



**UNIVERSIDADE DE RIBEIRÃO PRETO**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**EVANDRO LUÍS TRONCO**

**ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM CONJUNTOS OSSO-IMPLANTE-  
PILAR PROTÉTICO, UTILIZANDO IMPLANTES DE DIFERENTES DIÂMETROS  
E CARREGAMENTOS, POR MEIO DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS -  
MEF-3D**

**RIBEIRÃO PRETO**

**2020**

**Evandro Luís Tronco**

**ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM CONJUNTOS OSSO-IMPLANTE-  
PILAR PROTÉTICO, UTILIZANDO IMPLANTES DE DIFERENTES DIÂMETROS  
E CARREGAMENTOS, POR MEIO DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS -  
MEF-3D**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Edson Alfredo

**Ribeirão Preto**

**2020**

Ficha catalográfica preparada pelo Centro de Processamento Técnico  
da Biblioteca Central da UNAERP

- Universidade de Ribeirão Preto –

T853a Tronco, Evandro Luís, 1966 -  
Análise da distribuição de tensões em conjuntos osso-implante-  
pilar protético, utilizando implantes de diferentes diâmetros e  
carregamentos, por meio do método de elementos finitos - MEF-3D /  
Evandro Luís Tronco. - - Ribeirão Preto, 2020.  
45 f.: il. color.

Orientador: Prof. Dr. Edson Alfredo.

Monografia (pós-graduação) - Universidade de Ribeirão Preto,  
UNAERP, Odontologia, área de concentração: Implantodontia.  
Ribeirão Preto, 2020.

1. Análise de elementos finitos. 2. Biomecânica. 3. Implante  
dentário. I. Título.

CDD 617.692

**EVANDRO LUÍS TRONCO**

**“Análise da distribuição de tensões em conjuntos osso-implante-pilar protético, utilizando implantes de diferentes diâmetros e carregamentos, por meio do método de elementos finitos – MEF-3D”.**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Universidade de Ribeirão Preto para obtenção de título de Mestre em Odontologia.

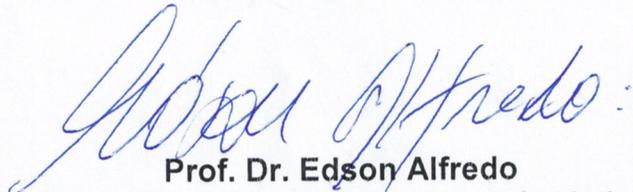
Orientador: Prof. Dr. Edson Alfredo

Área de concentração: Implantodontia

Data de defesa: 31 de março de 2020

Resultado: Aprovado.

**BANCA EXAMINADORA**



**Prof. Dr. Edson Alfredo**

Professor Titular do Curso do Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto (UNAERP) – Presidente



**Prof. Dra. Érica Alves Gomes**

Professora Assistente Doutora do Curso de Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto (UNAERP)



**Prof. Dra. Rossana Pereira de Almeida**

Professora Associada da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP/USP)



Este trabalho foi realizado no Laboratório de Pesquisas em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto, com colaboração do Laboratório de Estudos Biomecânicos em Prótese e Implantes da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP-USP).

## DEDICATÓRIAS

A **Deus**, por ter iluminado os meus passos na caminhada da vida e me transmitir um pouco de sua sabedoria.

À minha esposa, **Stael Porto Leite Tronco**, pessoa com alto grau de estímulo de vida, eterna companheira, incentivando e não medindo esforços para estar me apoiando, pelo constante apelo para que eu permanecesse estudando, pelo amor de toda uma vida, amiga de todos os momentos, Deus a colocou no meu caminho!!! Muito obrigado.

À minha mãe, **Angelina Leme da Silva Tronco**, (*in memoriam*) frágil, guerreira, exemplo de muita honestidade, iniciou minha formação, carinhosa e dedicada, partiu muito cedo, quando eu era criança, deixou caminhos a serem seguidos. Sou muito grato por tê-la em minha vida.

Ao meu pai, **Vicente Tronco** (*in memoriam*) por estar sempre presente em minhas memórias, exemplo de força, dignidade, coragem, honestidade, garra, superação. Exemplo de Homem de fibra. Muito obrigado.

Aos meus filhos, **Lorenzo Porto Leite Tronco e Tullio Porto Leite Tronco**, meninos bons, por todo o carinho, amor, cuidados para comigo e inúmeros apoios para continuar essa jornada. Sempre em meu coração. Responsáveis pelo significado da minha existência e são os melhores presentes que Deus me propiciou.

Aos meus irmãos, **Marlise, Morgana, Marisol e Vicente**, pelo amor, carinho, afeto, compreensão e amizade, banham-nos de luz e serenidade para que possamos completar nossas missões.

Aos meus queridos Tios, **Laércio Tronco e Elizabeth Joaquim Tronco**, pelo grande apoio em minha trajetória e carinho com todos nós e por estarem presentes nos momentos importantes da minha vida.

Aos meus queridos sogros, **Maria Antonia Porto Leite e Francisco Alves Leite**, pelo carinho com todos nós e por estarem presentes nos momentos importantes de nossas vidas.

Ao Prefeito do Município de Brodowski, Prof. Dr. **José Luiz Peres**, por propiciar a minha participação no desenvolvimento do meu trabalho junto a UNAERP, sendo possível me ausentar de minhas jornadas de trabalho no Município de Brodowski. Muito obrigado.

## **AGRADECIMENTOS**

À **Universidade de Ribeirão Preto – UNAERP**, por meio de sua **Magnífica Reitora Profa. Elmara Lúcia de Oliveira Bonini**, pela condução de suas equipes de trabalho que possibilitaram o desenvolvimento do mestrado dentro da Instituição.

À **Profa. Dra. Yara Teresinha Corrêa Silva Sousa**, Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto, pelo desempenho para o desenvolvimento no trabalho de mestrado junto a esta Universidade. Muito obrigado.

Ao **Prof. José Roberto de Freitas**, meu estimado amigo e colega de uma vida toda, pelo companheirismo, pela atenção, dedicação, ensinamentos e ajuda na desenvoltura dos trabalhos, pela grandeza de espírito, competência, dedicação como docente junto à Universidade de Ribeirão Preto – UNAERP, onde meus primeiros sonhos como educador e pesquisador se tornaram realidade. Muito obrigado.

Ao **Prof. Dr. José Antônio Brufato Ferraz**, meu amigo, colega, parceiro, companheiro de consultório, pelo espírito fraterno, pela atenção, ensinamentos e ajuda na desenvoltura da vida, pela competência, dedicação como docente junto à Universidade de Ribeirão Preto – UNAERP. Muito obrigado.

À **Profa. Dra. Érica Alves Gomes**, pessoa e professora que esteve conosco durante praticamente esse Mestrado, ajudando no laboratório dessa universidade para realizarmos o mestrado.

Ao **Prof. Dr. Fuad Jacob Abi Rached Junior**, pelo auxílio na parte de formatação deste trabalho. Muito obrigado.

Ao **Prof. Dr. João Felipe Bonatto Bruniera**, pelo auxílio na parte de escaneamento no microtomógrafo. Muito obrigado.

**Aos professores do Curso de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto:** Prof. Dr. André Pitondo da Silva, Profa. Dra. Andrea Marcia Marcaccini, Prof. Dr. Celso Bernardo de Souza Filho, Profa. Dra. Danielle Cristine Furtado Messias, Prof. Dr. Edilson Carlos Caritá, Prof. Dr. Edson Alfredo, Profa. Dra. Érica Alves Gomes, Prof. Dr. Fuad Jacob Abi Rached Junior, Profa. Dra. Izabela Cristina Maurício Moris, Profa. Dra. Larissa Moreira Castro Raucci, Prof. Dr. Silvio Rocha Corrêa da Silva, Prof. Dr. Walter

Raucci Neto e Profa. Dra. Yara Teresinha Corrêa Silva Sousa, pelos conhecimentos transmitidos durante nosso Mestrado.

À **Dra. Adriana Cláudia Lapria Faria e a Dra. Ana Paula Macedo**, Especialistas dos Laboratórios do Departamento de Odontologia da FORP-USP. Agradeço pelos ensinamentos no uso do Método de Elementos Finitos e na análise dos resultados durante o andamento do trabalho. Por possibilitarem também, a utilização dos equipamentos necessários para o desenvolvimento da parte experimental da minha dissertação.

À aluna de Mestrado em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto **Elizabeth Helena Brazão**, pelo auxílio na parte experimental da minha pesquisa.

Aos meus colegas da turma de Mestrado, **Aline Ferreira Borges, Adriely Fracaroli Baltazar, Antônio Secco Martorano, Elizabeth Helena Brazão, Fernanda Mara Saltareli, Leticia Moretti, Mariana Guerreiro de Almeida, Rodrigo Paes Vila Real, Stefany Francoi Poole**, pelo maravilhoso convívio e companheirismo, clima de grupo harmonioso, coeso e pelos ensinamentos trocados, meu muito obrigado.

## SUMÁRIO

Resumo

*Summary*

1. Introdução .....	12
2. Proposição .....	15
3. Material e Métodos.....	16
4. Resultados.....	27
5. Discussão.....	32
6. Conclusões.....	37
7. Referências Bibliográficas.....	38

## RESUMO

O objetivo do presente estudo foi analisar a distribuição de tensões em conjuntos osso-implante-pilar protético, utilizando implantes cone morse submetidos a diferentes carregamentos, por meio do método dos elementos finitos (MEF-3D). A partir de imagens microtomográficas dos implantes e pilares protéticos, foram criados modelos digitais e os conjuntos inseridos em cilindros ósseos virtuais padronizados, por meio do *software* específico, compondo assim os grupos, com seus respectivos diâmetros: FAC- Facility e Micro Pilar (2,9 mm); BLE- Bone Level e Multi-base (3,3 mm); TIT- Titamax e Micro Pilar (3,5 mm); TIX- Titamax e Micro Pilar (3,75 mm). No *software* de elementos finitos foi gerada a malha dos modelos, definidas as propriedades dos materiais ( $E$ ,  $\nu$ ), as condições de contorno ( $x=y=z=0$ ) e realizada a aplicação dos 2 tipos de força (200 N, axial e 100 N, oblíquo-30°), para simular os valores de tensão resultantes. Foram obtidos os valores quantitativos e os mapas qualitativos de tensões de von Mises e tensões principais máximas e mínimas (MPa). A análise dos resultados demonstrou que houve redução em intensidade dos valores de tensão à medida que o diâmetro dos implantes aumentava, nos 2 tipos de forças. O conjunto FAC, que apresentava o menor diâmetro, registrou os maiores valores de tensão (609,0 MPa), ao passo que o conjunto TIX, de maior diâmetro, mostrou os menores valores (218,2 MPa), sendo que os outros 2 conjuntos, BLE e TIT, gradualmente tiveram grandezas intermediárias (592,5 MPa e 343,3 MPa). Os carregamentos oblíquos demonstraram maiores valores de concentração de tensões que os axiais. Com relação ao tecido ósseo, as áreas de maior concentração de tensões foram demonstradas na região óssea superior (cortical e medular). A região medular, próximo ao ápice do implante, também apresentou valores elevados, principalmente quando de carregamento oblíquo. Concluiu-se que os valores de tensão demonstraram uma redução em intensidade à medida que o diâmetro dos implantes aumentava, nos 2 tipos de forças. As forças oblíquas resultaram em intensidades superiores às forças axiais em todos os conjuntos avaliados.

Palavras-chave: Análise de Elementos Finitos, Biomecânica, Implante Dentário.

