeito da interação foi realizado por um teste de comparação múltipla de Tukey 5%, por meio dos programas computacionais: GraphPad Prism (GraphPad Software, version 6.01, 2012); MINITAB (Minitab, version 16.1.0, 2012) e STATISTIX (Analytical Software Inc., version 9.0, 2009).

5 RESULTADOS

5.1 Análise por elementos finitos

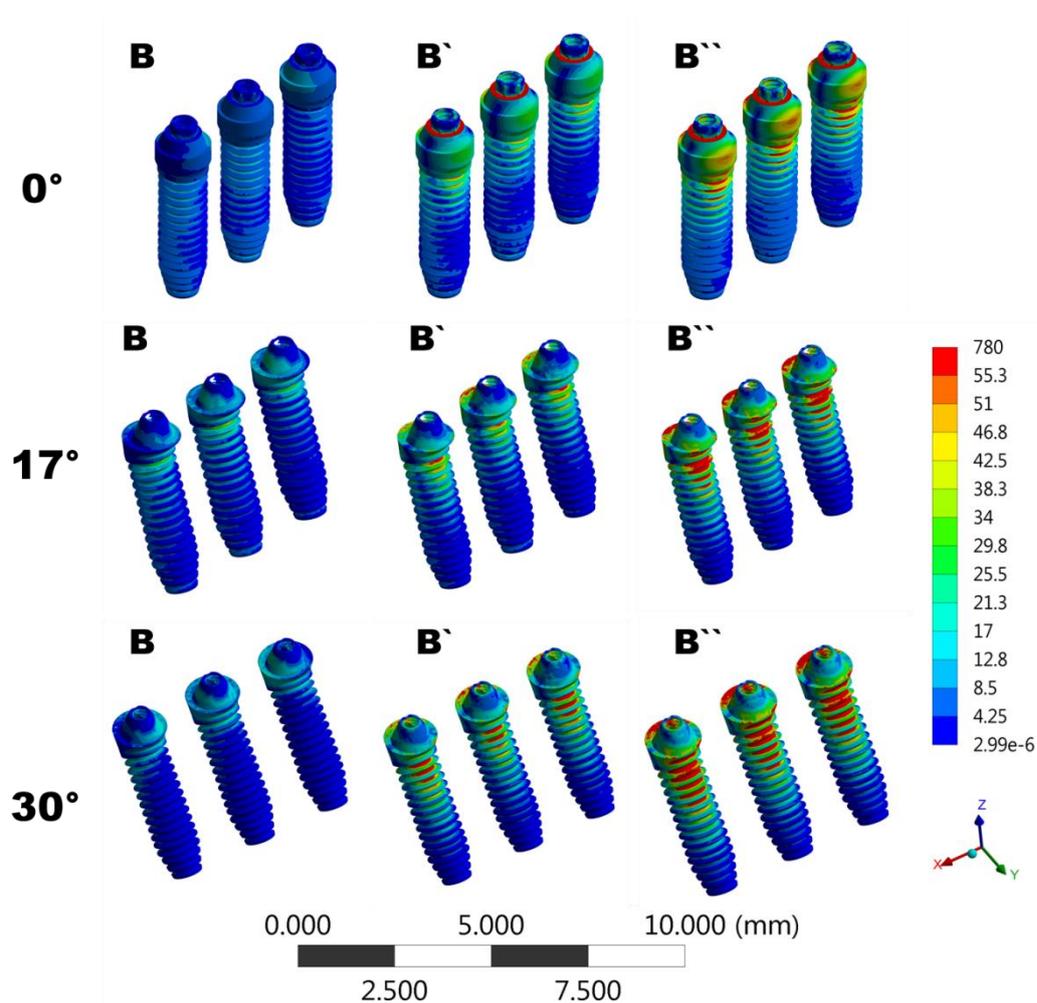
Após o carregamento na análise por elementos finitos, os resultados em Mpa da tensão gerada na superfície de cada implante foram fotografados com a mesma escala de cores representativas nas (Figuras 22, 23 e 24), os pontos mais quentes representam as zonas de maior concentração de valores positivos (tração) enquanto as zonas mais frias representam zonas com valores menores (compressão). Nesse quesito, os pontos não axiais A', A'', B', B'', C', C'' apresentaram valores mais abruptos do que os pontos axiais A, B, C para ambos os grupos, porém o grupo angulado e 17° e 30° mostrou uma distribuição maior de tensão em todos os pontos quando comparado ao grupo perpendicular.

Figura 22- Tensão de Von Mises (MPa) dos grupos perpendicular, angulado 17° e angulado 30°, pontos A



Legenda: Tensão gerada na superfície do implante e do mini pilar cônico após carregamento nos pontos de aplicação de carga A (Ponto de aplicação de carga localizado ao longo eixo do implante); Ponto A' (Carga não axial - ponto localizado a uma distância de 3 mm do eixo central do implante); Ponto A'' (Carga não axial - ponto localizado a uma distância de 5 mm do eixo central do implante).
Fonte: Elaborado pelo autor.

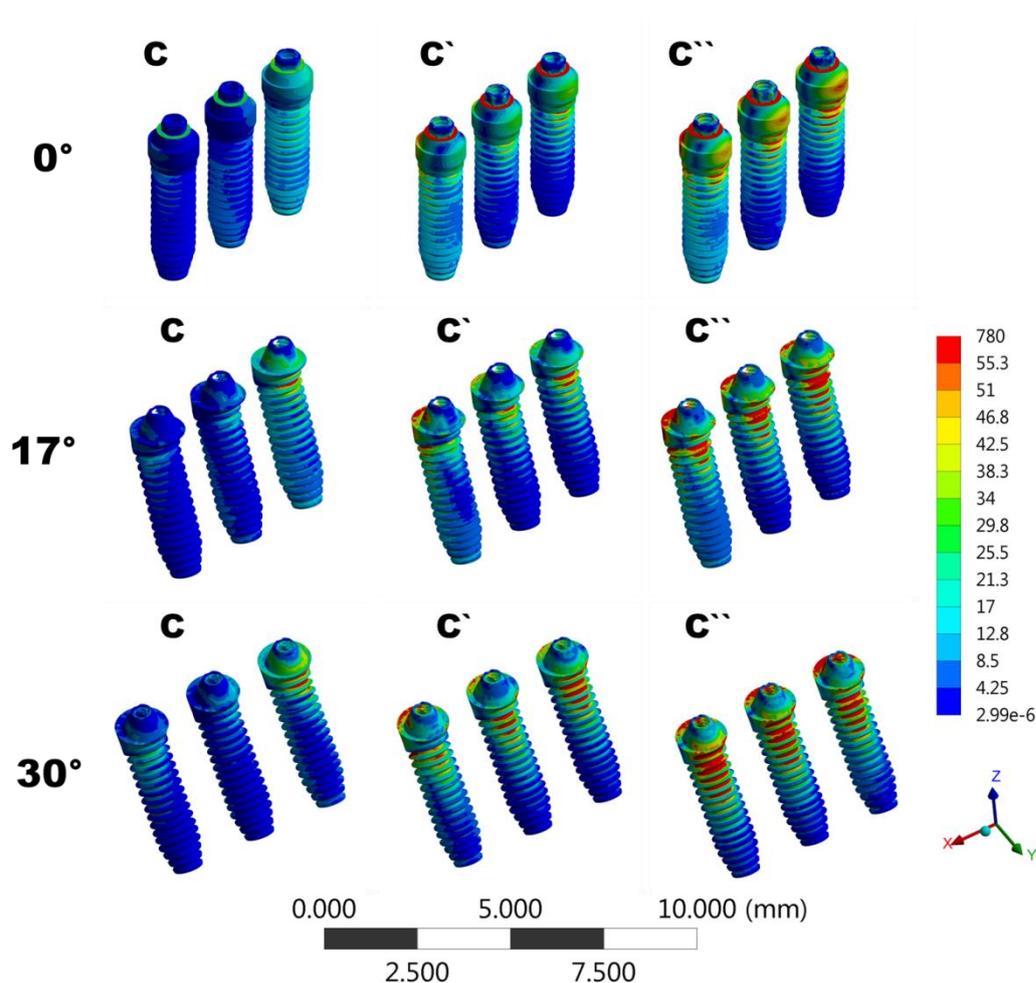
Figura 23- Tensão de Von Mises (MPa) dos grupos perpendicular, angulado 17° e angulado 30°, pontos B



