

**Análise comparativa da distribuição de tensões nos conjuntos osso-implante-  
conector protético, entre implantes de diâmetros reduzido e convencional,  
por meio do método de elementos finitos**

**Tarcísio Quaranta**

Orientador: Prof. Dr. Edson Alfredo

Ribeirão Preto

2017

Tarcísio Quaranta

**Análise comparativa da distribuição de tensões nos conjuntos osso-implante-  
conector protético, entre implantes de diâmetros reduzido e convencional,  
por meio do método de elementos finitos**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Edson Alfredo

Ribeirão Preto

2017

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

- Universidade de Ribeirão Preto -

Q18a	<p>Quaranta, Tarcísio, 1991- Análise comparativa da distribuição de tensões nos conjuntos osso-implante-conector protético, entre implantes de diâmetros reduzido e convencional, por meio do método de elementos finitos / Tarcísio Quaranta. - - Ribeirão Preto, 2017. 53 f.: il. color.</p> <p>Orientador: Prof. Dr. Edson Alfredo.</p> <p>Dissertação (mestrado) - Universidade de Ribeirão Preto, UNAERP, Odontologia, ênfase em Implantodontia. Ribeirão Preto, 2017.</p> <p>1. Análise de elemento finito. 2. Biomecânica. 3. Implante dentário. I. Título.</p> <p>CDD 617.6342</p>
------	--



Este trabalho foi realizado no Laboratório de Pesquisas em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto, com colaboração da Divisão de Tecnologias Tridimensionais (DT3D) do Centro de Tecnologia da Inovação - Renato Archer e do Departamento de Materiais Dentários e Prótese (DMDP) da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – FORP/USP, com apoio financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES – PROSUP.



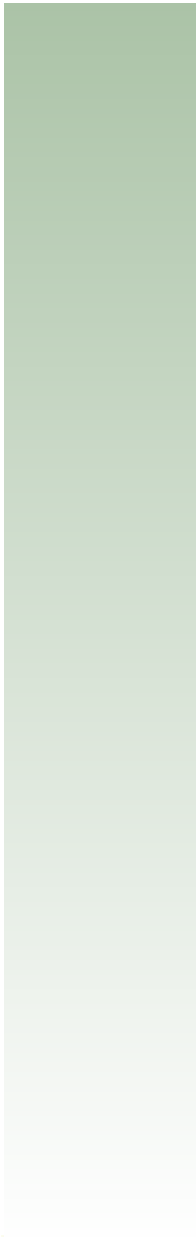
**Dedicatórias**

A **Deus**, pela minha vida, por me conceder sabedoria nas escolhas dos melhores caminhos, pelas oportunidades, coragem para acreditar, força para não desistir e proteção para me amparar.

Aos meus queridos pais, **Adriana Cristina Michieletto Quaranta** e **Vinícius Quaranta**, vocês são os grandes responsáveis por mais um passo importante na minha vida. Obrigado pelo amor, apoio, confiança e motivação incondicional. Com vocês aprendi a nunca desistir dos meus sonhos e a lutar por eles.

Obrigado por estarem sempre ao meu lado, em cada passo da minha vida. Amo muito vocês.

À minha **família**, obrigado pelo apoio, conselhos e força nos momentos difíceis que tive que enfrentar durante essa jornada. A força de vontade e persistência me inspiram a seguir em frente.

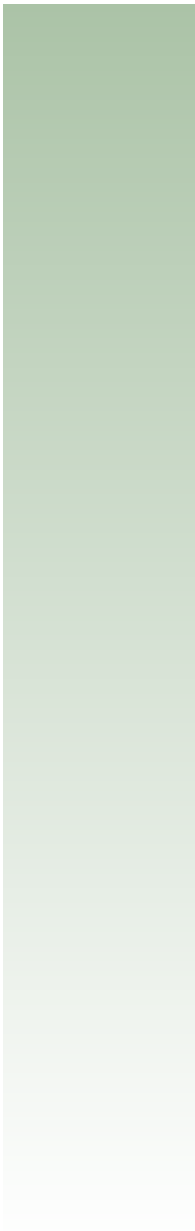


## **Agradecimentos Especiais**

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Edson Alfredo**, pela paciência, disponibilidade, ensino constante, compreensão nos momentos difíceis que passei durante essa jornada e, principalmente, pelo compartilhamento do conhecimento para me conduzir à construção deste trabalho. Obrigado pelo carinho, dedicação, amizade durante o mestrado e sei que outros trabalhos virão para que possamos alcançar novas conquistas. Você é uma pessoa ímpar, em quem busco inspirações para me tornar melhor em tudo que faço. Tenho orgulho de dizer que fui seu orientado. Obrigado por tudo.

À **Prof<sup>a</sup>. Dra. Érica Alves Gomes**, pela paciência e disponibilidade durante todo o trabalho, no qual se dispôs a ensinar-me e ajudar na realização da modelagem 3D e aplicação do método de elementos finitos junto ao laboratório do Departamento de Materiais Dentários e Prótese – FORP/USP para execução da presente pesquisa e pelo compartilhamento do conhecimento sobre o tema.





## **Agradecimentos**

À Universidade de Ribeirão Preto, na pessoa da sua Magnífica Reitora **Profa. Elmara Lúcia de Oliveira Bonini**, personalidade constante e pioneira na educação nacional. Obrigado pela oportunidade de realizar mais esse sonho, de tornar-me mestre em Odontologia.

À Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto, **Profa. Dra. Yara T. C. Silva Sousa**, obrigado pelo carinho, apoio, colaboração e pela oportunidade a mim concedida de ingressar no Mestrado.

Aos Professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto, **Profa. Dra. Andréa Marcia Marcaccini, Profa. Dra. Camila Fávero de Oliveira, Prof. Dr. Carlos Eduardo Saraiva Miranda, Prof. Celso Bernardo de Souza Filho, Profa. Dra. Danielle Cristine Furtado Messias, Prof. Dr. Edson Alfredo, Profa. Dra. Érica Alves Gomes, Prof. Dr. Fuad Jacob Abi Rached Junior, Prof. Dr. João Felipe Bruniera, Prof. Dr. Paulo Esteves Pinto Faria, Prof. Dr. Sílvio Rocha Correa da Silva, Profa. Dra. Vivian Colucci, Prof. Dr. Walter Raucci Neto, Profa. Dra. Yara T. C. Silva Sousa**, pela dedicação, atenção, pelos conhecimentos repassados e colaboração na minha formação de mestre.

Aos meus colegas de pós-graduação, por todos os momentos em que passamos juntos, pelo incentivo e pela ótima companhia nesses dois anos.

Aos meus amigos, em especial, **Bárbara Furtado Masalskas, Natália Spadini de Faria, Paulo Esteves Pinto Faria e Silas Borges Monteiro**, por permanecerem ao meu lado em todos os momentos, sempre com dedicação, paciência, me ajudando e permitindo que este trabalho pudesse ser concluído.

Ao **Prof. Dr. João Felipe Bruniera**, pela ajuda e orientação na utilização do micro-CT, parceria e amizade durante todo o trabalho.

À pós-doutoranda **Izabela Cristina Maurício Moris**, pela ajuda nos momentos em que precisei, pelos conselhos e amizade concedida.

À colega **Ana Flávia Simões Barbosa**, pelo auxílio na preparação da aula expositiva.

Às secretárias da pós-graduação, **Joana Néia Vieira, Patrícia Machado, Marcela Euzébio Berti**, pela atenção, amizade e convívio que dispensaram durante esses anos.

Aos amigos e funcionários da Universidade de Ribeirão Preto, **Fabíola D. Sousa, Lúcia Helena Bianchi, Regina Lúcia Ramos, Luís Murilo de Oliveira, Érika K. Paulinelli, Evaldo Antonio Evangelista, Joice Alessandra Cerri da Costa, Ana Maria Ferreira e Amanda Estrela** por todos os momentos que estivemos juntos, pela atenção e carinho durante esses anos de convívio.

Ao Prof. Dr. **Pedro Yoshito Noritomi** e **demais colaboradores** da Divisão de Tecnologias Tridimensionais (DT3D) do Centro de Tecnologia da Inovação - Renato Archer, que me ensinaram e permitiram que eu pudesse realizar a modelagem 3D.

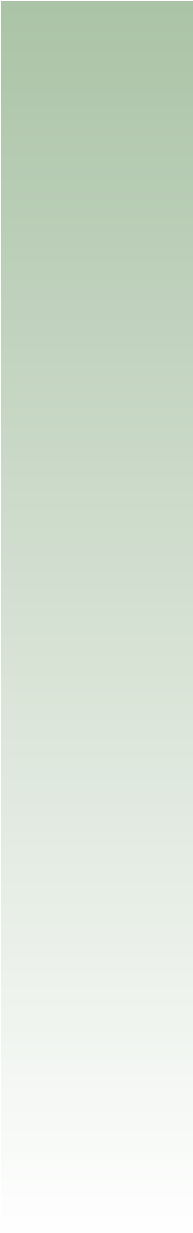
À especialista de laboratório **Dra. Adriana Cláudia Lapria Faria Queiroz**, do Laboratório de Estudos Biomecânicos em Prótese e Implantes da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – FORP/USP, que colaborou com seriedade e profissionalismo para a utilização do torquímetro digital.

À especialista de laboratório **Dra. Ana Paula Macedo**, do Laboratório de Metrologia da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - FORP/USP, pela atenção e disposição em me receber.

À CAPES pelo apoio financeiro concedido durante o mestrado.

