

Andressa Paschoal Amoroso

**Avaliação da distribuição das tensões em prótese
do tipo “All on Four”. Estudo pelo Método dos
Elementos Finitos Tridimensionais**

ARAÇATUBA – SP

2013

Andressa Paschoal Amoroso

**Avaliação da distribuição das tensões em prótese do tipo
“All on Four”. Estudo pelo Método dos Elementos Finitos
Tridimensionais**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia do Câmpus de Araçatuba - UNESP, para a obtenção do título de Mestre em Odontologia - Área de Concentração em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Tit. Humberto Gennari Filho

Co-Orientador: Prof. Ass. Dr. José Vitor Quinelli Mazaro

ARAÇATUBA – SP

2013

Catálogo na Publicação (CIP)

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

A524a Amoroso, Andressa Paschoal.
Avaliação da distribuição das tensões em prótese
do tipo “All on Four” : estudo pelo método dos elementos
finitos tridimensionais / Andressa Paschoal Amoroso. -
Araçatuba, 2013
85 f. : il. ; tab. + 1 CD-ROM

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia de Araçatuba
Orientador: Prof. Dr. Humberto Gennari Filho
Coorientador: Prof. Dr. José Vitor Quinelli Mazaro

1. Implantes dentários 2. Biomecânica 3. Prótese dentária
4. Análise de elementos finitos I. T.

Black D3
CDD 617.69

Dados Curriculares

Andressa Paschoal Amoroso

Nascimento	02/03/1985 – Birigui / São Paulo
Filiação	Angelo Hamilton Amoroso Sueli Paschoal Amoroso
2005/2010	Graduação em Odontologia Faculdade de Odontologia de Araçatuba – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP
2012	Curso de Aperfeiçoamento em Prótese Parcial Fixa Personalité Núcleo de Educação Continuada em Odontologia - Nec Araçatuba
2011/2013	Obtenção dos créditos referentes ao Curso de Pós - Graduação em Odontologia, área de Prótese Dentária, em nível de Mestrado Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP

Dedicat6ria
Dedicat6ria

A Deus,

Pois Ele é a Força que me sustenta.

Mostrou-me a cada dia a Força que eu nunca soube em ter,
até que a minha única alternativa foi ser Forte!

A minha família

Aos meus pais *Angelo Hamilton Amoroso* e *Sueli Paschoal Amoroso*, a minha irmã *Amanda Paschoal Amoroso* e ao meu marido *André Henrique Nogueira* por sempre me fazerem acreditar que os meus sonhos seriam possíveis de se realizarem!

Dedico esta Dissertação.

Agradecimientos

Orientador:

Ao meu orientador Prof. Tit. Humberto Gennari Filho, pelo qual tenho muito orgulho em ser orientada, por ser um professor admirado e respeitado por todos pelo seu conhecimento e forma de ensinar. Muito obrigada por acreditar em mim, mesmo nas horas que pareciam impossíveis, pela paciência e carinho que teve comigo. Desde a iniciação científica, fez nascer em mim à vontade de pesquisar, encaminhando-me a pós – graduação. Minha admiração pela sua ética, competência, dedicação e caráter.

Co -orientador:

Ao Prof. Ass. Dr. José Vitor Quinelli Mazaro, co-orientador desse trabalho, com quem muito aprendi para minha formação profissional. Obrigado pelo incentivo, pela amizade, companheirismo e dedicação nessa etapa.

Agradecimentos Especiais

*Aos meus pais **Angelo** e **Sueli** e minha irmã **Amanda**, agradeço pelo apoio e pela dedicação. Sem vocês, nada disso seria possível! Ao meu marido **André**, por compreender minhas ausências e sempre estar ao meu lado. A graduação pública já era um sonho, a pós-graduação passava além de minhas expectativas, Esta conquista tem um brinde muito especial; depois de tantas dificuldades, espero um dia, poder retribuir todo o amor e dedicação!*

*Aos meus sogros **Odair** e **Lia** e ao meu cunhado **Tiago** pelo carinho e apoio recebidos.*

*A minha amiga e madrinha **Adenira Vasques** pelas orações e pelos votos de confiança e coragem que a mim sempre foram desejados.*

A todos os meus amigos de longa data que de forma direta ou indiretamente estiveram sempre ao meu lado, com apoio a essa importante etapa da minha vida.

*Ao Prof. Adj. **Marcelo Coelho Goiato**, a minha gratidão pelo apoio e orientação que me foram dados desde a graduação, e ao incentivo em me fazer pensar em pós-graduação.*

*Ao Prof. Adj. **Eduardo Piza Pellizzer**, pelos seus ensinamentos e pela sua especial atenção frente ao meu trabalho.*

*Meus agradecimentos especiais ao Prof. Ass. Dr. **Fellippo Ramos Verri**, pela atenção e grandiosa ajuda dispensadas no momento importante da realização deste estudo.*

Agradecimentos Especiais

*A Profa. Dr.^a **Adriana Cristina Zavanelli**, admiro sua garra e vontade em ensinar, em me fazer sentir capaz de alcançar os meus objetivos, obrigada pelo seu carinho e amizade.*

*Agradeço a Profa. Dr.^a **Maria Cristina Rosifini Alves Rezende**, ao Prof. Dr. **Paulo Renato Junqueira Zuim**, a Profa. Dra. **Karina Helga Turcio de Carvalho** e a Profa. Dr.^a **Daniela Micheline dos Santos** que direta ou indiretamente contribuíram para o desenvolvimento do meu trabalho, pelo carinho, atenção e amizade a mim dispensados.*

Meus agradecimentos a todos os outros professores do departamento que direta ou indiretamente contribuíram para o desenvolvimento do meu trabalho.

*Um especial agradecimento aos meus amigos, o Doutorando **Joel Ferreira Santiago Junior**, a Mestranda **Caroline Cantieri de Mello**, ao Doutorando **Daniel Augusto de Faria Almeida** e a Pós –Doutoranda **Rosse Mary Falcón Antenucci**, pela convivência, compreensão, e pela dedicação no auxílio ao preparo do trabalho. Em momentos que achava impossível a concretização dessa etapa, me motivaram e literalmente sentaram ao meu lado sem medir esforços. Muito obrigado!*

*Aos técnicos de laboratório do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, **Jander de Carvalho Inácio**, **Ana Marcelina**, **Eduardo Rodrigues Cobo**, **Carlos Alberto Gonçalves** e à secretária **Magda Requena**, por serem sempre prestativos e estarem sempre dispostos a ajudar.*

Agradecimentos

*À Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, na pessoa da sua Diretora, **Profª Adj. Ana Maria Pires Shoubia.***

*À coordenadora do Curso de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, **Profª Adj. Maria José Hitomi Nagata.***

*À agência de fomento **CAPES/CNPQ** pelo apoio e incentivo através de bolsa de estudo durante o mestrado.*

*Ao Chefe do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, **Prof. Dr. Stefan Fiuza de Carvalho Dekon.***

Aos docentes do Curso de Pós-Graduação em Prótese Dentária, pelos ensinamentos e convivência compartilhados.

Aos docentes do Curso de Graduação em Odontologia, pelos ensinamentos que contribuíram para minha formação.

A Turma VII de Odontologia Noturno da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, pelos anos de convivência, maturidade e incentivo.

Aos funcionários da seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, pela atenção, orientação e cordialidade.

Aos funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, pela colaboração e presteza em todos os momentos.

Aos meus colegas de Pós-Graduação, pela troca de conhecimento e amizade demonstrados ao longo do curso. Obrigado a todos pela ajuda e companheirismo.

Agradecimentos

*Ao Laboratório de Prótese **Pro Art** pelo fornecimento das imagens digitalizadas desse estudo.*

Àqueles que contribuíram ou participaram direta ou indiretamente da elaboração deste trabalho.

Epígrafe
Epígrafe

*"É melhor tentar e falhar,
que preocupar-se e ver a vida passar;
é melhor tentar, ainda que em vão,
que sentar-se fazendo nada até o final.*

*Eu prefiro na chuva caminhar,
que em dias tristes em casa me esconder.*

*Prefiro ser feliz, embora louco,
que em conformidade viver ..."*

Martin Luther King

Resumo

Resumo

Amoroso AP. Avaliação da distribuição das tensões em prótese do tipo *All on four*. Estudo pelo Método dos Elementos Finitos Tridimensionais [Dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2013.

RESUMO

Considerando o aumento crescente e contínuo da demanda por tratamento protético reabilitador sobre implantes, aliado ao sucesso comprovado dos implantes osseointegrados, fazem com que a procura de meios possam fortalecer ainda mais este tipo de tratamento, seja abundante, principalmente no que diz respeito à distribuição das forças. **Proposta:** o objetivo desse trabalho foi analisar a distribuição das tensões geradas em diferentes configurações da prótese tipo protocolo, através do método dos elementos finitos tridimensionais. **Materiais e método:** para a realização deste estudo foram confeccionados 2 modelos mandibulares com auxílio dos programas de modelagem gráfica SolidWorks 2010 (SolidWorks Corp, Massachusetts, EUA) e Rhinoceros® 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA). Cada modelo representou uma mandíbula com prótese protocolo sobre implantes de hexágono externo 4,0 x 13,0mm (Master, Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil) localizados na região interforaminal, variando a inclinação. Modelo 1: prótese com 4 implantes dispostos perpendicularmente à crista do rebordo e modelo 2: prótese do tipo *All on four* (implantes distais inclinados em 30°). A representação da prótese foi em resina acrílica e a infra estrutura metálica em NiCr. Os desenhos tridimensionais foram exportados ao programa de elementos finitos FEMAP 11.0 para geração da

Resumo

malha. A carga axial aplicada foi de 300N, bilateral sendo 75N em cada dente, e a oblíqua 150N, unilateral sendo 75N em cada dente, em 1° pré-molares e 1° molares. **Resultado:** após a análise no programa NEiNastran[®] 9.2 (Noran Engineering, Inc., EUA), os resultados foram visualizados através de mapas de tensão de von Mises e tensão máxima principal individualizados em cada modelo proposto. Foi possível observar no modelo com implantes inclinados, que para ambas as cargas as concentrações de tensões foram maiores. **Conclusão:** concluiu-se que as próteses do tipo *All on four* apresentaram as maiores concentrações de tensões, principalmente na região do implante distal.

Palavras-chave: Implantes dentários; prótese dentária; biomecânica; análise de elementos finitos.

Abstract

Abstract

Amoroso AP. Evaluation of stress distribution in prosthetic type "All on Four". Study by Finite Element Method Three-dimensional. [Dissertation]. Araçatuba: UNESP - São Paulo State University; 2013.

ABSTRACT

The increasing and continuous demand for implants prosthetic rehabilitation along with the proven success of dental implants make that search for means which can further strengthen this type of treatment is abundant, especially regarding the distribution of forces. **Purpose:** The aim of this study was to analyze the stress distribution generated in different configurations of the full-arch implant-supported prostheses, through the three-dimensional finite element method. **Material and method:** For this study two mandibular models were made using the graphical modeling program SolidWorks 2010 (SolidWorks Corp., Massachusetts, USA) and Rhinoceros® 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA). Each model represented a jaw with a full-arch implant-supported prosthesis using external hexagon implants with 4.0 x 13.0 mm (Master Connection Implant Systems Ltda., São Paulo, Brazil) located in the interforaminal region, varying the inclination. Model 1: prosthesis with 4 implants arranged perpendicularly to the ridge crest and model 2: All-on-four prosthesis (distal implants tilted at 30 °). The representation of the prosthesis was with acrylic resin and the metallic infrastructure with NiCr. The three-dimensional images were exported to finite element programs FEMAP 11.0 for mesh generation. The axial load applied was 300N, being 75N bilateral in each tooth,

Abstract

and oblique of 150N, being 75N unilateral in each tooth, in 1st premolars and 1st molars. **Results:** After analysis at the program NEiNastran[®] 9.2 (Noran Engineering, Inc., EUA), the results were visualized through individualized maps of von Mises stress and main maximum stress on each model. It can be observed in the model with tilted implants, that for both loads the stress concentrations were higher. **Conclusion:** It was concluded that the *All on four* prostheses presented highest stress concentrations, especially in the region of the distal implant.

keywords: Dental implants, Dental prosthesis, Biomechanics, Finite element analysis

Listas
Listas

Lista de Figuras

Figura 1	Malha de Elementos Finitos.....	35
Figura 2 A e B	Corte Sagital da Prótese (A) e Infraestrutura (B) com os implantes. Mapa de tensão de von Mises – Carga Axial – Modelo Implantes Retos.....	40
Figura 3 A e B	Corte Sagital da Prótese (A) e Infraestrutura (B) com os implantes. Mapa de tensão de von Mises – Carga Axial – Modelo Implantes Inclinados.....	41
Figura 4 A, B,C e D	Corte Sagital da Prótese, infraestrutura e implantes. Mapa de tensão de von Mises, lado contralateral (A e C), lado de aplicação da carga (B e D) – Carga Oblíqua – Modelo Implantes Retos.....	42
Figura 5 A,B,C e D	Corte Sagital da Prótese, infraestrutura e implantes. Mapa de tensão de von Mises, lado contralateral (A e C), lado de aplicação da carga (B e D) – Carga Oblíqua – Modelos Implantes Inclinados.....	44
Figura 6	Corte Sagital do Osso cortical e trabeculado - Mapa de tensão máxima principal – Carga Axial – Modelo Implantes Retos.....	46
Figura 7 A e B	Corte Superior (A) e Inferior da cortical óssea (B) – Mapa de tensão máxima principal - Carga Axial – Modelo Implantes Retos.....	47
Figura 8 A e B	Corte sagital da cortical óssea - Mapa de tensão máxima principal,	

	implante mesial (A), implante distal (B) – Carga Axial - Modelo Implantes Retos.....	48
Figura 9	Corte Sagital do Osso cortical e trabeculado - Mapa de tensão de máxima principal – Carga Axial – Modelo Implantes Inclínados.....	49
Figura 10 A e B	Corte Superior (A) e Inferior da cortical óssea (B) - Mapa de tensão de máxima principal - Carga Axial – Modelo Implantes Inclínados.....	50
Figura 11	Corte sagital da cortical óssea - Mapa de tensão de máxima principal, implante mesial (A), implante distal (B) – Carga Axial– Modelo Implantes Inclínados.....	51
Figura 12 A e B	Corte Sagital do Osso cortical e trabeculado - Mapa de tensão máxima principal – Carga Oblíqua (lado contralateral A, lado da aplicação da carga B) – Modelo Implantes Retos.....	52
Figura 13 A,B C e D	Corte Superior, lado contralateral (A), lado de aplicação de carga (B) - e Inferior da cortical óssea, lado contralateral (C), lado de aplicação de carga (D) - Mapa de tensão máxima principal - Carga Oblíqua - Modelo Implantes Retos.....	53
Figura 14 A, B C e D	Corte sagital da cortical óssea - Mapa de tensão máxima principal, implantes mesiais (A) e (B), e implantes distais (C) e (D) - Carga Oblíqua - Modelo Implantes Retos.....	53
Figura 15 A e B	Corte Sagital do osso cortical e trabeculado - Mapa de tensão máxima principal – Carga Oblíqua, (lado contralateral A, lado de aplicação da carga B) – Modelo Implantes Inclínados.....	55
Figura 16 A, B , C e D	Corte Superior, lado contralateral (A), lado de aplicação da carga	

	(B) - e Inferior da cortical óssea lado contralateral (C), lado de aplicação da carga (D) - Mapa de tensão máxima principal. Carga Oblíqua. – Modelo Implantes Inclinados.....	55
Figura 17 A, B, C e D	Corte sagital da cortical óssea - Mapa de tensão máxima principal - Carga Oblíqua, implantes mesiais (A), (B) e distais (C) e (D) - Modelo Implantes Inclinados.....	56

Lista de Tabelas

Tabela 1 -	Especificações dos modelos.....	34
Tabela 2 –	Propriedades dos Materiais.....	36
Tabela 3 -	Tensão de von Mises – estruturas que apresentaram maiores tensões.....	44
Tabela 4 -	Tensão Máxima Principal – Pico máximo de tensão (MPa).....	56

Lista de Abreviaturas e Siglas

MEF	-	Método dos Elementos Finitos
MPa	-	Mega Pascal
3D	-	Tridimensional
N	-	Newton
mm	-	Milímetros
NiCr	-	Níquel-Cromo

Sumário

Sumário

1 INTRODUÇÃO.....	27
2 PROPOSIÇÃO.....	31
3 MATERIAL E MÉTODO.....	33
4 RESULTADO.....	38
5 DISCUSSÃO.....	57
6 CONCLUSÃO.....	62
REFERÊNCIAS.....	64
ANEXOS.....	71
Anexo A - Detalhamento da Metodologia.....	72
Anexo B - Normas da revista selecionadas para a publicação do artigo.....	79

Introdução

1. Introdução

O advento dos implantes osseointegrados apresentou uma solução plausível para determinadas situações clínicas, anteriormente consideradas com prognóstico de difícil resolução e frustrante pelos profissionais¹. Assim, a recuperação da função de um paciente desdentado total utilizando próteses implantossuportadas foi proposta inicialmente por Branemark et al, situação em que proporcionou melhorias no padrão e qualidade de vida, quando comparadas ao tratamento com próteses convencionais²⁻⁴. Este conceito foi bem aceito durante um longo período, devido ao sucesso e longevidade clínica das reabilitações^{2,5}.