## ***SUMMARY***

The aim of the present study was to analyze the stress distribution in bone-implant-prosthetic abutment sets, using Morse taper implants subjected to different loads, by the finite element method (MEF-3D). From microtomographic images of the implants and prosthetic abutments, digital models were created and the sets inserted in standardized virtual bone cylinders, using the specific software, thus composing the groups, with their respective diameters: FAC-Facility and Micro Abutment (2.9 mm); BLE-Bone Level and Multi-base (3.3 mm); TIT-Titamax and Micro Abutment (3.5 mm); TIX-Titamax and Micro Abutment (3.75 mm). The finite element software generated the models mesh, defined the material properties ( $E$ ,  $\nu$ ), boundary conditions ( $x=y=z=0$ ) and applied the the different loads (200 N, axial and 100 N, oblique ( $30^\circ$ ), to simulate the resulting stress values. The quantitative data and qualitative von Mises stress maps maximum and minimum principal and stresses (MPa) were obtained. The analysis of the results showed there was a reduction in the intensity of the tension values in accordance to diameter of the implants increased, in both loads. Which had the smaller diameter, in the FAC group, registered the highest stress values (609.0 MPa), while the TIX group, showed when there are largest diameter the results showed the lowest values (218.2 MPa), with the other 2 sets, BLE and TIT, had intermediate quantities (592.5 MPa and 343.3 MPa). Oblique loads have shown higher stress concentration values than axial loads. With regard to bone tissue, the areas of greatest stress concentration were demonstrated in the upper bone region (cortical and medullary). The medullary region, close to the apex of the implant, also showed elevated values, especially when oblique loading. It was concluded that the tension values showed a reduction in intensity as the diameter of the implants increased, in the 2 different loads. The oblique forces resulted in intensities higher than the axial forces in all evaluated groups.

Keywords: Finite Element Analysis, Biomechanics, Dental Implant.

## 1. INTRODUÇÃO

O emprego de implantes dentários na reabilitação oral tem-se tornado uma rotina na clínica odontológica, entretanto, apesar do elevado índice de sucesso alcançado com este tratamento, complicações e falhas são relatadas e classificadas como dependentes de dois grandes fatores: biológicos e protéticos. Estudos ressaltam que a qualidade e quantidade óssea são os aspectos biológicos mais relevantes para garantia da longevidade desta terapêutica. Dentre os fatores protéticos destacam-se o desenho da prótese, composição do material protético, tipo de conexão pilar-implante, diâmetro, comprimento e posição dos implantes, como sendo os de maior importância (BINON, 2000; NOVAES et al., 2009; SCHIMITI; ZORTÉA, 2010; PRADOS-PRIVADO et al., 2016; SI et al., 2019).

As complicações biológicas referem-se a distúrbios funcionais que afetam os tecidos de suporte, tais como peri-implantites, complicações no tecido mole, problemas sensoriais e perda de tecido ósseo, podendo resultar até mesmo em perda do implante (JORNEUS et al., 1992; CARLSON; CARLSSON, 1994; BERGLUNDH et al., 2002; SANTIAGO JÚNIOR et al., 2016).

Com relação à reabsorção óssea, sua prevalência é mais acentuada na região cervical do implante e está relacionada, principalmente, à concentração de tensões provenientes da oclusão, já que este transmite as tensões geradas, diretamente ao osso dessa região (BRÄNEMARK, 1997; MELLAL et al., 2004; HASAN et al., 2014; DEMENKO et al., 2019), em direção à apical. No osso medular, as concentrações de tensão seguem o mesmo padrão (GENG et al., 2004).

Na presença de rebordos alveolares atroficos, comuns em pacientes de idade avançada e portadores de edentulismo por longo tempo, a solução para reabilitação com implantes é o emprego prévio de técnicas cirúrgicas mais invasivas e complexas, como as de enxertia para aumento de volume ósseo, que apesar de serem muito utilizadas, implicam em maior morbidade, tratamentos mais longos e custo elevado (PETRIE; WILLIAMS, 2005; CRUZ et al., 2009; KLEIN; SCHIEGNITZ; AL-NAWAS, 2014).

Por outro lado, pesquisas mais recentes têm demonstrado que, para algumas situações clínicas de pouca espessura e volume ósseo, os implantes de diâmetro reduzido (IDR) são capazes de suportar, com sucesso, as reabilitações protéticas (ANITUA et al., 2010; MALÓ et al., 2011; ANITUA et al., 2016; GRANDI et al., 2017), podendo representar uma opção na reabilitação bucal, como nos casos de presença de osso inter-radicular reduzido, crista alveolar pouco espessa, substituição de dentes com diâmetro reduzido e em áreas de baixa

carga oclusal, como nos incisivos inferiores e laterais superiores, retenção de *overdentures*, assim como em regiões posteriores da mandíbula, onde se tem reduzidos volume e altura óssea, o que dificulta a reabilitação sem o emprego de enxertia óssea e técnicas cirúrgicas complexas, (KLEIN; SCHIEGNITZ; AL-NAWAS, 2014; GRANDI et al., 2017). Entretanto, autores ressaltam algumas limitações relativas aos aspectos biomecânicos dos mesmos, devido ao aumento da reabsorção óssea cervical, comparativamente aos implantes de diâmetro convencional (IDC) (MCNALLY et al., 2013; CASTRO et al., 2015).

Os implantes com menores diâmetro e comprimento influenciam na distribuição de tensões, podendo ocasionar elevada concentração de forças na região cervical do mesmo, sendo, a diminuição do diâmetro, o fator de maior relação com a perda da crista óssea (BINON, 2000; ANITUA et al., 2010; ANITUA; ORIVE, 2010; DEMENKO et al., 2011; TABATA et al., 2011; SANTIAGO JÚNIOR et al., 2013; HASAN et al., 2014). Esta redução em suas dimensões resulta em uma menor área de superfície de ancoragem, resistência à fratura do implante e de dissipação de forças, o que pode comprometer as propriedades mecânicas e biomecânicas fundamentais à realização de uma prótese estável e funcional (VAN ZYL et al., 1995; JORNEAUS, 1996; AL-NAWAS, 2014).

Os avanços tecnológicos, por outro lado, também possibilitaram a evolução dos tipos de conexão pilar-implante, originando as conexões internas que vem contribuindo, sobremaneira, na redução de complicações mecânicas, como afrouxamento do parafuso dos pilares e fratura de implantes de diâmetro reduzido (BINON, 2000; GERAMY; MORGANO, 2004). Com o desenvolvimento da conexão cônica tipo cone morse houve uma melhor absorção das tensões, permitindo uma distribuição homogênea das mesmas ao redor dos implantes, com consequente aumento da estabilidade e proteção biomecânica das estruturas ósseas de suporte (MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; DING et al.; 2003; MORRIS et al.; 2004; REIS et al., 2019).

Para se verificar a distribuição de tensões em conjuntos protéticos e tecido ósseo, como elaborado no presente estudo, torna-se relevante a análise dos valores resultantes da aplicação de forças axiais, como laterais ou oblíquas que, de acordo com vários autores, são mais prejudiciais aos sistemas de implantes e rebordo ósseo (CHANG, 2008; KHEIRALLA; YOUNIS, 2014; CINEL et al., 2018).

Com o objetivo de investigar as tensões geradas nas interfaces osso-implante-pilar protético em reabilitações implantossuportadas, diferentes metodologias são frequentemente utilizadas, destacando-se a fotoelasticidade, extensometria, ensaios mecânicos *in vitro* e método dos elementos finitos. As primeiras são descritas na literatura como dependentes de

elevado consumo de tempo e grande número de amostras para seu desenvolvimento na obtenção de resultados satisfatórios (CLELLAND et al., 1993; GUICHET et al., 2002; MARKARIAN et al. 2007; KARL et al., 2009).

Dessa forma, as análises numéricas empregadas pelo método dos elementos finitos (MEF) têm sido escolhidas, pois auxiliam na resolução das limitações inerentes a estes testes experimentais descritos, apresentando vantagens como adequado nível de precisão, versatilidade de aplicação e facilidade de simulação em diferentes condições experimentais (intensidade e direção das cargas). Possibilita, também, avaliar as regiões estudadas predizendo locais de possíveis falhas ou ruptura do material (NATALI; PAVAN, 2003; NATALI et al., 2006; KARL et al., 2009; ASSUNÇÃO et al., 2011; OLIVEIRA et al., 2014; DIANA et al., 2016; SANTIAGO JÚNIOR et al., 2016; OZTURK et al., 2018; DEMENKO et al., 2019).

O princípio deste método consiste em discretizar, isto é, subdividir o meio contínuo em estudo e que, de modo geral, apresenta-se com geometria complexa e não se dispõe de solução analítica conhecida, em sistemas menores de solução mais simples, mantendo as mesmas propriedades do meio original. Funções matemáticas para cada amostra são escolhidas e combinadas entre si, resultando na solução para o conjunto todo (GENG et al., 2004).

O MEF possibilita obter soluções para problemas mecânicos complexos, determinando a distribuição de tensões e o deslocamento dos elementos do conjunto em avaliação, por análise matemática, subdividindo-o em partes denominadas de elementos finitos. Estes elementos são interconectados por meio de pontos nodais (nós), cujo conjunto forma uma malha de elementos finitos e que, pelo emprego de resolução numérica de um sistema de equações diferenciais parciais, obtém-se a solução para o conjunto como um todo (AKÇA; IPLIKÇIOĞLU, 2001; GENG et al., 2001; GENG et al., 2004; LOTI et al., 2006; WAKABAYASHI et al., 2008).

Diante do exposto, torna-se relevante, previamente à realização do tratamento cirúrgico-reabilitador no paciente, o estudo biomecânico de implantes de diferentes diâmetros submetidos à aplicação de forças, por meio do método dos elementos finitos, com o objetivo de avaliar a distribuição de tensões resultantes nos conjuntos compostos de tecido ósseo-implante-pilar protético, promovendo aumento na segurança da terapêutica a ser implementada clinicamente.

## **2. PROPOSIÇÃO**

### **Objetivo Geral**

Avaliar a distribuição de tensões em conjuntos osso-implante-pilar protético utilizando implantes de diferentes diâmetros e carregamentos, por meio do método de elementos finitos (MEF-3D).

### **Objetivos Especificos**

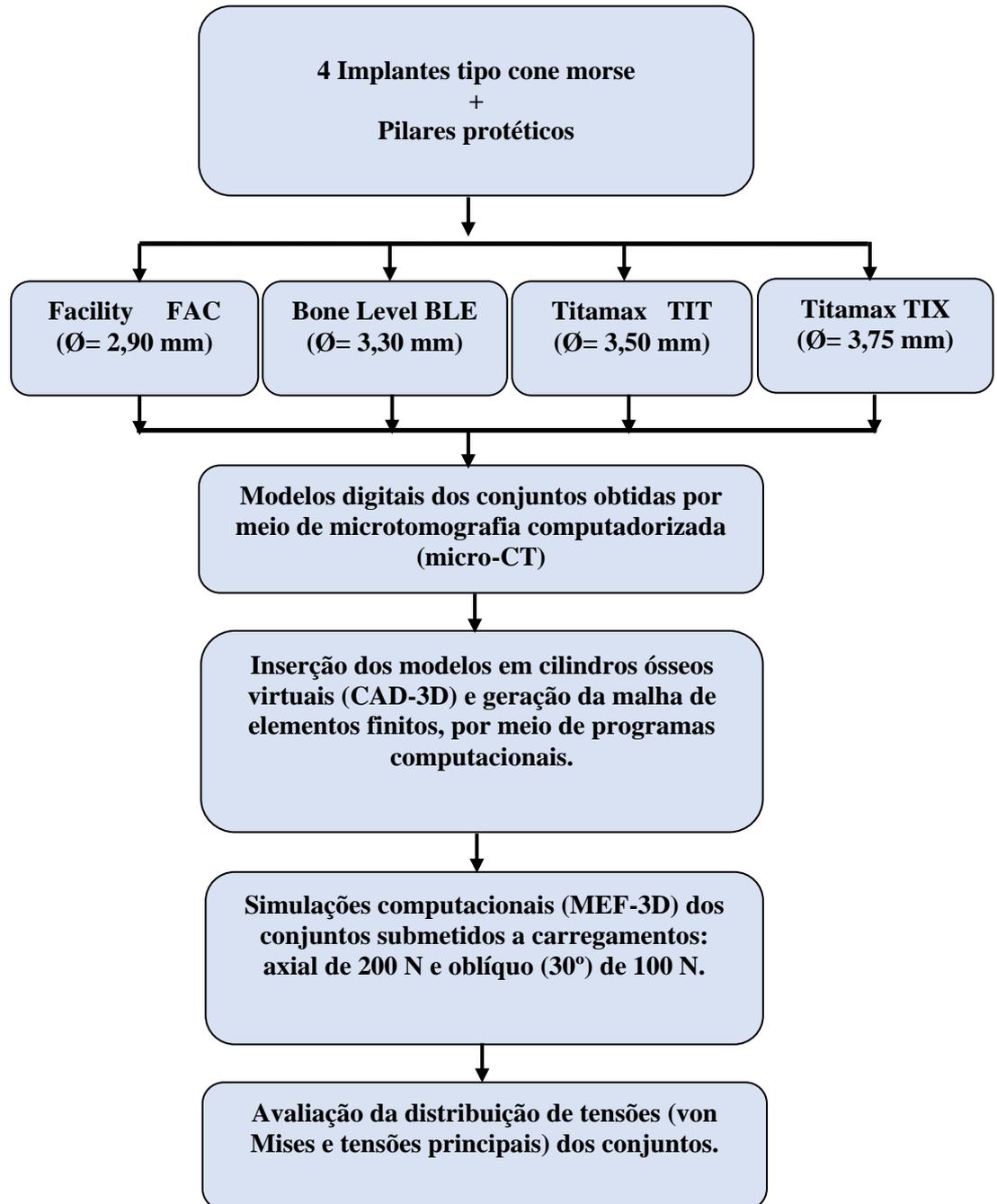
- 1- Avaliar, quantitativamente, a distribuição de tensões em conjuntos osso-implante-pilar protético utilizando implantes de diferentes diâmetros (2,9 mm, 3,3 mm, 3,5 mm e 3,75 mm), submetidos a carregamentos axial de 200 N (ao longo eixo dos conjuntos) e oblíquo de 100 N ( $30^0$  do longo eixo dos conjuntos), por meio do método de elementos finitos (MEF-3D).
- 2- Avaliar, qualitativamente, a distribuição de tensões em conjuntos osso-implante-pilar protético utilizando implantes de diferentes diâmetros (2,9 mm, 3,3 mm, 3,5 mm e 3,75 mm), submetidos a carregamentos axial de 200 N (ao longo eixo dos conjuntos) e oblíquo de 100 N ( $30^0$  do longo eixo dos conjuntos), por meio do método de elementos finitos (MEF-3D).