**“O inimigo mais perigoso que você poderá encontrar será sempre você mesmo.”**

(Friedrich W. Nietzsche)



**Resumo**

O objetivo do presente estudo foi analisar comparativamente, a distribuição de tensões nos conjuntos osso-implante-conector protético, utilizando implantes de diâmetro reduzido e convencional, por meio do método de elementos finitos tridimensional (MEF-3D). A partir de imagens microtomográficas de 6 diferentes implantes e conectores protéticos, foram criados modelos virtuais, com os conjuntos inseridos digitalmente em cilindros ósseos padronizados, por meio do software Rhinoceros, compondo assim os grupos: FAC- Facility e Micro Pilar; BLE- Bone Level e Multi-base; BLT- Bone Level Tapered e Multi-base; TIT- Titamax e Micro Pilar; ALV- Alvim e Micro Pilar, TIX- Titamax e Micro Pilar. No programa de elementos finitos foi gerada a malha dos modelos, determinadas as condições de contorno ( $x=y=z=0$ ) e realizada a aplicação da carga axial de 200 N para simular as condições de forças mastigatórias. Foram obtidos os mapas e valores de tensões de von Mises e tensões principais máxima e mínima (MPa). A análise dos resultados quali/quantitativos demonstrou maior concentração de tensões nos grupos em que os implantes possuíam menor diâmetro e macrogeometria cônica, localizadas nas superfícies de contato entre implantes e conectores protéticos e apical dos implantes. Com relação ao tecido ósseo foi observada maior concentração de esforços no osso medular próximo a região apical dos implantes e de valores reduzidos na cortical inferior, com perfil de distribuição semelhante independente do diâmetro dos implantes. Concluiu-se que os valores de tensões de von Mises foram inferiores à tensão de escoamento e que o aumento no diâmetro dos implantes reduziu os valores de tensão nos implantes e conectores protéticos, com exceção do BLT. O perfil da distribuição das tensões no tecido ósseo foi semelhante em todos os grupos, com valores máximos próximo do ápice do implante.

**Palavras-chave:** Análise de Elemento Finito, Biomecânica, Implante Dentário.

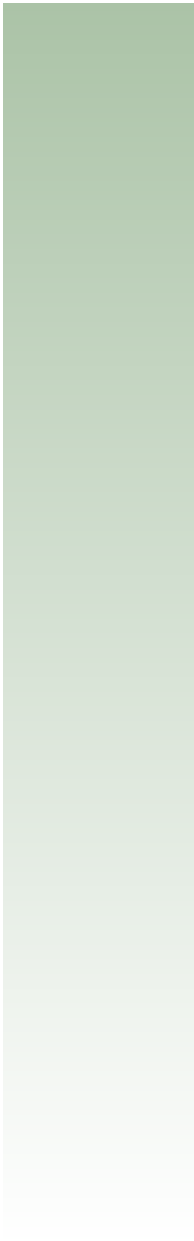


# Summary



The aim of the present study was to analyze the distribution of stresses in the bone-implant-prosthetic connector sets using reduced diameter and conventional implants using the three-dimensional finite element method (MEF-3D). Virtual models were created from the microtomographic images of 6 different implants and prosthetic connectors, the sets (implants/connectors) inserted digitally in standardized bone cylinders, using the software Rhinoceros, thus composing the groups: FAC-Facility and Micro Pillar; BLE- Bone Level and Multi-base; BLT- Bone Level Tapered and Multi-base; TIT- Titamax and Micro Pillar; ALV- Alvim and Micro Pilar, TIX- Titamax and Micro Pillar. In the finite element program, the mesh of the models was generated, the boundary conditions ( $x = y = z = 0$ ) were determined and the axial load of 200 N was applied to simulate the conditions of the masticatory forces. Values of Von Mises stress and maximum and minimum principal stress (MPa) were obtained. The analysis of the qualitative and quantitative results showed a higher concentration of stresses in the groups with reduce diamanter implants and conical macrogeometry, located in the contact surfaces between implants and prosthetic, as well as apical of the implants. In relation to the bone tissue, a higher concentration of stresses was observed in the medullary bone near the apical of the implants and lower values in the inferior cortical, wherein the distribution profile was similar regardless of the diameter of the implants. With results of this study, it was concluded that all the components of sets supported the axial loading of 200 N, dissipating the tensions within the elastic limits and that the increase in the diameter of the implants reduced the tension values, whereas the conical macrogeometry presented the highest concentrations of efforts. The distribution of tensions in the bone tissue presented with reduced intensity and was similar in all the groups.

**Palavras-chave:** Finite Element Analysis, Biomechanical, Dental Implants.



## **Sumário**

Resumo

Summary

Introdução .....	01
Proposição.....	07
Material e Métodos.....	09
Resultados.....	23
Discussão.....	33
Conclusões.....	40
Referências Bibliográficas.....	42



## Introdução

Os implantes osseointegrados têm sido utilizados na prática clínica odontológica desde 1965, quando um estudo clínico longitudinal foi realizado por Adell et al. (1981), comprovando, após 15 anos de observação, o sucesso e a previsibilidade desta modalidade de tratamento. Estes autores relataram complicações como afrouxamento, fratura, mobilidade das estruturas protéticas, encontradas nas reabilitações sobre implantes, originadas principalmente por fatores biomecânicos, tais como diâmetro do implante, força mastigatória, tipo de conector e prótese, também demonstradas por outros pesquisadores (CHUN et al., 2005; ASSUNÇÃO et al., 2008; ASSUNÇÃO et al.,

2009; BARÃO et al., 2009; PESSOA et al., 2010; MCNALLY et al., 2013; GECKILI, et al., 2014).

As intercorrências mecânicas mais comuns observadas a longo prazo são relacionadas ao afrouxamento e fratura dos parafusos de retenção da prótese e do conector protético, além de mobilidade das supraestruturas protéticas. As complicações biológicas referem-se a distúrbios funcionais que afetam os tecidos de suporte, tais como peri-implantites, complicações em tecido mole, problemas sensoriais, perda óssea e até mesmo a fratura e perda do implante (JORNEUS et al., 1992; CARLSON et al., 1994; BERGLUNDH et al., 2002; SANTIAGO et al., 2016).

Com relação à reabsorção óssea, sua prevalência é acentuada na região cervical do implante e está relacionada ao excesso de carga sobre o mesmo, já que este transmite as tensões geradas, em maior concentração, diretamente ao osso dessa região (BRANEMARK et al., 1997; MELLAL et al., 2004; HASAN et al., 2014).

Na ausência de ligamento periodontal, os implantes reagem biomecanicamente de maneira diferente dos dentes naturais frente às forças oclusais, pela transferência direta dos esforços ao osso. Cargas funcionais provenientes da mastigação induzem tensões axiais e horizontais em ambas as estruturas, implante e tecido ósseo. O tipo, intensidade, direção e frequência das cargas, assim como o diâmetro, o comprimento, o desenho, a característica de superfície do implante, a quantidade e qualidade do tecido ósseo, são determinantes para uma boa interface osso-implante. O fator chave para o sucesso ou falha de um implante dental é a maneira como essas tensões são transferidas ao redor do tecido ósseo (GENG, et al., 2001).

O protocolo inicial de tratamento preconizado por Branemark et al. (1977) definiu dois estágios cirúrgicos com intervalo de 4 a 6 meses entre eles, em que não há a aplicação de força sobre os implantes, com a finalidade de promover a osseointegração e posterior reabilitação protética (NIKELLIS et al., 2004; COOPER et al., 2007; HUANG et al., 2008; AGNINI et al., 2014).

Em função do aprimoramento das técnicas cirúrgicas, macrogeometria, tratamento de superfície dos implantes e evolução dos conectores protéticos foi possível obter uma diminuição do período entre a colocação do implante e a instalação da prótese, podendo-se aplicar carga imediatamente após a instalação do implante (WANG et al., 2006; GALLUCCI et al., 2007; MALO et al., 2011; CRESPI et al., 2012).

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

Por outro lado, pesquisadores têm demonstrado que, nestas situações de pouca espessura e volume ósseo, os implantes de diâmetro reduzido são capazes de suportar, com sucesso as reabilitações protéticas, porém, ressaltam também limitações relativas aos aspectos biomecânicos, com consequente concentração de tensões e aumento na reabsorção óssea cervical, comparativamente aos implantes de diâmetros convencionais (MCNALLY et al., 2013; CASTRO et al., 2015).

Portanto, para reduzir os passos cirúrgicos e o tempo de tratamento em casos de pouca espessura óssea, tornou-se necessário o uso de implantes com diâmetro reduzidos, porém, considerações devem ser feitas no que se refere a implantes de pequeno diâmetro, pois, quando comparados aos implantes convencionais (diâmetro regular), apresentam menor área de superfície de ancoragem e reduzida resistência à fratura, o que pode comprometer as propriedades mecânicas e biomecânicas fundamentais à realização de uma prótese estável e funcional (JORNEAUS, 1996).

O sucesso clínico destes implantes de diâmetro reduzido é determinado pela maneira como a tensão mecânica é transferida do implante ao tecido ósseo circundante, sem gerar forças de grande magnitude, o que poderia colocar em risco a longevidade do sistema implante-prótese (VAN ZYL et al., 1995).

Diferentes metodologias são frequentemente utilizadas para a realização de testes experimentais com o objetivo de investigar as tensões geradas nas interfaces osso-implante-conector nas reabilitações implantossuportadas, destacando-se a fotoelasticidade, extensometria, ensaios mecânicos in vitro e análise de elementos finitos, entretanto, as primeiras apresentam elevado consumo de tempo e número de amostras (CLELLAND, et al., 1993; GUICHET, et al., 2002; MARKARIAN, et al. 2007; KARL, et al., 2009).