Legenda: Tensão gerada na superfície do implante e do mini pilar cônico após carregamento nos pontos de aplicação de carga B (Carga axial - ponto de aplicação de carga localizado ao longo eixo do implante); Ponto B` (Carga não axial - ponto localizado a uma distância de 3 mm do eixo central do implante); Ponto B`` (Carga não axial - ponto localizado a uma distância de 5 mm do eixo central do implante).

Fonte: Elaborado pelo autor.

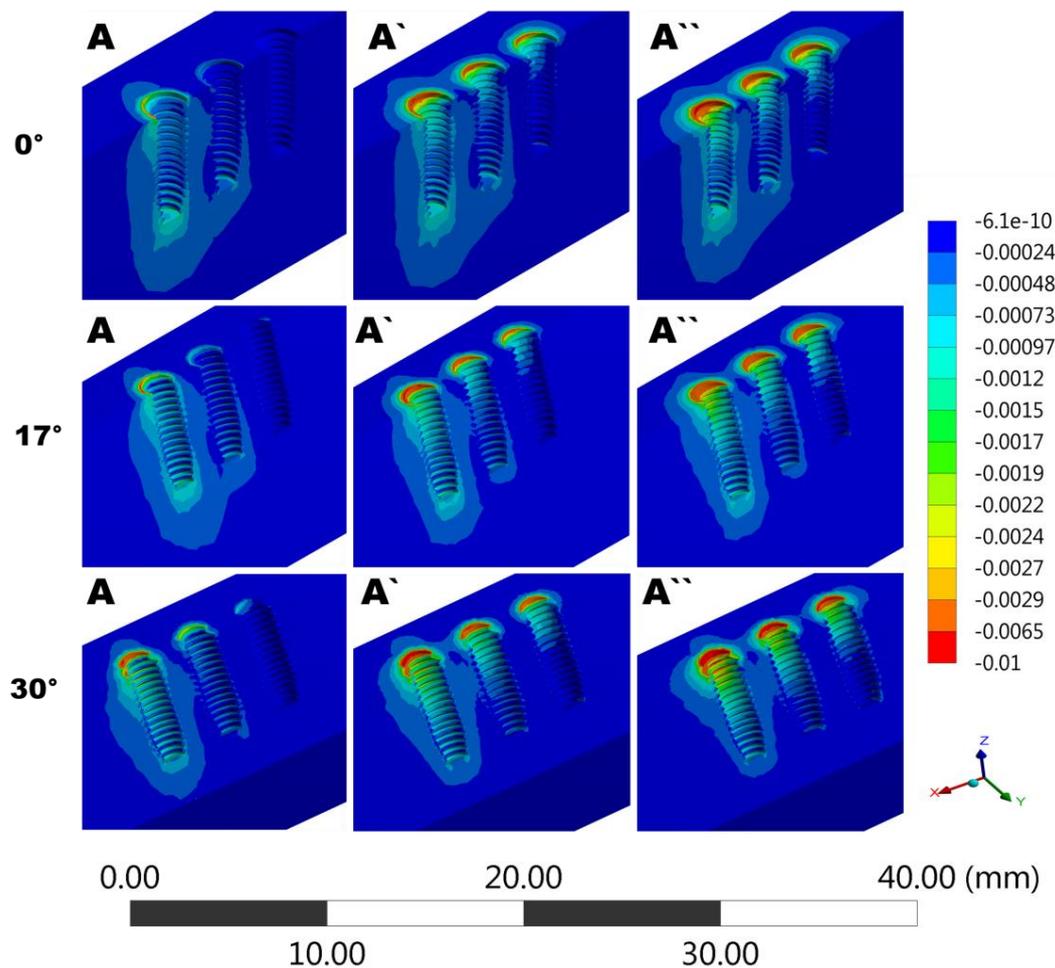
Figura 24- Tensão de Von Mises (MPa) dos grupos perpendicular, angulado 17° e angulado 30°, pontos C



Legenda: Tensão gerada na superfície do implante e do mini pilar cônico após carregamento nos pontos de aplicação de carga C (ponto de aplicação de carga localizado ao longo eixo do implante); Ponto C' (Carga não axial - ponto localizado a uma distância de 3 mm do eixo central do implante); Ponto C'' (Carga não axial - ponto localizado a uma distância de 5 mm do eixo central do implante).
Fonte: Elaborado pelo autor.

A deformação máxima encontrada nas superfícies e no interior dos blocos pode ser avaliada com visão sagital nas (Figuras 25, 26 e 27). Os valores nas superfícies em torno dos implantes exibem um padrão de comportamento que aumentam conforme a aplicação de carga se afasta do eixo central de fixação da prótese.