No entanto, um dos limites das reabilitações com implante osseointegráveis estava relacionado com a quantidade óssea na região posterior aos forames mentuais em mandíbulas atroficas, dificultando a sua reabilitação. Assim, surgiu o conceito “All-On-Four” descrito por Malo et al⁶ (2003), como uma opção ao aperfeiçoamento da técnica de carga imediata que consistia na instalação de apenas quatro implantes na mandíbula sendo os posteriores inclinados 30° ou 45° para distal⁷⁻⁹. Isto implicava em uma reabilitação de menor custo devido ao menor número de implantes e componentes protéticos, permitia a utilização de implantes distais mais longos, o que favorecia a estabilidade primária dos mesmos e diminuição da extensão do cantiléver⁷⁻¹⁰, além de promover a preservação de estruturas nobres, tais como o nervo alveolar inferior, sem a necessidade da sua lateralização^{4,9}.

Um dos questionamentos existentes está relacionado com a eficiência na distribuição de tensões de implantes inclinados, pois, alguns estudos indicam que

*O Artigo está colocado nas normas da Clinical Implant Dentistry and Related Research (Anexo B) Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação-FOA/UNESP.

quando submetidos a cargas oclusais promovem maiores tensões ao tecido ósseo e ao implante¹¹⁻¹³, não sendo, entretanto um consenso. De acordo com a literatura a taxa de sucesso das reabilitações com implantes inclinados é favorável^{7,10,14}, portanto, estudos de análises das tensões são necessários para definir o comportamento biomecânico de somente 4 implantes, com 2 implantes posteriores inclinados, suportando uma prótese do tipo protocolo, assim como a influência mecânica do cantiléver^{15,16}.

Para tal, existem diferentes metodologias como, por exemplo, a fotoelasticidade, a extensiometria e o método dos elementos finitos. Em destaque, o método dos elementos finitos é uma técnica que vem sendo empregada com sucesso no estudo das interações entre respostas teciduais e características físicas das restaurações protéticas como também dos implantes, uma vez que permite o estudo individualizado de cada estrutura¹⁷⁻¹⁹. Portanto o estudo é válido na observação de tensões geradas por diferentes tipos de próteses, demonstrando uma tendência de resultados para uma situação real, indicando com precisão vários locais de concentração de tensões^{9,11,18,20}.

Por fim, estudos longitudinais e acompanhamentos clínicos de pacientes reabilitados pela técnica *All on four*, tem demonstrado elevada taxa de sucesso, despertando-se o interesse em pesquisar a biomecânica desse tipo de reabilitação^{6,7,8,21,22}.

A hipótese deste estudo é a de que implantes inclinados distalmente, seguindo o conceito *All on four*, distribuem melhor as tensões geradas durante a mastigação. Assim, foi objetivo analisar a distribuição de tensões em prótese

construída com este conceito comparada a prótese com quatro implantes tipo protocolo, utilizando o Método dos Elementos Finitos.

Proposição

Proposição

2. Proposição

O objetivo desse trabalho foi analisar, comparativamente, a distribuição das tensões geradas no osso adjacente, implantes/componentes e próteses nas configurações tipo protocolo e *All on four*, utilizando o método dos elementos finitos tridimensional.

Material e
Material e
Método
Método

3. Material e Método

Para este estudo foram confeccionados 2 modelos tridimensionais, cada modelo representando uma mandíbula com prótese tipo protocolo com implantes de hexágono externo 4,0x13,0 mm (Master, Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil) instalados na região interforaminal, variando a inclinação dos implantes. Os desenhos tridimensionais foram simulados por meio do programa de modelagem gráfica Solidworks 2010 (SolidWorks Corp, Massachusetts, EUA). A tabela 1, a seguir, ilustra as especificações dos modelos que foram utilizados neste estudo.

Tabela 1. Especificações dos modelos

Modelos	Descrição
1	Prótese tipo Protocolo com 4 implantes perpendiculares à crista do rebordo alveolar (retos) de hexágono externo 4,0x13,0 mm
2	Prótese “All on four” com implantes (distalmente inclinados em 30°) de hexágono externo 4,0x13,0 mm

Para a confecção do implante foi utilizado como referência um implante de hexágono externo (Master, Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil), com as características de cada modelo proposto (Tabela 1). Os desenhos foram elaborados no programa Solidworks 2010, que possibilitou reproduzir, com alta fidelidade, as dimensões do formato interno e externo do implante, dos intermediários standard e angulados e o coping.

O desenho 3D da mandíbula foi gerado no programa Solidworks 2010 com modelagem em Rhinoceros® 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA), e os implantes foram inseridos na região interforaminal por meio do mesmo programa. Para a confecção da estrutura metálica foi utilizado como referência uma barra protética em cantiléver confeccionada em liga de NiCr, com extensão de 15mm²³, 6 mm de espessura e 4 mm de altura na forma de um arco conectando-se ao coping. Para o desenho da Prótese tipo Protocolo foi utilizada como referência uma prótese confeccionada de resina acrílica digitalizada a partir de um *scanner* 3D Dental Wings (Innobec Technologies inc. Montréal, Canadá) e modelada no programa Rhinoceros® 3D 4.0.

Após a confecção dos modelos, os mesmo foram exportados para o programa de pré e pós processamento de elementos finitos FEMAP 11.0 para elaboração da malha tridimensional (Figura 1), na qual foram incorporadas as propriedades mecânicas dos materiais utilizados, obtidos da literatura (Tabela 2). Os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e lineares.

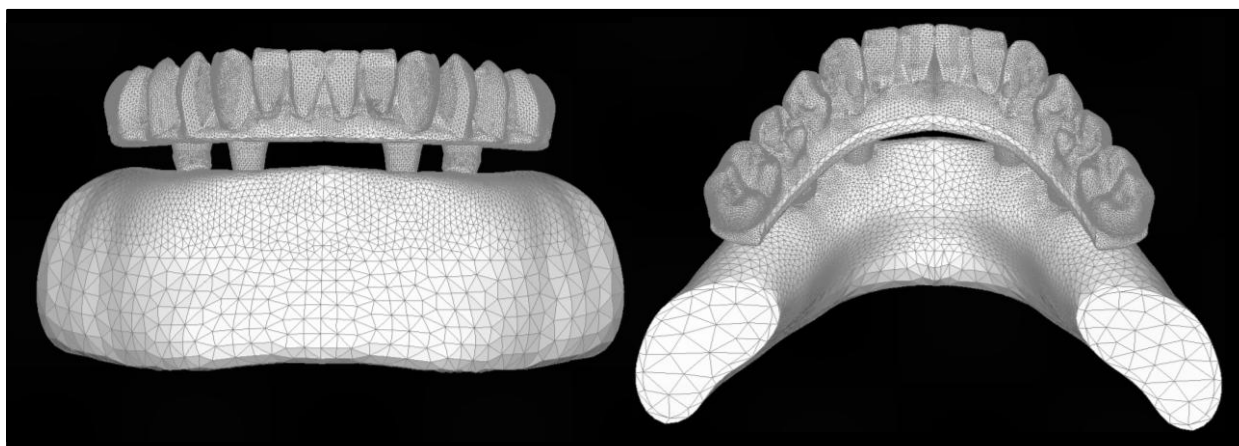


Figura 1 – Malha de Elementos Finitos

Tabela 2. Propriedades dos Materiais

Materiais	Módulo de Elasticidade (E)(GPa)	Coefficiente de Poisson (μ)	Referências
Osso Esponjoso	1.37	0.30	Sertgoz (1997)²⁰
Osso Cortical	13.7	0.30	Sertgoz (1997)²⁰
Titânio (implante, intermediário)	110.0	0.35	Sertgoz (1997)²⁰
Liga NiCr	206.0	0.33	Anusavice & Hojjatie (1987)²⁴
Resina Acrílica	2.4	0.35	Stegaroiu (1998)²⁵

Os contatos entre implante/osso cortical, implante/osso trabecular, osso cortical/osso trabecular e os parafusos de fixação da prótese, foram assumidos como colados, enquanto que o contato entre estrutura/implante foi assumido como justaposto. Condições de contorno foram estabelecidas, como fixadas nos três eixos (x, y e z) nas superfícies laterais do osso cortical e trabecular, estando todo o restante do conjunto livre de restrições. A carga axial aplicada no modelo foi de 300N, bilateralmente, dividida em 4 pontos de 75N, nos primeiros pré molares (implantes mesiais) e primeiros molares (implantes distais) no sulco principal na sua porção mediana, e carga oblíqua de 150N, unilateral (22°), dividida em 2 pontos de 75N, no 1° pré molar (implante mesial) e do 1° molar (implante distal), na face vestibular, próximo à cúspide para simular a mastigação, na modalidade de força nodal^{9, 26, 27}.

Em seguida, o problema matemático simulado foi resolvido pelo programa de elementos finitos NEi Nastran 9.0 e os resultados foram visualizados por meio de mapas de

Tensão de von Mises e Tensão Máxima Principal individualizados em cada modelo proposto, com o objetivo de verificar as variações da distribuição das tensões no osso, no implante, intermediários e na estrutura metálica.

Resultados

4. Resultados

4.1 Mapas de Tensão von Mises

4.1.1 *Carregamento Axial Implantes Retos*

Na análise das tensões de von Mises, no modelo com implantes retos, em um corte sagital exibindo os implantes e infraestrutura da prótese, foi possível avaliar que existiu maior concentração de tensões na região de aplicação da carga, do implante distal na faixa de 200MPa. Além disto, foi possível observar que existe pequena área de concentração de tensões nas interfaces de contato entre as diferentes estruturas, como a região distal do intermediário/implante, e o coping da barra com o intermediário com tensões de 50MPa. Observou-se também, concentração de tensões na ordem de 40MPa na região distal do intermediário que se estende da plataforma até a porção medial do implante.

Também foi possível observar que existiu concentração de tensões na porção mediana do parafuso do intermediário e a sua área de conexão com a barra no implante mesial, na ordem de 50MPa.

Em menor magnitude as tensões reduzem até a porção apical dos implantes (15MPa), mas sempre com menor intensidade no implante mesial, conforme figuras 2 A e 2 B.

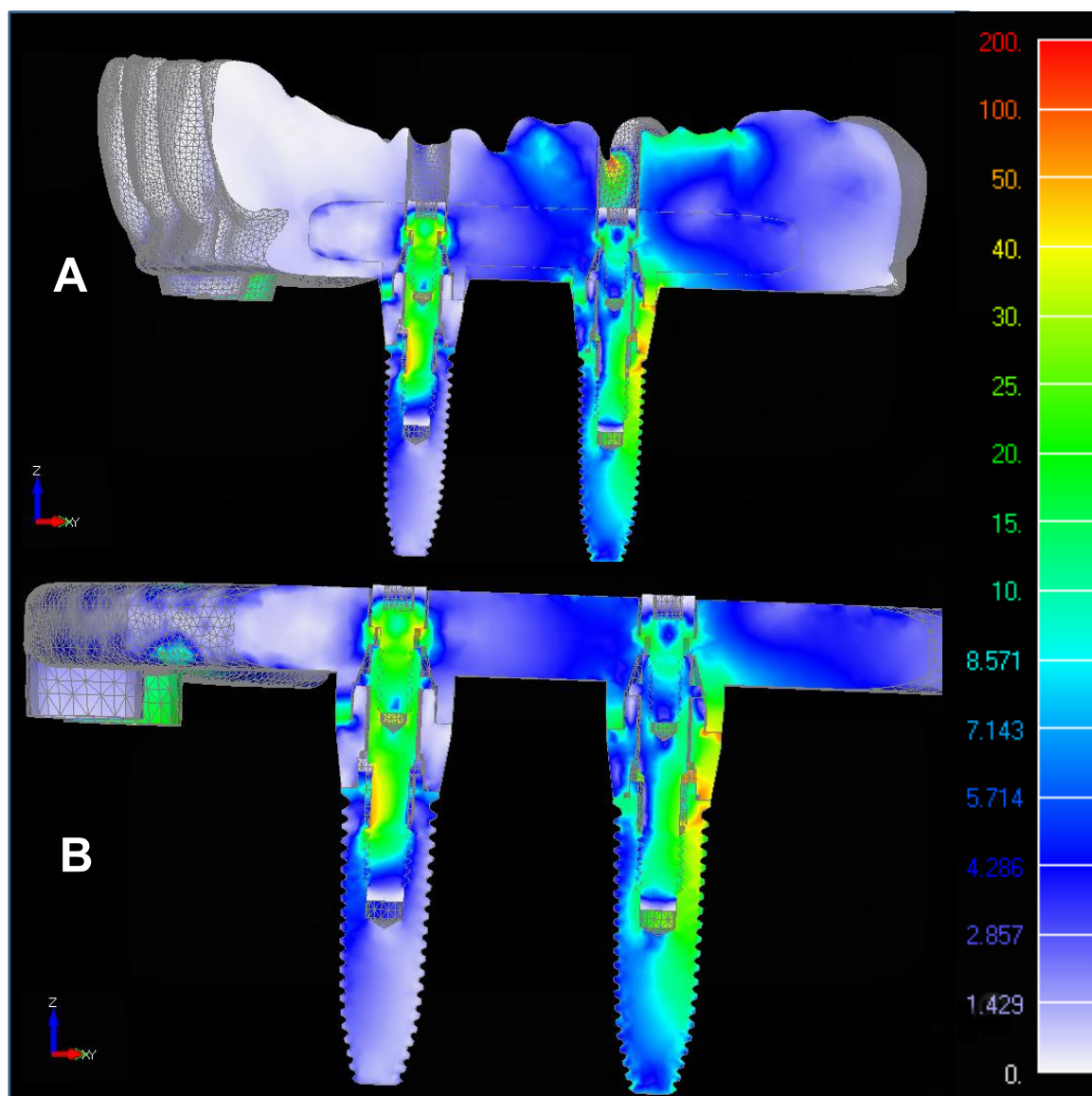


Figura 2 A e B - Corte Sagital da Prótese (A) e Infraestrutura (B) com os implantes. Mapa de tensão de von Mises – Carga Axial – Modelo Implantes Retos.