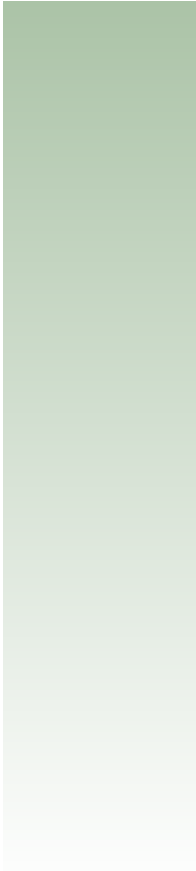
Assim, as análises numéricas, como utilizadas no método de elementos finitos (MEF), têm sido preferencialmente empregadas, pois auxiliam na resolução das limitações inerentes a estes testes experimentais descritos, apresentando vantagens como adequado nível de precisão, versatilidade de aplicação e facilidade de simulação em diferentes condições experimentais (intensidade e direção das cargas, interface

unida ou não entre tecido ósseo-implante-conector protético e fixação do conjunto estudado de forma estática). Este método possibilita avaliar as regiões do conjunto tecido ósseo-implante-conector protético onde estão concentradas as maiores tensões, predizendo locais de possíveis falhas ou ruptura do material (NATALI et al., 2003; NATALI et al., 2006; KARL et al., 2009; ASSUNÇÃO et al., 2011; OLIVEIRA et al., 2014; DIANA et al., 2016; SANTIAGO et al., 2016).

O princípio deste método consiste em dividir o sistema a ser estudado, que em geral apresenta geometria complexa e que não dispõe de solução analítica conhecida, em sistemas menores de solução mais simples, que são os elementos finitos. Funções matemáticas para cada amostra são escolhidas e combinadas em para obter a solução para o conjunto como um todo (GENG et al., 2001).

Diante do exposto, torna-se relevante o estudo biomecânico de implantes de diâmetro reduzido, comparativamente ao convencional, por meio do método dos elementos finitos, com o objetivo de analisar as tensões resultantes nos conjuntos implante, tecido ósseo e conector protético, previamente à exposição do paciente ao tratamento cirúrgico-reabilitador.





## **Proposição**

O objetivo do presente estudo foi analisar a distribuição quali-quantitativa de tensões nos conjuntos osso-implante-conector protético, utilizando implantes de diâmetros reduzidos (2,9 mm, 3,3 mm e 3,5 mm) comparativamente ao convencional (3,75 mm), por meio do método de elementos finitos tridimensional (MEF-3D).



## Material e Métodos

O delineamento experimental adotado foi de implantes de diferentes diâmetro e macrogeometria, com seus respectivos conectores protéticos, microtomografados, cujas imagens foram inseridas graficamente em cilindros ósseos virtuais, por meio de software computacional, formando conjuntos de conector-implante-tecido ósseo. Estes conjuntos foram submetidos a carregamento axial de 200 N, sendo as simulações realizadas por meio do método de elementos finitos (MEF-3D). A variável de resposta deste estudo foi

analisar a distribuição de tensões nas interfaces dos conjuntos conector-implante-tecido ósseo, conforme ilustra a figura 1.

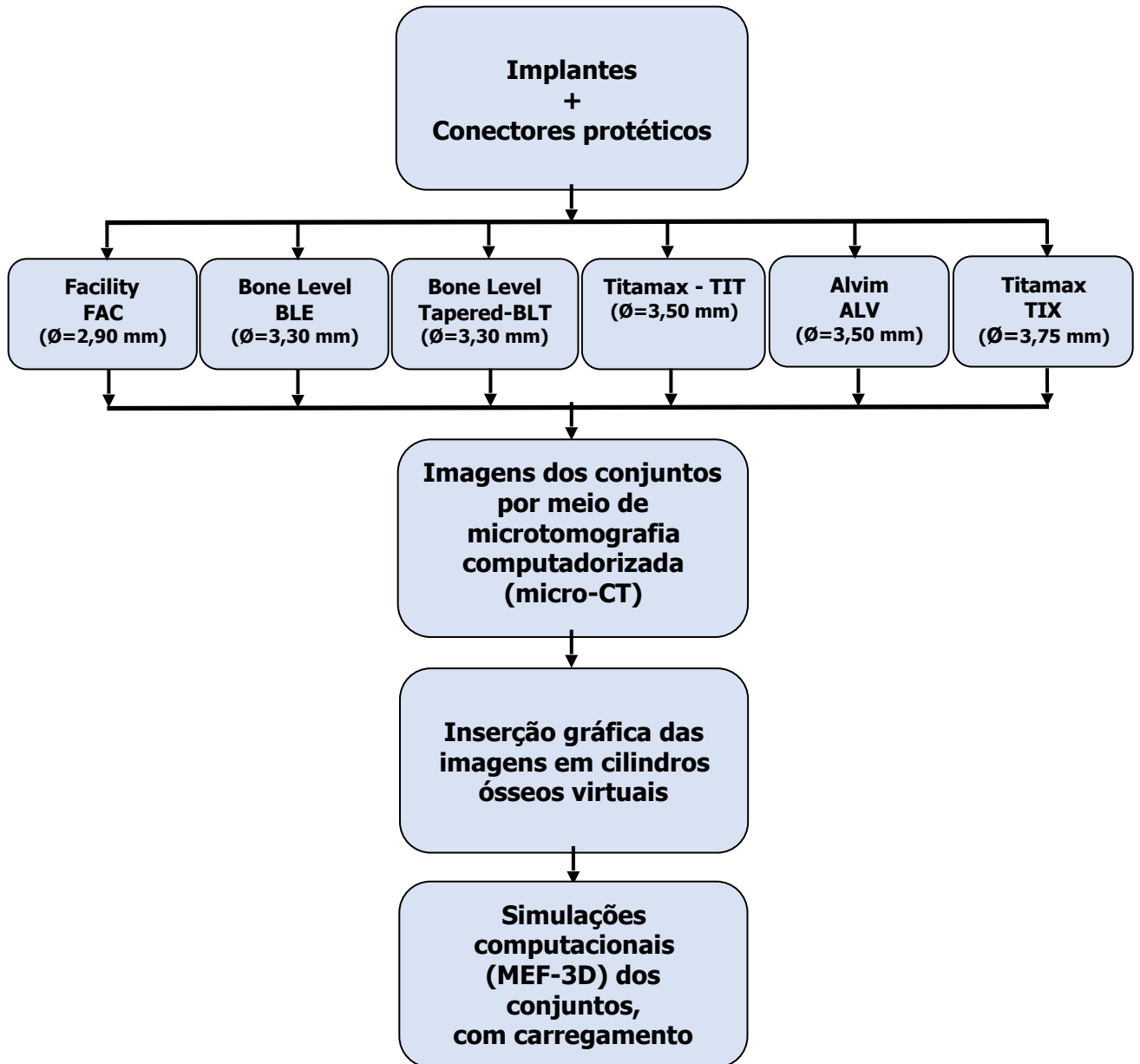


Figura 1. Diagrama esquemático do delineamento experimental.

Foram empregados seis implantes tipo cone morse, indexados ou não, de diferentes diâmetros e macrogeometria e respectivos conectores (Tabela I). Os pilares

intermediários (conectores) foram do tipo Micro Pilar (Neodent, Curitiba, PR, Brasil), à exceção dos colocados nos dois implantes de 3,30 mm de diâmetro que foram do tipo Multi-base (Straumann, Basel, Suíça), sendo todos com altura gengival de 2,50 mm e conexões Cone Morse (Figura 2).

Tabela I – Tipos e características dos implantes e respectivos conectores

Implante/Conector	Diâmetro (mm)	Comprimento (mm)	Fabricante
FAC – Facility / Micro Pilar	2,90	12,0	Neodent, Curitiba, PR, Brasil
BLE – Bone Level/ Multi Base	3,30	12,0	Straumann, Basel, Suíça
BLT – Bone Level Tapered/ Multi Base	3,30	12,0	Straumann, Basel, Suíça
TIT – Titamax / Micro Pilar	3,50	11,0	Neodent, Curitiba, PR, Brasil
ALV – Alvim / Micro Pilar	3,50	11,5	Neodent, Curitiba, PR, Brasil
TIX – Titamax / Micro Pilar	3,75	11,0	Neodent, Curitiba, PR, Brasil



Figura 2. Implantes e conectores protéticos.

Os implantes foram fixados individualmente a uma morsa (Figura 3) e suas respectivas conexões protéticas foram instaladas por meio de torquímetro digital (TQ-680; Instrutherm Measure Instruments, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 4), com os valores preconizados pelos fabricantes, sendo, para os implantes de diâmetros 3,50 mm e 3,75 mm, torque de 32 N.cm; para os de diâmetro 3,30 mm, 35 N.cm (Figura 5), e o de diâmetro 2,90 mm, teve seu pilar instalado por meio de martelete (Martetele Facility, Neodent, Curitiba, PR, Brasil), aplicando-se três impactos sobre o mesmo (Figura 6).



Figura 3. Implante fixado em morsa para padronizar a instalação do conector protético.



Figura 4. Torquímetro digital utilizado para aplicar o torque dos respectivos conectores aos implantes.



Figura 5. Aplicação do torque sobre o conector protético por meio de torquímetro digital.



Figura 6. Instalação do micro pilar com martelete Facility.