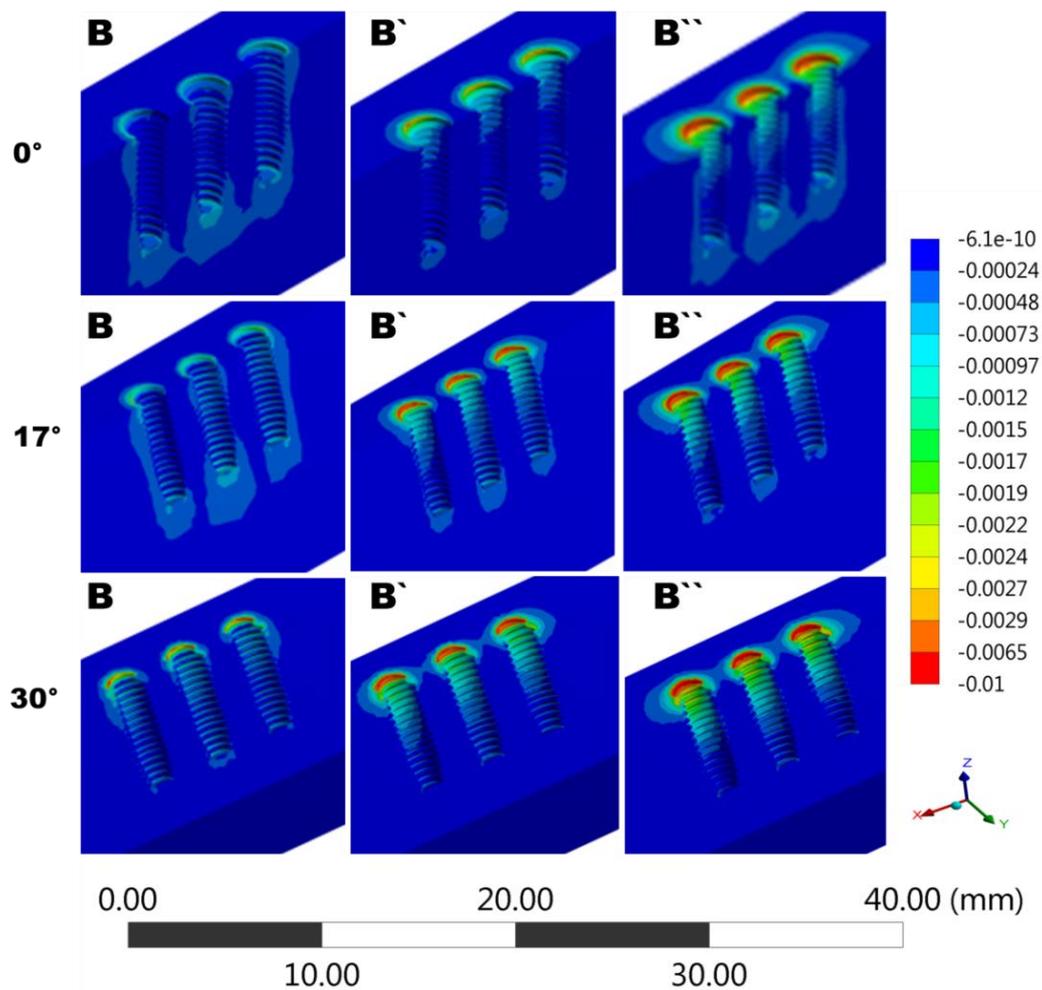
Figura 25- Comportamento das deformações nas superfícies ao redor dos implantes dos grupos perpendicular, angulado 17° e angulado 30°, pontos A



Legenda: Deformação gerada na superfície do bloco após carregamento nos pontos de aplicação de carga A (Ponto de aplicação de carga localizado ao longo eixo do implante); Ponto A' (Carga não axial - ponto localizado a uma distância de 3 mm do eixo central do implante); Ponto A'' (Carga não axial - ponto localizado a uma distância de 5 mm do eixo central do implante).

Fonte: Elaborado pelo autor.

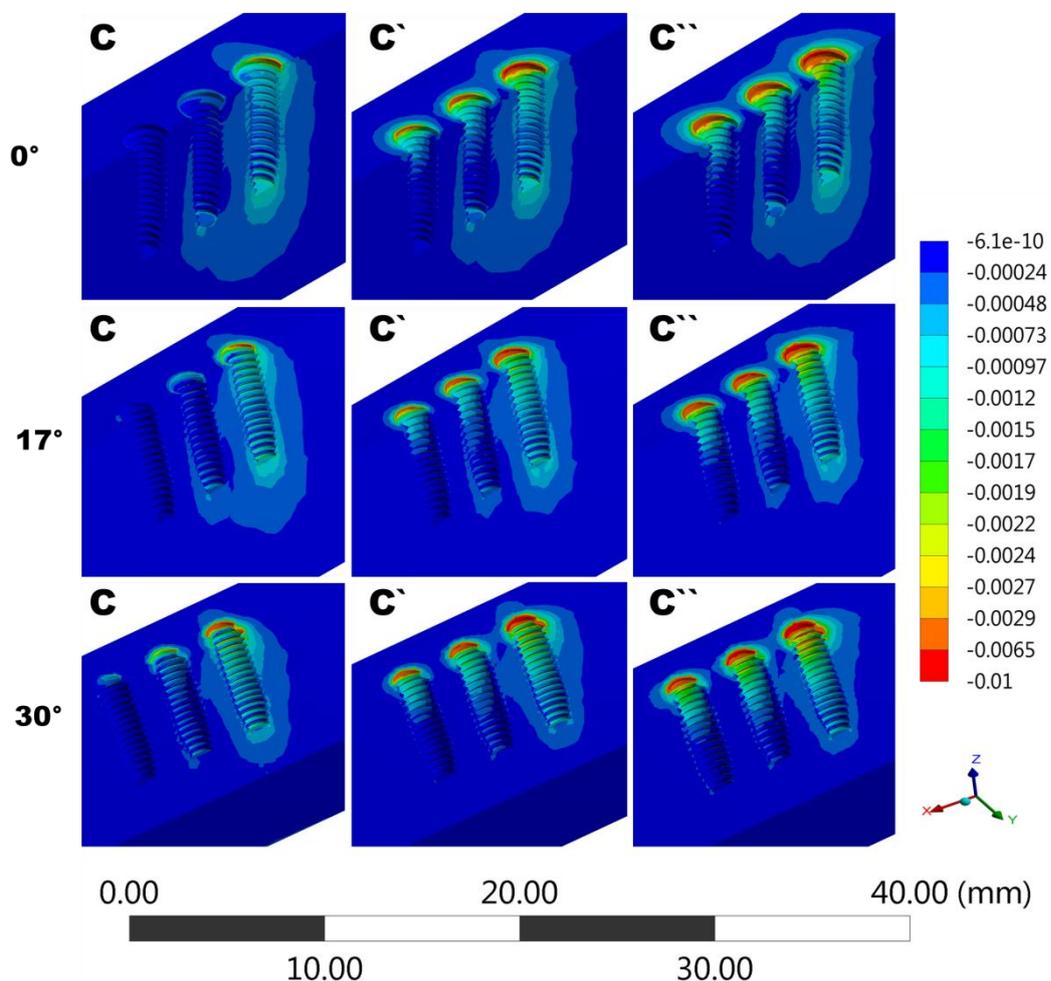
Figura 26- Comportamento das deformações nas superfícies ao redor dos implantes dos grupos perpendicular, angulado 17° e angulado 30°, pontos B



Legenda: Deformação gerada na superfície do bloco após carregamento nos pontos de aplicação de carga B (Carga axial - ponto de aplicação de carga localizado ao longo eixo do implante); Ponto B' (Carga não axial - ponto localizado a uma distância de 3 mm do eixo central do implante); Ponto B'' (Carga não axial - ponto localizado a uma distância de 5 mm do eixo central do implante).

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 27- Comportamento das deformações nas superfícies ao redor dos implantes dos grupos perpendicular, angulado 17° e angulado 30°, nos pontos C



Legenda: Deformação gerada na superfície do bloco após carregamento nos pontos de aplicação de carga C (ponto de aplicação de carga localizado ao longo eixo do implante); Ponto C' (Carga não axial - ponto localizado a uma distância de 3 mm do eixo central do implante); Ponto C'' (Carga não axial - ponto localizado a uma distância de 5 mm do eixo central do implante).

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.2 Análise por extensometria linear

Nas tabelas abaixo estão representados todos os valores originais em média de microdeformações obtidos através da extensometria, nos implantes retos e angulados sob cargas axiais e não axiais. Tabelas 4,5 e 6.

