



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Campus de Araçatuba

RONALDO SILVA CRUZ

**Influência da geometria do corpo do implante na distribuição
das tensões. Estudo pelo método dos elementos finitos
tridimensionais.**

Araçatuba – SP

2014



RONALDO SILVA CRUZ

**Influência da geometria do corpo do implante na distribuição
das tensões. Estudo pelo método dos elementos finitos
tridimensionais.**

Trabalho de conclusão de curso
apresentado à Faculdade de
Odontologia de Araçatuba, da
Universidade Estadual Paulista “Júlio
de Mesquita Filho”, como parte dos
requisitos para a obtenção do título
de Graduação em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Fellippo Ramos
Verri

Araçatuba – SP

2014

Aos meus queridos pais, Veraldino e Raimunda, obrigado por proporcionar a realização desse sonho, acreditando na minha pessoa quando eu não acreditava e mostrando que tudo pode ser conseguido quando temos amor, fé e principalmente dedicação.

Aos meus queridos irmãos e irmãs, Marinilton, Marinoel, Edilane, Noelda e Noelia, obrigado pelo incentivo, confiança e o principal o apoio, que foi fundamental para que eu tornasse esse sonho realidade.

E aos meus queridos sobrinhos, Amanda Laure , Júlia Horrana, João Gabriel, Raissa e Gabriel pelo carinho e por ser o tio mais feliz do mundo por tê-los na minha vida.

A Minha namorada e amiga, Tamires Muricy por esta junto comigo desde o começo dessa caminhada e ter me ajudado quando mais precisei.

E por fim, aos meus amigos que fizeram divertidos e maravilhosos todos os anos de faculdade, Diminuído assim a saudades da minha cidade e dos meus familiares.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus por tudo que aconteceu e acontece na minha vida e por ele ter me dado uma linda família.

Ao Meu orientador, Prof. Dr. Fellippo Ramos Verri, por ter me dado à oportunidade de aprender mais além do que aprendemos na sala de aula e por me ajudar a crescer e me formar um homem mais responsável.

Aos colegas do departamento, Daniel, Joel, Victor, Cleidiel e Carol por ter me ajudado nesta caminhada passando a suas experiências facilitando assim minha vida nesta longa caminhada. Muito Obrigado a todos!

A todos, que de forma direta ou indireta contribuíram na realização deste trabalho, principalmente a PIBIC (Programa Institucional de Bolsa de Iniciação Científica) pela concessão da bolsa de apoio financeiro para a realização dessa pesquisa, e a FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo) pela concessão de bolsa de apoio financeiro para a realização de pesquisa com a mesma metodológica deste trabalho durante a minha graduação.

E por fim, a banca examinadora que disponibilizou seu precioso tempo pra poder avaliar meu trabalho, Prof. Dr. Fellippo Ramos Verri, Profa. Dra. Karina Helga Turcio de Carvalho e o Mestre Daniel Augusto de Faria Almeida e a mestre Caroline Cantieri.

HOJE É TEMPO DE SER FELIZ!

*“A vida é fruto da decisão de cada
momento. Talvez seja por isso,
que a ideia de plantio seja
tão reveladora sobre
a arte de viver.*

*Viver é plantar. É atitude de constante
semeadura, de deixar cair na terra de
nossa existência as mais diversas
formas de sementes.*

*Cada escolha, por menor que seja,
é uma forma de semente que lançamos
sobre o canteiro que somos. Um dia, tudo
o que agora silenciosamente plantamos,
ou deixamos plantar em nós,
será plantação que poderá ser vista de longe.”*

Padre Fabio de Mello

CRUZ, R. S. Influência da geometria do corpo do implante na distribuição das tensões. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais. 2014. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade estadual Paulista, Araçatuba, 2014.