4.1.2 Carregamento Axial Implantes Inclinados

Na análise das tensões de von Mises no modelo com implantes inclinados, foi observado uma faixa de tensões com máximo valor de 200MPa, no implante distal, sendo as maiores concentrações de tensão nas interfaces de contato das estruturas do parafuso do pilar e na porção distal do assentamento do intermediário na plataforma do implante (200MPa) e com concentrações na ordem de 40MPa desde a primeira rosca do implante até a porção mediana. No implante mesial ocorreram áreas de concentração variando de 100MPa a 40MPa

vistas pelo corpo do implante e áreas de conexão do intermediário com o implante e da barra com o intermediário, com maior evidência na porção mesial (figura 3A e B).

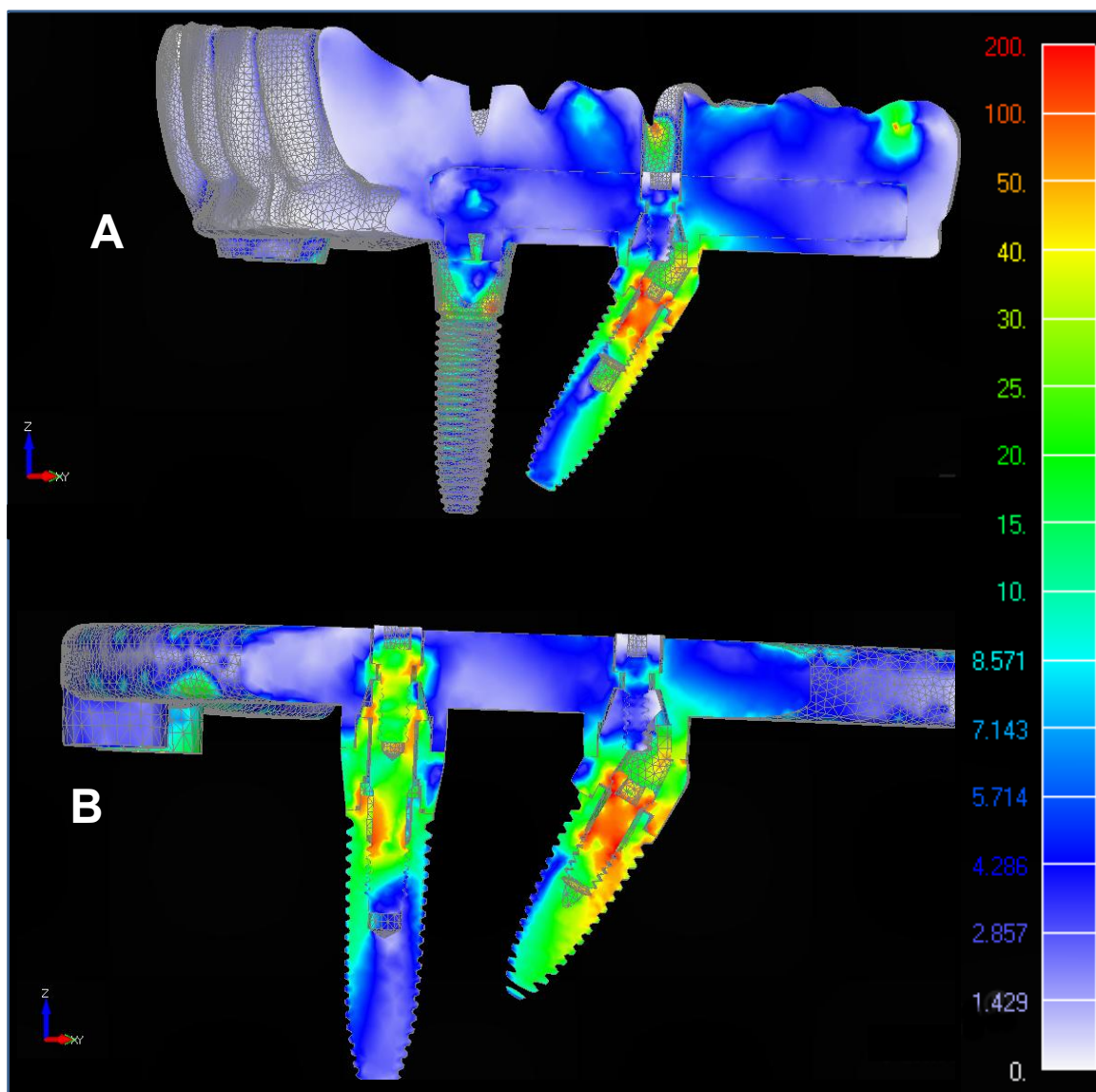


Figura 3 A e B - Corte Sagital da Prótese (A) e Infraestrutura (B) com os implantes. Mapa de tensão de von Mises – Carga Axial – Modelo Implantes Inclinados.

4.1.3 Carregamento Obliquo Implantes Retos

Em uma análise do corte sagital das próteses, infraestruturas e implantes, pode-se observar concentração de tensão no lado onde foram aplicadas as cargas como também no lado contralateral. No lado de aplicação das cargas, pode-se observar maior concentração de tensão para o implante distal (100MPa), sendo que menores concentrações de tensão foram em áreas de interfaces de contato entre diferentes estruturas, tais como, parafuso do

intermediário, na região de assentamento do pilar na plataforma do implante estendendo-se para a primeira rosca do implante, na porção distal (40MPa). Desta porção até o ápice, as concentrações vão diminuindo chegando à ordem de 8MPa. Na porção mesial as concentrações são ainda menores. No implante mesial, houve concentração de tensões na região coronal e média do implante, com maior concentração de tensão no corpo do parafuso do intermediário (20MPa), com ligeiro aumento no terço inferior, em sua face mesial (40MPa). No lado contralateral, pode-se observar concentração de tensões em ambos os implantes, sendo maior no implante mesial (30MPa) quando comparado ao implante distal, que mostra pequena área de maior concentração no intermediário, em sua área de assentamento com o implante, na porção distal sendo que nas outras áreas, houve menor concentração de tensão (figura 4 A,B,C e D).

Em uma análise comparativa entre os implantes, observou-se maior intensidade de tensões no implante do lado da aplicação da carga sendo que nos demais as tensões vão diminuindo, sendo a menor tensão ao nível do implante distal, no lado contralateral, conforme figuras 4 A,B,C e D.

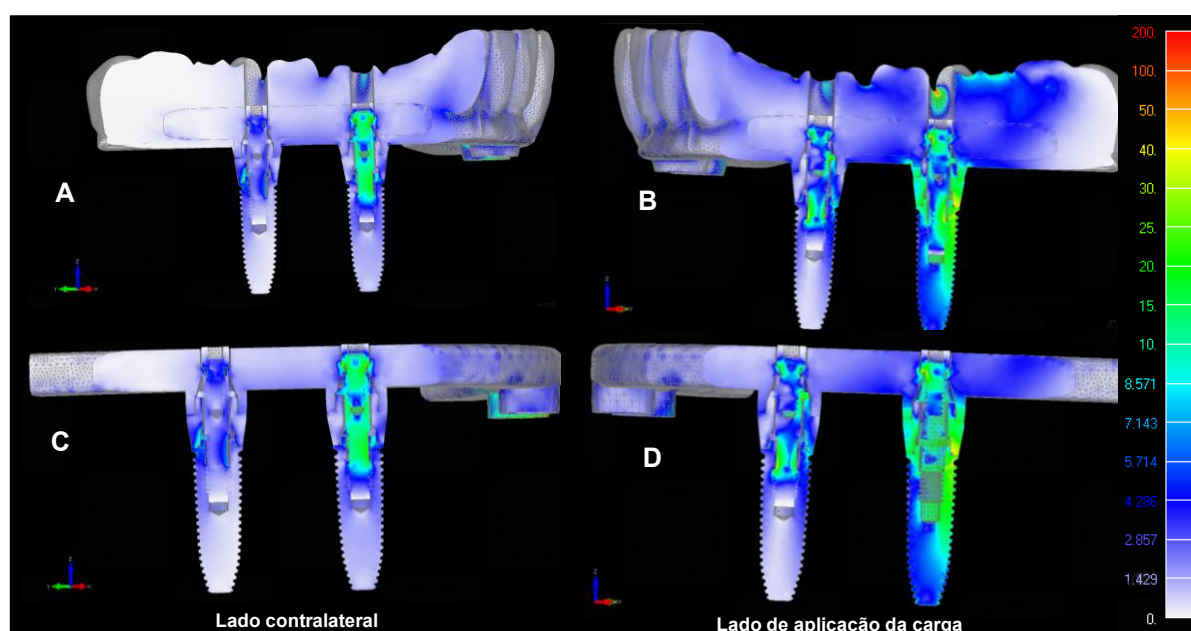


Figura 4 A, B, C e D - Corte Sagital da Prótese, infraestrutura e implantes. Mapa de tensão de von Mises, lado contralateral (A e C), lado de aplicação da carga (B e D) – Carga Oblíqua – Modelo Implantes Retos.

4.1.4 Carregamento Obliquo Implantes Inclinados

Em uma análise do corte sagital das próteses, infraestruturas e implantes nos modelos com implantes inclinados, pode-se observar concentração de tensões no lado de aplicação da carga, em ambos os implantes como também no lado contralateral à aplicação das cargas. Neste mesmo lado, observou-se uma maior concentração de tensão para o implante distal (200MPa), quando comparado ao implante mesial, sendo que a maior intensidade foram em áreas de interfaces de contato entre diferentes estruturas, tais como, parafuso do coping da barra, parafuso do pilar protético, região de assentamento do pilar na plataforma do implante (40MPa), estendendo - se para o corpo do implante. No implante mesial, houve concentração de tensões na região coronal e média do implante, com maior concentração de tensão no parafuso pilar protético, parafuso do coping da barra, pilar protético e região de assentamento do pilar na plataforma do implante. No lado contralateral à aplicação das cargas pode-se observar concentração de tensões em ambos os implantes, sendo maior no implante mesial que apresentou maior concentração de tensão na plataforma do implante, no pilar protético (40MPa) estendendo-se ao terço coronal do implante reduzindo consideravelmente até o ápice do implante (figuras 5 A, B, C e D).

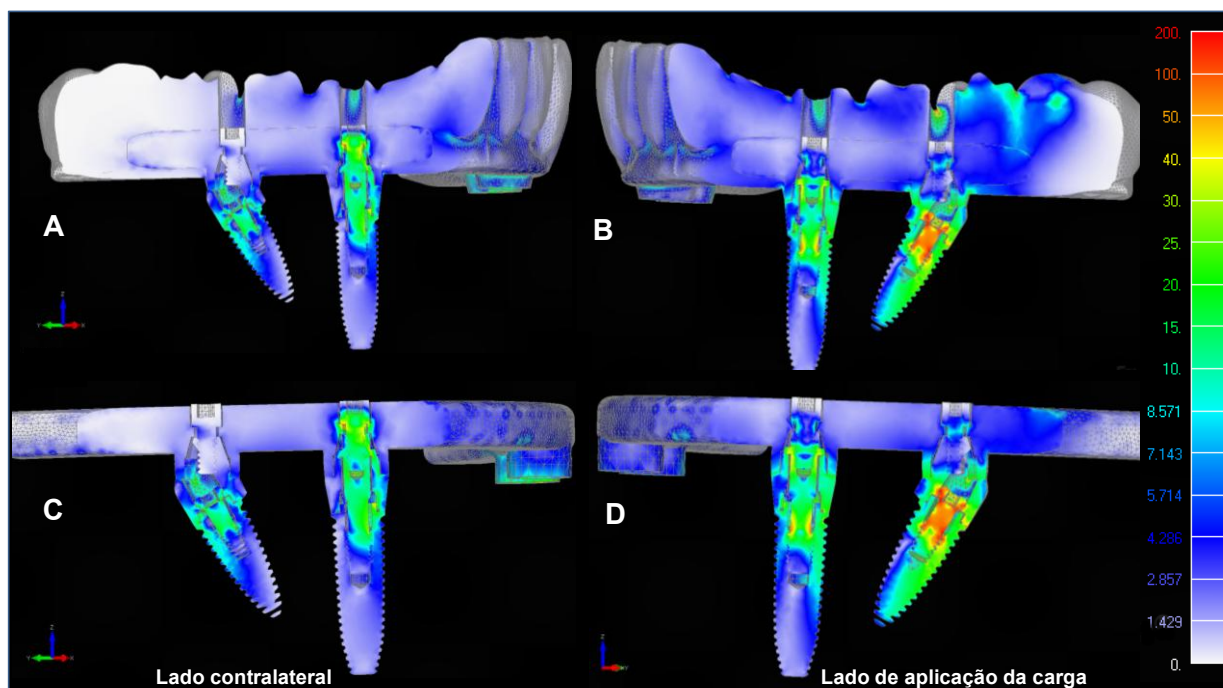


Figura 5 A,B,C e D - Corte Sagital da Prótese, infraestrutura e implantes. Mapa de tensão de von Mises , lado contralateral (A e C), lado de aplicação da carga (B e D) – Carga Oblíqua – Modelo Implantes Inclinados.

As estruturas que apresentaram maiores concentração de tensões, com as aplicações das cargas na análise de tensão de von Mises, estão ilustradas na tabela abaixo (tabela 3).

Tabela 3 - Tensão de von Mises – estruturas que apresentaram maiores tensões

Carga	Implante Mesial	Implante Distal
Axial		
Implantes Retos	parafuso do intermediário parafuso do coping	intermediário/ plataforma do implante
Implantes Inclinados	parafuso do coping / parafuso do intermediário/intermediário	parafuso intermediário / intermediário
Oblíqua		
Implantes retos	parafuso do intermediário/ parafuso do coping	parafuso do intermediário / plataforma do implante
*Contralateral	parafuso do intermediário/ parafuso do coping	plataforma do implante
Implantes inclinados	Intermediário	intermediário / parafuso do intermediário
*Contralateral	parafuso do coping / parafuso do intermediário	plataforma do implante / parafuso do intermediário

*Contralateral: lado oposto da aplicação das cargas.

4.2 Mapas de Tensão Máxima Principal

4.2.1 *Carregamento Axial Implantes Retos*

Em uma análise das tensões máximas principais no modelo de implantes retos foi observado que existe maior concentração de tensões na região de interface da cortical óssea com osso trabeculado, em ambos os implantes, mas principalmente no implante distal com tensões na faixa de 15 MPa, além disto é possível destacar que existe concentração de tensões acompanhando a interface de contato das roscas com o osso cortical, especialmente para o implante distal, com tensões na faixa de 10MPa, caracterizando uma tensão de tração, conforme figura 6.