### **3. MATERIAL E MÉTODOS**

#### **Delineamento Experimental**

O delineamento experimental adotado compôs-se de 4 implantes, tipo cone morse, de diferentes diâmetros (2,90 mm, 3,30 mm, 3,50 mm e 3,75 mm), com seus respectivos pilares protéticos, que foram microtomografados e suas imagens foram importadas para um programa computacional e transformadas em modelo *Computer-Aided Design* (CAD-3D). Estes conjuntos foram submetidos a carregamentos de 200 N, axial (longo eixo) e 100 N, oblíquo (30°). A variável de resposta deste estudo foi a distribuição de tensões (Mpa) nos conjuntos formados pelo tecido ósseo, implante e pilar protético, fornecida por meio do método de elementos finitos (MEF-3D). As análises quali/quantitativas dos resultados das tensões geradas foram realizadas por meio das tensões equivalentes de von Mises e tensões principais. O fluxograma ilustrativo do experimento está mostrado na Figura 1.

**Figura 1.** Fluxograma ilustrativo do experimento.



Fonte: autor.

### Obtenção dos Corpos de Prova

Foram empregados quatro implantes cone morse, indexados ou não, de diferentes diâmetros com seus respectivos pilares protéticos (Tabela I). Os respectivos intermediários protéticos possuíam altura gengival (transmucoso) de 2,50 mm (Figura 2).

**Tabela I** – Tipos e características dos implantes e respectivos pilares.

Implante/Conector	Diâmetro (mm)	Comprimento (mm)	Fabricante
<b>FAC – Facility / Micro Pilar</b>	2,90	12,0	Neodent, Curitiba, PR, Brasil
<b>BLE – Bone Level/ Multi Base</b>	3,30	12,0	Straumann, Basel, Suíça
<b>TIT – Titamax/ Micro Pilar</b>	3,50	11,0	Neodent, Curitiba, PR, Brasil
<b>TIX – Titamax/ Micro Pilar</b>	3,75	11,0	Neodent, Curitiba, PR, Brasil

**Figura 2.** Implantes e pilares protéticos.



Fonte: autor.

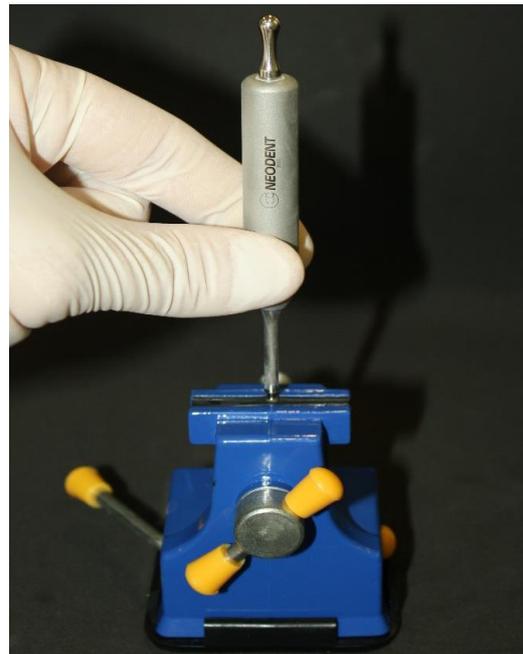
Os implantes foram fixados individualmente a uma morsa e seus respectivos pilares protéticos foram instalados por meio de torquímetro digital (TQ-680; Instrutherm Measure Instruments, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 3), com os valores preconizados pelos fabricantes, sendo, para os implantes de diâmetro 3,50 mm (TIT) e TIX 3,75 mm (TIX), torque de 32 N.cm; para o de diâmetro 3,30 mm (BLE), 35 N.cm. Para o de diâmetro 2,90 mm (FAC), o pilar foi instalado por meio de martelete (Martelete Facility, Neodent, Curitiba, PR, Brasil), aplicando-se três impactos sobre o mesmo (Figura 4).

**Figura 3.** Conjunto montado para aplicação do torque sobre o pilar protético por meio de torquímetro digital.



Fonte: autor.

**Figura 4.** Instalação do micro pilar com martelete Facility.



Fonte: autor.

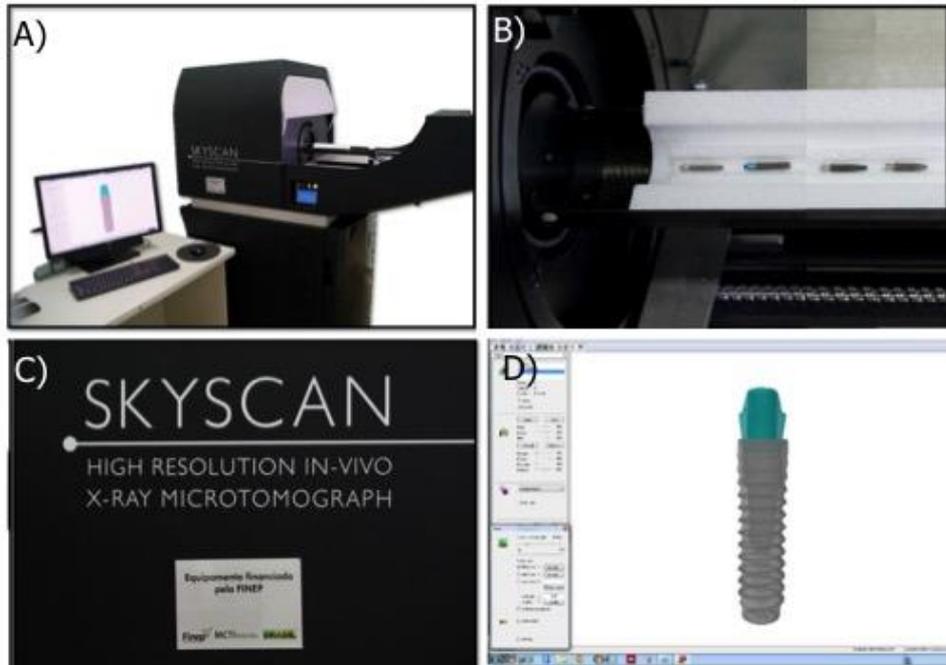
Os conjuntos montados pilar-implante (Figura 5), foram escaneados em microtomógrafo (SkyScan 1176, Bruker-microCT, Kontich, Bélgica) no Laboratório de Pesquisas Odontológicas da Universidade de Ribeirão Preto – UNAERP (Figura 6).

**Figura 5.** Imagem dos conjuntos pilar-implante.



Fonte: autor.

**Figura 6.** A- Microtomógrafo utilizado no escaneamento, reconstrução e processamento dos conjuntos utilizados. B- Ampliação com detalhe da disposição dos conjuntos no microtomógrafo; C- Detalhe do modelo do microtomógrafo; D- Tela de reconstrução 3D de um dos corpos de prova escaneados e reconstruídos.



Fonte: autor.

Os parâmetros empregados no micro-CT foram: tensão de 90 kV, corrente de 276  $\mu$ A, tempo de exposição de 81 ms por imagem, obtendo-se como resultado, arquivos na extensão “.stl” (*stereolithography*), com a projeção tridimensional dos conjuntos (Figura 7). Esta

projeção foi resultante da aquisição, reconstrução e processamento de imagens bidimensionais ao longo de uma rotação de 360° em torno do eixo vertical, com passos de rotação de 0,7°, frame 5 e voxel isotrópico de 9 µm, utilizando filtro de cobre de 0,1 mm de espessura, as quais foram arquivadas na extensão “.tiff” (*Tagged Image File Format*).

A reconstrução das secções axiais foi realizada a partir das imagens das projeções angulares por meio do algoritmo de reconstrução de feixe cônico de *Feldkamp* modificado, usando o programa NRecon v.1.6.6.0 (Bruker-microCT, Kontich, Bélgica) resultando na completa representação da microestrutura interna de cada conjunto, tendo sido aplicada uma redução de artefatos em forma de anel (*ring artifact*) no valor de 20 (escala de 0-20), correção de feixe duro (*beam hardening correction*) no percentual de 10% (escala de 0-100%), de suavização (*smoothing*) no valor de 2 (escala de 0-10) e com histograma de contraste variando de 0,00 (valor mínimo) a 0,14 (valor máximo), sendo que estas secções axiais reconstruídas foram salvas no formato “.bmp” (*Bitmap*).

Após a reconstrução, realizou-se o processamento das imagens no *software* CTan V.1.11.4.2 (Bruker-microCT, Kontich, Bélgica) que consistiu, primeiramente, na segmentação da imagem por meio da técnica de binarização ou *Threshold* interativo, na qual a segmentação dos valores de tons de cinza foi obtida de forma interativa, separando-se os segmentos que corresponderiam ao metal do implante, parafuso passante (BLE) e pilar. Obteve-se, assim, uma imagem binária de modo que os pixels pretos representavam o fundo e as regiões de pixels brancos os objetos de análise. Foi realizada a geração dos modelos tridimensionais por meio do algoritmo *Double time cubes*, na extensão “.stl”.

Figura 7. Imagens dos conjuntos obtidas por micro-CT .