Os conjuntos montados, conector-implante (Figura 7), foram microtomografados por meio do micro-CT (SkyScan 1176, Bruker-microCT, Kontich, Bélgica) (Figura 8), obtendo-se como resultado, arquivos na extensão “.STL” (stereolithography), com a projeção tridimensional dos conjuntos (Figura 9). Esta projeção é resultante da aquisição, reconstrução e processamento de imagens bidimensionais ao longo de uma rotação de 360°, passos de rotação de 0,7° e voxel isotrópico de 9 µm, as quais foram arquivadas na extensão “.TIFF” (Tagged Image File Format). A reconstrução das secções transversais foi realizada por meio do software específico (NRecon, Bruker-microCT, Kontich, Bélgica) resultando na completa microestrutura interna de cada conjunto, nas quais, foi aplicada a redução de artefatos em forma de anel no valor de 8 (escala de 0-20), de endurecimento de feixe no percentual de 15% (escala de 0-100%), de suavização no valor de 3 (escala de 0-10) e com histograma de contraste variando de 0,00 a 0,14, sendo estas secções salvas na extensão “.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 Threshold, na qual a segmentação dos valores de cinza foi obtida de forma interativa, separando-se os segmentos que corresponderiam ao metal do implante, parafuso (quando presente) e conector. 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. Imagem dos conjuntos conector-implante montados e torqueados.



Figura 8. Microtomógrafo utilizado no escaneamento, reconstrução e processamento dos conjuntos utilizados (A). Ampliação com detalhe da disposição dos conjuntos no microtomógrafo (B).





Figura 9. Imagens dos conjuntos obtidas por micro-CT.

As imagens obtidas pelo micro-CT na extensão “.STL” foram transferidas para o software específico (Rhinoceros 5, Robert McNeel & Associates, Woodland Park Ave N, Seattle, WA, EUA) para a realização da modelagem que por meio de comandos específicos removeu os ruídos presentes nas imagens, resultando em uma imagem 3D limpa e com as mesmas dimensões das imagens originais, também 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 de resultaram em imagens em formato CAD (Computer-Aided Design). Em seguida, cada conjunto conector-implante foi inserido, graficamente, em um cilindro ósseo virtual, cuja geometria foi modelada de forma a simular um cilindro ósseo de 20 mm de altura por 12 mm de diâmetro, composta por osso medular no centro e por 1 mm de osso cortical nas partes superior e inferior, de modo que o implante permaneceu 1 mm infraósseo (TONIOLLO et al., 2012) como ilustrado na Figura 10.



Figura 10. Modelo de cilindro ósseo simulando segmento da região mandibular posterior com o conjunto conector-implante inserido, e suas respectivas dimensões em milímetros (PARK et al., 2013).

A modelagem geométrica em 3-D dos modelos citados, composta por imagens estruturais dos implantes, componentes e osso foi exportada na extensão “.STEP” (STandard for the Exchange of Product model data) para ser importada no software de elementos finitos (Abaqus 6.1, Dassault Systèmes Simulia Corp., Providence, RI, EUA), sendo 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 II.

Tabela II- Propriedades mecânicas dos materiais que compõem os modelos.

Materiais	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coeficiente de Poisson	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, conector-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 às tensões).

A geração da malha de elementos finitos (Figura 11) foi realizada utilizando elemento sólido parabólico tetraédrico (C3D4), para cada um dos modelos representativos dos grupos, sendo definido o tamanho máximo e mínimo do elemento para cada estrutura de cada modelo, sendo que, dentro dessa limitação o programa definiu qual o tamanho ideal do tetraedro variando entre 0,1 a 1,0 mm, apresentando um total de nós e elementos específicos para cada grupo (tabela III).

Tabela III- Número de nós e elementos gerados em cada grupo.

Grupo	Nós	Elementos
FAC	114709	607279
BLE	163167	842278
BLT	273519	1445617
TIT	96591	508216
ALV	114709	607279
TIX	51655	260679

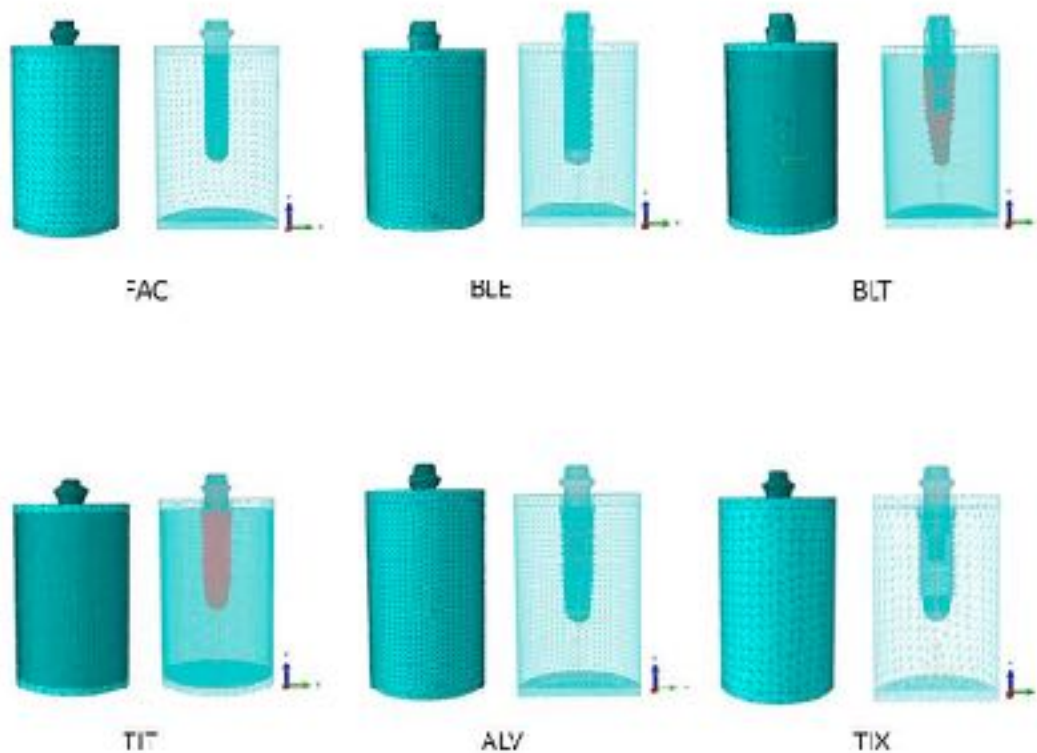


Figura 11. Modelos de elementos finitos, vistas da superfície externa e corte frontal, após a geração de malha.

De acordo com o valor médio de forças mastigatórias fisiológicas de um adulto encontradas na literatura, a carga mastigatória foi aplicada no centro geométrico da superfície superior do componente protético (conector cone morse), com intensidade de 200 N, distribuída em cinco pontos de 40 N e axialmente aos conjuntos montados (PARK et al., 2013). Para o conjunto formado pelo tecido ósseo-Implante e componente protético adotou-se que sua base inferior fosse fixada nos 3 eixos do sistema cartesiano triortogonal, permanecendo imóvel durante a aplicação das forças, resultando em:  $x=y=z=0$  (Figura 12).

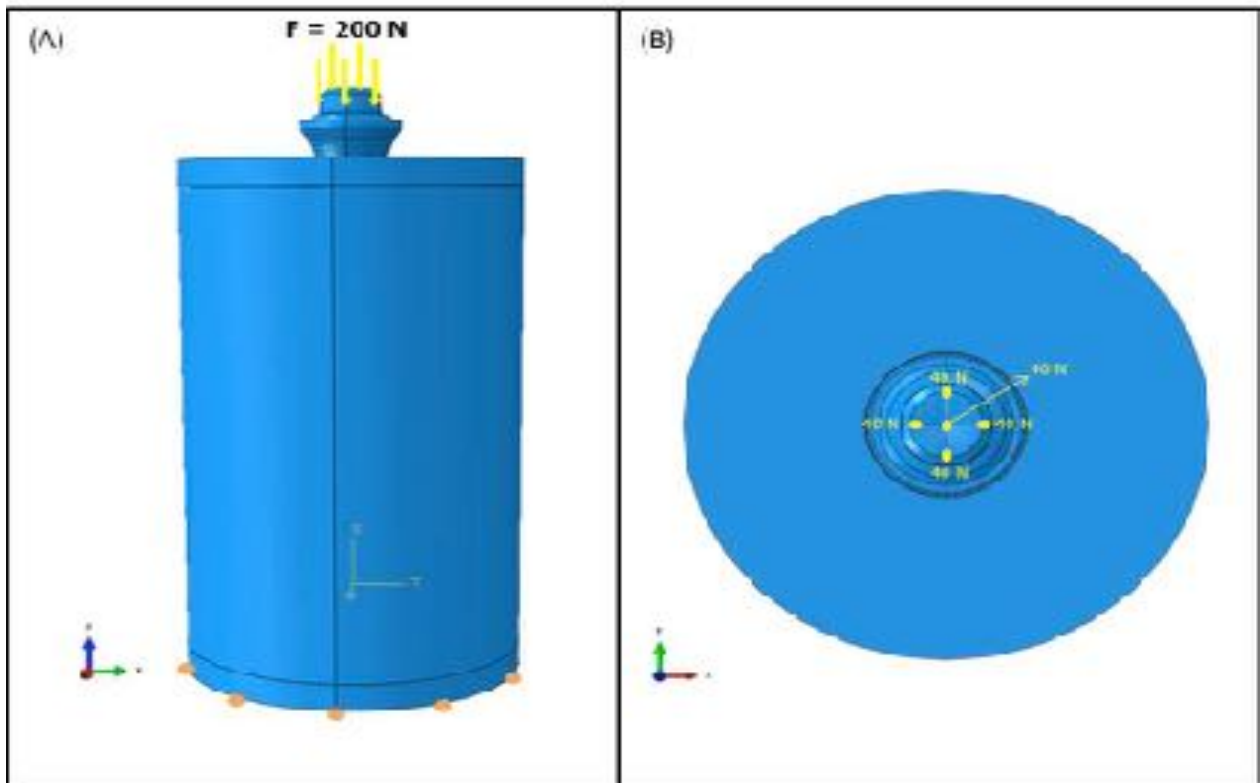
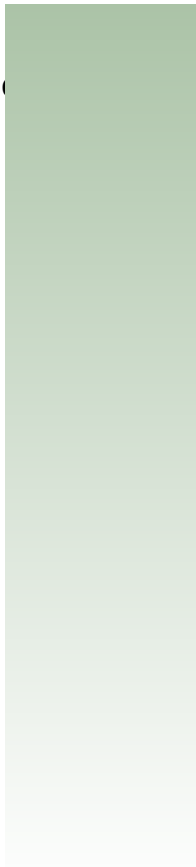


Figura 12. Imagens frontal (A) e superior (B) ilustrando o carregamento e a condição de restrição.