Na vista superior é possível observar que houve maior concentração de tensões de compressão, principalmente para o implante distal, na faixa de -15 MPa, na sua porção distal. Entretanto para o implante mesial foi possível observar que existe predominância de tensões de tração, na faixa de 7.5 MPa, conforme figura 7A. A vista inferior mostra maior extensão de tensões de tração para o implante distal, em sua face distal, na faixa de 15 MPa, conforme figura 7 B.

Em uma vista ampliada da interface da cortical óssea com o implante distal foi possível observar que existe maior área de concentração de tensões de tração (15MPa) e compressão (-15MPa) em toda a extensão óssea, no implante distal, quando comparado com o implante mesial, que apresenta ligeiras áreas de tensão de tração na interface, predominantemente na porção mesial, em torno de 7.5MPa, figuras 8 A e B.

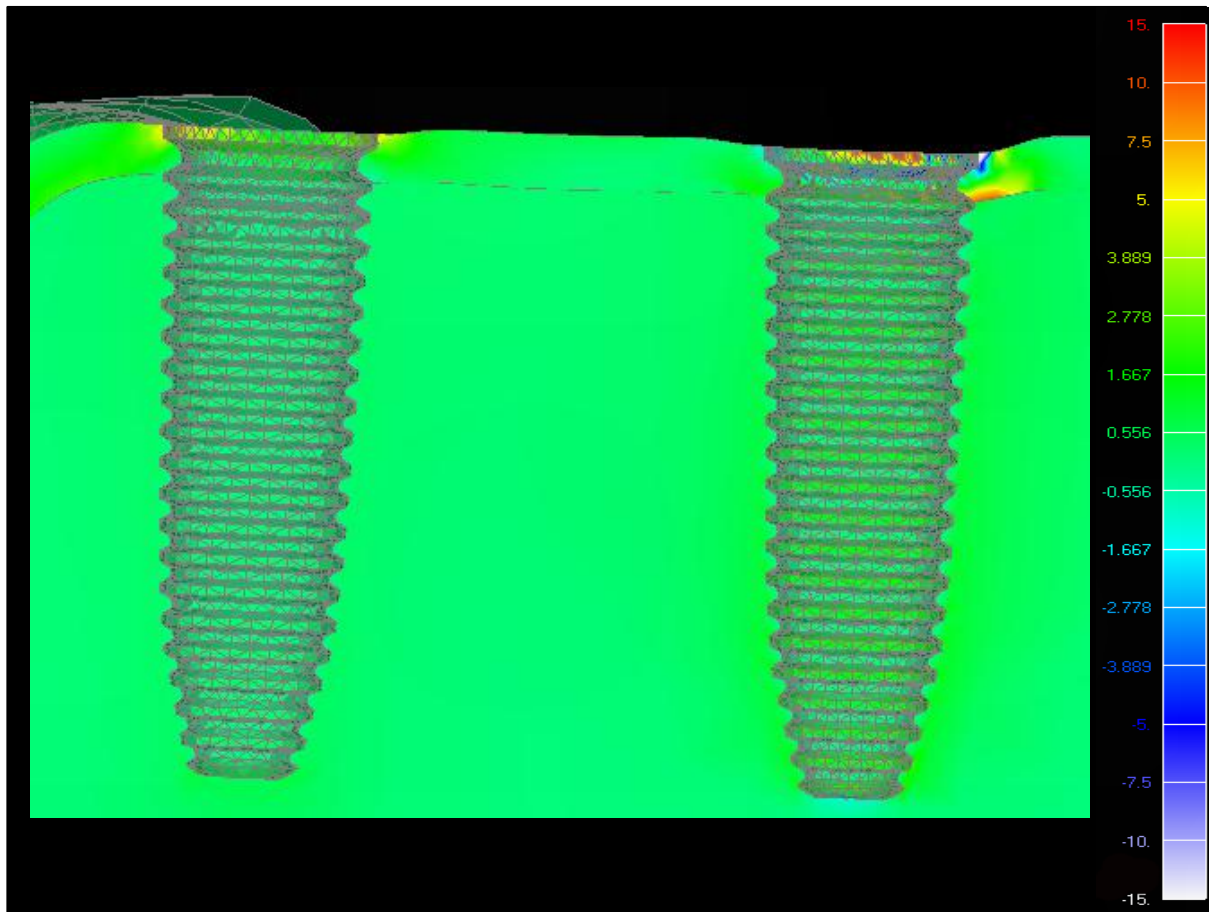


Figura 6- Corte Sagital do osso cortical e trabeculado - Mapa de tensão de Máxima Principal – Carga Axial – Modelo Implantes Retos.

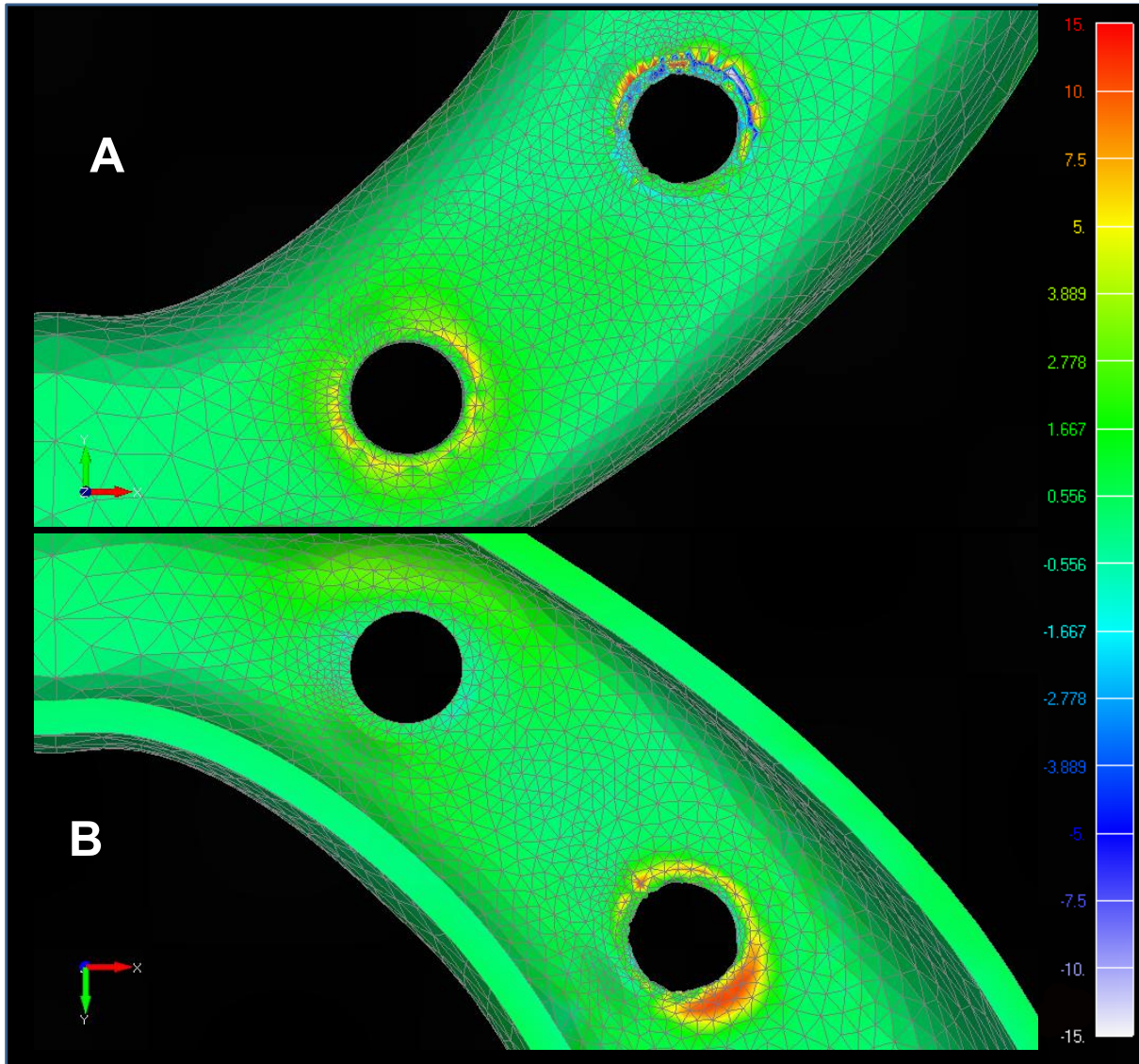


Figura 7 A e B- Corte Superior (A) e Inferior da cortical óssea (B) – Mapa de Tensão Máxima Principal - Carga Axial - Modelo Implantes Retos.

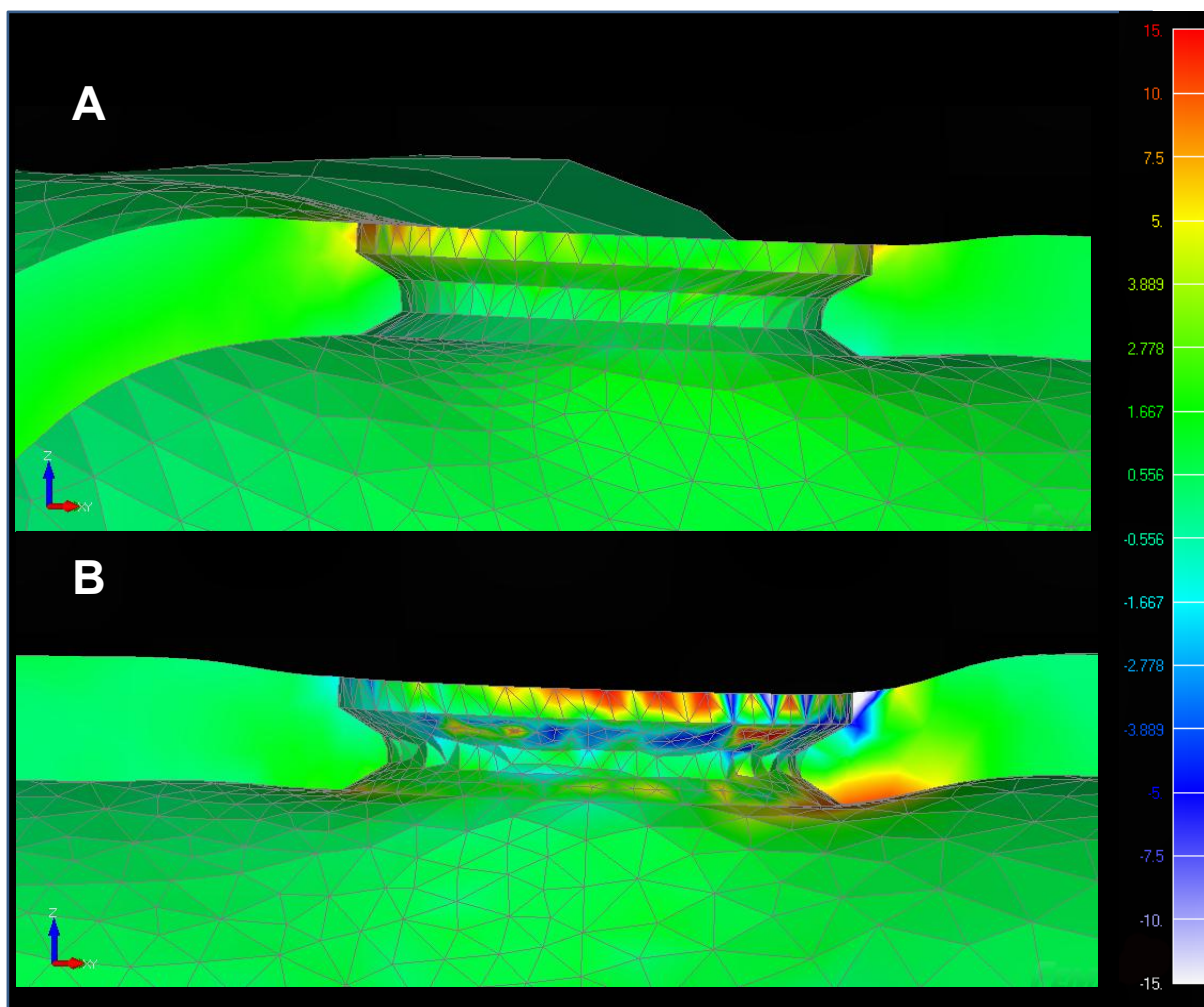


Figura 8 A e B - Corte sagital da cortical óssea – Mapa de Tensão Máxima Principal, implante mesial (A), implante distal (B) - Carga Axial – Modelo Implantes Retos.

4.2.2 Carregamento Axial Implantes Inclinados

No modelo de implantes inclinados foi observado que existe maior concentração de tensões na região da interface da cortical óssea com osso trabeculado, e área de contato desta com as primeiras roscas do implante distal em sua face distal, com tensões na faixa de 15 MPa. Note-se que na porção mesial do osso cortical as tensões são diminutas, inversamente o que ocorre no implante mesial que mostra tensão máxima de tração na ordem de 15MPa em sua face mesial, conforme figura 9.

Observou-se em uma vista superior que houve maior concentração de tensões de compressão, principalmente para o implante distal, em sua face distal, com tensões na faixa de -10MPa e na face mesial, com tensão de tração em algumas pequena áreas da cortical (10MPa). Para o implante mesial foi possível observar predominância de tensões de tração, na faixa de 15MPa, na sua face mesial, conforme figura 10 A. A vista inferior do mesmo corte, mostra maior extensão de tensões de tração principalmanete para o implante distal, em sua face distal, na faixa de 15 MPa, conforme figura 10 B.

Na vista ampliada da interface cortical óssea com o implante foi possível observar que existe maior área de concentração de tensões de tração (15MPa) e compressão (-15MPa) em toda a extensão da área do implante distal, quando comparado com o implante mesial, conforme figuras 11 A e B.