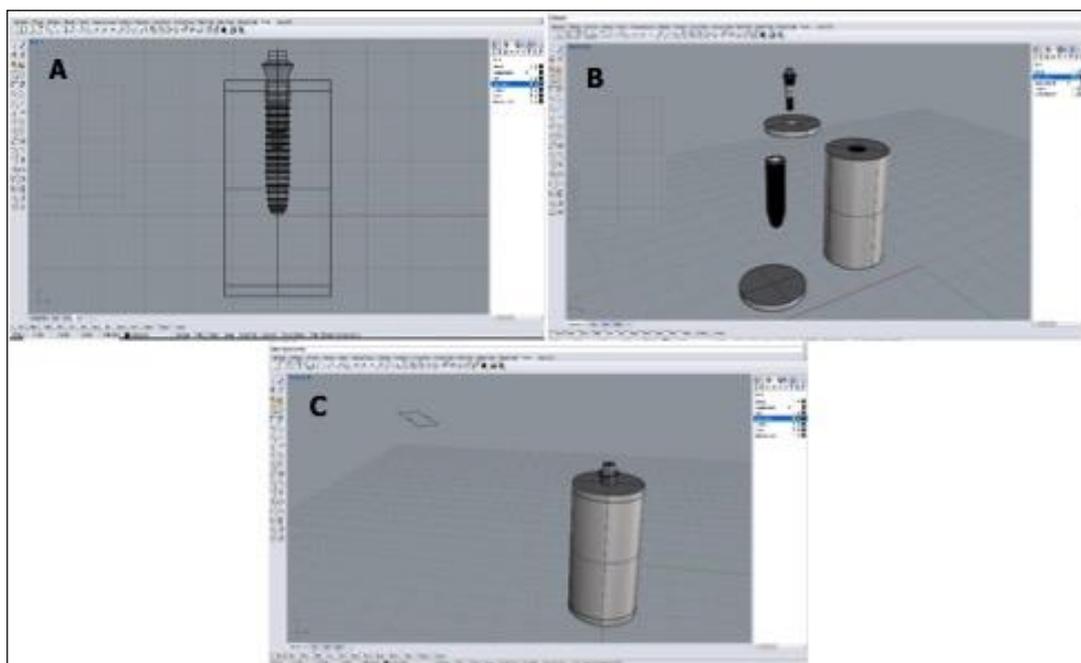


Fonte: autor.

### Confecção dos Modelos em CAD-3D

Os arquivos obtidos pelo micro-CT na extensão “.stl” foram importados pelo programa Rhinoceros 5.0 Educational (NURBS Modeling for Windows, McNeel North America, Seattle, WA, EUA) para a conversão da malha “.stl” em modelo CAD-3D sólido. Para a realização desta modelagem foram removidos os ruídos presentes nas imagens, por meio de comandos específicos, resultando em uma imagem 3D limpa e com as mesmas dimensões das imagens originais. Foi utilizado o comando Boolean Union para a subtração das superfícies de contato de modo que estas após a modelagem não apresentassem interposições, assim estes ajustes resultaram em imagens em formato CAD (*Computer-Aided Design*) (Figura 8).

**Figura 8** A- Vista frontal (imagem 2D) do conjunto obtido pelo programa computacional Rhinoceros, em modelo CAD: B- Vista dos componentes separados (imagem 3D em perspectiva) e C- Vista do conjunto montado (imagem 3D em perspectiva).

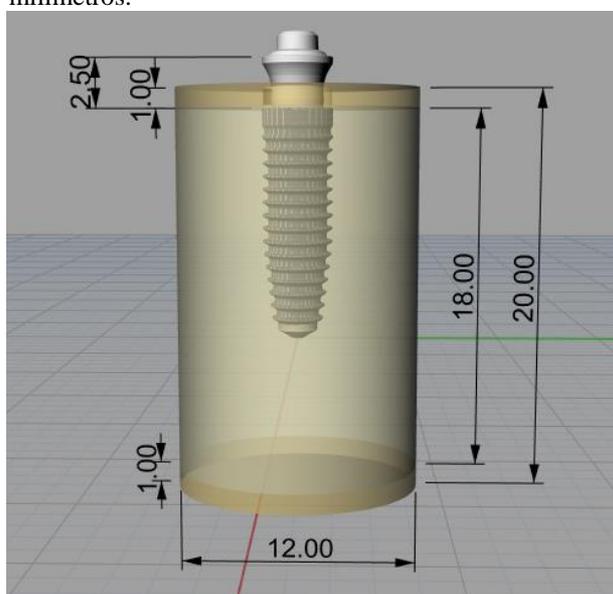


Fonte: autor.

Em seguida, cada conjunto pilar-implante foi inserido, graficamente, em um cilindro ósseo virtual, cuja geometria foi modelada de forma a simular um cilindro ósseo com dimensões de 12 mm de diâmetro e 20 mm de altura, composta por osso medular no centro e por 1 mm de osso cortical nas partes superior e inferior, de modo que o implante

permanecesse 1 mm infraósseo (TONIOLLO et al., 2012; TONIOLLO et al., 2017) como ilustrado na Figura 9.

**Figura 9.** Modelo de cilindro ósseo simulando segmento da região mandibular posterior com o conjunto pilar-implante inserido, e suas respectivas dimensões em milímetros.



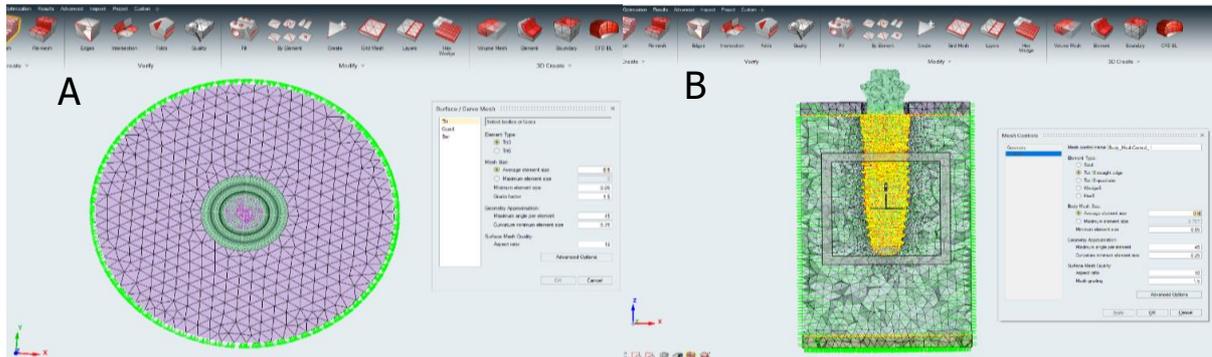
Fonte: autor.

Dessa forma, foram obtidos os modelos geométricos CAD (imagens estruturais dos implantes, pilares protéticos e osso) e gerados os arquivos “.step” (*Standart for the Exchange of Product Model Data*) para importação pelo programa de elementos finitos (SimLab 2017.2.1, 64-bit, Altair/HiperWorks, Troy, Michigan, EUA).

### Processamento do MEF-3D

No programa de elementos finitos SimLab 2017.2.1-64bit, (Altair/HyperWorks, Troy, Michigan, EUA) a malha de elementos finitos foi gerada individualmente para cada estrutura, sendo, inicialmente confeccionada a malha de superfície (2D) com elementos do tipo Tri3 e, posteriormente, foi gerada a malha volumétrica 3D com elementos tetraédricos do tipo Tet10 (Figura 10), apresentando um total de nós e elementos específicos para cada grupo (Tabela II).

**Figura 10.** A- Vista superior da malha de superfície (2D) com elementos do tipo Tri3 obtida pelo programa de elementos finitos SimLab; B- Vista frontal (corte sagital mediano) da malha volumétrica 3D com elementos tetraédricos do tipo Tet10.



Fonte: autor.

**Tabela II.** Número de nós e elementos gerados em cada grupo.

Grupo	Nós	Elementos
FAC	3.668.357	2.583.436
BLE	1.248.721	894.078
TIT	1.193.360	809.634
TIX	2.620.450	1.884.073

Em seguida, foram atribuídas aos diversos materiais as suas respectivas propriedades mecânicas, como o módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, utilizando-se valores encontrados na literatura, conforme Tabela III.

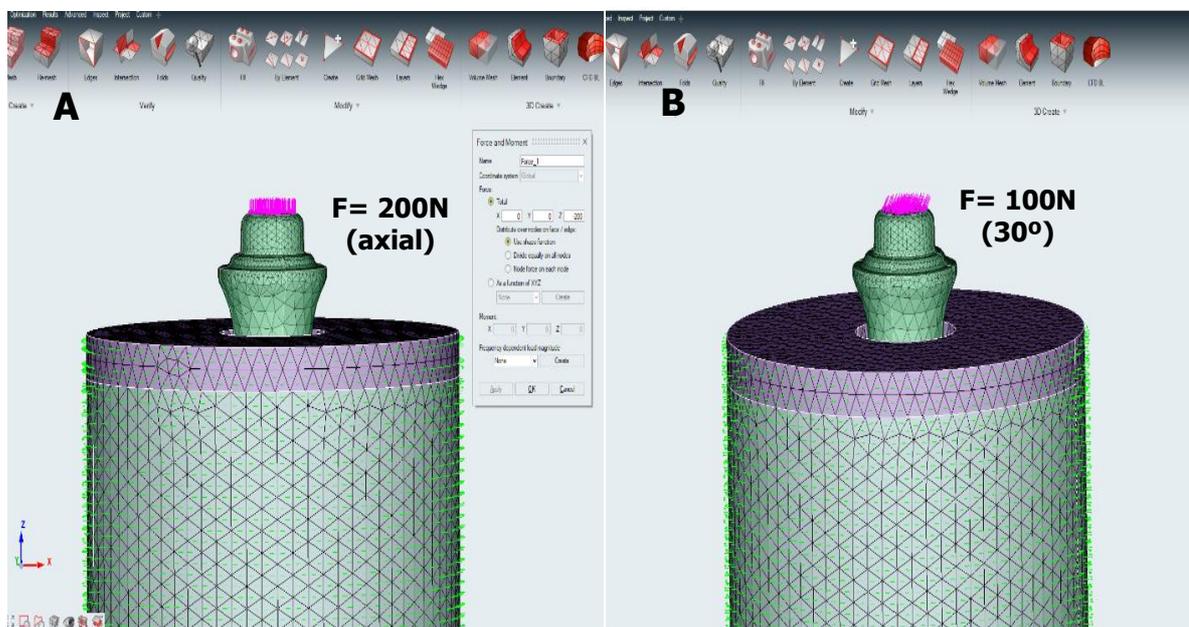
**Tabela III.** Propriedades mecânicas dos materiais que compõem os modelos.

Materialis	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson ( $\nu$ )	Referência
Titânio (Ti-6Al-4V)	110,00	0,35	LEWINSTEIN et al., 1995
Osso Cortical	13,70	0,30	BARBIER et al., 1998
Osso Medular	1,37	0,30	BARBIER et al., 1998

As propriedades mecânicas dos materiais foram consideradas elásticas, homogêneas e isotrópicas. As estruturas dos conjuntos analisados (pilar-implante-tecido ósseo) foram modeladas como um corpo único, considerando-as como unidas entre os componentes, não permitindo qualquer movimentação entre os mesmos, ou seja, ausência de desajuste (*gap*), resultando numa análise estática (cargas constantes ao longo do tempo) e linear (deformações proporcionais linearmente às tensões).

De acordo com o valor médio de forças mastigatórias fisiológicas, da região de pré-molares inferiores em adulto, encontrado na literatura, a carga mastigatória estática foi aplicada de forma distribuída na parte superior do pilar protético (cone morse), de 2 formas: a) com intensidade de 200 N, axialmente aos conjuntos montados e b) com intensidade de 100 N, a 30° do longo eixo dos mesmos (PARK et al., 2013; MCNALLY et al., 2013; SANTIAGO JÚNIOR, 2016). Para o conjunto formado pelo tecido ósseo, implante e pilar protético adotou-se, como condição de contorno, que os nós do cilindro ósseo das faces laterais e inferior fossem fixados nos três eixos do sistema cartesiano triortogonal, permanecendo imóvel durante a aplicação das forças, assumindo valores de  $x=y=z=0$ . Todas as estruturas dos modelos foram consideradas perfeitamente unidas, ou seja, sem falhas na adesão e interposição das mesmas (Figura 11).

**Figura 11.** A- Imagem frontal ilustrando os carregamentos distribuídos aplicados na parte superior do pilar, de 200 N ao longo eixo do conjunto; B- Idem com 100 N, a 30° do longo eixo do conjunto, assim como a condição de restrição dos conjuntos fixados nos 3 eixos triortogonais  $x=y=z=0$ .



Fonte: autor.

### **Análise dos Dados**

Os modelos foram solucionados no módulo de processamento OptiStruct e os resultados foram avaliados no módulo de pós-processamento do SimLab 2017.2.1 (64-bit) (Altair/HyperWorks, Troy, Michigan, EUA). Inicialmente foi realizada a análise de coerência baseados nos mapas de deslocamento (mm). Posteriormente, realizou-se a análise qualitativa dos modelos empregando o critério de von Mises (MPa), por meio dos mapas de tensões (cores quentes representam os maiores valores de tensão e cores frias representam os menores valores de tensão) e análise numérica.