RESUMO

A literatura é escassa sobre estudos biomecânicos sobre a influência de diferentes geometrias de corpo de implante na distribuição de tensões ao osso de suporte. Assim, foi objetivo deste estudo analisar, pelo MEF-3D, a influência da presença de roscas ou não na distribuição das tensões ao tecido ósseo circunjacente e nas próprias estruturas internas dos componentes dos implantes, testando-se implante liso e rosqueável. Foram confeccionados 2 modelos que continham um implante de hexágono externo de 4 x 10 mm, suportando coroa unitária e osso circunjacente, com as seguintes diferenças: M1 – geometria de corpo lisa; M2 – geometria de corpo rosqueável. A modelagem seguiu método utilizado em trabalhos anteriores com auxílio dos programas Invesalious e Rhinoceros. Utilizando o programa FEMAP foram simuladas as malhas padronizadas, restrições (fixado em x e y nas superfícies laterais do modelo) e carregamento de 200 N axial e 100 N oblíquo. Após resolução no Nastran foram gerados mapas de Von Mises e tensão máxima principal. Os resultados mostraram que as concentrações para cargas oblíquas foram mais expressivas do que as cargas verticais, intensificando principalmente no corpo analisado. Comparativamente, os níveis de tensão e tração encontrados no tecido ósseo foram mais expressivos para os modelos com implante liso. Assim o nosso trabalho conclui que o implante liso foi mais crítico para o tecido ósseo e, nas condições do estudo, trabalhos envolvendo elementos finitos não deveriam ter seus implantes simplificados para rosca lisa se o intuito é a análise de tecido ósseo.

Palavra Chave: Geometria do Implante. Análise de Elementos Finitos. Implante Dentário.

CRUZ, R. S. **Influence of the implant shape geometry in the distribution of stresses. Study of the three-dimensional finite element method.** 2014. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade estadual Paulista, Araçatuba, 2014.

ABSTRACT

The literature is scarce on biomechanical studies on the influence of different implant shape geometry on the stress distribution to the supporting bone. Thus, aim of this study was analyze by FEM-3D, the influence of the threads or not the distribution of the stresses to surrounding bone and tissue structure in its own internal components of the implants and tested for smooth threaded implant. 2 models containing an implant external hexagon of 4 x 10 mm were made, supporting single crown and surrounding bone, with the following differences: M1 - geometry smooth shape; M2 - Geometry of screw shape. The analysis followed the method used in previous studies with the aid of InVesalius Rhinoceros and programs. Using FEMAP program were simulated standardized meshes, constraints (x and y fixed at the lateral surfaces of the model) and axial load 200 N and 100 N oblique. After resolution maps in Nastran Von Mises and maximum principal stress were generated. The results showed that concentrations to oblique loads were more significant than vertical loads, particularly intensifying in the body under examination. By comparison, the levels of tension and traction found in bone tissue were more significant for models with smooth implant. Thus our work concludes that the smooth implant was more critical to the bone and under the conditions of study, work involving finite elements should not have simplified their implants for smooth threading if the aim is the analysis of bone tissue.

Key word: Geometry of the implant. Finite Element Analysis. Dental Implants.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1– Imagem ilustrativa de modelo tridimensional retirada de estudos anteriores	13
Figura 2 – Implante Hexágono Externo – Rosqueado	15
Figura 3 – Implante Hexágono Externo – Liso (IMZ Implant System)	15
Figura 4 – Mapa de tensão de von Mises – Modelo 1 e 2 Carregamento Axial	19
Figura 5 – Mapa de tensão de von Mises – Modelo 1 e 2. Carregamento Oblíquo	20
Figura 6 – Mapa de tensão de von Mises – Modelo 1 e 2. Carregamento Axial	21
Figura 7 – Mapa de tensão de von Mises – Modelo 1 e 2. Carregamento Oblíquo	22
Figura 8 – Mapa de tensão de máxima principal – Modelo 1 e 2. Carregamento Axial	23
Figura 9 – Mapa de tensão de máxima principal – Modelo 1 e 2. Carregamento Oblíquo	24
Figura 10 – Mapa de tensão de máxima principal – Modelo 1 e 2. Carregamento Axial	25
Figura 11 – Mapa de tensão de máxima principal – Modelo 1 e 2. Carregamento Oblíquo	26

LISTA DE QUADROS

Quadro A. Descrição dos modelos que serão utilizados neste estudo	14
Quadro B. Descrição dos modelos que serão utilizados neste estudo	17

LISTA DE ABREVIATURAS

MEF-3D = Método dos Elementos Finitos tridimensionais

mm = Milímetro(s)