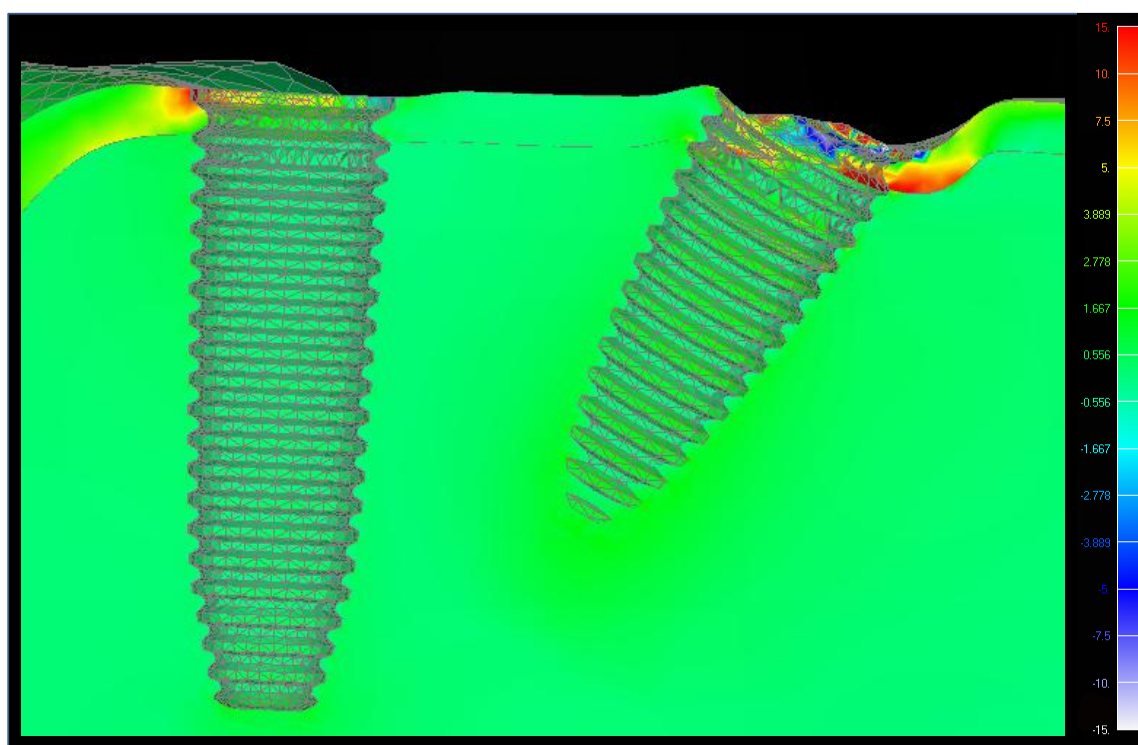


Figura 9 - Corte Sagital do osso cortical e trabeculado - Mapa de Tensão de Máxima Principal – Carga Axial – Modelo Implantes Inclinados.

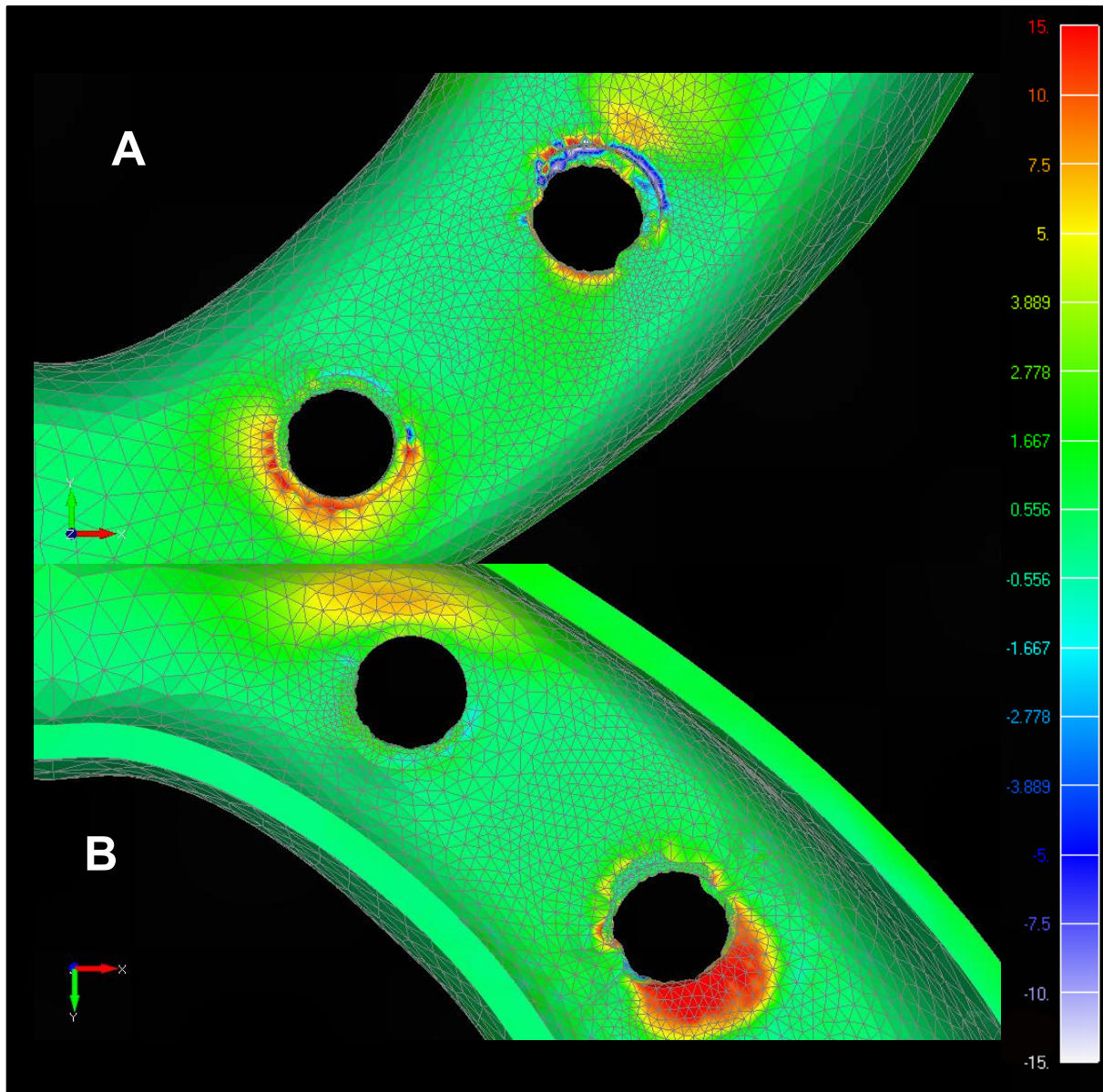


Figura 10 A e B - Corte Superior (A) e Inferior da cortical óssea (B) – Mapa de Tensão Máxima Principal - Carga Axial – Modelo Implantes Inclinados.

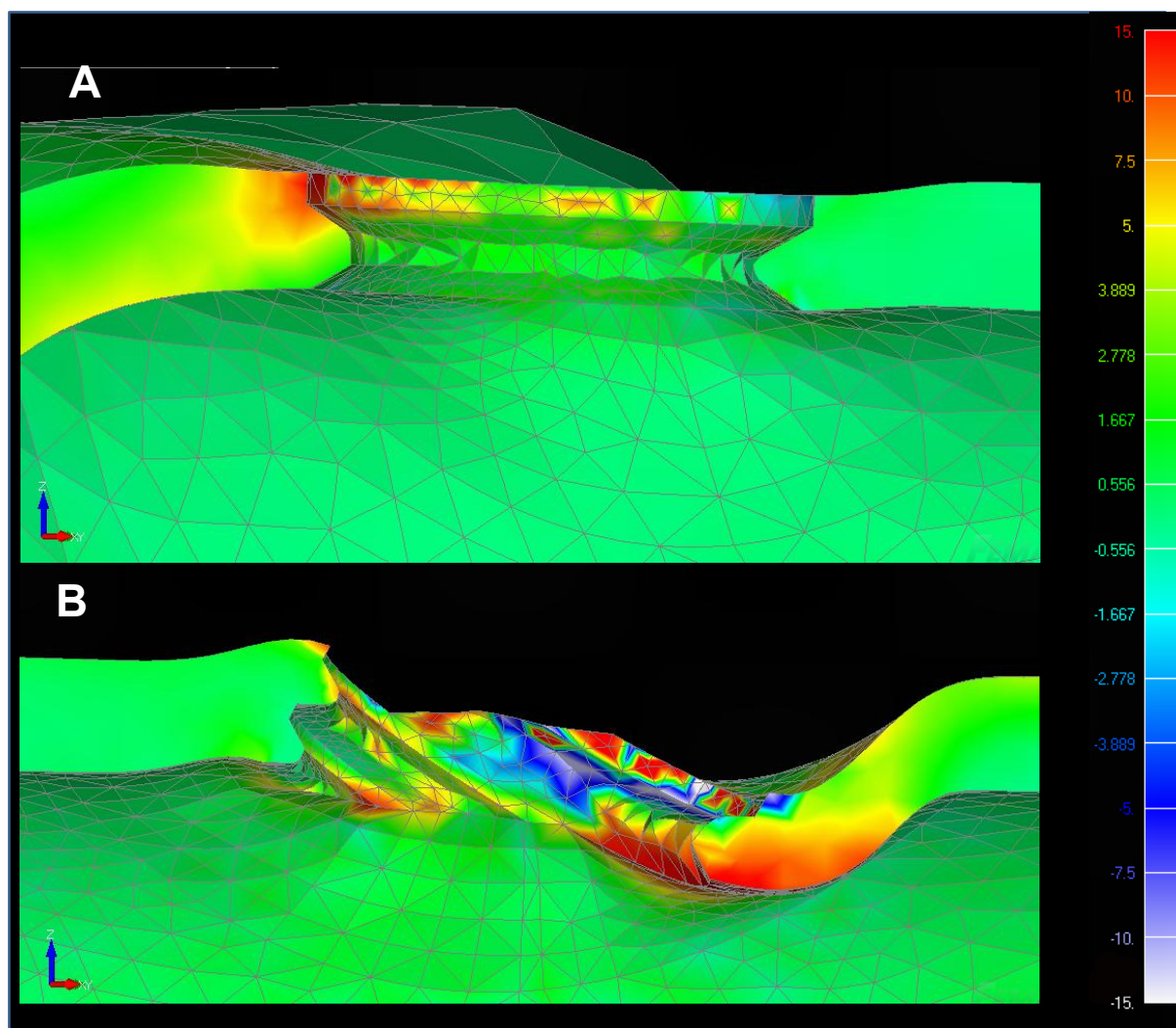


Figura 11 A e B - Corte sagital da cortical óssea – Mapa de Tensão Máxima Principal, implante mesial (A), implante distal (B) – Carga Axial - Modelo Implantes Inclinados.

4.2.3 Carregamento Obliquo Implantes Retos

A análise das tensões máximas principais no modelo de implantes retos com cargas oblíquas, foi observado que existe maior concentração de tensões na região de interface da cortical óssea com osso trabeculado, para o implante distal com tensões na faixa de 10MPa, caracterizando tensão de tração, quando comparado a área do implante mesial e do lado contralateral, que apresentaram concentrações de tensões muito baixas. (figuras 12 A e B).

Em uma vista superior é possível observar que houve concentração de tensão de compressão e tração, principalmente na área do implante distal com tensões na faixa de -10 a 15 MPa, e para o implante mesial existiu a predominância de tensões de compressão, na

ordem de -1.667 MPa. Para o lado contralateral as concentrações de tensão foram muito baixas tanto para a região do implante distal como para a região do implante mesial. Na vista inferior foi possível observar maior extensão de tensões de tração para o implante distal variando de 5 a 7.5MPa enquanto o lado contralateral mostrou baixas concentrações, conforme figuras 13 A,B,C e D.

Em uma vista ampliada da interface cortical óssea foi possível observar que existe maior área de concentração de tensões de tração (10MPa) e compressão (-5MPa) na interface da cortical óssea e do implante distal, sendo que as demais áreas apresentaram nível de concentração de tensões baixa (figuras 14 A,B,C e D).

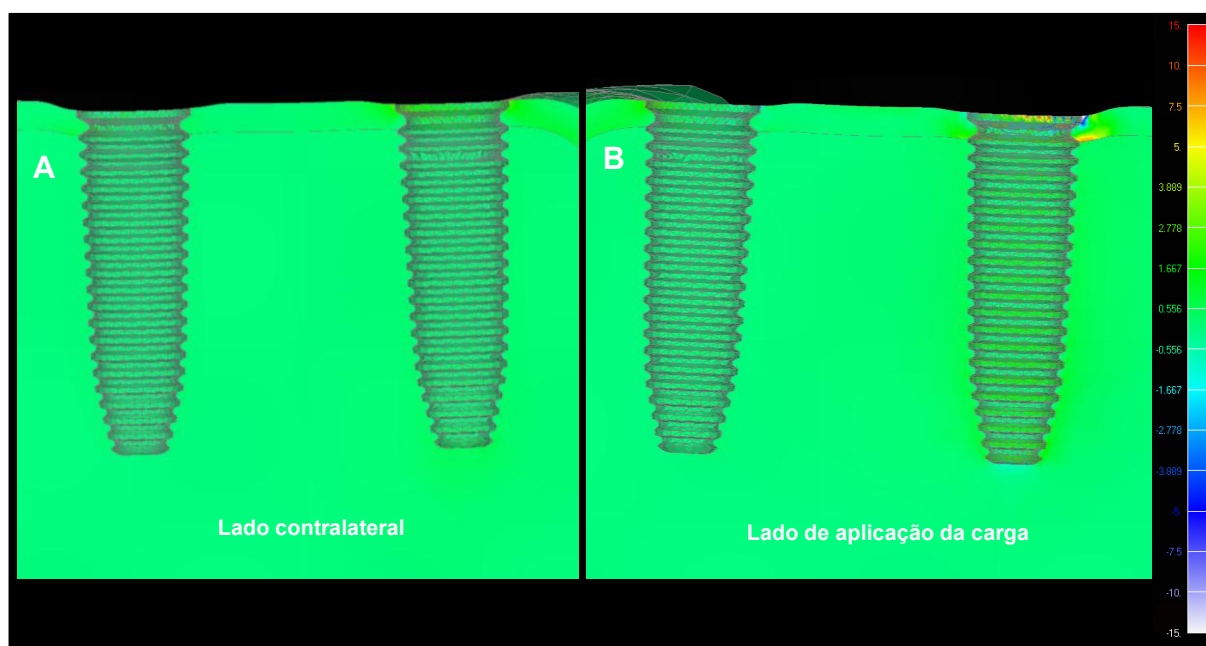


Figura 12 A e B -Corte Sagital do osso cortical e trabeculado - Mapa de Tensão Máxima Principal - Carga Obliqua, lado contralateral (A), lado da aplicação da carga (B) – Modelo Implantes Retos.

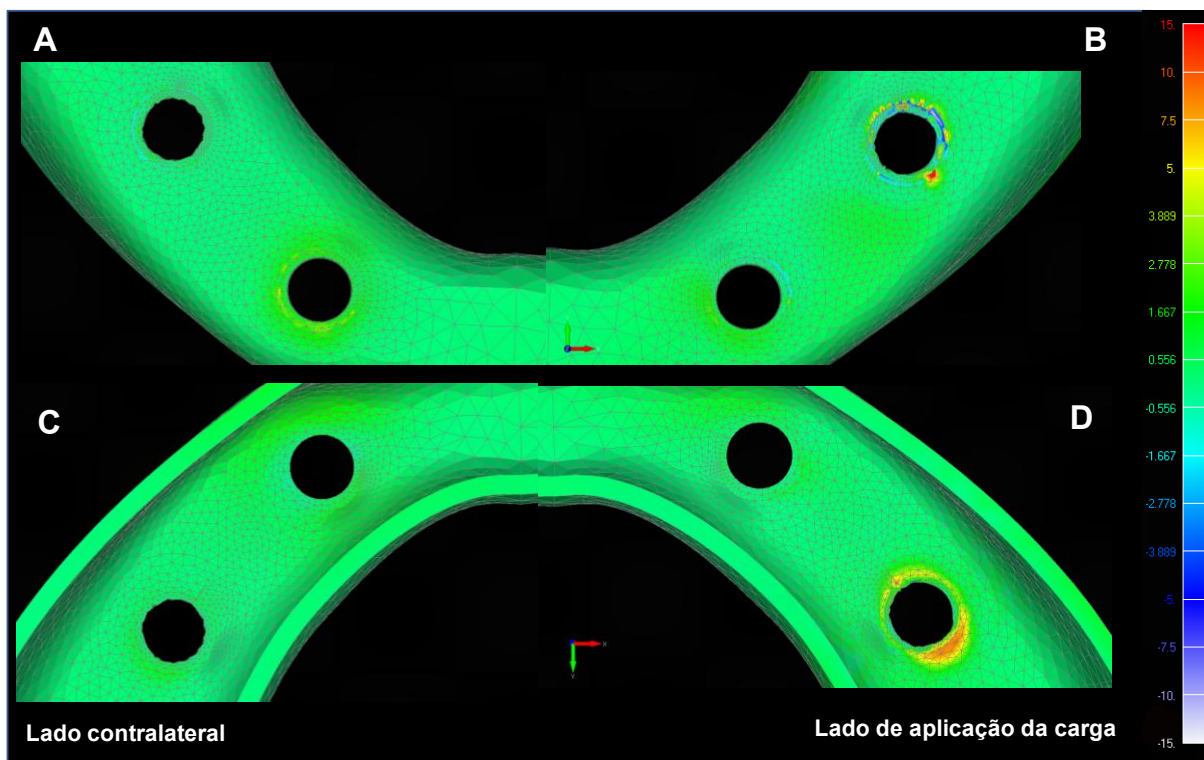


Figura 13 A,B, C e D- Corte Superior, lado contralateral (A), lado de aplicação de carga (B) - e Inferior da cortical óssea, lado contralateral (C), lado de aplicação de carga (D) –Mapa de Tensão Máxima Principal - Carga Oblíqua – Modelo Implantes Retos.