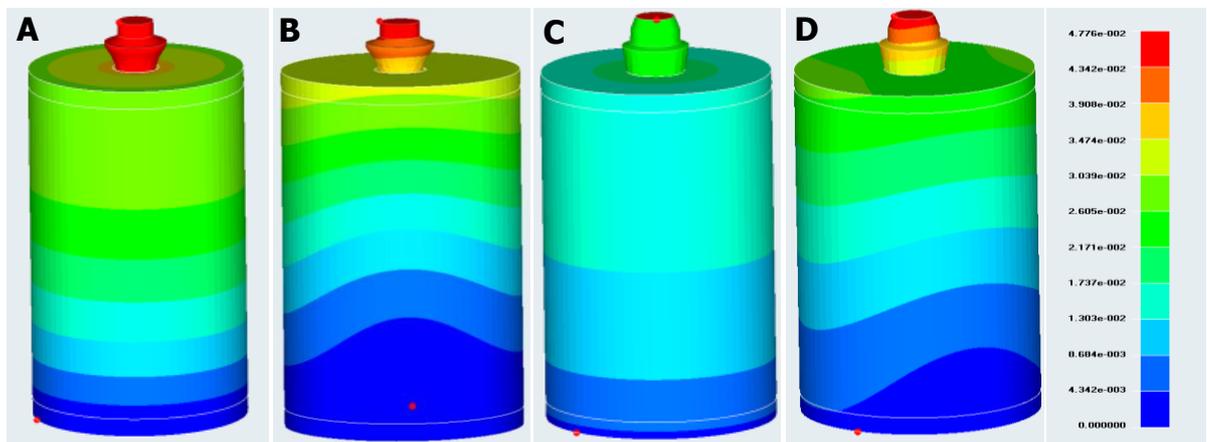
Como o tecido ósseo é friável ou frágil (material não dúctil), foram calculadas as tensões principais máxima e mínima (MPa) para prover o entendimento do efeito de diferentes diâmetros dos implantes na distribuição de tensões no tecido ósseo peri-implantar. Considerando que os implantes e pilares protéticos consistem em materiais dúcteis, a tensão equivalente de von Mises (MPa) foi obtida para avaliar as tensões dos conjuntos pilar-implante.

Os valores e a distribuição de tensões nos conjuntos formados pelo tecido ósseo, implante e pilar protético foram fornecidos pelo programa de elementos finitos e as interpretações quali/quantitativas dos resultados das tensões geradas foram realizadas por meio da análise das tensões equivalentes de von Mises e tensões principais máxima e mínima para o tecido ósseo.

## 4. RESULTADOS

A análise de coerência dos resultados foi realizada com o objetivo de verificar a qualidade dos dados obtidos. A partir da avaliação dos mapas de deslocamento (faixas coloridas), ilustrados na Figura 12, ficou demonstrado que os modelos apresentaram continuidade no mapa de cores, evidenciando uma transição suave do deslocamento com maior magnitude na região superior (local de aplicação da força) e redução gradativa em direção à base e às laterais do modelo, consideradas fixas nos três eixos ortogonais ( $x=y=z=0$ ).

**Figura 12.** A e B- Ilustrações representativas do deslocamento (mm) dos conjuntos representado por meio do mapa de cores, respectivamente: carregamentos axial e oblíquo do FAC, em 3D; C e D: idem para carregamentos axial e oblíquo do BLE, em 3D.



Fonte: autor.

### Análise quantitativa dos resultados

Os resultados quantitativos das tensões de von Mises (MPa), após a aplicação dos carregamentos axial (200 N) e oblíquo (100 N a  $30^\circ$ ), em cada estrutura do conjunto pilar-implante e das tensões principais máxima e mínima no tecido ósseo, estão mostrados nas tabelas IV e V, respectivamente.

**Tabela IV.** Dados quantitativos das tensões de von Mises (MPa) nos pilares e implantes, após aplicação de força axial de 200 N e oblíqua (30°) de 100 N.

Grupos	Pilar		Implante	
	Força Axial	Força Oblíqua	Força Axial	Força Oblíqua
<b>FAC</b>	320,0	369,3	371,1	609,0
<b>BLE</b>	301,0	369,1	354,7	592,5
<b>TIT</b>	213,4	244,3	298,3	343,3
<b>TIX</b>	162,1	172,6	216,2	218,2

Os resultados nos pilares protéticos assim como nos implantes, nos diferentes tipos de força aplicada (axial ou oblíqua), demonstraram um perfil de tensões de von Mises decrescente, à medida que o diâmetro dos mesmos aumentava.

Observou-se, também, que os valores resultantes de tensão se apresentaram mais elevados quando da aplicação da força oblíqua ao conjunto pilar-implante.

**Tabela V.** Dados quantitativos das tensões principais máximas e mínimas (MPa) no tecido ósseo (cortical superior, medular e cortical inferior), após aplicação de carga axial de 200 N e oblíqua (30°) de 100 N.

Tensões Principais Máximas e Mínimas												
Grupos	Cortical Superior				Medular				Cortical Inferior			
	Força Axial		Força Oblíqua		Força Axial		Força Oblíqua		Força Axial		Força Oblíqua	
	máx	min	máx	min	máx	min	máx	min	máx	min	máx	min
FAC	6,6	0,1	46,7	0,1	17,3	0,1	59,7	0,1	3,8	0,9	12,9	0,1
BLE	0,3	0,0	1,9	0,0	2,6	-0,6	24,8	-2,4	0,0	0,0	0,0	0,0
TIT	5,8	0,1	43,8	0,1	11,7	0,0	12,9	0,0	3,8	0,9	0,1	0,0
TIX	2,0	0,1	10,1	0,0	6,5	0,0	25,9	0,1	2,5	0,9	8,7	0,1

As tensões principais máxima e mínima demonstraram valores reduzidos em todas as regiões ósseas avaliadas, comparativamente aos pilares e implantes, sendo que a medular demonstrou os maiores valores e a cortical inferior os menores. As regiões do FAC apresentaram os maiores valores de tensão. De modo semelhante aos conectores e implantes,

observou-se, também, que os valores resultantes de tensão no tecido ósseo apresentaram-se mais elevados quando da aplicação da força oblíqua no conjunto pilar-implante.

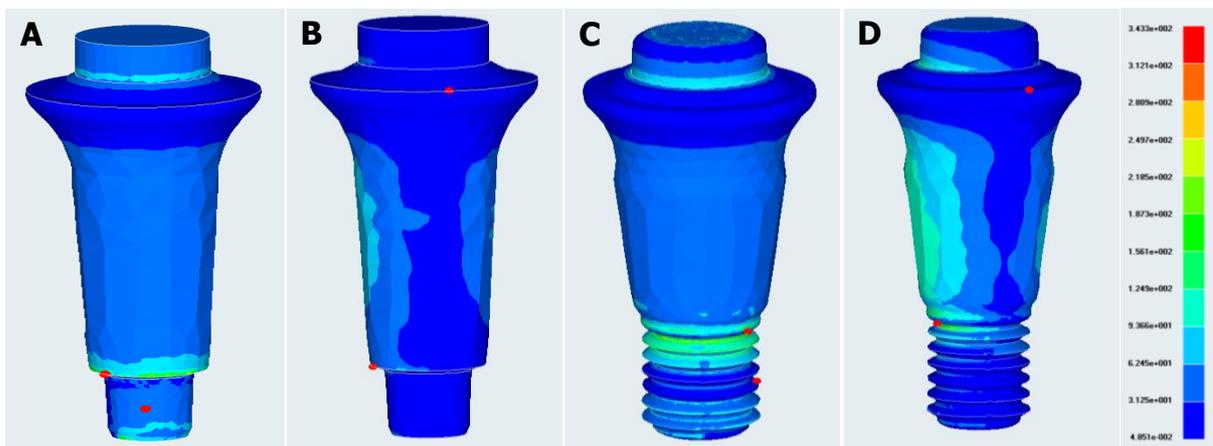
Para a visualização dos resultados qualitativos mostrados nas figuras 13 a 17 empregou-se um gradiente de cores que representam níveis que estão entre valores máximo (cor vermelha) e mínimo (cor azul), indicando a intensidade de tensão ocorrida em uma região.

## Análise qualitativa dos resultados

### - Pilar Protético

Para todos os grupos, as regiões de elevada concentração de tensões foram localizadas entre as superfícies de interface pilar-implante, as quais apresentaram maior contato com a parte interna do implante (Figura 13), localizando-se no terço inferior para os carregamentos axiais e terço médio nos oblíquos, destacando-se entre eles o implante Facility (FAC), com as mais elevadas tensões de von Mises. Os carregamentos oblíquos demonstraram maiores valores de concentração de tensões, comparativamente aos respectivos carregamentos axiais.

**Figura 13.** A e B– Ilustrações representativas da distribuição das tensões de von Mises nos pilares protéticos, representada por meio do mapa de cores, respectivamente, com carregamentos axial e oblíquo (A e B - FAC e C e D - TIT).



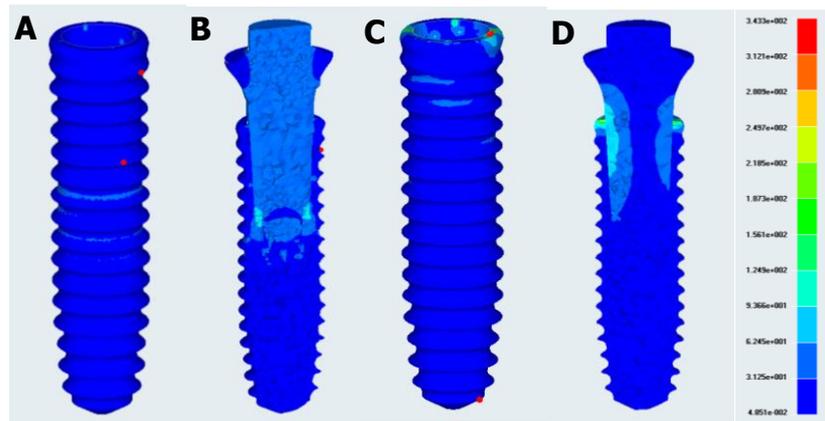
Fonte: autor.

### - Implante

As regiões de maiores tensões localizaram-se na região interna do implante que se encontrava em contato com o pilar protético (região cervical do implante) e nas roscas do pilar (Figuras 14 e 15). Da mesma forma que os pilares, o carregamento oblíquo resultou nos

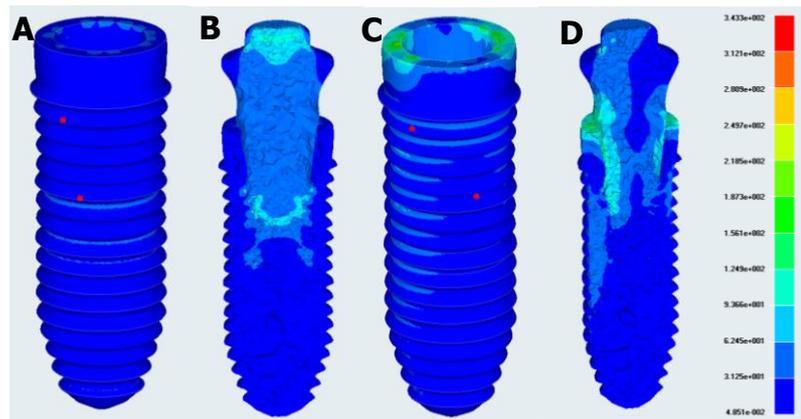
maiores valores de concentração de tensões, comparativamente aos respectivos carregamentos axiais.

**Figura 14.** A e B- Ilustrações representativas da distribuição das tensões de von Mises nos implantes tipo FAC, com carregamento axial - vistas respectivas do implante (3D), do conjunto pilar-implante em corte frontal; C e D- idem para carregamento oblíquo.



Fonte: autor.

**Figura 15.** A e B- Ilustrações representativas da distribuição das tensões de von Mises nos implantes tipo TIT, com carregamento axial - vistas respectivas do implante (3D), do conjunto pilar-implante em corte frontal; C e D- idem para carregamento oblíquo.