Tabela 2- Valores de média \pm desvio padrão (dp), de microdeformação ($\mu\epsilon$), do grupo com implantes Reto 0°

	Sg1	dp	Sg2	dp	Sg3	dp	Sg4	dp	Sg5	dp	Sg6	dp	Sg7	dp
A	-1544,3	208,8	-1208,7	49,2	-455,5	75,8	-828,8	81,6	834,8	85,3	726,5	67,1	587,2	88,7
A'	-1885,4	247,5	-1805,9	251,9	-750,1	127,2	-966,9	184,9	1319,7	119,2	1256,3	183,0	873,9	77,0
A''	-2354,1	185,6	-2043,3	272,7	-1290,5	116,6	-1345,6	348,1	1868,7	403,9	1418,6	427,7	1401,7	209,8
B	-939,0	68,8	-1408,2	204,4	-831,8	53,1	-628,1	60,7	530,3	57,3	282,1	16,0	496,8	51,8
B'	-1154,3	136,5	-1265,3	82,9	-931,8	178,5	-875,6	122,6	1062,9	164,7	873,1	312,9	1065,0	186,1
B''	-1665,5	124,2	-1771,8	73,1	-1525,7	107,3	-1131,5	267,3	1386,9	233,3	1115,0	273,6	1354,0	53,2
C	-624,7	91,8	-935,9	42,3	-917,4	111,3	-971,2	70,7	354,0	71,1	590,4	69,4	844,6	94,2
C'	-929,0	197,7	-1513,3	371,0	-1135,2	101,9	-1507,4	150,1	894,0	134,1	1297,5	180,8	1296,0	165,4
C''	-1013,0	186,5	-1937,4	164,8	-1407,6	121,1	-1963,2	396,7	1567,1	152,3	1916,0	307,1	2125,3	81,2

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 3- Valores de média \pm desvio padrão (dp), em valores de microdeformação ($\mu\epsilon$), do grupo com implantes 17°

	Sg1	dp	Sg2	dp	Sg3	dp	Sg4	dp	Sg5	dp	Sg6	dp	Sg7	dp
A	-3664,7	253,9	-1895,7	124,5	-838,5	146,0	-650,8	183,9	846,5	131,2	261,8	164,1	228,7	104,7
A'	-3209,9	111,4	-1593,8	253,7	-1797,5	188,5	-1265,1	127,9	2326,0	183,1	1346,2	152,5	1146,1	170,0
A''	-3617,8	385,2	-2158,7	572,9	-1334,1	546,5	-1633,7	293,5	3415,3	216,7	2239,1	172,2	1223,2	137,8
B	-1882,3	288,2	-985,9	149,6	-1086,7	145,1	-1701,6	256,0	416,9	108,5	272,7	91,9	444,1	146,2
B'	-2256,2	267,5	-1503,7	268,2	-1362,4	192,8	-3488,0	206,6	1446,5	175,3	1479,7	155,9	656,7	792,1
B''	-2521,9	268,5	-1702,9	397,5	-1048,0	169,6	-3234,5	222,0	2281,3	187,8	1707,4	240,5	2275,2	1769,3
C	-561,3	203,7	-722,8	154,1	-2055,3	315,3	-3576,3	235,3	220,5	214,6	228,5	101,2	148,0	273,9
C'	-1291,4	135,7	-1320,2	167,8	-1412,9	215,4	-3261,9	305,9	1354,7	168,8	1430,9	168,0	2247,8	231,8
C''	-1349,1	176,1	-1269,8	138,3	-3522,1	201,8	-4042,5	342,6	1579,6	273,7	1976,7	282,1	3486,6	299,8

Fonte: Elaborado pelo autor.

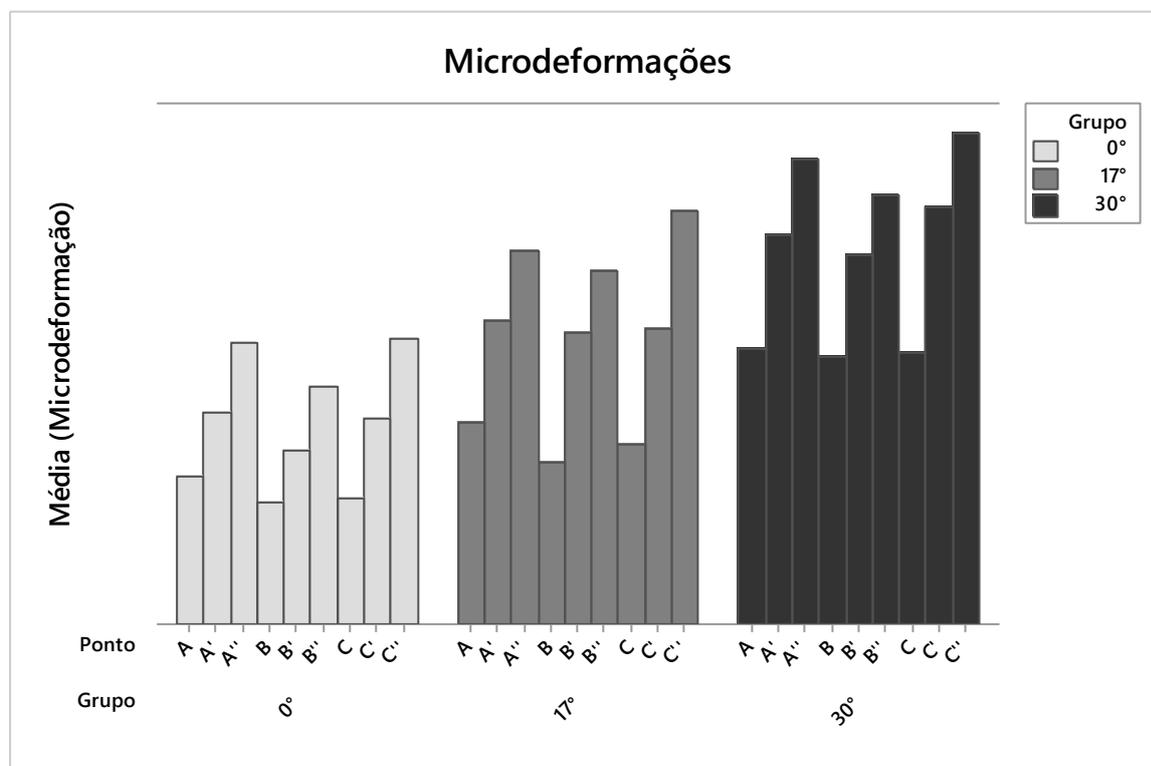
Tabela 4- Valores de média \pm desvio padrão (dp), em valores de microdeformação ($\mu\epsilon$), do grupo com implantes 30°