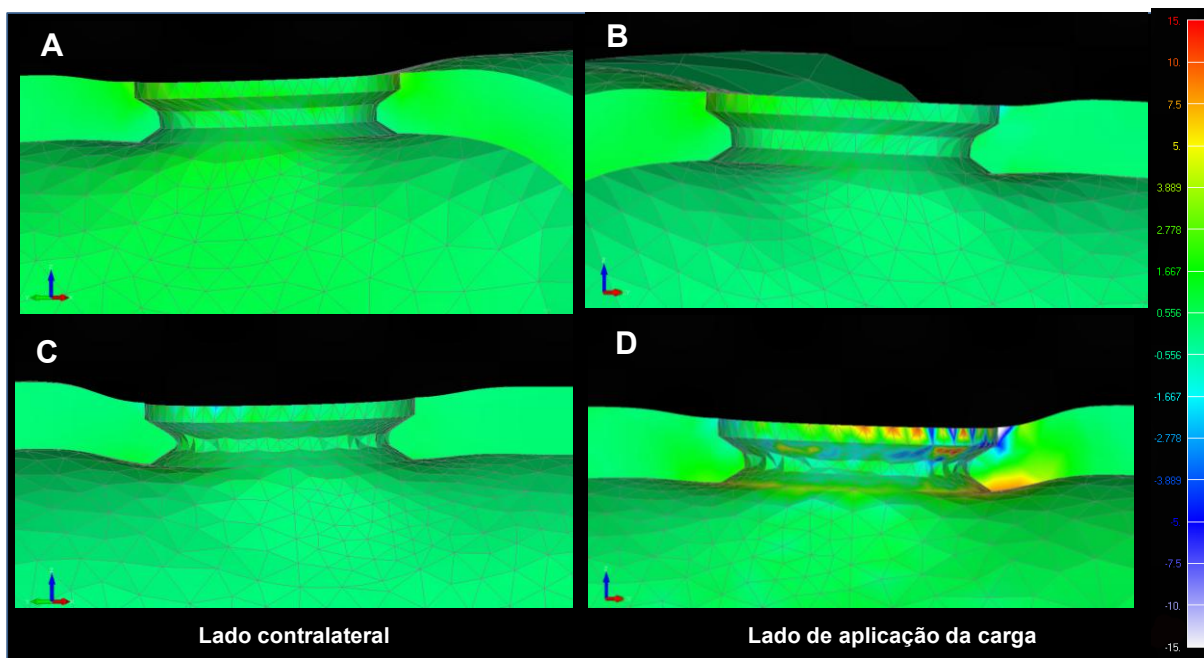


Figura 14 A,B,C e D - Corte sagital da cortical óssea – Mapa de Tensão Máxima Principal - Carga Oblíqua, implantes mesiais (A) e (B), e implantes distais (C) e (D) - Modelo Implantes Retos.

4.2.4 Carregamento Oblíquo Implantes Inclinados

Na análise das tensões máximas principais no modelo de implantes inclinados foi observado que existe maior concentração de tensão de tração na região de interface da cortical óssea com osso trabeculado, para o implante distal com tensões na faixa de 15 MPa (figura 15 B), quando comparado ao implante mesial. Nos implantes do lado contralateral a concentração de tensão predominante foi de compressão e em menor magnitude de -7.5 MPa (figura 15 A).

Em uma vista superior é possível observar que houve concentração de tensão de compressão e tração, no lado de aplicação da carga, principalmente para o implante distal, com tensões na faixa de -10 a 15 MPa, e para o implante mesial existiu a predominância de tensões de tração na porção distal, na faixa de -7.5MPa, conforme figura 16 B. Entretanto no lado contralateral, houve uma concentração de tensão de tração predominante no implante mesial na faixa de 10MPa, e para o implante distal predominou-se a tensão de compressão na faixa de -2.778MPa. Na vista inferior, foi possível observar uma maior concentração de tensões de tração para o implante distal, lado da aplicação da carga, 10MPa, em sua face distal, e para o implante mesial e do lado contralateral, a concentração de tensão foi em menor magnitude, conforme podemos observar nas figuras 16 A,B,C e D.

Em uma vista ampliada da interface cortical óssea foi possível observar que existem áreas de concentração de tensões de tração (15MPa) e compressão (-15MPa) em toda a extensão do implante distal do lado de aplicação de carga (figura 17 D), quando comparado com o implante mesial do mesmo lado, houve concentração de tensão de tração (7.5MPa) e compressão(-3.889MPa) em menor magnitude. No lado contralateral, houve concentração de tensão menor, sendo predominantes na face mesial no implante mesial, a tensão de tração (7.5MPa), e concentração de tensão de compressão no implante distal, na faixa de -2.778MPa, conforme podemos observar nas figuras 17 A,B,C e D).

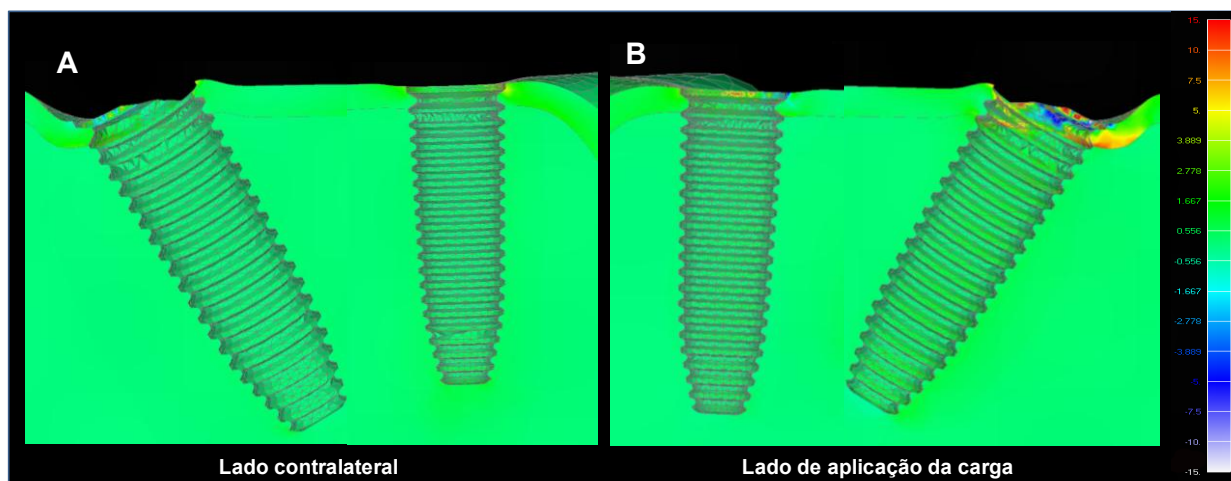


Figura 15 A e B -Corte Sagital do osso cortical e trabeculado - Mapa de Tensão de Máxima Principal – Carga Oblíqua, lado contralateral (A), lado de aplicação da carga (B) – Modelo Implantes Inclinados.

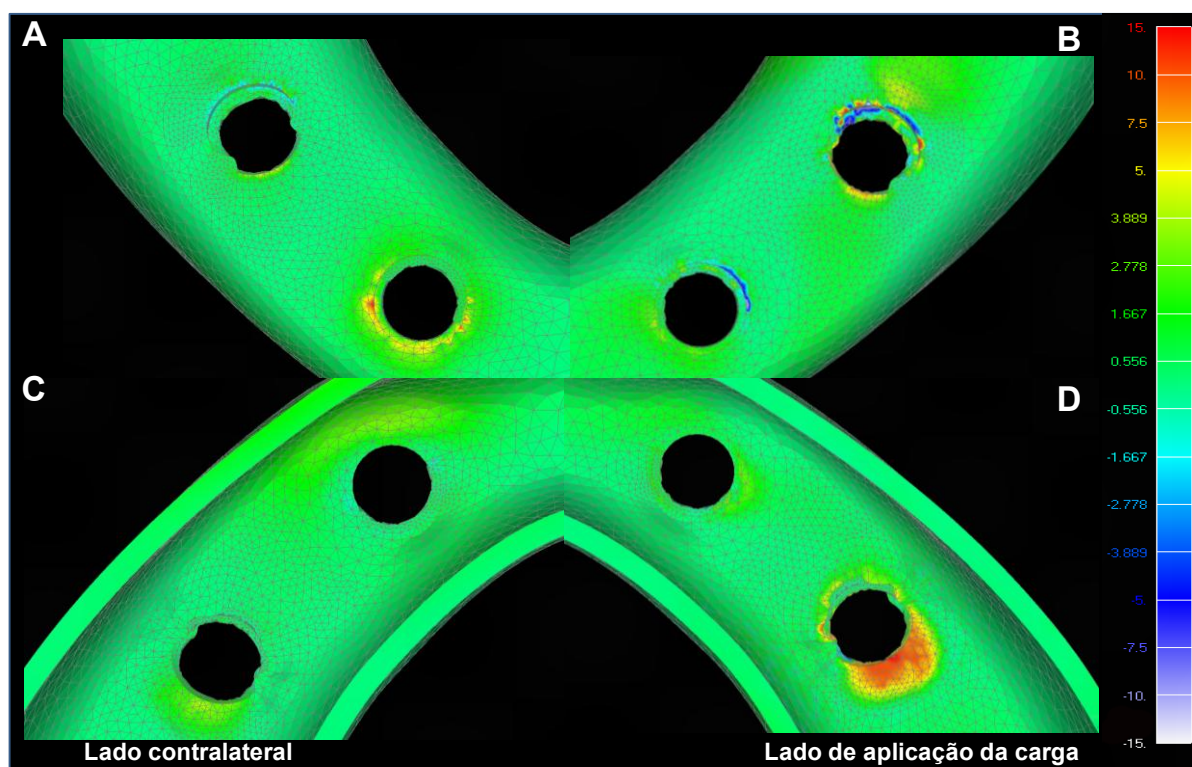


Figura 16 A,B, C e D- Corte Superior, lado contralateral (A), lado de aplicação da carga (B) - e Inferior da cortical óssea (lado contralateral (C), lado de aplicação da carga (D) – Mapa de Tensão Máxima Principal - Carga Oblíqua. – Modelo Implantes Inclinados.

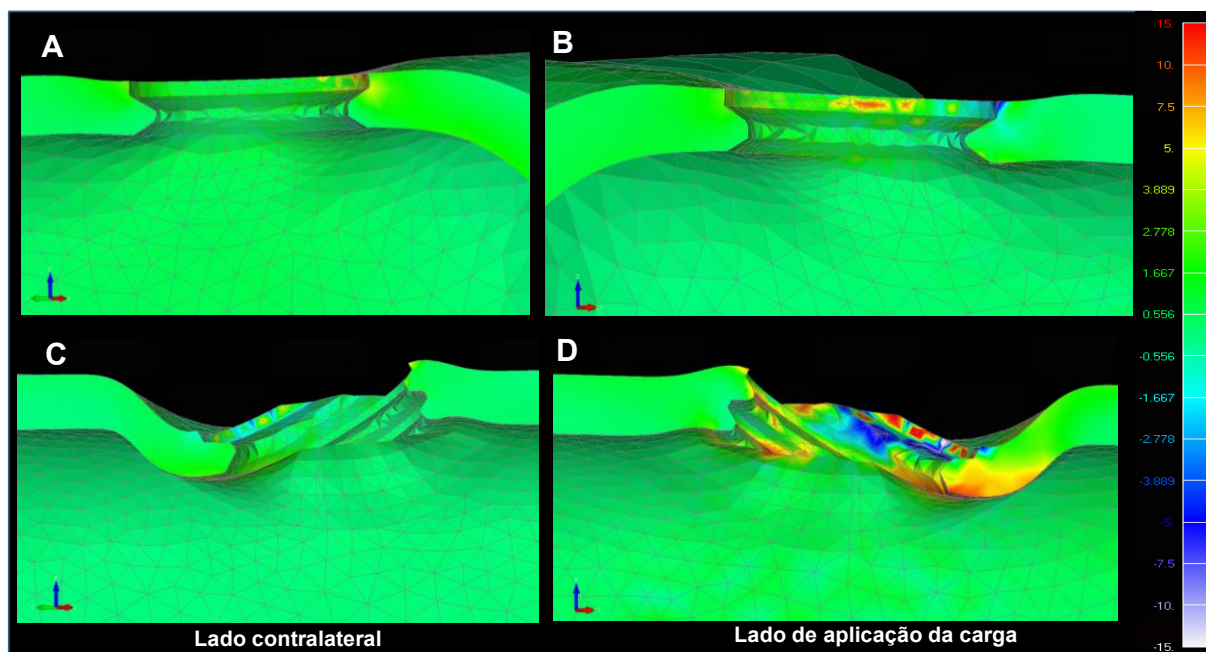


Figura 17 A,B,C e D - Corte sagital da cortical óssea – Mapa de Tensão Máxima Principal - Carga Oblíqua, implantes mesiais (A), (B) e distais (C) e (D) – Modelo Implantes Inclinados.

A tabela 4, a seguir mostra o pico máximo de tensão, na análise de tensão máxima principal, considerando a vista ampliada da interface da cortical óssea com o implante (figuras 8,11,14 e 17).

Tabela 4 - Tensão Máxima Principal – Pico máximo de tensão (MPa)

Carga	Implante Mesial	Implante Distal
Axial		
Implantes Retos	7.5	15 a -15
Implantes Inclinados	15	15 a -15
Oblíqua		
Implantes retos	-1.667	10 a -5
*Contralateral	1.667	-2.778
Implantes inclinados	10 a -5	15 a -15
*Contralateral	7.5	-3.889 a5

*Contralateral: lado oposto da aplicação das cargas.