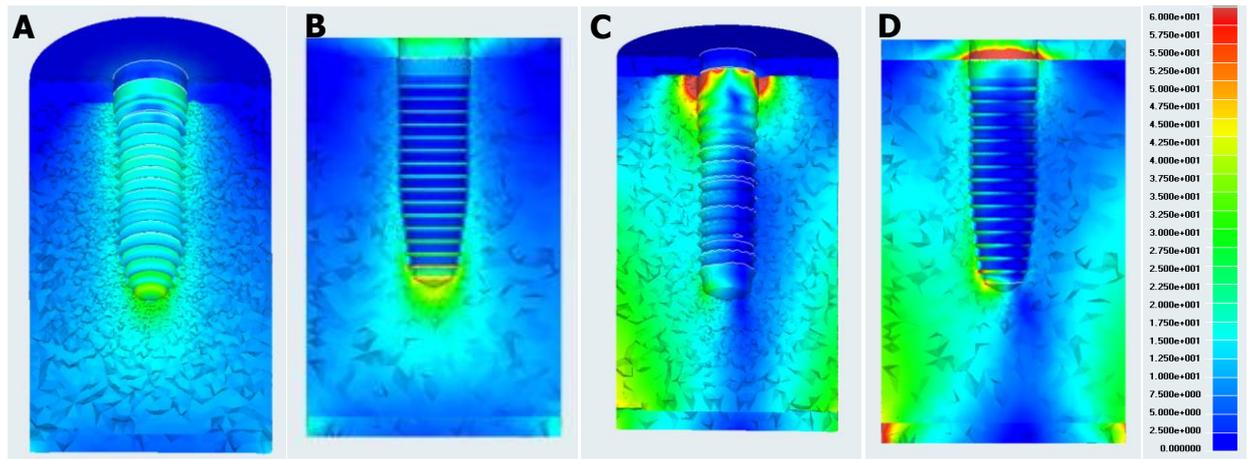
Fonte: autor

### - Tecido ósseo

O padrão de distribuição e a magnitude das tensões principais máximas e mínimas para o tecido ósseo demonstraram valores mais reduzidos, comparativamente aos pilares e

implantes. Áreas de maior concentração de tensões foram demonstradas na região do osso cortical superior e na medular, próximo ao ápice do implante dos conjuntos estudados, sendo mais elevadas quando submetidos a carregamento oblíquo (Figura 16).

**Figura 16.** A e B– Ilustrações representativas da distribuição das tensões principais máximas e mínimas no tecido ósseo, com carregamento axial nos tipos TIT e TIX; C e D– idem para carregamento oblíquo nos tipos BLE e TIX.

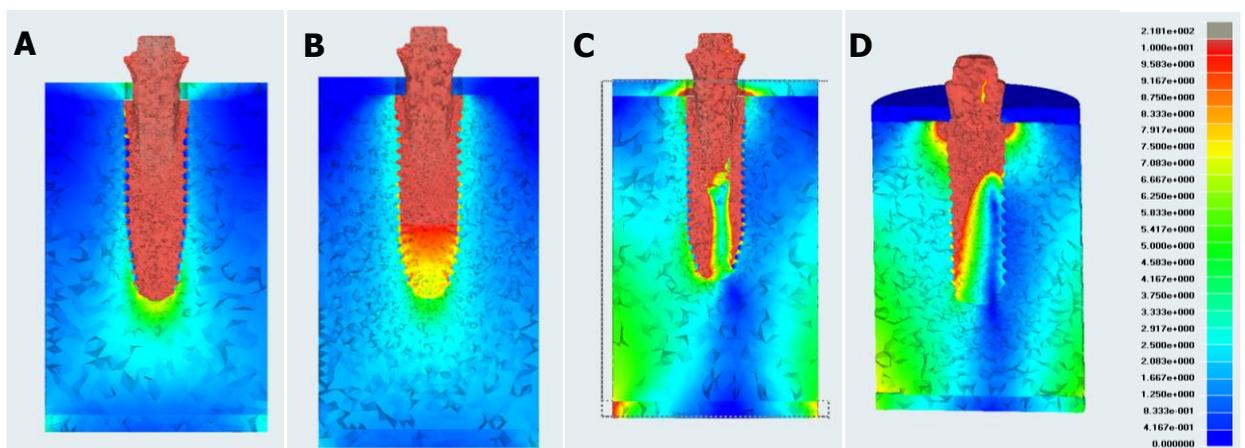


Fonte: autor.

### - Conjunto Pilar protético-implante-Tecido ósseo

As tensões de von Mises em todos os componentes dos conjuntos estudados estão representadas na Figura 17.

**Figura 17.** A e B- Ilustrações representativas da distribuição das tensões de von Mises nos conjuntos pilar-implante-tecido ósseo, carregamento axial nos tipos TIT e TIX ; C e D- idem para carregamento oblíquo nos tipos BLE e TIT.



Fonte: autor.

## 5. DISCUSSÃO

Próteses implantossuportadas têm sido largamente empregadas para reposição total de dentes, como também em perdas parciais e unitárias, entretanto, problemas são relatados na prática clínica decorrentes da dificuldade na instalação de implantes com diâmetro regular (SDI), principalmente em situações de pouca espessura de rebordo ósseo e espaços reduzidos entre dentes adjacentes (MAIORANA et al., 2015; SI, et al., 2019).

Para se obter sucesso a longo prazo, o posicionamento de implantes requer um mínimo de 1 mm de osso residual ao redor da plataforma do implante, com conseqüente necessidade de 6 mm de comprimento de rebordo horizontal para implante IDC, 3 mm de distância interimplantes e de 1,5 mm a 2,0 mm entre dente e implante, a fim de possibilitar a formação adequada de papila gengival (KLEIN; SCHIEGNITZ; AL-NAWAS, 2014; BORDIN et al., 2017).

Recentemente, o uso de implantes de diâmetro reduzido vem contribuindo significativamente para restaurar áreas de pequeno espaço protético e também para evitar cirurgias de reconstrução para aumento de espessura óssea, uma vez que, em aproximadamente 10%, esses procedimentos podem ser evitados utilizando-se de IDR (ARISAN et al., 2010; MALO et al., 2011; PAPADIMITRIOU et al., 2015). Entretanto, alguns fatores biomecânicos foram identificados como desfavoráveis com o emprego dos IDR, tais como, picos de tensão entre o implante e a interface óssea, sobrecarga na crista óssea ocasionando reabsorção peri-implantar da mesma e fratura dos implantes por fadiga (KLEIN; SCHIEGNITZ; AL-NAWAS, 2014; DEMENKO et al., 2019).

Apesar de não existir consenso na terminologia para classificar implantes de diâmetros estreitos, alguns estudos propuseram sistemas de classificação, destacando-se o que divide os IDR em 2 categorias: 1- implantes de diâmetro  $< 3,0$  mm (extra-estrito) e 2- implantes de diâmetro  $\geq 3,0$  mm e  $< 3,75$  mm (estrito), entretanto, os autores não fizeram considerações sobre as diferentes indicações clínicas dos dois tipos (Al-JOHANY et al., 2016). Outra classificação foi implementada em uma revisão sistemática e incorporou as possibilidades de uso dos mesmos. Divide os IDR em 3 categorias: 1-  $< 3,0$  mm (mini-implantes); 2- 3,0 mm a 3,25 (dentes unitários) e 3- 3,30 mm a 3,5 mm (indicações mais amplas). Define como implantes de diâmetro padrão (IDC) os de diâmetro  $> 3,5$  mm a 4,5 mm (KLEIN; SCHIEGNITZ; AL-NAWAS, 2014; SCHIEGNITZ; AL-NAWAS, 2018).

Diante do exposto, ressaltamos que na presente pesquisa foram avaliados 4 implantes, cujos diâmetros enquadraram-se em diferentes categorias, possibilitando uma análise mais ampla da distribuição de tensões nos conjuntos estudados: implantes com diâmetros de 2,9 mm, 3,3 mm, 3,5 mm e 3,75 mm, abrangendo, dessa forma, grande variedade dos tipos mais utilizados na clínica odontológica.

Com o avanço na arquitetura dos computadores e dos *softwares*, a análise de elementos finitos (AEF) tornou-se em pouco tempo, uma ferramenta muito empregada em estudos na área da saúde, mais especificamente na Odontologia. De acordo com o PubMed, somente 10 artigos foram publicados em 1990 empregando AEF em estudos com implantes dentários, enquanto 102 artigos foram catalogados em 2014 (CHANG et al., 2018).

A AEF possibilita avaliar as alterações biomecânicas ocorridas em cada estrutura ou tecido estudado frente à uma estimulação específica, ao passo que, *in vivo*, seriam de difíceis mensurações. Na implantodontia, auxilia a análise das tensões originadas no tecido ósseo, nos diferentes tipos de implantes e respectivos conectores protéticos submetidos a diversos esforços mastigatórios, como utilizados na presente pesquisa.

Simulações da situação-problema são executadas com grande precisão, mostrando confiabilidade e resultados muito próximos da realidade (GENG et al., 2001; WAKABAYASHI et al., 2008; OKUMURA et al., 2010; SANTIAGO JÚNIOR et al., 2016; CINEL et al., 2018).

Outro fator de extrema importância que favorece as pesquisas utilizando o método dos elementos finitos (MEF) é a ausência da obrigatoriedade de comprometer grande número de amostras de estruturas biológicas uma vez que, atualmente, por motivos éticos, tem-se dada muita atenção e preferência por estudos que não incluam indiscriminadamente tecidos vivos, seja de origem humana ou animal. Trata-se de um método de simulação matemática de um modelo real e, portanto, não invasivo (GENG et al., 2001; PESSOA et al., 2006).

O critério de falhas de von Mises, aqui utilizado para análise dos esforços no MEF, é o mais indicado para avaliação dos valores máximos suportáveis pelos materiais dúcteis, como os metais, representados em nossa pesquisa pelos implantes e conectores. Neste critério, o valor de tensão equivalente de von Mises baseia-se no conceito da energia interna, que define que todos os componentes de tensões normais e cisalhantes são incorporados no cálculo dessa tensão. Os componentes avaliados estarão seguros quando a tensão de von Mises for menor ou igual ao valor absoluto das tensões de escoamento dos mesmos, acima do qual este material escoar e se comporta em níveis de deformação plástica e não mais elasticamente (ALBUQUERQUE, 1999; ALBUQUERQUE et al., 2003).

Para avaliação das tensões no tecido ósseo, considerado como material frágil, isto é, que suporta mínima deformação plástica antes da ruptura, as tensões que norteiam a análise dos resultados no MEF são denominadas de tensões principais máximas e mínimas (ALBUQUERQUE et al., 2003).

Os pilares protéticos empregados no presente trabalho foram do tipo cone morse, por serem recomendados como sendo os de primeira escolha, principalmente em implantes unitários, por exibirem o melhor desempenho biomecânico, destacando-se uma distribuição mais homogênea das forças oclusais ao longo do interior do implante, menor resultante de forças para o tecido ósseo, redução da solução de continuidade com diminuição de invasão bacteriana na interface implante/pilar, maior resistência à fratura e desaperto do parafuso de fixação, menor índice de problemas mecânicos e maior praticidade na moldagem (KHARAIAT et al., 2004; NELSON; LEHMANN, 2009; PASSETTI et al., 2016; SANTIAGO JÚNIOR et al., 2016).

Com relação aos resultados quantitativos do presente estudo e apresentados na tabela IV, todos demonstraram valores de tensão equivalente de von Mises inferiores à tensão de escoamento da liga metálica Ti-6Al-4V (880 MPa), constituinte dos implantes e pilares (BONACIN FILHO et al., 2009; CAGLAR et al., 2010), sendo que dos conjuntos estudados, o FAC apresentou os maiores valores de tensão equivalente de von Mises no implante e respectivo pilar, para os 2 tipos de carregamento avaliados.

De forma semelhante, os valores de tensão máxima principal no tecido ósseo (corticais e medular), descritos na tabela V, também se mantiveram aquém dos valores fisiológicos, descritos como sendo de 72-76 MPa para esforços de tração e 140-170 MPa para os de compressão (SANTIAGO JÚNIOR, et al., 2016).