### **Análise dos resultados**

Como o tecido ósseo é 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 componentes protéticos consistem em materiais dúcteis, a tensão equivalente de von Mises (MPa) foi obtida para análise das tensões dos conjuntos conector-implante.

Os valores e a distribuição de tensões no conjunto formado pelo tecido ósseo, implante e componente 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.



## Resultados

### **Análise de coerência**

Foi realizada análise de coerência dos modelos com a finalidade de verificar a qualidade dos resultados obtidos. Esta análise de coerência dos resultados foi realizada a partir da avaliação dos mapas de deslocamento (mm) (Figura 13), demonstrando que todos os modelos apresentaram continuidade no mapa de cores, evidenciada pela suave transição do deslocamento, com maior magnitude na região superior (local de aplicação do carregamento) e redução gradativa em direção à base do modelo, considerada fixa nos três eixos ortogonais ( $x=y=z=0$ ).

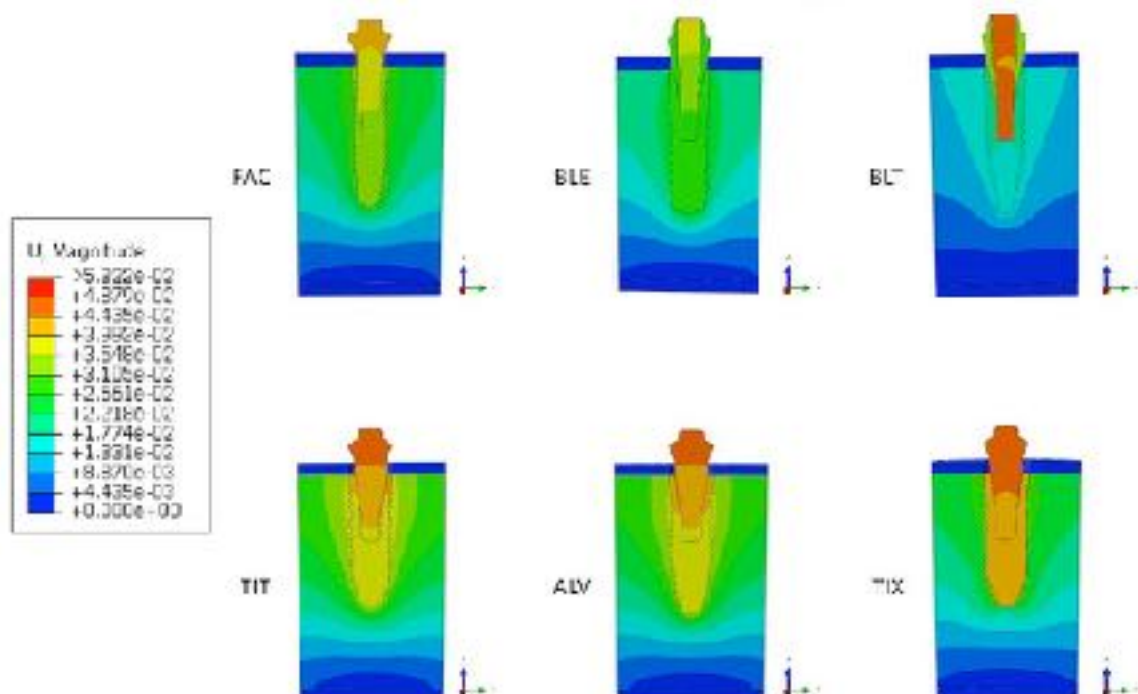


Figura 13. Deslocamento dos conjuntos representado por meio do mapa de cores.

### **Análise quantitativa dos resultados**

Os resultados quantitativos das tensões de von Mises, após a aplicação do carregamento axial (200 N), em cada estrutura do conjunto conector-implante-tecido ósseo e das tensões máxima e mínima no tecido ósseo, estão mostrados nas tabelas IV e V.



Tabela IV- Dados quantitativos da tensão de von Mises (MPa), após carregamento axial com 200 N.

Grupos	Conector	Implante	Cortical Sup.	Medular	Cortical Inf.
FAC	320,0	310,0	0	59,2	1,9
BLE	223,0	293,0	0	27,6	1,8
BLT	431,7	450,9	0	22,6	1,7
TIT	213,3	176,1	0	23,2	1,8
ALV	193,5	227,1	0	36,3	1,9
TIX	107,6	58,95	0	29,2	1,7

Os resultados nos implantes demonstraram um perfil de tensões de von Mises decrescente, à medida que o diâmetro dos mesmos aumentava, à exceção dos implantes BLT e ALV que apresentaram valores mais elevados que os correspondentes de mesmo diâmetro. O implante e respectivo conector BLT apresentaram os dados mais elevados da tensão de von Mises, comparativamente aos demais conjuntos estudados. Em relação aos conectores protéticos, observou-se um decréscimo nesta tensão, com exceção do BLT, que demonstrou o maior valor. Para o tecido ósseo, a região medular apresentou valores reduzidos e de mesma ordem de grandeza em todos comparativamente aos conectores e implantes, sendo que o FAC, ALV e TIT apresentaram os maiores valores. Na cortical superior e inferior os valores foram bem reduzidos (tendendo a zero) em todos eles.

Tabela V- Tensões principais máxima e mínima encontradas no tecido ósseo de cada grupo.

Grupos	Tensões Principais (MPa)			
	Medular		Cortical Inferior	
	Máxima	Mínima	Máxima	Mínima
FAC	51,6	-10,7	0,3	-0,8
BLE	19,4	-6,3	0,4	-0,9
BLT	11,4	-4,6	0,1	-0,8
TIT	7,2	-6,4	0,1	-0,8
ALV	8,4	-2,5	0,3	-0,8
TIX	22,4	-6,9	0,1	-0,8

Os valores das tensões principais (máxima e mínima) na medular óssea, também demonstraram valores reduzidos em todos os conjuntos, comparativamente aos conectores e implantes, sendo que o FAC apresentou o maior valor. Na cortical inferior apresentaram-se bem reduzidos, tendendo a zero, em conformidade com as tensões de von Mises.

Para a visualização dos resultados qualitativos mostrados nas figuras 14 a 17 empregou-se um gradiente de cores que representam níveis que estão entre valores máximo e mínimo, indicando a intensidade de tensão ocorrida em uma região. A cor vermelha indicou o nível máximo e a azul o nível mínimo

## Análise qualitativa dos resultados

### Conector Protético

Para todos os grupos, as regiões de elevada concentração de tensões foram localizadas entre as superfícies externas do conector, no terço inferior, as quais apresentam contato com a parte interna do implante, destacando-se entre eles o implante Bone Level Tapered (BLT), com as mais elevadas tensões de von Mises (Figura 14).

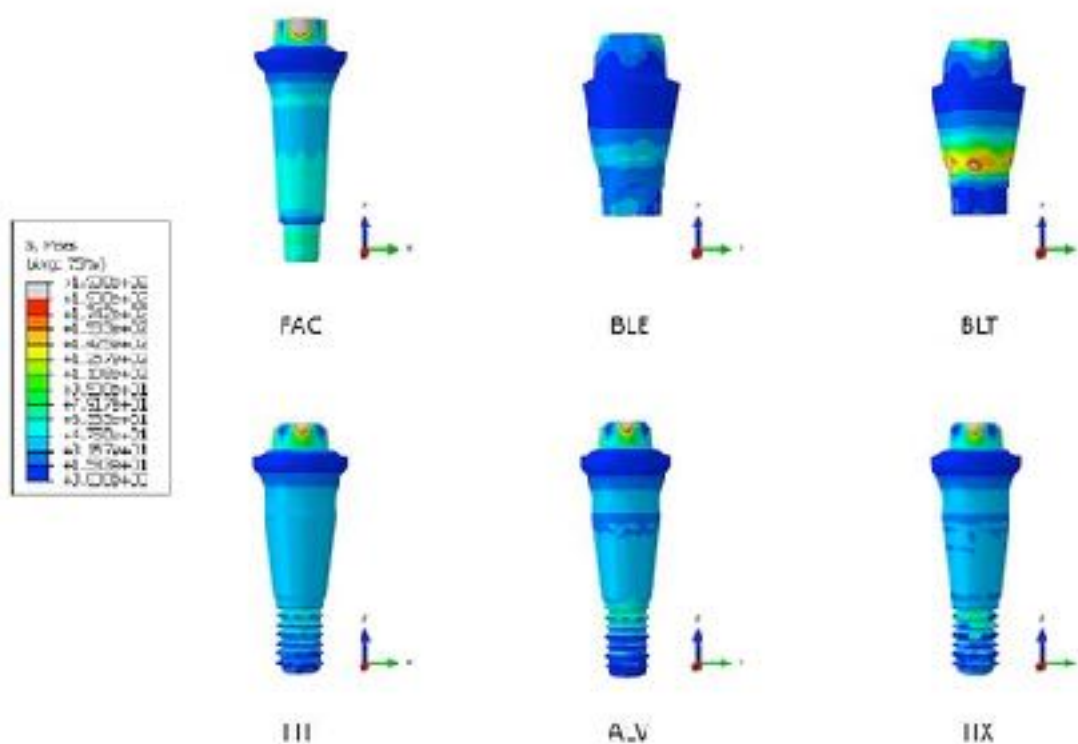


Figura 14. Distribuição das tensões de von Mises nos conectores protéticos.