**Considerando a vista ampliada da interface da cortical óssea com o implante (figuras 8,11,14 e 17).

Discussão

5. Discussão

A hipótese estabelecida para este estudo foi rejeitada, uma vez que as análises de concentração de tensão máxima principal e von Mises demonstraram que os implantes inclinados distalmente, seguindo o conceito *All on four*, obtiveram maiores concentrações de tensão em todas as situações simuladas, quando comparados com os implantes retos, dados que concordam com a literatura^{9,23,28}.

As cargas axiais e oblíquas aplicadas buscaram simular situações de cargas que ocorrem durante a mastigação^{9, 26, 29} e, os implantes instalados foram considerados osseointegrados. Nos mapas de tensão de von Mises os modelos sob cargas axiais bilaterais, mostraram maiores tensões nos implantes distais, nos modelos com implantes inclinados, concentradas principalmente no parafuso do intermediário e na sua região de assentamento na plataforma do implante. No modelo com implantes retos, as tensões foram menores, porém a maior concentração também foi no implante distal, na sua face distal semelhantes às estruturas do anterior. A mesma análise para a carga oblíqua unilateral mostra concentração de tensão semelhante às cargas axiais no modelo com implantes inclinados, sendo maiores quando comparadas ao modelo com implantes retos, porém para ambos os modelos, no lado contralateral, o implante mesial foi o que sofreu maior tensão. A maior concentração de tensão nos implantes distais ocorreu possivelmente devido ao cantiléver, conforme relatado na literatura^{30,31}.

A análise do mapa de tensão máxima principal define o estudo da interface implante-osso, permitindo determinar riscos locais de fracasso do osso fisiológico e de possível reabsorção óssea³². Observou-se maior concentração de tensão no osso cortical do que no osso trabeculado, em todas as situações de aplicações de cargas para os modelos com implantes inclinados, principalmente no implante distal, o maior efeito de concentração de tensões no osso cortical, também foi observado em estudo utilizando a mesma metodologia³³

O carregamento axial mostrou maior concentração de tensão de tração na face distal do mesmo, semelhante para o carregamento oblíquo. Neste estudo, observou-se maior concentração de tensão no osso cortical em implantes inclinados e em carga oblíqua, concordando com Begg et al. 2009³⁴ que utilizando o método da fotoelasticidade; sugerem que implantes inclinados podem produzir maior deformação peri-implantar. Assim também como Naini et al. 2011⁹ não observaram vantagens na comparação de implantes inclinados ou retos no sistema *All on four*, uma vez que o cantiléver encurtado reduziu as tensões ao redor dos implantes anteriores, mas os implantes inclinados receberam maior concentração de tensões, concordando com Takahashi et al. 2010³¹.

Por outro lado, Kim et al. 2011³⁵, utilizando a metodologia de fotoelasticidade revelaram que implantes inclinados reduziram a concentração de tensões quando comparados com implantes retos na ordem de 17%, resultados semelhantes onde o aumento da inclinação de implantes não prejudicou a distribuição de tensões foi apontado por Malhotra et al. 2012³⁰, utilizando a metodologia de elementos finitos. E de acordo com Fazi et al 2011¹⁶ a distribuição das tensões na prótese *All on four* resultou em uma redução favorável de tensões no osso, quando comparada a próteses com implantes retos.

A conexão utilizada foi a de hexágono externo, uma vez que foi a conexão preconizada inicialmente pela técnica⁶, e isso pode ter sido um fator que contribuiu para as maiores concentrações de tensão, pois de acordo com De Faria Almeida et al. 2013¹¹ pode ocorrer maiores concentrações de tensão em implantes com conexão de hexágono externo quando comparada com a cone Morse, em um estudo realizado com próteses unitárias.

O modelo com implantes inclinados mostrou maiores concentrações de tensões, em todas as situações, nas estruturas da prótese e no osso adjacente, concordando com os dados

de Bonnet et al. 2009²⁸ que apontaram altas concentrações de tensões em implantes inclinados que podem levar a complicações mecânicas sendo as mais freqüentes as fraturas de parafusos das próteses, fraturas de peças intermediárias, fratura de material estético ou da infraestrutura, discordando com os dados de Baggi et al 2013²⁶ que demonstrou distribuição uniforme e eficaz das tensões em próteses com implantes inclinados. A inclinação dos implantes utilizada para esse estudo foi de 30°, seguindo o conceito de Malo et al 2003⁶ para a técnica *All on four*, porém Malhotra et al 2012³⁰, demonstram maior tensão quando comparada a inclinação de 40° e 45° não sendo portanto, o aumento do ângulo, proporcional ao aumento da concentração de tensão, como mostrou Zampelis et al 2007³⁶. Entretanto, é importante considerar que mesmo com a magnitude de tensões atingida para o tecido ósseo, estes valores não ultrapassaram o limite de resistência do tecido ósseo³⁷, assim a técnica apresenta viabilidade e, poderia ser empregada, sob o ponto de vista biomecânico.

A técnica *All on Four*, mesmo apresentando maiores concentrações de tensões nas estruturas da prótese e no osso adjacente, oferece vantagens como o desvio de estruturas nobres, tais como o Nervo Alveolar Inferior, possibilitando a instalação de implantes de maiores comprimentos e como cita Takahashi et al. 2010³¹, o benefício associado a redução do cantiléver distal, e a distribuição eficaz dos implantes nas 4 regiões da mandíbula também relatado por Butura et al. 2011⁸. A técnica quando realizada seguindo princípios de adequado travamento dos implantes é recomendada pela literatura como os estudos de Francetti et al 2008³⁹; Francetti et al 2012⁴⁰ e Hinze 2010⁴¹.

No que diz respeito às limitações da metodologia, estão relacionadas com uma simulação computacional^{11,42}; entretanto, esta metodologia nos indica um parâmetro para comparação clínica e elaboração de protocolos de recomendação biomecânica. Neste estudo, acreditamos na viabilidade dos implantes inclinados para reabilitação com próteses protocolos, uma vez que as magnitudes de tensão estiveram dentro do limite de resistência do

tecido ósseo e titânio. Além do que estudos clínicos relatam altas taxas de sucesso com reabilitações em mandíbulas atróficas com a técnica *All on four*^{4, 7, 8, 22, 38,39}.

Conclusão

6. Conclusão

Baseado na metodologia utilizada foi possível concluir que:

1. Os modelos com implantes inclinados demonstraram maiores tensões em todas as estruturas analisadas, em ambas as cargas aplicadas.
2. O parafuso do *intermediário* apresentou a mais alta concentração de tensões dentro das estruturas.
3. A maior concentração de tensões se deu ao nível das primeiras roscas para os implantes inclinados, onde predominaram as tensões de tração nas interfaces osso cortical/implante.

Referências

Referências

1. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, *et al.* Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977; 16(1):1-132.
2. Misch CE. Prótese sobre implante. Ed. Santos, SP 2006
3. Allen PF, McMillan AS. A longitudinal study of quality of life outcomes in older adults requesting implant prostheses and complete removable dentures. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14: 173–179.
4. Agliardi E, Clericò M, Ciancio P, Massironi D. Immediate loading of full-arch fixed prostheses supported by axial and tilted implants for the treatment of edentulous atrophic mandibles. *Quintessence Int.* 2010 Apr;41(4):285-93.
5. Branemark PI, Svensson B, Van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Branemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995; 6:227–31.
6. Malo P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5 Suppl 1:2-9.
7. Jensen OT, Adams MW, Cottam JR, Parel SM, Phillips WR 3rd. The All On 4 shelf: mandible. *J Oral Maxillofac Surg* 2011; 69:175-81.
8. Butura CC, Galindo DF, Jensen OT. Mandibular all-on-four therapy using angled implants: a three-year clinical study of 857 implants in 219 jaws. *Dent Clin North Am.* 2011;55(4):795-811.
9. Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral & Max Impl.* 2011; 26(4):776-781.

10. Graves S, Mahler BA, Javid B, Armellini D, Jensen OT. Maxillary All-On-Four therapy using angled implants: a 16-month clinical study of 1110 implants in 276 jaws. *Oral Maxillofacial Surg Clin N Am.* 2011; 23: 277-287.
11. De Faria Almeida DA, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago Junior JF, Perri de Carvalho PS. Influence of Morse Taper and External Hexagon Connections on Bone Stresses Around Tilted Dental Implants. Three-Dimensional Finite Element Method With Statistical Analysis. *J Periodontol.* 2013; doi:10.1902/jop.2013.120713 [Epub ahead of print].
12. Canay S, Hersek N, Akpınar I, Asik Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int* 1996 ;27(9):591-8.
13. Brosh T, Pilo R, Sudai D. The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques. *J Prosth Dent.* 1998 Mar;79(3):328-34.
14. Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(4):639-44.
15. Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, Pera P. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *J Prosthet Dent.* 2011; Jan;105(1):5-13.
16. Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011; Jul-Aug;26(4):752-9.

17. Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre Júnior J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2006 11 (2): 35-43.
18. Sadowski SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdenture. *J Prosth Dent* 2000; 84(3):327-340.
19. Srirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res.* 2010;21(3):425-32.
20. Sertgoz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997;10(1):19-27.
21. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7 Suppl 1:S88-94.
22. Malo P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJA 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.* 2011 Mar;142(3):310-20.
23. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, Francetti L. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; May-Jun;24(3):511-7.
24. Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J Dent Res.* 1987;66:1493-1498.

25. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama H, Miyakama O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13:781-790.
26. Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: A three-dimensional finite element approach. *J Prosthet Dent* 2013;109:9-21.
27. Carvalho Silva G, Mendonça JA, Lopes LR, Landre Jr J. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral & Max Impl*. 2010; 25(2):239-246.
28. Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Med Eng Phys*. 2009 Sep;31(7):806-15. doi: 10.1016/j.medengphy.2009.03.004. Epub 2009 Apr 22.
29. Barão VAR, Delben JA, Lima J, Cabral T, Assunção WG. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible – A computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *Journal of Biomechanics* 46 (2013) 1312–1320.
30. Malhotra AO, Padmanabhan TV, Mohamed K, Natarajan S, Elavia U. Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an all-on-four situation. *Aust Dent J*. 2012 Dec;57(4):440-5. doi: 10.1111/adj.12002. Epub 2012 Nov 5.
31. Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *J Prosthodont Res*. 2010 Oct;54(4):179-84. doi: 10.1016/j.jpjor.2010.04.004. Epub 2010 May 10.

32. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2008;100:422-431.
33. Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2010 Feb;30(1):89-95.
34. Begg T, Geerts GA, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009 Jul-Aug;24(4):663-71.
35. Kim KS, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Biomechanical comparison of axial and tilted implants for mandibular full-arch fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011 Sep-Oct;26(5):976-84.
36. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;6 Suppl:S35-43.
37. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne S, Felton DA. Three dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent.* 1996;76:633-640.
38. Francetti L, Romeo D, Corbella S, Taschieri S, Del Fabbro M. Bone level changes around axial and tilted implants in full-arch fixed immediate restorations. Interim results of a prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012 Oct;14(5):646-54. doi: 10.1111/j.1708-8208.2010.00304.x..

39. Francetti L, Agliardi E, Testori T, Romeo D, Taschieri S, Del Fabbro M. Immediate rehabilitation of the mandible with fixed full prosthesis supported by axial and tilted implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2008 Dec;10(4):255-63. doi: 10.1111/j.1708-8208.2008.00090.x. Epub 2008 Apr 1.
40. . Hinze M, Thalmair T, Bolz W, Wachtel H. Immediate loading of fixed provisional prostheses using four implants for the rehabilitation of the edentulous arch: a prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Sep-Oct;25(5):1011-8
41. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85:585-598.
42. Santiago Junior JF, Pellizzer EP, Verri FR, Perri de Carvalho PS. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: A 3-D finite element study. *Mater. Sci. Eng., C* (2013), <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2013.07.027>

Anexos

ANEXO A - Detalhamento e ilustrações da Metodologia: Confecção dos modelos

✓ **Método dos elementos finitos**

A metodologia utilizada para este estudo foi o método dos elementos finitos tridimensionais. A análise pelo método dos elementos finitos foi inicialmente aplicada nos anos 60 para resolver problemas estruturais na indústria aeroespacial. Desde então, suas aplicações têm sido estendidas para a resolução de problemas de transferência de calor, fluxo de fluidos, transporte de massa e no campo electromagnético¹.

Este método é uma técnica pela qual pode-se reproduzir matematicamente o comportamento de um sistema físico determinado, ou seja, um protótipo físico pode ser estudado mediante a criação de um modelo matemático preciso. Para isso, necessitamos de um modelo com uma representação geométrica da estrutura física real a ser estudada². Esta representação é construída através da divisão do corpo, em um número discreto de elementos através de um procedimento denominado discretização. Estes elementos são unidos entre si através de pontos denominados “nós”, formando uma rede ou malha. O estudo das tensões geradas sobre este modelo após sua fixação, quando da aplicação de uma força, é calculada em cada um destes elementos e a integração do comportamento de cada elemento, resulta na determinação da resposta da estrutura à solicitação externa com a formação de áreas de tensão^{1,2}.

✓ **Softwares utilizados**

Solidworks

O SolidWorks é um modelador sólido paramétrico 3D que permite a construção de modelos tridimensionais muito próximos da realidade. Possui uma série de ferramentas, que permitem o desenvolvimento de peças e sua montagem, além de diversas funções como permitir o trabalho com chapas, moldes, estruturas metálicas e superfícies.

Rhinoceros

O Rhinoceros 3D é um *software* de modelagem tridimensional; que trabalha modelando sólidos a partir de superfícies complexas. Um dos aspectos mais interessantes do programa, é a vasta gama de opções de importação e exportação de que dispõe. A grande quantidade de formatos disponíveis permite que o Rhinoceros atue como um "conversor", preenchendo lacunas entre diferentes softwares utilizados no processo de desenvolvimento de um projeto.

InVesalius

InVesalius é um *software* para área de saúde, que a partir de imagens em duas dimensões (2D) obtidas em equipamentos de tomografia computadorizada ou ressonância magnética, permite recompor modelos virtuais em três dimensões (3 D).

Confecção dos modelos

✓ Prótese Protocolo

Uma Prótese Protocolo mandibular de resina acrílica foi obtida através de um manequim odontológico experimental.

A Prótese foi digitalizada por meio de um *scanner* 3D Dental Wings (Innobec Technologies inc. Montréal, Canadá). Após a digitalização da prótese, o modelo 3D foi gerado pelo programa de desenho assistido Rhinoceros® 3D 4.0, para modelagem das estruturas, sendo alguns detalhes refinados no programa SolidWorks® 2006. A prótese tipo protocolo foi conectada ao intermediário do implante, (standard e angulados) e o coping após a sua confecção.

✓ **Implante**

Foi utilizado como referência um implante (Master, Conexão Sistema de prótese Ltda., Arujá, São Paulo, Brasil), de hexágono externo com 10 mm de comprimento e 4,0 mm de diâmetro. Para a simplificação do modelo do implante, intermediário e parafuso utilizou-se o programa de desenho assistido SolidWorks® 2010.

Após a simplificação do modelo do implante, este foi exportado para o programa Rhinoceros® 4.0 para ser conectado à prótese protocolo. O conjunto foi exportado ao programa SolidWorks® 2010 para sua inserção na porção óssea

✓ **Ossos trabecular e cortical**

Os ossos trabecular e cortical foram obtidos a partir da recomposição de uma Tomografia Computadorizada da seção transversal na região de molar; transferida ao programa InVesalius (CTI, São Paulo, Brasil), que gerou a mandíbula em formato tridimensional e posteriormente ao programa Rhinoceros® 4.0 o qual fez a conversão e edição no formato adequado para que a geometria possa ser inserida no pré-processador FEMAP 11.0 (ferramenta incorporada ao

NeiNastran[®] 9.2 para edição de modelos), para a análise de elementos finitos CAD.