Assim, todos os componentes (pilar, implante e tecido ósseo) suportaram os carregamentos aplicados (200 N – axial e 100 N – oblíquo), dissipando suas tensões dentro dos limites elásticos, sem risco de sofrerem escoamento e deformação plástica e/ou fratura em seus componentes.

Relacionando estas constatações com a prática clínica, ressalta-se que os valores descritos não comprometeriam estruturalmente os implantes e conectores, pois estão abaixo do limite de escoamento dos mesmos, como também, não promoveriam reabsorção óssea, indicando maior longevidade dos conjuntos avaliados.

Os valores de tensão também demonstraram que foi ocorrendo uma redução em intensidade à medida que o diâmetro dos implantes aumentava, nos 2 tipos de forças empregadas. O conjunto FAC, que apresentava o menor diâmetro, registrou os maiores

valores de tensão (609,0 MPa), ao passo que o conjunto TIX, de maior diâmetro, mostrou os menores valores (218,2 MPa), sendo que os outros 2 conjuntos, BLE e TIT, gradualmente tiveram grandezas entre a máxima e mínima (592,5 MPa e 343,3 MPa).

Este comportamento de redução das tensões com o aumento dos diâmetros, conforme verificado, pode ser explicado pelo fato da tensão ser dependente e resultante da razão entre a força aplicada e a área que a suporta, inferindo-se daí que, para uma mesma força e macrogeometria semelhante dos implantes e conectores, as tensões serão menores quanto maiores forem as áreas que a dissipam. Sob o ponto de vista biomecânico, recomenda-se a colocação de implantes com o máximo diâmetro permitido pela anatomia local. Esta condição proporciona um maior contato de superfície osso-implante reduzindo as tensões (BOZKAYA et al., 2004; HIMMLOVÁ et al., 2004; CHUN et al., 2006).

A aplicação da força oblíqua (100 N, a 30°) demonstrou valores de tensão superiores às obtidas com o carregamento axial (200 N), em todos os conjuntos estudados e estão de acordo com o demonstrado em outras pesquisas (SANTIAGO JÚNIOR et al., 2013; SANTIAGO JÚNIOR et al., 2016). Apesar dos valores de tensão resultante neste estudo não terem ultrapassado os limites máximos dos componentes empregados, mas sabendo-se que cargas oblíquas são mais prejudiciais aos sistemas de implantes e tecido ósseo que as axiais, reforçam-se as recomendações de diversos pesquisadores em se realizar adequados balanceamento das cargas oclusais, confeccionando coroas com altura e inclinação de cúspides menores, com redução da mesa oclusal, para minimizar as forças de incidência oblíqua e tensões transmitidas ao osso e ao sistema pilar-implante (CHUN et al., 2006; LIN; WANG; CHANG, 2008; KHEIRALLA; YOUNIS, 2014; CINEL et al., 2018).

Os resultados qualitativos nos conectores, quando submetidos às forças axiais, demonstraram que as maiores tensões se concentraram em seus terços inferiores, na base de contato com o implante e na região das primeiras roscas do parafuso de fixação. Quando submetidos às forças laterais, as intensidades mais elevadas localizaram-se no terço médio do conector, do lado de compressão com a parede interna do implante. Nos implantes, os maiores esforços situaram-se na região cervical demonstrando valores mais elevados no lado de compressão quando de forças oblíquas, estando de acordo com relatos de outros pesquisadores (BARBIER et al., 1998; SANTIAGO JÚNIOR et al., 2016; CINEL et al., 2018).

Com relação ao tecido ósseo, as áreas de maior concentração de tensões foram demonstradas na região óssea superior (cortical e medular) e estão de acordo com outros estudos, que demonstraram os maiores esforços mecânicos e reabsorção óssea nesta região

(CRUZ et al., 2006; DE CASTRO et al., 2012). A região medular, próximo ao ápice do implante, também apresentou valores elevados, principalmente quando de carregamento oblíquo. Houve redução nas intensidades destas tensões, na medida em que se aumentaram o diâmetro dos implantes. Como as tensões são transmitidas ao tecido ósseo na região das primeiras espiras dos implantes, um aumento do diâmetro dissipa melhor a força mastigatória, diminuindo a tensão ao redor do pescoço do implante e no osso marginal. Este achado, também está de acordo com diversos outros estudos (NAGASAWA et al., 2008; ANITUA, 2010; OKUMURA et al., 2010; PAPADIMITRIOU et al., 2015).

A cortical inferior, apesar de demonstrar tensões em todos os conjuntos estudados, foi submetida a magnitudes bem reduzidas, uma vez que o nosso modelo se apresentava com grande espessura de osso medular (mínimo de 6 mm), interposto entre essa cortical e o ápice do implante, o que possibilitou a absorção e atenuação dos esforços mecânicos.

De acordo com as limitações presentes neste estudo, como análise estática, condição de contato colado, características isotrópicas e homogêneas dos materiais e utilização somente de implantes com ligas de titânio, sugerem-se novos estudos *in vitro* e *in vivo* que utilizem diferentes materiais, com a finalidade de melhorar as propriedades mecânicas, biocompatibilidade e a osteocondutividade dos mesmos, assim como, outras condições e características distintas das utilizadas nesta pesquisa.

## 6. CONCLUSÕES

Diante da metodologia empregada e com base nos resultados obtidos, concluiu-se que:

1- Os valores de tensão demonstraram uma redução em intensidade à medida que o diâmetro dos implantes aumentou, nos 2 tipos de forças empregadas. Dessa forma, ele influencia na tensão gerada nos conjuntos osso-implante-pilar protético.

2- Os valores de tensão equivalente de von Mises foram inferiores à tensão de escoamento da liga de titânio que compõe os conectores e implantes. No tecido ósseo, de forma semelhante, as tensões principais máximas resultaram em valores inferiores às tensões fisiológicas suportadas por ele.

3- As forças oblíquas demonstraram intensidades superiores às forças axiais, gerando maior tensão em todos os conjuntos avaliados (pilar-implante-tecido ósseo).

## 7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AKÇA, K.; IPLIKÇIOĞLU, H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 16, n. 5, p. 722-730, 2001.
- ALBUQUERQUE, R. C. Estudo da distribuição de tensões em um incisivo central superior, reconstruído com diferentes pinos intrarradiculares, analisado através do método dos elementos finitos. 1999. 175f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 1999.
- ALBUQUERQUE, R. C.; POLLETO, L. T.; FONTANA, R. H.; CIMINI, C. A. Stress analysis of an upper central incisor restores with different posts. **J. Oral Rehabil.**, v. 30, n. 9, p. 936-943, 2003.
- AL-JOHANY, S. S.; AL AMRI, M. D.; ALSAEED, S.; ALALOLA, B. Dental implant length and diameter: a proposed classification scheme. **J. Prosthodont.**, v. 26, n. 3, p. 252-260, 2016.
- ANITUA, E.; ORIVE, G. Short implants in maxillae and mandibles: a retrospective study with 1 to 8 years of follow-up. **J. Periodontol.**, v. 81, n. 6, p. 819-826, 2010.
- ANITUA, E.; TAPIA, R.; LUZURIAGA, F.; ORIVE, G. Influence of implant length, diameter and geometry on stress distribution: a finite element analysis. **J. Perio. Rest. Dent.**, v. 30, n. 1, p. 89-95, 2010.
- ANITUA, E.; SARACHO, J.; BEGOÑA, L.; ALKHRAISAT, M.H. Long-term follow-up of 2.5- mm narrow-diameter implants supporting a fixed prosthesis. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v. 18, n. 4, p. 769–777, 2016.
- ARISAN, V.; BOLUKBASI, N.; ERSANLI, S.; OZDEMIR, T. Evaluation of 316 narrow diameter implants followed for 5–10 years: A clinical and radiographic retrospective study. **Clin. Oral Impl. Res.**, v. 21, n. 1, p. 296–307, 2010.
- ASSUNÇÃO, W. G.; GOMES, E. A.; ROCHA, E. P.; DELBEN, J. A. Three-dimensional finite element analysis of vertical and angular misfit in implant-supported fixed prostheses. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 26, n. 4, p. 788-796, 2011.

- BARBIER, L.; VANDER SLOTEN, J.; KRZESINSKI, E.; SCHEPERS, E.; VAN DER PERRE, G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of dog. **J. Oral Rehabil.**, v. 25, n. 11, p. 847-858, 1998.
- BERGLUNDH, T.; PERSSON, L.; KLINGE, B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. **J. Clin. Periodontol.**, v. 29, n. 3, p. 197-212, 2002.
- BINON, P. P. Implants and components: entering the new millennium. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 15, n. 1, p. 76-94, 2000.
- BONACIN FILHO, V.; GUEDES, D.; PEREIRA, J. T.; TEIXEIRA, M. L.; BUENO, C. E. S. Análise pelo método por elementos finitos do estado da deformação plástica dos parafusos de fixação do intermediário. **Full Dent. Sci.**, v. 1, n. 1, p. 48-57, 2009.
- BORDIN, D.; BERGAMO, E. T. P.; FARDIN, V. P.; COELHO, P. G.; BONFANTE, E. A. Fracture strength and probability of survival of narrow and extra-narrow dental implants after fatigue testing: In vitro and in silico analysis. **J. Mechanic. Behav. Biomed. Mater.**, v. 71, n. 1, p. 244-249, 2017.
- BOZKAYA, D.; MUFTU, S.; MUFTU, A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite element analysis. **J. Prosthet. Dent.**, v. 92, n. 6, p. 523-550, 2004.
- BRÄNEMARK, P. I. Implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 12, n. 1, p. 495-503, 1997.
- CAGLAR, A.; BAL, B. T.; AYDIN, C.; YILMAZ, H.; OZKAN, S. Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 25, n. 1, p. 95-103, 2010.
- CARLSON, B.; CARLSSON, G. E. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 9, n. 1, p. 90-94, 1994.
- CASTRO, C. G.; ZANCOPE, K.; VERÍSSIMO, C.; SOARES, C. J.; NEVES, F. D. Strain analysis of different diameter Morse taper implants under overloading compressive conditions. **Braz. Oral Res.**, v. 29, n. 1, p. 1-6, 2015.

CHANG, Y.; TAMBE, A. A.; MAEDA, Y.; WADA, M.; GONDA, T. Finite element analysis of dental implants with validation: to what extent can we expect the model to predict biological phenomena? A literature review and proposal for classification of a validation process. **Int. J. Implant Dent.**, v. 4, n. 7, p. 1-14, 2018.

CHUN, H. J.; SHIN, H. S.; HAN, C. H.; LEE, S. H. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 26, n. 2, p. 195-202, 2006.

CINEL, S.; CELIK, E.; SAGIRKAYA, E.; SAHIN, O. Experimental evaluation of stress distribution with narrow diameter implants: A finite element analysis. **J. Prosthet. Dent.**, v. 119, n. 3, p. 417-425, 2018.

CLELLAND, N. L.; LEE, J. K.; BIMBENET, O. C.; GILAT, A. Use of an Axisymmetric Finite Element Method to Compare Maxillary Bone Variables for a Loaded Implant. **J. Prosthodont.**, v. 2, n. 3, p. 183-189, 1993.

CRUZ, M.; LOURENÇO, A. F.; TOLEDO, E. M.; DA SILVA BARRA, L. P.; DE CASTRO LEMONGE, A. C.; WASSALL, T. Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded implant geometries. **Technol. Health Care**, v. 14, n. 4, p. 421-438, 2006.

CRUZ, M.; WASSALL, T.; TOLEDO, E. M.; DA SILVA BARRA, L. P.; CRUZ, S. Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 24, n. 3, p. 391-403, 2009.

DE CASTRO, E. F.; CORBELLA, S.; ZANATTA, L. C.; TASCHERI, S.; DEL FABBRO, M.; GEHRKE, S. A. Photo-elastic investigation of influence of dental implant shape and prosthetic materials to patterns of stress distribution. **Minerva Stomatol.**, v. 61, n. 6, p. 263-272, 2012.

DEMENKO, V.; LINETSKIY, I.; NESVIT, K.; SHEVCHENKO, A. Ultimate masticatory force as a selection. **J. Dent. Res.**, v. 90, n. 10, p. 1211-1215, 2011.