## Implante

As regiões de maiores tensões ficaram localizadas na região interna em que se encontrava em contato com o conector protético e quando existente, nas roscas do parafuso de fixação (TIT e ALV). Comparando os 6 conjuntos, o BLT - Bone Level Tapered apresentou os maiores valores de tensões tanto internamente quanto externamente na região cervical do implante (Figura 15).

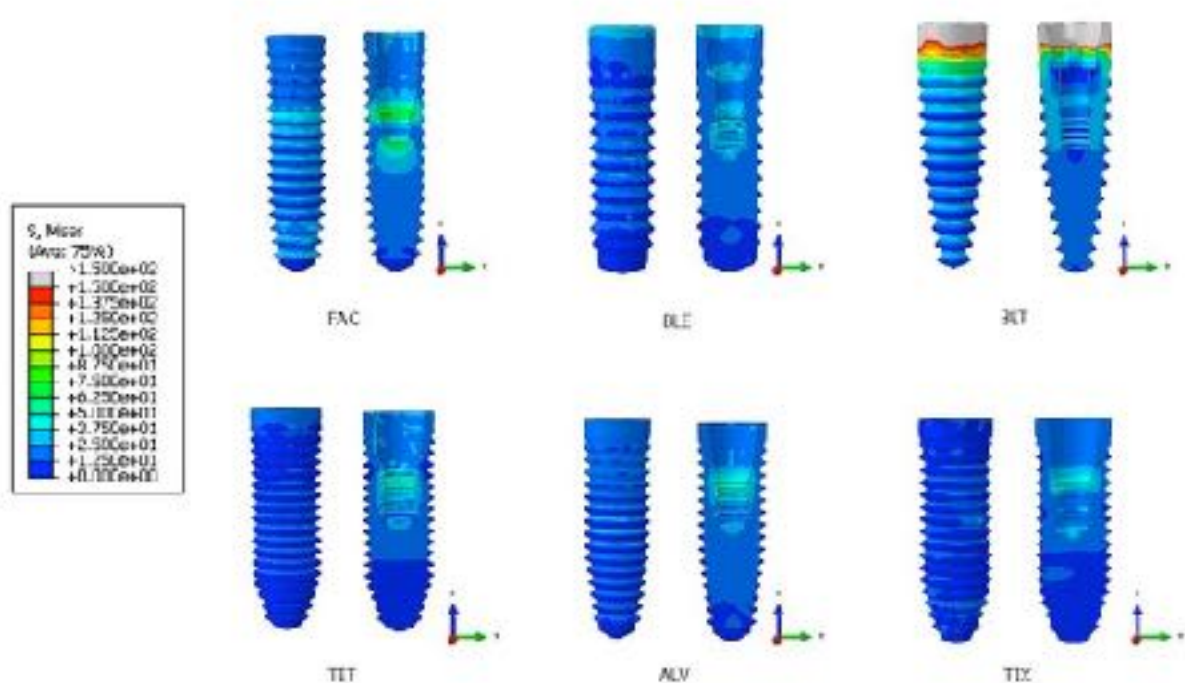


Figura 15. Distribuição das tensões de von Mises nos implantes, vista externa e interna dos implantes.

## Tecido ósseo

O padrão de distribuição e a magnitude das tensões principais máximas e mínimas para o tecido ósseo foram similares independentes da configuração estrutural do implante utilizado bem como seu diâmetro ou comprimento. Áreas de

maior concentração de tensões foram demonstradas na região em contato com o ápice do implante e no osso cortical inferior de todos os conjuntos estudados (Figuras 16 e 17).

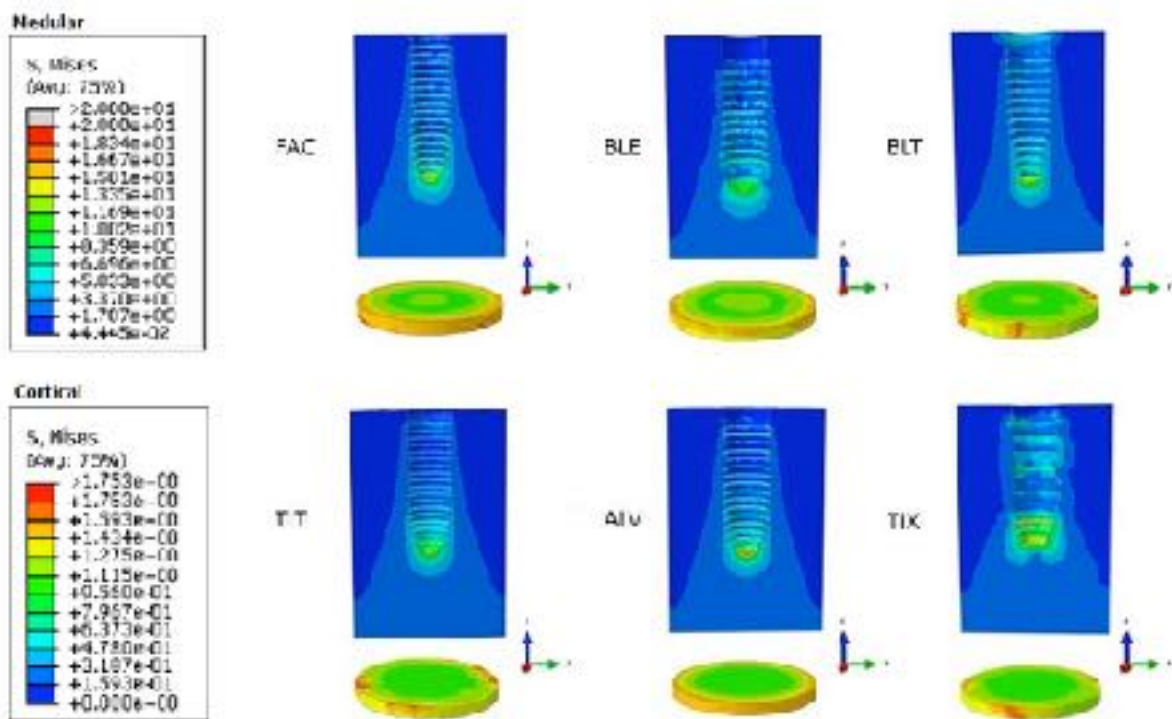


Figura 16. Distribuição das tensões de von Mises no tecido ósseo trabecular e cortical.



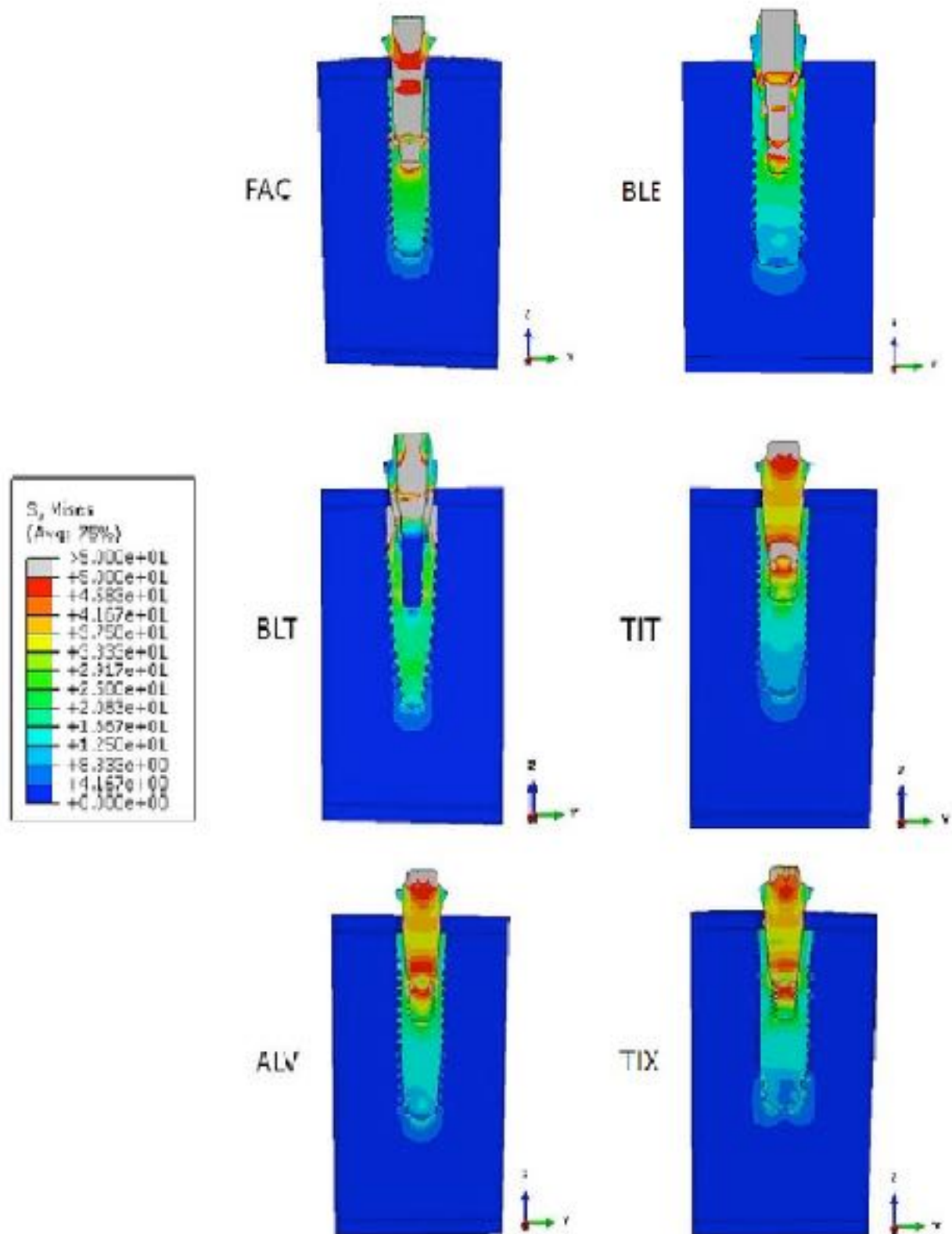
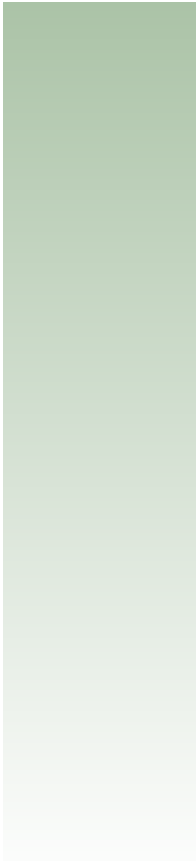