	Sg1	dp	Sg2	dp	Sg3	dp	Sg4	dp	Sg5	dp	Sg6	dp	Sg7	dp
A	-3731,2	146,8	-2153,3	272,9	-1210,2	144,2	-1120,9	88,1	-1331,3	196,5	944,5	87,7	1027,2	157,2
A'	-3973,8	308,4	-2097,6	236,7	-1886,9	147,0	-1585,5	150,1	3149,4	124,3	2175,0	267,0	1426,3	241,3
A''	-4749,3	294,5	-3385,5	172,3	-2418,1	202,1	-1625,1	344,6	3541,5	269,2	2376,9	218,3	1366,4	177,8
B	-2941,0	186,9	-1295,2	98,5	-1259,4	97,4	-2767,2	141,1	1045,3	643,8	944,8	149,4	893,2	92,9
B'	-2613,4	223,8	-2269,0	215,0	-1464,1	214,5	-3478,8	219,6	2203,2	190,2	2228,6	188,5	1175,6	116,4
B''	-3235,7	392,5	-2469,7	304,9	-1422,6	217,7	-3507,7	457,4	3236,7	154,6	1721,2	357,2	2336,2	211,8
C	-1080,4	108,5	-1001,1	159,5	-1925,2	377,1	-3540,4	283,3	1226,9	1639,0	1206,7	165,8	-1335,4	121,8
C'	-1968,4	208,3	-2442,1	297,0	-2485,3	238,8	-3564,6	255,9	1459,3	295,6	2452,2	240,1	3045,3	277,7
C''	-2016,7	250,2	-2466,5	283,0	-3673,0	209,4	-4748,7	275,3	1494,3	224,7	2245,3	101,1	3891,5	136,9

Fonte: Elaborado pelo autor.

Para uma melhor análise dos dados os resultados foram transformados em módulo. Os valores médios de microdeformações de todos os pontos estão ilustrados na Figura 28, nesta figura pode observar que os valores não ultrapassam o valor de 3000 $\mu\epsilon$, isso acontece pelo fato das médias serem obtidas da leitura de todos os extensômetros.

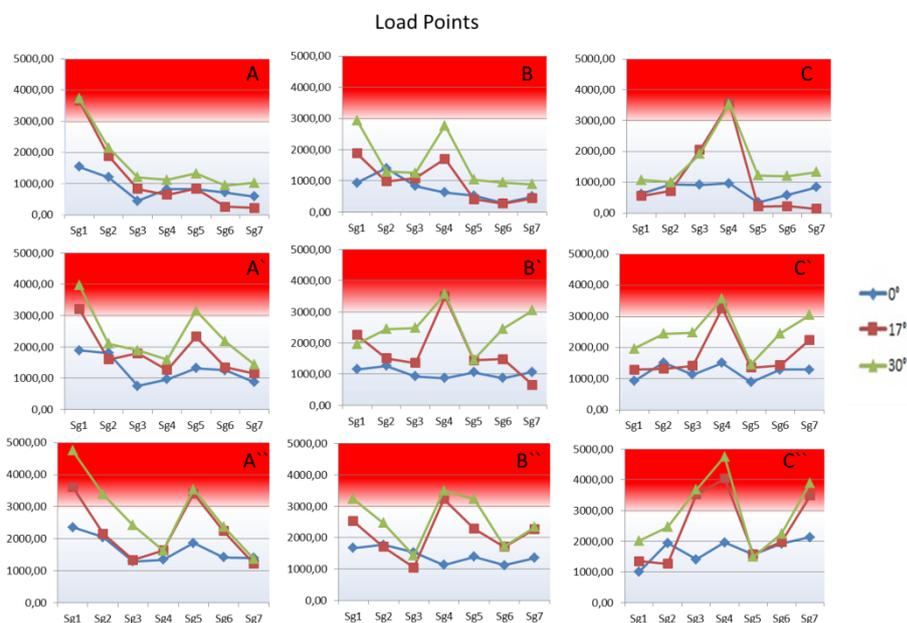
Figura 28- Gráfico de barras dos valores médio de microdeformação ($\mu\epsilon$) dos diferentes pontos de aplicação de carga nos grupo 0° , 17° e 30°



Fonte: Elaborado pelo autor.

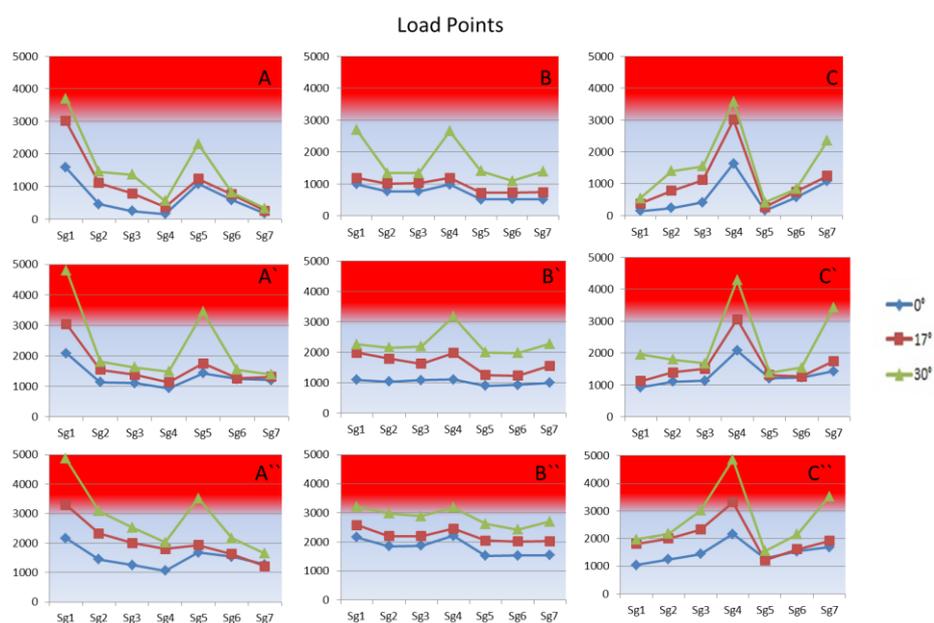
Para uma comparação direta entre os resultados obtidos na Análise de Elementos Finitos e extensometria, foram obtidos valores de deformação das regiões próximas de onde foram colados os extensômetros, para que o comportamento das deformações pudesse ser comparado por ambas às metodologias, esses resultados estão apresentados por gráficos e pode ser observados nas Figuras 29 e 30.

Figura 29- Valores médios de microdeformação em todos os pontos obtidos pela extensômetria



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 30- Valores médios de microdeformação em todos os pontos obtidos pela Análise de elementos finitos



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os dados obtidos dos valores em média de microdeformação foram submetidos ao modelo estatístico de análise de variância de medidas repetidas dois fatores. Foi escolhido o nível de significância convencional de 5%, observou-se diferença estatística para os fatores “Grupo” ($P=0,000$) e o fator “Ponto de aplicação de carga” ($P=0,000$) Tabela 5. Em seguida foi aplicado teste de comparação múltipla de Tukey que pode ser observado na Tabela 6.

Tabela 5- Tabela ANOVA 2 fatores (posicionamento dos implantes e ponto de aplicação de carga) dos grupos reto 0° , 17° e 30°

Fator	DF	Adj SS	dj MS	F	p-valor
Posição dos implantes	2	4976779	2488390	196,82	0,000
Pontos de aplicação de carga	8	5215788	651793	51,57	0,000
Erro	16	202289	12643		
Total	26	103948			

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 6- Valor médio de microdeformação ($\mu\epsilon$) dos grupos e grupamentos homogêneos do teste Tukey para a interação de fatores pontos de aplicação de carga

Ponto de Aplicação	Média	Grupos Homogêneos
C ^{''}	2366,28	a
A ^{''}	2228,91	a b
B ^{''}	2031,02	b c
C [']	1824,27	c d
A [']	1801,78	c d
B [']	1659,71	d
A	1242,42	e
B	1146,02	e
C	1097,74	e

Legenda: Letras minúsculas idênticas indicam ausência de diferença estatisticamente significante.