✓ **Desenvolvimento dos modelos de elementos finitos**

Após a confecção dos modelos, deu-se início a fase de exportação dos mesmos para o programa de elementos finitos NEiNastran[®] 9.2 (Noran Engineering, Inc., EUA), no qual foram modelados geometricamente, sendo necessárias pequenas correções sobre a geometria original as quais dificultariam a geração de uma malha de qualidade.

Foram utilizadas as ferramentas de correção automática, disponíveis no FEMAP 11.0, para resolver problemas de sobreposição de pontos, bem como superfícies abertas por falha de precisão. Corrigido o modelo geométrico, iniciou-se a geração do modelo de elementos finitos para análise. Primeiro foram incorporadas as propriedades mecânicas correspondentes a cada material, tais como módulo de Young e coeficiente de Poisson, que foram determinados de valores obtidos na literatura³⁻⁶. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos⁴.

Material homogêneo: as propriedades dos materiais são as mesmas em qualquer ponto do elemento estrutural.

Material isotrópico: as propriedades dos materiais são as mesmas em todas as direções em um mesmo ponto do elemento estrutural.

Material linearmente elástico: as deformações da estrutura são diretamente proporcionais às forças aplicadas.

Definidas as propriedades mecânicas dos materiais envolvidos, foi realizado o processo de geração da malha de elementos finitos. Para isso, utilizou-se o elemento sólido tetraédrico parabólico, que se caracteriza geometricamente como uma pirâmide de base triangular, com um nó em cada vértice e um nó ao centro de cada aresta, totalizando 10 nós por elemento. A baixa distorção dos elementos de uma malha tetraédrica é uma característica intrínseca das propriedades geométricas desse tipo de elemento, mas também depende de um controle de malha adequado. O controle da malha é realizado de modo que seja uma malha adequada para representar fenômenos físicos envolvidos e que seja possível gerar.

O modelo foi definido estabelecendo as condições de vínculo ou restrição e carga para a análise dos resultados em função da solicitação imposta. O implante foi fixado por contato colado ao osso cortical e trabecular; os demais elementos também foram fixados por contato colado. Nesta análise o contato é chamado de colado, pois impede que ocorra penetração, deslizamento ou afastamento entre as superfícies envolvidas.

A carga axial aplicada no modelo foi de 300N, bilateralmente nas regiões de pré molar e 1º molar, e oblíqua de 150 N, unilateral (22°) (na face vestibular do 1º pré molar e do 1º molar) aplicado sobre a prótese protocolo ao nível da região de pré-molares e molares.

Configuradas as condições de contorno foi necessário configurar as condições da análise a ser realizada. Por se tratar de uma estrutura complexa, algumas análises preliminares foram necessárias para determinar a natureza do

comportamento mecânico do conjunto; após o que concluiu-se que havia possibilidade de utilizar análise do tipo linear. Finalizada as configurações da análise foi executado o núcleo de solução NEiNastran[®] 9.2, gerando os resultados. Os resultados foram importados novamente ao FEMAP 11.0, para visualização e pós-processamento dos mapas de tensão de von Mises e tensão máxima principal.

A análise foi executada em uma estação de trabalho (HP Z200, Hewlett-Packard Company., Califórnia, EUA).

Referencias:

1. Chapman RJ. Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts. *Quintessence Int* 1989;20:473-480.
2. Mattsson T, Köndell PA, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57:281-287.
3. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-598.
4. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-247.
5. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:326-334.

6. Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A Threedimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:776-781.
7. Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology* 2003;91:31-36.
8. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:541-548.

ANEXO B – Normas das revistas selecionadas para a publicação dos artigos

- *Clinical Implant Dentistry and Related Research*



CLINICAL IMPLANT DENTISTRY
and Related Research

Clinical Implant Dentistry and Related Research

© Wiley Periodicals, Inc.



Edited By: William Becker, Tucson, Arizona and Lars Sennerby, Gothenburg University

Impact Factor: 3.821

ISI Journal Citation Reports © Ranking: 2012: 3/82 (Dentistry Oral Surgery & Medicine)

Online ISSN: 1708-8208

Author Guidelines

Clinical Implant Dentistry and Related Research welcomes authors to submit original articles and review articles relating to research, clinical studies, and practical applications of methods and materials relating to dental implants. Related research, including original case reports and short communications, will be considered for publication if it offers a unique perspective that has not previously been introduced into the literature. We welcome the opportunity to provide timely supplements or special issues relating to new technology or treatment.

Effective immediately, case reports will be given the lowest priority in terms of publication in *Clinical Implant Dentistry and Related Research*.

All submissions are subject to review and will be reviewed by a minimum of two separate reviewers.

Please read the instructions below carefully for details on the submission of manuscripts, the journal's requirements and standards as well as information concerning the procedure after a manuscript has been accepted for publication in *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. Authors are encouraged to visit Wiley-Blackwell Author Services for further information on the preparation and submission of articles and figures.

General questions about the submission or peer-review process can be directed to the Managing Editor, **Rachel Yehl**, at cid-admin@wiley.com.

Questions about a submission from North America, South America, and Asia should be addressed to:

William Becker, DDS, MSD, ODhc Editor-in-Chief
Wilmot Dental Center
801 North Wilmot, Suite B-2

Tucson, AZ 85711 USA
 Tel: (520) 745- 5558
 Fax: (520) 745-9966
 e-mail: branebill@comcast.net

Questions about a submission from Europe, Australia, and Africa should be addressed to:

Lars Sennerby, DDS, PhD Editor-in-Chief

Department of Oral & Maxillofacial Surgery
 Institute of Odontology
 Sahlgrenska Academy
 University of Gothenburg
 PO Box 450
 SE 405 30
 Gothenburg, Sweden
 Tel: +46 31 7732950
 Fax: +46 31 7732941
 e-mail: lars.sennerby@telia.com

MANUSCRIPT PREPARATION and SUBMISSION

Manuscripts should be submitted electronically via the online submission site Manuscript Central

The use of an online submission and peer review site enables immediate distribution of manuscripts and consequentially speeds up the review process. It also allows authors to track the status of their own manuscripts. Complete instructions for submitting a paper is available online and below.

Please Note: If you are submitting a revised manuscript, please make sure all changes are underlined or highlighted in blue or yellow in the manuscript document.

Getting Started

- Launch your web browser (supported browsers include Internet Explorer 6 or higher, or 7.2, Safari 1.2.4, or Firefox 1.0.4) and go to the journal's online Submission Site: <http://mc.manuscriptcentral.com/cid>
- Log-in or click the "Create Account" option if you are a first-time user.
- If you are creating a new account. - After clicking on "Create Account", enter your name and e-mail information and click "Next". Your e-mail information is very important. - Enter your institution and address information as appropriate, and then click "Next." - Enter a user ID and password of your choice (we recommend using your e-mail address as your user ID), and then select your area of expertise. Click "Finish".
- If you have an account, but have forgotten your log in details, go to Password Help on the journals online submission system <http://mc.manuscriptcentral.com/cid> and enter your email address. The system will send you an automatic user ID and a new temporary password.
- Log-in and select "Author Center"

Submitting Your Manuscript

- After you have logged in, click the "Submit a Manuscript" link in the menu bar.
- Enter data and answer questions as appropriate. You may copy and paste directly from your manuscript and you may upload your pre-prepared covering letter.
- Click the "Next" button on each screen to save your work and advance to the next screen.
- You are required to upload your files. - Click on the "Browse" button and locate the file on your computer. - Select the designation of each file in the drop down next to the Browse button. - When you have selected all files you wish to upload, click the "Upload Files" button.
- Review your submission (in HTML and PDF format) before sending to the Journal. Click the "Submit" button when you are finished reviewing.

Title Page (first page): The title page must include each author's full name, highest degrees, job title, and academic affiliations. A corresponding author must be designated, with name, address, telephone and fax numbers, and e-mail address. Please also include a conflict of interest statement for all authors. (If authors have no conflict of interest relevant to the content of the submission, please state "no conflict of interest").

Author Contributions: All manuscripts must include a short description of each authors' contribution on the title page. (Examples of categories for authors' contributions: Concept/Design, Data analysis/interpretation, Drafting article, Critical revision of article, Approval of article, Statistics, Funding secured by, Data collection, Other.) Credit for authorship should be based on: [1] substantial contributions to research design, or the acquisition, analysis or interpretation of data; [2] drafting the paper or revising it critically; [3] approval of the submitted and final versions. Authors should meet all three criteria.

Abstract (second page): A structured abstract of 150-200 words must be provided; should stand alone as an accurate summary of the paper; and should include the headings: Background, Purpose, Materials and Methods, Results, and Conclusions. Footnotes and references are not used in the abstract.

References: References must be listed, double-spaced, in consecutive numerical order (the order of citation in the manuscript, not alphabetically). All references must be cited in text or tables by superscript numbers. References to journal articles must include: (1) author(s) name(s) with initials (list all authors up to six; otherwise, list three authors followed by et al.); (2) article title; (3) journal title as abbreviated in Index Medicus; (4) year of publication; (5) volume number; and (6) opening and closing page numbers. (e.g., Scherer W, Boylan R, Bhatt S. Vital bleaching agents and oral antiseptic: effect on anaerobic bacteria. *J Esthet Dent* 1992; 4:82-85.)
References to books should include: (1) author(s) name(s) with initials; (2) title of chapter (if applicable); (3) editor(s) name(s) with initials; (4) title of book and edition; (5) place of publication; (6) publisher; (7) year of publication; and (8) opening and closing page numbers. (e.g., Wright JM, Taylor PP. Infections of the oral cavity. In: Nelson JD, ed. *Current therapy in pediatric infectious disease-2*. Philadelphia: BC Decker, 1988:23-27.)
The author is responsible for the accuracy and completeness of the references and for their correct citation.

Tables: Each table should be typed on a separate sheet of paper with its caption. Each table should contain all necessary information in order that it may stand alone, independent of text, and no table should contain data that could be included in the text in several sentences.

Illustration Preparation: Submit one set of original illustrations in electronic form only. Do not send glossy prints or images embedded in word processing files. Color photographs must be saved in CMYK as TIF or JPG files at 300dpi at 5 inches (12.5cm) in width. Black and white photographs must be saved in greyscale as TIF files at 300dpi at 5 inches (12.5cm) in width. Line drawings can be prepared in Microsoft Word, PowerPoint,

or Adobe Illustrator but without embedded images from other sources. Existing line drawings must be scanned at 1200dpi at a minimum of 12.5cm (5in) in width and saved as EPS files (flow charts must not exceed 7 inches [18cm] in width). *Clinical Implant Dentistry and Related Research* is a full color publication.

Permissions: Illustrations, tables, etc. that have previously appeared elsewhere must be submitted with a legal release from the holder of their copyrights, usually the publisher. The author is responsible for obtaining all necessary permissions.

Ethics Guidelines

Ethical Approvals: Experimentation involving human subjects will only be published if such research has been conducted in full accordance with ethical principles, including the World Medical Association Declaration of Helsinki and the additional requirements, if any, of the country where the research has been carried out. Manuscripts must be accompanied by a statement that the experiments were undertaken with the understanding and written consent of each subject and according to the above mentioned principles. A statement regarding the fact that the study has been independently reviewed and approved by an ethical board should also be included. Editors reserve the right to reject papers if there are doubts as to whether appropriate procedures have been used. When experimental animals are used the methods section must clearly indicate that adequate measures were taken to minimize pain or discomfort. Experiments should be carried out in accordance with the Guidelines laid down by the National Institute of Health (NIH) in the USA regarding the care and use of animals for experimental procedures or with the European Communities Council Directive of 24 November 1986 (86/609/EEC) and in accordance with local laws and regulations.

Conflict of Interest: *Clinical Implant Dentistry and Related Research* requires that sources of institutional, private and corporate financial support for the work within the manuscript be fully acknowledged, and any potential conflicts of interest noted. Suppliers of materials should be named and their location (town, state/county, country) included. Information concerning conflict of interest and sources of funding should be included under Acknowledgements.

Plagiarism: CIDRR employs a plagiarism detection system. By submitting your manuscript to this journal you accept that your manuscript may be screened for plagiarism against previously published works. Plagiarism is any instance where another person's, or one's own previously published, thoughts, words, or ideas are used without appropriate attribution.

Clinical Trials: Clinical trials should be reported using the CONSORT guidelines available at www.consort-statement.org. A CONSORT checklist should also be included in the submission material.

License Agreement and OnlineOpen: If your paper is accepted, the author identified as the formal corresponding author for the paper will receive an email prompting them to login into Author Services, where via the Wiley Author Licensing Service (WALS) they will be able to complete the license agreement on behalf of all authors on the paper.

For authors signing the copyright transfer agreement

If the OnlineOpen option is not selected the corresponding author will be presented with the copyright transfer agreement (CTA) to sign.

For authors choosing OnlineOpen

If the OnlineOpen option is selected the corresponding author will have a choice of the following Creative Commons License Open Access Agreements (OAA):

Creative Commons Attribution License OAA

Creative Commons Attribution Non-Commercial License OAA

Creative Commons Attribution Non-Commercial -NoDerivs License OAA

To preview the terms and conditions of these open access agreements please visit the Copyright FAQs hosted on Wiley Author Services and visit Open Access

If you select the OnlineOpen option and your research is funded by The Wellcome Trust and members of the Research Councils UK (RCUK) you will be given the opportunity to publish your article under a CC-BY license supporting you in complying with Wellcome Trust and Research Councils UK requirements. For more information on this policy and the Journal's compliant self-archiving policy please visit: Funder Statement.

Proofs and Reprints: Page proofs are sent to the corresponding author for proofreading text, tables, legends, and references. Important factual changes and printer errors are the only allowable corrections. Extensive changes should be avoided as they delay publication of the article. Reprint prices and order forms will accompany proofs. Orders should be returned to the publisher at the time proofs are returned. Each lead author will receive a free PDF of their article.

Early View Publication Prior to Print: *Clinical Implant Dentistry and Related Research* is covered by Wiley-Blackwell's Early View service. Early View articles are complete full-text articles published online in advance of their publication in a printed issue. Early View articles are complete and final. They have been fully reviewed, revised and edited for publication, and the authors' final corrections have been incorporated. Because they are in final form, no changes can be made after online publication. The nature of Early View articles means that they do not yet have volume, issue or page numbers, so Early View articles cannot be cited in the traditional way. They are therefore given a Digital Object Identifier (DOI), which allows the article to be cited and tracked before it is allocated to an issue. After print publication, the DOI remains valid and can continue to be used to cite and access the article.

NEW: Online production tracking is now available for your article through Wiley-Blackwell's Author Services. Author Services enables authors to track their article - once it has been accepted - through the production process to publication online and in

print. Authors can check the status of their articles online and choose to receive automated e-mails at key stages of production. The author will receive an e-mail with a unique link that enables them to register and have their article automatically added to the system. Please ensure that a complete e-mail address is provided when submitting the manuscript. Visit Author Services for more details on online production tracking and for a wealth of resources including FAQs and tips on article preparation, submission and more.