Figura 18. Distribuição das tensões de von Mises nos conjuntos.



## **Discussão**

A aplicação do método de elementos finitos na área da saúde, mais especificadamente na Odontologia, como o empregado no presente estudo, não é recente e a cada dia torna-se mais viável, visto que com o avanço da arquitetura dos computadores e dos softwares, a solução de problemas complexos como a distribuição de tensões em tecidos biológicos, geradas pelos esforços mastigatórios, podem ser obtidos por este tipo de estudo. Simulações da situação-problema cada vez mais real são executadas, mostrando confiabilidade e resultados muito próximos da realidade



(GENG et al., 2001; WAKABAYASHI et al., 2008; OKUMURA et al., 2010; SANTIAGO JUNIOR, et al., 2016).

Outro fator de extrema importância que favorece as pesquisas utilizando este método, é a ausência da obrigatoriedade de comprometer grande número de amostras de estruturas biológicas uma vez que, atualmente por motivos éticos, tem-se dado 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 da realidade e, portanto, não invasivo (GENG et al., 2001; PESSOA et al., 2006).

O critério de tensões de von Mises, aqui utilizado na análise dos esforços do método de elementos finitos, é baseado no conceito da energia interna, que define que todos os componentes de tensões normais e cisalhantes são incorporados no cálculo dessa tensão. Este conceito está relacionado ao mecanismo de deformação microscópico, entendido como sendo devido ao deslizamento relativo dos átomos do material dentro de uma estrutura cristalina. O deslizamento é causado pela tensão de cisalhamento e é acompanhado pela distorção na forma da peça. A energia acumulada devido a essa distorção é um indicador da magnitude da tensão de cisalhamento presente. Essa energia acumulada pode ser representada pela tensão equivalente de von Mises, que envolve a combinação de tensões aplicadas normais e de cisalhamento, no mesmo ponto. A estrutura estará segura quando a tensão de von Mises for menor ou igual ao valor absoluto da tensão de escoamento de tração ou compressão, ou seja, a tensão uniaxial em uma amostra do mesmo material, acima da qual este material esco

e não mais se comporta elasticamente (ALBUQUERQUE, 1999; ALBUQUERQUE et al., 2003).

Os conectores protéticos empregados no presente estudo foram do tipo cone morse, por serem recomendados por vários pesquisadores como sendo os de primeira escolha, principalmente de implantes unitários, devido aos vários benefícios, destacando melhor distribuição das forças oclusais ao longo do interior do implante, menor distribuição de forças para o tecido ósseo, redução da solução de continuidade com diminuição de invasão bacteriana na interface implante/conector, maior resistência à fratura e desaperto do parafuso de fixação, menor índice de problemas mecânicos e maior praticidade de encaixe nos momentos de moldagem. Entretanto, este tipo de conexão apresenta algumas desvantagens, quando comparados aos de hexágonos externo e interno, como a necessidade de maiores cuidados na instalação do implante (KHARAIAT et al., 2004; NELSON ELIAS et al., 2009; PASSETTI et al., 2016).

No presente estudo, os resultados quantitativos apresentados (Tabela IV) demonstraram valores de tensões de von Mises inferiores à tensão de escoamento da liga metálica (Ti-6Al-4V) que constitui os implantes e conectores (880 MPa – BONACIN-FILHO, et al., 2009; CAGLAR et al., 2010), sendo também inferiores a do tecido ósseo ( 4,89 Mpa – Kuhn et al., 1989). Dessa forma, todos os elementos suportaram o carregamento de 200 N, dissipando suas tensões dentro dos limites elásticos, sem causar danos aos seus componentes.

Estes valores de tensão também demonstraram que houve uma redução em intensidade à medida em que os diâmetros dos implantes foram maiores, à exceção, dos implantes BLT (Implante Bone Level Tapered), que apresentou valor mais elevado. Este

comportamento de redução das tensões com o aumento dos diâmetros, conforme mencionado, 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, as tensões serão maiores quanto menores forem as áreas que a dissipam. Assim, implantes com diâmetros maiores e de mesma macrogeometria, apresentam maior área para dissipar as forças, resultando em menores tensões (NAGASAWA, et al., 2008).

Os resultados qualitativos demonstraram que as regiões que concentraram as maiores tensões nos implantes ficaram localizadas na região interna que se encontrava em contato com o conector protético e nas roscas do parafuso de fixação quando existentes, como no caso dos implantes TIT- Titamax, ALV- Alvim e TIX- Titamax, sendo tanto interna quanto externamente, pois estas estruturas apresentam-se como as menores de todo o conjunto resultando em maior tensão.

Os maiores valores nas tensões de von Mises (451 MPa, no implante e 432 MPa, no conector), conforme mencionado anteriormente, ocorreram no implante BLT (Implante Bone Level Tapered - 3,3 x 12,00 mm e conector Multi-base), uma vez que esse implante apresenta macrogeometria cônica e, portanto, uma menor área superficial para dissipar a força aplicada, comparativamente aos cilíndricos estudados.

Apesar da forma cilindro-cônica dos implantes resultar em menor área de contato para dissipar os carregamentos e, portanto, submetê-los a maiores tensões comparativamente ao implante cilíndrico, várias pesquisas demonstram que, nos casos de carga imediata, ao adicionar essa característica cônica, aliada a modificações na técnica cirúrgica (subfresagem), obtém-se maior estabilidade primária (travamento) dos

mesmos no leito ósseo, devido à sua capacidade de melhor resistir ao deslizamento na interface osso-implante (TABASSUM et al., 2009; TOYOSHIMA et al., 2011; AHN et al., 2012). Desta forma, o Cirurgião-Dentista deve conhecer as características biomecânicas inerentes a macrogeometria para definir em quais casos utilizar ou não os implantes cilindro-cônicos.

Com relação ao tecido ósseo, os resultados demonstraram que a área próxima à apical do implante apresentou a maior concentração de tensões em todos os implantes estudados, independente do diâmetro e que com o aumento do mesmo, houve uma tendência de redução nas intensidades destas tensões. Estes resultados podem ser explicados, provavelmente, pela forma em que a força foi aplicada no presente estudo, com direção axial, isto é, sem nenhuma componente no eixo horizontal, e concentrada na região do centro geométrico do conector protético. Além disso, o modelo do tecido ósseo na cortical superior não apresentava contato com a cervical do implante. Estes resultados também foram demonstrados em pesquisas que utilizaram modelos semelhantes (OKUMURA et al., 2010).

A redução das tensões com o aumento do diâmetro, conforme descrito anteriormente, também estão concordantes com outros pesquisadores que recomendaram, como melhor escolha sob ponto de vista biomecânico, 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).

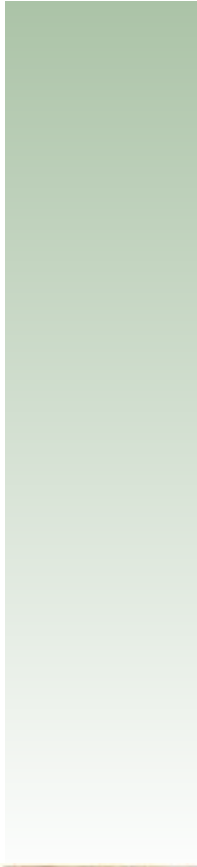
Os resultados apresentados no presente estudo não estão de acordo com outros estudos, que demonstraram a concentração dos maiores valores de esforços mecânicos

e de reabsorção óssea na região cervical (CRUZ et al., 2006; DE CASTRO et al., 2012). Estas diferentes constatações podem ser justificadas pelos distintos carregamentos empregados nas referidas pesquisas, em que se adotaram forças oblíquas em relação ao longo eixo dos conjuntos empregados, alterando o local de concentração das tensões, aliado ao fato de representarem a cortical do tecido ósseo superior em contato com a cervical do implante.