Fonte: Elaborado pelo autor.

6 DISCUSSÃO

De acordo com os resultados obtidos no presente estudo, foi observado que o posicionamento inclinado dos implantes gerou um maior valor de microdeformação ao redor dos implantes, e que esses valores foram potencializados quando associados a cargas não axiais.

Diversos estudos vêm sendo apresentados na literatura na tentativa de descrever o comportamento biomecânico dos implantes frente a diferentes aplicações de cargas e posições de instalação dos implantes (Clelland et al., 1995; Lan et al., 2008; Bavbek et al., 2011; Martini et al., 2012; Campos et al., 2014).

Com a implantação dos componentes angulados no mercado da implantodontia, surgiu a necessidade de estudos a fim de avaliar os efeitos do seu uso. Em 1995, um estudo matemático foi apresentado a fim de comparar três diferentes angulações, e foi apontado que o uso desses componentes pode levar ao aumento da magnitude das tensões no osso, e foram sugeridas novas análises para entender esse comportamento (Clelland et al., 1995).

Martini et al. (2012), apresentaram em seu estudo a comparação de componentes retos com angulados em 15°, além de variar a carga em axial e oblíquo de 45° e pode observar que o fator inclinação influencia em aumento da magnitude das tensões. Porém, as limitações dos estudos matemáticos não representam a realidade clínica, mais sim direcionam os estudos *in vitro* e *in vivo*. E, a fim de elucidar na literatura a influência da angulação dos implantes e pilares nas microdeformações ao redor de implantes, o presente estudo optou por utilizar a análise computacional e a análise *in vitro*.

Para promover uma melhor fidelidade do estudo *in vitro* e *in silico*, com a realidade clínica, os parâmetros utilizados na metodologia foram baseados em estudos prévios nos quais foram analisadas condições próximas à realidade

clínica (Mericske-Stern et al., 1995; Miyashiro et al., 2011; Rangert et al., 1995). A carga utilizada foi de 30,6 kgf. (300 N), uma carga média obtida em região de primeiro molar (Mericske-Stern et al., 1995). Associado a esse fator, o estudo não considerou as variações ósseas existentes em condições *in vivo*, tendo em vista que não seria possível uma padronização da pesquisa. Sendo assim foi utilizado o poliuretano, material isotrópico que apresenta um módulo elástico que compreende entre o osso medular e cortical com 3,6 GPa (Miyashiro et al., 2011).

O modelo de prótese fixa de três elementos foi escolhido, tendo em vista que essa configuração favorece a distribuição das cargas sobre os implantes, quando comparado com um modelo de dois implantes e três elementos (Rangert et al., 1995). Outros estudos foram realizados com essa configuração de prótese, a fim de observar o comportamento das microdeformações ao redor dos implantes, quando carregados em diferentes pontos e configurações de instalação e até mesmo tipos de pilares (Nishioka et al., 2010; Vasconcellos et al., 2011, 2013; Abreu et al., 2012). Porém a avaliação do comportamento biomecânico de implantes inclinados pouco tinha sido discutido na literatura.

No presente estudo os implantes foram instalados com as inclinações de 0°, 17° e 30° em linha, pois estudos prévios avaliaram que não houve diferença estatística quando comparado os implantes em posição linear ou *offset* (Itoh et al., 2004; Nishioka et al., 2010; Vasconcellos et al., 2013).

Para analisar o comportamento das deformações, a extensometria é uma das principais metodologias de análise, tendo em vista que sua aplicação permite realizar simulações bem próximas as condições de realidade ou até mesmo aplicações *in vivo*. Em pesquisas com implantes permite avaliações nas superfícies dos implantes, pilares e osso, além de realizar leituras sobre cargas estáticas ou dinâmicas (Glantz et al., 1993; Çehreli, Iplikcioglu., 2002; Hekimoglu et al., 2004; Lee et al., 2013).

Para minimizar os fatores externos de variação, principalmente fatores como diferentes densidades ósseas e alterações de ordem sistêmicas sobre efeito da osseointegração ao redor dos implantes, o estudo optou por uma avaliação *in vitro*, sendo essa aplicação já padronizada na literatura por diversos autores (Watanabe et al., 2000; Nishioka et al., 2009, 2010; Abreu et al., 2012; Vasconcellos et al., 2013).

Baseados no princípio da condutividade elétrica, os extensômetros são terminais que possuem áreas ativas que variam entre 2 a 10 mm. O presente estudo utilizou um terminal com 3mm de área ativa, o qual permitiu realizar com precisão as mensurações de deformações na área em que foi colado. A escolha da região de colagem dos extensômetros foi baseada em estudos prévios (Akça et al., 2009; Abreu et al., 2012; Nishioka et al., 2010, 2011; Vasconcellos et al., 2011, 2013).

Desse modo, ao aplicar uma força sobre a estrutura da prótese ocorreu uma variação de resistência elétrica no material simulador de osso, onde a tração aumenta a resistência e a compressão diminui. Esta variação da resistência captada pelo extensômetro é transformada em valores de deformação e expressos em $\mu\epsilon$ (microdeformação), sufixo empregado devido aos valores serem extremamente pequenos e que corresponde a $10^{-6} \epsilon$ (Kim et al., 1999; Sahin et al., 2002).

Os valores obtidos por meio da análise *in vitro*, permitem uma caracterização qualitativa das forças aplicadas, as forças de compressão receberam um prefixo de sinal negativo e as forças de tração o prefixo positivo (Tabelas 2, 3 e 4). O estudo visando avaliar a microdeformação inerente as forças de tração e compressão utilizou valores obtidos em forma absoluta.

O estudo verificou que houve diferença estatística (Tabela 5), entre os valores de microdeformação encontrados ao redor dos implantes retos comparados com os implantes inclinados ($p=0,000$). Este achado está de acordo

com o estudo de Clelland et al. (1993) e corroboram com os resultados da análise de elementos finitos, quando analisamos as deformações (Figura 30). Somado ao fator inclinação do implante, também foi avaliado o direcionamento das cargas aplicadas, os efeitos de uma mesa oclusal mais ampla de 3 e 5 mm, na qual a aplicação de carga não ocorre ao longo eixo do implante, potencializa ainda mais as microdeformações geradas, e todas as cargas aplicadas fora do longo eixo do implante foram consideradas como não axiais. Analisando os pontos de aplicações de carga não axiais e axiais, observamos neste estudo uma diferença estatística significativa ($p = 0,000$), não corroborando com o estudo apresentado por Abreu et al. (2012), no qual não foi encontrado diferença estatística entre os pontos axiais e não axiais em uma simulação de aplicação de carga semelhante, porém, foi utilizada uma distância de 1 e 2 mm do centro do parafuso.