DEMENKO, V.; LINETSKIY, I.; LINETSKA, L.; YEFREMOV, O. Load-carrying capacity of short implants in edentulous posterior maxilla: A finite element study. **Med. Eng. Phys.**, v.71, n.1, p. 30-37, 2019.

- DIANA, H. H.; OLIVEIRA, J. S.; FERRO, M. C. L.; SOUSA, Y. T. C. S.; GOMES, E. A. Stress Distribution in Roots Restored with Fiber Posts and An Experimental Dentin Post: 3D-FEA. **Braz. Dent. J.**, v. 27, n. 2, p. 2-5, 2016.
- DING, T. A.; WOODY, R. D.; HIGGINBOTTOM, F. L.; MILLER, B. H. Evaluation of the ITI Morse taper implant/abutment design with an internal modification. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 18, n. 6, p. 865-872, 2003.
- GENG, J. P.; TAN, K. B.; LIU, G. R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **J. Prosthet. Dent.**, v. 85, n. 6, p. 585-598, 2001.
- GENG, J. P.; XU, D. W.; TAN, K. B.; LIU, G. R. Finite element analysis of an osseointegrated stepped screw dental implant. **J. Oral. Implantol.**, v. 30, n. 4, p. 223-233, 2004.
- GERAMY, A.; MORGANO, S. M. Finite element analysis of three designs implant-supported molar crown. **J. Prosthet. Dent.**, v. 92, n. 5, p. 434-440, 2004.
- GRANDI, T.; SVEZIA, L.; GRANDI, G. Narrow implants (2.75 and 3.25 mm diameter) supporting a fixed splinted prostheses in posterior regions of mandible: one-year results from a prospective cohort study. **Int. J. Implants Dent.**, v. 3, n. 1, p. 43-47, 2017.
- GUICHET, D. L.; YOSHINOBU, D.; CAPUTO, A. A. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. **J. Prosthet. Dent.**, v. 87, n. 5, p. 528-535, 2002.
- HASAN, I.; HEINEMANN, F.; BOURAUUEL, C. Biomechanical finite element analysis of self-tapping implants with different dimensions inserted in two bone qualities. **Biomed. Tech.**, v. 59, n. 3, p. 203-12, 2014.
- HIMMLOVÁ, L.; DOSTÁLOVÁ, T.; KÁCOVKÝ, A.; KONVICKOVÁ, S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. **J. Prosthet. Dent.**, v. 91, n. 1, p. 20-25, 2004
- JORNEAUS, H. Developing the narrow platform. **The Nobel Biocare Global Forum**, v. 10, n. 4, p. 3, 1996.
- JORNEUS, L.; JEMT, T.; CARLSSON, L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 7, n. 3, p. 353-359, 1992.

- KARL, M.; DICKINSON, A.; HOLST, S.; HOLST, A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. **Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.**, v. 17, n. 2, p. 50-57, 2009.
- KHEIRALLA, L.; YOUNIS, J. Biomechanical response to standard, short-wide, and mini implants supporting single crowns under axial and off-axial loading (An in vitro study). **J. Oral Implantol.**, v. 40, n. 1, p. 42-52, 2014.
- KHRAISAT, A.; ABU-HAMMAD, O.; AL-KAYED, A. M.; DAR-ODEH, N. Stability of the implant/abutment joint in a single-tooth external-hexagon implant system: clinical and mechanical review. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v. 6, n. 4, p. 222-229, 2004.
- KLEIN, M. O.; SCHIEGNITZ, E.; AL-NAWAS, B. Systematic review on success of narrow-diameter dental implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 29, n. 1, p. 43-54, 2014.
- LEWINSTEIN, I.; BANKS-SILLS, L.; ELIASI, R. Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 10, n. 2, p. 355-366, 1995.
- LIN, C.; WANG, J.; CHANG, W. Biomechanical interactions in tooth-implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and conector type: A Finite element analysis. **Clin. Oral Impl.**, v. 19, n. 1, p. 107-117, 2008.
- LOTTI, R. S.; MACHADO, A. W.; MAZZIEIRO, E. T.; LANDRE, JR. J. Aplicabilidade Científica do Método dos Elementos Finitos. **R. Dental Press Ortod. Ortop. Facial**, v. 11, n. 2, p. 35-43, 2006.
- MAIORANA, C.; KING, P.; QUAAS, S.; SONDELL, K.; WORSAAE, N.; GALINDO-MORENO, P. Clinical and radiographic evaluation of early loaded narrow-diameter implants: 3 years follow-up. **Clin. Oral Implants Research**, v. 26, n. 1, p. 77-82, 2015.
- MALO, P.; DE ARAÚJO NOBRE, M.; LOPES, A.; MOSS, S. M.; MOLINA, G. J. A longitudinal study of the survival of all-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 142, n. 3, p. 310-320, 2011.
- MARKARIAN, R. A.; UEDA, C.; SENDYK, C. L.; LAGANÁ, D. C.; SOUZA, R. M. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. **J. Prosthodont.**, v. 16, n. 2, p. 117-122, 2007.

- MCNALLY S. T.; WILCOX, C.; AKHTER, M. P.; SHEETS, J. L.; DANFORTH, J. R.; CHEHAL, H. K. Implant diameter: Effect on stress in bone: Finite element analysis. **J. Dent. Implants**, v. 3, n. 2, p. 402-410, 2013.
- MELLAL, A.; WISKOTT, H. W.; BOTSIS, J.; SCHERRER, S. S.; BELSER, U. C. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 15, n. 2, p. 239-48, 2004.
- MERZ, B. R.; HUNENBART, S.; BELRER, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 15, n. 4, p. 519-526, 2000.
- MORRIS, H. F.; OCHI, S.; CRUM, P.; ORENSTEIN, I. H.; WINKLER, S. AICRG, Part I: A 6-year multicentered, multidisciplinary clinical study of a new and innovative implant design. **J. Oral Implantol.**, v. 30, n. 3, p. 125-133, 2004.
- NAGASAWA, S.; HAYANO, K.; NIINO, T.; YAMAKURA, K.; YOSHIDA, T.; MIZOGUCHI, T. Nonlinear stress analysis of titanium implants by finite element method. **Dent. Mater. J.**, v. 27, n. 4, p. 633-639, 2008.
- NATALI, N. A.; PAVAN, P. G. Numerical approach to dental biomechanics. **Dent. biomechanics**, v. 12, n. 2, p. 211-239, 2003.
- NATALI, N. A.; PAVAN, P. G.; RUGGERO, A. L. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. **Dent. Mater.**, v. 22, n. 4, p. 388-395, 2006.
- NELSON ELIAS C.; LEHMANN, R. B. Plataformas dos implantes osseointegráveis. **Rev. Dent. Press Perio. Implant.**, v. 3, n. 2, p. 80-82, 2009.
- NOVAES, A. B.; BARROS, R. R.; MUGLIA, V. A.; BORGES, G. J. Influence of interimplant distances and placement depth on papilla formation and crestal resorption: a clinical radiographic study in dogs. **J. Oral Implantol.**, v. 35, n. 1, p. 18-27, 2009.
- OKUMURA N.; STEGAROIU, R.; KITAMURA, E.; KUROKAWA, K.; NOMURA, S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: A three-dimensional finite element analysis. **J. Prosthodont. Res.**, v. 54, n. 11, p. 133-142, 2010.

OLIVEIRA, J. S.; GOMES, E. A.; CHAVES, C. A. L.; SOUSA, Y. T. C. S.; The finite element methods on oral rehabilitation: New trend for endodontically treated teeth. **Braz. Dent. Sci.**, v. 17, n. 3, p. 12-19, 2014.

OZTURK, O.; KULUNK, T.; KULUNK, S. Influence of different implant-abutment connections on stress distribution in single tilted implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis. **Bio-Medical Mat. Eng.**, v. 29, n. 1, p. 513–526, 2018.

PAPADIMITRIOU, D. E.; FRIEDLAND, B.; GANNAM, C.; SALARI, S.; GALLUCCI, G. O. Narrow-diameter versus standard-diameter implants and their effect on the need for guided bone regeneration: A virtual three-dimensional study. **Clin. Implant Dent. Relat. Research**, v. 17, n. 1, p. 1127–1133, 2015.

PARK, Y. S.; KWON, H. B. Three-dimensional finite element analysis of implant-supported crown in fibula bone model. **J. Adv. Prosthodontics**, v. 5, n. 3, p. 326-332, 2013.

PASETTI, L. A.; SFIER DE MELLO, F.; RAMIRES DA SILVA, M. A. Diferenças entre implantes cone morse e hexágono externo – Revista da Literatura. **Rev. Odontologia**, v. 16, n. 2, p. 90-99, 2016.

PESSOA, R. S.; OLIVEIRA, S. A. G.; OLIVEIRA, S. R.; GOLVEIA, V. G.; MARCANTONIO, E.; VAZ, L. G. Aplicabilidade do método de elementos finitos na implantodontia. **Innov. Implant J.**, v. 1, n.1, p. 41-47, 2006.

PETRIE, C. S.; WILLIAMS, J. L. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 16, n. 4, p. 486-94, 2005.

PRADOS-PRIVADO, M.; PRADOS-FRUTOS, J. C.; GEHRKE, S. A.; SILES, M. S.; GUIRADO, J. L. C.; BEA, J. A. Long-Term fatigue and its probability of failure applied to dental implants. **BioMed. Res. Intern.**, v. 2016, n. 1, p. 01-08, 2016.

REIS, T. A.; ZANCOPÉ, K.; KARAM, F. KHALIL.; NEVES, F. D. Biomechanical behavior of extra-narrow implants after fatigue and pull-out tests. **J. Prosthet. Dent.**, v.122, n.1, p.54-56, 2019.

SANTIAGO JUNIOR, J. F.; PELLIZZER, E. P.; VERRI, F. R.; de CARVALHO, P. S. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: A 3-D finite element study. **Mater. Sci. Eng. C.**, v. 33, n. 8, p. 4700-4714, 2013.

- SANTIAGO JUNIOR, J. F.; VERRI, F. R.; ALMEIDA, D. A. F.; BATISTA, V. E. S.; LEMOS, C. A. A.; PELLIZZER, E. P. Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. **Mater. Sci. Eng. C.**, v. 63, n. 1, p. 292-300, 2016.
- SCHIEGNITZ, E.; AL-NAWAS B. A systematic review and meta-analysis. **Clin. Oral Impl. Res.**, v. 29, (suppl. 16), p. 21-40, 2018.
- SCHIMITI, E.; ZORTÉA Jr, A. J. Primary osseointegration analysis of Bionnovation implant system. **Rev. Implant News**, v. 7, n. 3, p. 333-338, 2010.
- SI, M.; ZHANG, Y.; Li, J.; He, F. Retrospective study on the clinical outcomes of small-diameter implants supporting fixed prostheses without bone augmentation in the posterior region after 2 to 12 years. **Clin. Implant. Dent. Relat. Res.**, v. 21, n. 1, p. 454-461, 2019.
- TABATA, L. F.; ROCHA, E. P.; BARÃO, V. A.; ASSUNÇÃO W. G. Platform switching: biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, v. 26, n. 3, p. 482-491, 2011.
- TONIOLLO, M. B.; MACEDO, A. P.; RODRIGUES, R. C.; RIBEIRO, R. F.; DE MATTOS, M. G. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution on different bony ridges with different lengths of morse taper implants and prosthesis dimensions. **Journal of Craniofacial Surgery**, v. 23, n. 6, p. 1888-1892, 2012.
- TONIOLLO, M. B.; MACEDO, A. P.; RODRIGUES, R. C.; RIBEIRO, R.F.; DE MATTOS M. G. C. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Stress Distribution Generated by Splinted and Nonsplinted Prostheses in the Rehabilitation of Various Bony Ridges with Regular or Short Morse Taper Implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 32, n. 2, p. 372-376, 2017.
- VAN ZYL, P. P.; GRUNDLING, N. L.; JOOSTE, C. H.; TERBLANCHE, E. Three dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 46, n.1, p. 51-57, 1995.
- WAKABAYASHI, N.; ONA, M.; SUZUKI, T.; IGARASHI, Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. **J. Dent.**, v. 36, n. 7, p. 463-471, 2008.