No presente estudo, os implantes foram colocados 1 mm abaixo da crista óssea, deixando esta área do implante sem contato com o tecido cortical. Dessa forma, os resultados de tensão na cortical superior foram nulos. No osso medular, as maiores tensões foram transmitidas pelos implantes de menor diâmetro, que no presente estudo, foi no implante FAC – Facility (diâmetro reduzido de 2,9 mm), por apresentar menor área de contato para suportar o carregamento. A distribuição das tensões foi semelhante em todos os grupos e demonstrou valores crescentes à medida que se aproximava do ápice do implante, local de intensidade máxima (menor área de contato ósseo do implante) (CRUZ et al., 2006; DE CASTRO et al., 2012). 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 dos materiais isotrópicas e homogêneas, além do carregamento axial, sugere-se estudos in vitro e in vivo adicionais para aprimorar os resultados obtidos nesta pesquisa.





## Conclusões

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

1- Os valores de tensões de von Mises foram inferiores à tensão de escoamento, em todos os componentes dos conjuntos estudados.

2- O aumento no diâmetro dos implantes reduziu os valores de tensão, sendo que os de macrogeometria cônica apresentaram as maiores concentrações de esforços.

3- A distribuição de tensão nos conectores protéticos demonstrou redução de acordo com o aumento no diâmetro dos implantes, com exceção do BLT.

4- O perfil da distribuição das tensões no tecido ósseo foi semelhante em todos os grupos, com valores máximos próximo do ápice do implante.





## Referências Bibliográficas

ADELL, R.; LEKHOLM, U.; ROCKLER, B.; BRANEMARK, P. I. A 15-year study of osseointegrated implants in treatment of the edentulous jaw. **Int. J. Oral Surg.**, v. 10, n. 6, p. 387-416, 1981.

AGNINI, A.; AGNINI, A. M.; ROMEO, D.; CHIESI, M.; PARIENTE, L.; STAPPERT, C. F. Clinical investigation on axial versus tilted implants for immediate fixed rehabilitation of edentulous arches: preliminary results of a single cohort study. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v. 16, n. 4, p. 527-539, 2014.

AHLMANN, E.; PATZAKIS, M.; ROIDIS, N.; SHEPHERD, L.; HOLTOM, P. Comparison of anterior and posterior iliac crest bone grafts in terms of harvest-site morbidity and functional outcomes. **J. Bone Joint. Surg. Am.**, v. 84, n. 5, p. 716-720, 2002.

AHN, S. J.; LEESUNGBOK, R.; LEE, S. W.; HEO, Y. K.; KANG, K. L. Differences in implant stability associated with various methods of preparation of the implant bed: an in vitro study. **J. Prosthet. Dent.**, v. 107, n. 6, p. 366-372, 2012.

ALBUQUERQUE, R. C. Estudo da distribuição de tensões em um incisivo central superior, reconstruído com diferentes pinos intra-radulares, 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.

ASSUNÇÃO, W. G.; BARÃO, V. A.; TABATA, L. F.; DE SOUZA, E. A.; GOMES, E. A.; DELBEN, J. A. Comparison between complete denture and implant-retained overdenture: effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution. **Gerodontol.**, v. 26, n. 4, p. 273-281, 2009.

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.

ASSUNÇÃO, W. G.; TABATA, L. F.; BARÃO, V. A.; ROCHA, E. P. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. **J. Oral. Rehabil.**, v. 35, n. 10, p. 766-774, 2008.

BABBUSH, C. A. Titanium plasma spray screw implant system for reconstruction of the edentulous mandible. **Dent. Clin. North Am.**, v. 30, n. 1, p. 117-131, 1986.

BALSHI, T. J.; WOLFINGER, G. J. Conversion prosthesis: 1 a transitional fixed implant-supported prosthesis for an edentulous arch—a technical note. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 11, n. 1, p. 106-111, 1996.

BALSHI, T. J.; WOLFINGER, G. J. Immediate loading of Branemark implants in edentulous mandibles: a preliminary report. **Implant Dent.**, v. 6, n. 2, p. 83-88, 1997.

BARÃO, V. A.; ASSUNÇÃO, W. G.; TABATA, L. F.; DELBEN, J. A.; GOMES, E. A.; DE SOUSA, E. A.; ROCHA, E. P. Finite element analysis to compare complete denture and implant-retained overdentures with different attachment systems. **J. Craniofac. Surg.**, v. 20, n. 4, p. 1066-1071, 2009.

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.

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.

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.

BRANEMARK, P. I.; HANSSON, B. O.; ADELL, R.; BREINE, U.; LINDSTRÖM, J.; HALLÉN, O.; OHMAN, A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.**, v. 16, n. 1, p. 131-132, 1977.

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.

CHUN, H. J.; PARK, D. N.; HAN, C. H.; HEO, S. J.; HEO, M. S.; KOAK, J. Y. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. **J. Oral Rehabil.**, v. 32, n. 3, p. 193-205, 2005.

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.

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.

COOPER, L. F.; DE KOK, I. J.; ROJAS-VIZCAYA, F.; PUNGPAPONG, P.; CHANG, S. H. The immediate loading of dental implants. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, v. 28, n. 1, p. 216-225, 2007.

CRESPI, R.; VINCI, R.; CAPPARÉ, P.; ROMANOS, G. E.; GHERLONE, E. A clinical study of edentulous patients rehabilitated according to the "all on four" immediate function protocol. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 27, n. 2, p. 428-434, 2012.

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.; TASCHIERI, 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.

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.

GALLUCCI, G. O.; MAVROPOULOS, A.; BERNARD, J. P.; BELSER, U. C. Influence of immediate implant loading on peri-implant soft tissue morphology in the edentulous maxilla. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 22, n. 4, p. 595-602, 2007.

GECKILI, O.; BILHAN, H.; GECKILI, E.; CILINGIR, A.; MUMCU, E.; BURAL, C. Evaluation of possible prognostic factors for the success, survival, and failure of dental implants. **Implant Dent.**, v. 23, n. 1, p. 44-50, 2014.

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. 99-119, 2001.

GLAUSER, R.; ZEMBIC, A.; HÄMMERLE, C. H. A systematic review of marginal soft tissue at implants subjected to immediate loading or immediate restoration. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 17, n. 1, p. 82-92, 2006.

GUICHET, D. L.; CAPUTO, A. A.; CHOI, H.; SORENSEN, J. A. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 15, n. 2, p. 239-246, 2000.

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

HUANG, H. L.; HSU, J. T.; FUH, L. J.; TU, M. G.; KO, C. C.; SHEN, Y. W. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: a non-linear finite element study. **J. Dent.**, v. 36, n. 6, p. 409-17, 2008.

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 crows 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.

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.

LEDERMANN, P. D.; SCHENK, R. K.; BUSER, D. Long-lasting osseointegration of immediately loaded, bar connected TPS screws after 12 years of function: a histologic case report of a 95-year-old patient. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, v. 18, n. 6, p. 552-563, 1998.

- 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.
- 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.
- 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. Dental Press Perio. Implant**, v. 3, n. 2, p. 80-82, 2009.

NIKELLIS, I.; LEVI, A.; NICOLOPOULOS, C. Immediate loading of 190 endosseous dental implants: a prospective observational study of 40 patient treatments with up to 2-year data. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 19, n. 1, p. 116-123, 2004.

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. Prosthodon. 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.

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.

PESSOA, R. S.; MURARU, L.; JÚNIOR, E. M.; VAZ, L. G.; SLOTEN, J.V.; DUYCK, J.; JAECQUES, S. V. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v. 12 n. 3, p. 219-34, 2010.

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.

SAHIN, S.; CEHRELI, M. C.; YALCIN, E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. **J. Dent.**, v. 30, n. 7, p. 271-282, 2002.

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.

SEVIMAY, M.; TURHAN, F.; KILIÇARSLAN, M. A.; ESKITASCIOGLU, G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. **J. Prosthet. Dent.**, v. 93, n. 3, p. 227-234, 2005.

TABASSUM, A.; MEIJER, G. J.; WOLKE, J. G.; JANSEN, J. A. Influence of the surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone

with a density equivalent to maxillary bone: a laboratory study. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 20, n. 4, p. 327-332, 2009.

TONIOLLO, M. B.; MACEDO, A. P.; PALHARES, D.; CALEF, P. L.; SORGIN, D. B.; MATTOS, M. G. C. Morse taper implants at different bone levels: a finite element analysis of stress distribution. **Braz. J. Oral Sci.**, v. 11, n. 4, p. 122-132, 2012.

TOYOSHIMA, T.; WAGNER, W.; KLEIN, M. O.; STENDER, E.; WIELAND, M.; AL-NAWAS, B. Primary stability of a hybrid self-tapping implant compared to a cylindrical non-self-tapping implant with respect to drilling protocols in an ex vivo model. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v. 13, n. 1, p. 71-78, 2011.

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.

WANG, H. L.; ORMIANER, Z.; PALT, A.; PEREL, M. L.; TRISI, P.; SAMMARTINO G. Consensus conference on immediate loading: the single tooth and partial edentulous areas. **Implant Dent.**, v. 15, n. 4, p. 324-333, 2006.