Essas regiões onde ocorrem maiores concentrações de tensões devido à inclinação do implante estão mais susceptíveis a ocorrência de micro fraturas da crista óssea ao redor do implante (Begg et al., 2009; Watanabe et al., 2003). Os valores de tensão e deformação quando excedem a tolerância fisiológica do osso e podem causar danos irreversíveis na interface osso-implante (Ranger et al., 1997).

Os resultados obtidos nas aplicações de cargas sobre os implantes angulados 17° e 30° ultrapassaram o limite máximo fisiológico (Wiskott, Belser, 1999). O maior valor encontrado no presente estudo foi de $4740,3 \mu\epsilon$, no grupo de implante inclinado em 30° , com uma aplicação de carga não axial em 5 mm e o maior valor médio foi de $2366,28 \mu\epsilon$, valores superiores aos encontrados em estudos onde não foi avaliado a inclinação dos implantes como o de Vasconcellos et al. (2013) que apresentou em seu estudo um maior valor médio de $771,0 \mu\epsilon$ e Abreu et al. (2012) com um valor médio de $315,8 \mu\epsilon$, evidenciando que as condições clínicas simuladas, variando a angulação de

instalação dos implantes em 17° e 30° , apresentam um aumento na magnitude da microdeformação ultrapassando o limite fisiológico.

Tendo em vista que o estudo utilizou uma prótese de três elementos, nos três grupos pode ser observado que o ponto B, foi o ponto que promoveu a melhor distribuição de tensão (Figura 23) e melhor distribuição das microdeformações (Figura 26). Acredita-se que isso ocorra devido a melhor distribuição das tensões para as duas extremidades da prótese, isso pode ser visto na análise computacional (Figura 30), no qual as tensões se apresentaram menores nos pilares e implantes em relação aos pontos A e pontos C.

Contudo, os valores de microdeformação e as concentrações de tensões foram mais elevados quando associamos a aplicação das cargas a implantes instalados de forma inclinada, principalmente em inclinações de 30° . Porém pode ser observado que a localização da aplicação das cargas foi capaz de potencializar esses valores de deformação, o que pode levar a limites acima do aceitável fisiologicamente, podendo levar a danos irreversíveis ao osso periimplantar. Estudos de acompanhamento clínico das próteses instaladas sobre implantes inclinados devem ser conduzidos, a fim de determinar a viabilidade clínica de utilização desses pilares, frente aos danos causados no tecido ósseo periimplantar.

7 CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, podemos concluir que:

- a) O aumento das microdeformações ao redor dos implantes foi proporcional ao aumento da inclinação de instalação;
- b) A aplicação de carga sob os pontos não axiais 3 e 5mm, produziu aumento na magnitude das microdeformações ao redor dos implantes;
- c) Valores de microdeformação fisiologicamente aceitáveis estão presentes apenas no grupo reto 0°.

REFERÊNCIAS*

- Abreu CW, Nishioka RS, Balducci I, Consani LX. Straight and offset implant placement under axial and nonaxial loads in implant-supported prostheses strain gauge analysis. *J Prosthodont.* 2012 Oct;21(7):535-9. doi: 10.1111/j.1532-849X.2012.00871.x.
- Abreu CW, Vasconcellos LGO, Balducci I, Nishioka RS. A comparative study of micro strain around three-morse taper implants with machined and plastic copings under axial loading. *Braz. J Oral Sci.* 2010;(9):11-5.
- Akça K, Kokat AM, Sahin S, Iplikçioğlu H, Cehreli MC. Effects of prosthesis design and impression techniques on human cortical bone strain around oral implants under load. *Med Eng Phys.* 2009 Sep;31(7):758-63.
- Akkad S, Richards M. Solutions for severely angulated implants in the mandibular overdenture: a clinical report. *J Prosthodont.* 2009 Jun;18(4):342-7. doi: 10.1111/j.1532-849X.2008.00400.x.
- Aradya A, Kumar UK, Chowdhary R. Influence of different abutment diameter of implants on the peri-implant stress in the crestal bone: A Three-dimensional finite element analysis - In vitro study. *Indian J Dent Res.* 2016 Jan-Feb;27(1):78-85. doi: 10.4103/0970-9290.179836.
- Bavbek AB, Dogan A, Cehreli MC. Biomechanics of implant-tooth supported prostheses: effects of mesiodistal implant angulation and mode of prosthesis connection. *J Appl Biomater Biomech.* 2011 May-Aug;9(2):118-26. doi: 10.5301/JABB.2011.8565.
- Begg T, Geerts GAVM, Gryzagoridis J. Stress Patterns Around Distal angled implants in the All-on-Four Concept Configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009 Jul-Aug;24(4):663-71.
- Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995 Mar-Apr;10(2):188-98. doi : 10.1097/00008505-199500440-00024

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 04 nov 2015; acesso em 25 jun 2016]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Brosh T, Pilo R, Sudai D. The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques. *Prosthet Dent*. 1998 Mar;79(3):328-34. doi: 10.1016/S0022-3913(98)70246-X

Bryant SR. The effects of age, jaw site, and bone condition on oral implant outcomes. *Int J Prosthodont*. 1998;11(5):470-90.

Campos JF, Rodrigues VA, Balducci I, Nishioka GNM, Nishioka RS. Comparative study of micro deformations resulting from axial and non-axial static loads under three prosthetic implant elements. *Rev Odontol UNESP*. 2014 Sep-Oct;43(5):351-7. doi.org/10.1590/rou.2014.056.

Çehreli MC, Iplikcioglu H. In vitro strain gauge analysis of axial and offaxial loading on implant supported fixed partial dentures. *Implant Dent*. 2002;11(3):286-92.

Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Mar-Apr;21(2):195-202.

Clelland NL, Carr AB, Gilat A. Comparison of strains transferred to a bone simulant between as-cast and posts ordered implant frameworks for a five-implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthodont*. 1996 Sep;5(3):193-200.

Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont*. 1995 Jun;4(2):95-100. doi: 10.1111/j.1532-849X.1995.tb00323.x

Cook SD, Klawitter JJ, Weinstein AM. The influence of implant geometry on the stress distribution around dental implants. *J Biomed Mater Res*. 1982 Jul;16(4):369-79. doi: 10.1177/00220345820610010501.

Cruz M, Wassall T, Toledo EM, Barra LPS, Cruz S. Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angle implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 May-Jun;24(3):391-403.

Ding X, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading

implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009 Dec;11(4):279-87. doi: 10.1111/j.1708-8208.2008.00124.x.

Dubois G, Daas M, Bonnet AS, Lipinski P. Biomechanical study of a prosthetic solution based on an angled abutment: case of upper lateral incisor. *Med Eng Phys.* 2007 Nov;29(9):989-98. doi:10.1016/j.medengphy.2006.10.017.

Duyck J, Rønold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res.* 2001 Jun;12(3):207-18.

Frost HM. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod.* 1994;64(3):175-88. doi: 10.1043/0003-3219(1994)064.

Frost HM. A 2003 Update of bone physiology and Wolff's law for clinicians *Angle Orthod.* 2004;74(1):3–15. doi: 10.1043/0003-3219(2004)074<0003:AUOBPA>2.0.CO;2.

Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stanfford GD, Arnvidarson B, Randow K, et al. On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 1993 Jun;4(2):99-105. doi: 10.1034/j.1600-0501.1993.040206.x.

Hanaoka M, Gehrke AS, Mardegan F, Gennari CR, Taschieri S, Del Fabbro M, et al. Influence of implant/abutment connection on stress distribution to implant-surrounding bone: a finite element analysis. *J Prosthodont.* 2014 Oct;23(7):565-71.

Hekimoglu C, Anil N, Çehreli MC. Analysis of strain around endosseous dental implants opposing natural teeth or implants. *J Prosthet Dent.* 2004 Nov;92(5):441-6. doi: 10.1016/S0022391304004895.

Hyo-Sook Ryu, Namgung C, Jong-Ho Lee, Young-Jun Lim. The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading: a literature review. *J Adv Prosthodont.* 2014 Dec; 6(6): 547–554. doi: 10.4047/jap.2014.6.6.547

Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Oct;17(2):8-18. doi: 10.1111/j.1600-0501.2006.01360.x.

Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implantol.* 1987;4(2):25-31.

Jemt T, Olsson M, Franke Stenport V. Incidence of first implant failure: a retrospective study of 27 years of implant operations at one specialist clinic. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015 Oct;17 Suppl 2:e501-10. doi: 10.1111/cid.12277. Epub 2014 Dec 23. doi: 10.1111/cid.12277.

Kan JP, Judge RB, Palamara JE. In vitro bone strain analysis of implant following occlusal overload. *Clin Oral Implants Res.* 2014 Feb;25(2):73-82.

Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. *Implant Dent.* 1999;8(2):141-51.

Lanza MD, Seraidarian PI, Jansen WC, Lanza MD. Stress analysis of a fixed implant-supported denture by the finite element method (FEM) when varying the number of teeth used as abutments. *J Appl Oral Sci.* 2011 Nov-Dec;19(6):655-61. doi: 10.1590/S1678-77572011000600019

Lan TH, Huang HL, Wu JH, Wang CH. Stress analysis of different angulations of implant installation: the finite element method. *Kaohsiung J Med Sci.* 2008 Mar;24(3):138-43.

Lee MY, Heo SJ, Park EJ, Park JM. Comparative study on stress distribution around internal tapered connection implants according to fit of cement-and screw-retained prostheses. *J Adv Prosthodont.* 2013;5:312-8.

Martini AP, Freitas AC, Rocha EP, Almeida EO, Anchieta RB, Kina S, et al. Straight and angulated abutments in platform switching: influence of loading on bone stress by three-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg.* 2012 Mar;23(2):415-8.

Matsunaga S, Naito H, Tamatsu Y, Takano N, Abe S, Ide Y. Consideration of shear modulus in biomechanical analysis of peri-implant jaw bone: accuracy verification using image-based multi-scale simulation. *Dent Mater J.* 2013;32(3):425-32. doi: 10.4012/dmj.2012-281

Mericske-Stern R, Assal P, Merickse E, Ing WB. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995 May-Jun;10(3):345-53.

Myashiro M, Suedan V, Moretti Neto, RT, Ferreira PM, Rubo JH. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant supported prosthesis – tension tests. *J Appl Oral Sci.* 2011 May-Jun;19(3):244-8. doi: 10.1590/S1678-77572011000300012.

Nishioka RS, de Vasconcellos LGO, de Melo Nishioka LN. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. *Implant Dent.* 2009 Dec;18(6):512-20. doi: 10.1097/ID.0b013e3181bcc621

Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Abreu CW. A comparative study of machined copings and plastic copings in three-element prostheses with different types of implant-abutment-joint, strain gauge analysis. *J Appl Oral Sci.* 2010 May-Jun;18(3):225-30. doi: 10.1590/S1678-77572010000300005.

Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Nishioka GNM. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. *Implant Dent.* 2011 Apr;20(2):24-32. doi: 10.1097/ID.0b013e318211fce8.

Nishioka RS, de Vasconcellos LG, Jóias RP, Rode Sde M. Load-application devices: a comparative strain gauge analysis. *Braz Dent J.* 2015 May-Jun;26(3):258-62. doi: 10.1590/0103-6440201300321.

Nishioka RS, Rodrigues VA, De Santis LR, De Melo Nishioka GN, Miyazaki Santos VM, Ávila Souza F. Comparative microstrain study of internal hexagon and plateau design of short implants under vertical loading. *Implant Dent.* 2016 Feb;25(1):135-9. doi:10.1097/ID.0000000000000345.

Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DM, Haddad MF, et al.. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol.* 2014 Apr;40(2):217-28. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00066.

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.

Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(3):241-7.

Rangert B, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(3):360-70.

Saab XE, Griggs JA, Powers JM. 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.

Saadoun AP, Le Gall M, Kricheck M. Microbial infections and occlusal overload: causes of failure in osseointegrated implants. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1993 Aug;5(6):11-20; quiz 21.

Sahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. *J Dent*. 2002;30(7-8):271-82.

Sotto-Maior BS, Lima Cde A, Senna PM, Camargos Gde V, Del Bel Cury AA. Biomechanical evaluation of subcrestal dental implants with different bone anchorages. *Braz Oral Res*. 2014;28. pii: S1806-83242014000100235. doi: org/10.1590/1807-3107BOR-2014.vol28.0023. Epub 2014 Aug 4.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983;49(6):843-8.

Schwarz, MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Impl Res*. 2000;11 suppl 1:156-158.

Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:82-90.

Stephens GJ, Nicola Di V, Eoin OS, Ailbhe MCD. The influence of interimplant divergence on the retention characteristics of locator attachments, a laboratory study. *J Prosthodont*. 2014 Aug;23(6):467-75. doi: 10.1111/jopr.12144.

Tang CB, Liul SY, Zhou GX, Yu JH, Zhang GD, Bao YD, Wang QJ. Nonlinear finite element analysis of three implant- abutment interface designs. *Int J Oral Sci*. 2012 Jun;4(2):101-8. doi: 10.1038/ijos.2012.35

Tioffi R, Vasco MA, Lin L, Conrad HJ, Bezzon OL, Ribeiro RF, Fok AS. Validation of finite element models for strain analysis of implant-supported

prostheses using digital image correlation. *Dent Mater.* 2013 Jul;29(7):788-96. doi: 10.1016/j.dental.2013.04.010.

Vasconcellos LGO, Nishioka RS, Vasconcellos LM, Balducci I, Kojima AN. Microstrain around dental implants supporting fixed partial prostheses under axial and nonaxial loading conditions, in vitro strain gauge analysis. *J Craniofac Surg.* 2013 Nov;24(6):546-51.

Vasconcellos LGO, Nishioka RS, Vasconcellos LMR, Nishioka LNBM. Effect of axial loads on implant supported partial fixed prostheses by strain gauge analysis. *J Appl Oral Sci.* 2011 Nov-Dec;19(6):610-5. doi: 10.1590/S1678-77572011000600011.

Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology.* 2003 Sep;91(1):31-6.

Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Mar-Apr;15(2):209-18.

Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res.* 1999 Dec;10(6):429-44.

Worthington P. History, development, and current status of osseointegration as revealed by experience in craniomaxillofacial surgery. In: Brånemark P-I, Rydevik BL, Skalak R, editors. *Osseointegration in skeletal reconstruction and joint replacement.* Carol Stream: Quintessence; 1997. p. 25–44.