M1 = Modelo 1

M2 = Modelo 2

N = Newton

MEF = Método dos Elementos Finitos

NiCr = Níquel – Cromo

CTI = Centro de Tecnologia e Informação Renato Archer

MPa = Mega Pascal

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	10
2. OBJETIVO	12
3. MATERIAIS E MÉTODOS	12
3.1. Materiais	12
3.2. Descrição dos Modelos	13
3.3.1 Confecção dos Modelos	14
3.3.2 Coroas Parafusadas	14
3.3.3 Implante	15
3.3.4 Superfície do Implante Experimental	15
3.3.5 Osso Esponjoso e Cortical	16
3.4. Desenvolvimento dos Modelos de Elementos Finitos	16
3.5. Aplicação de Carga	17
4. RESULTADOS	18
4.1. Análise de Tensão de Von Mises	18
4.2. Análise de Tensão Máxima Principal	23
5. DISCUSSÃO	27
6. CONCLUSÃO	29
REFERÊNCIAS	29

1. INTRODUÇÃO

Os implantes osseointegráveis marcam o início de uma nova etapa na reabilitação intra e extra-oral (Granstrom et al 2007). Estudos de revisão-sistemática sobre o tema suportam a viabilidade e a previsibilidade em longo prazo (Andreiotelli et al 2010; Zurdo et al 2009; Slot et al 2010; Esposito et al 2007; Holm-Pedersen et al 2007). Assim, com a fundamentação das bases de osseointegração nas últimas décadas, o consumo de implantes osseointegráveis ampliou-se e resultou em mais de 90 formatos disponíveis, com combinações incontáveis de geometria de corpo, plataforma, diâmetro, comprimento, conexões, Tratamento de superfície e de interfaces (Moraes et al 2009; Binon 2000).

Os implantes atuais, em formato de parafuso osseointegrável, possuem roscas que oferecem retenção para a fixação óssea inicial, limitando-se os micromovimentos durante a osseointegração. A literatura afirma que, com a presença de roscas, amplia-se a área de dissipação de forças (Misch 2000), atuando favoravelmente durante o carregamento fisiológico, maximizando o contato com a interface óssea (Sykaras et al 2000; Steingenga et al 2003; Ivanoff et al 1997), proporcionando um maior torque de inserção do implante (Steingenga et al 2003), melhor estabilidade em osso tipo IV (Steingenga et al 2003), melhor dissipação de tensões (Siegele 1989, Jeffcoat 2003), e menor força de cisalhamento quando comparado com o implante liso (Tada et al 2003). Entretanto, teoricamente, existe uma maior possibilidade de esforços ou fratura quando comparado ao implante de formato liso (Tada et al 2003).

Por outro lado, os implantes liso, que possuem como característica um eficaz tratamento de superfície, não necessitam de fresagens extensas, uma vez que são acomodados ou empurrados dentro do sítio ósseo preparado. A literatura relata que é de fácil instalação, ocorrendo uma distribuição de tensões mais equilibrada, reduzindo as tensões na cortical óssea, uma vez que o formato é cilíndrico (Misch 2000), além da menor possibilidade de fratura, como citado acima, diante de forças laterais (Tada et al 2003). Porém, são desvantagens atribuídas a este implante uma interface mais sujeita a forças de

cisalhamento (Misch 2000), menor estabilidade primária (Okumura et al 2010), maior tensão em profundidade no osso trabeculado (Tada et al 2003; Siegele 1989) e menor contato ósseo. (Carlsson et al 1988) Atualmente, a literatura não é conclusiva com relação ao melhor formato de implante no tocante à distribuição das cargas oclusais ao tecido ósseo de suporte.

Biomecanicamente, o sucesso de um tratamento reabilitador com implantes osseointegráveis está diretamente relacionado com a capacidade do sistema (prótese-implante-osso) de gerenciar, transmitir e dissipar tensões oriundas da mastigação (Skalak 1983). Porém os estudos na área de biomecânica ainda são muito teóricos ou baseados em uma literatura não tão recente (Tada 2003; Siegele 1989, Carlsson et al 1988, Sykaras et al 2000; Steingenga et al 2003; Ivanoff et al 1997). Assim, apesar de clinicamente ambos possuírem critérios que possam ser classificados como “passíveis de sucesso clínico”, pesquisas que possam comprovar qual a modalidade de geometria de implante é mais favorável para o tecido ósseo ou para a transmissão das cargas oclusais para o tecido ósseo são ainda imprescindíveis na implantodontia atual. Uma das Metodologias viáveis para o estudo biomecânico, desde implantes é a Método dos Elementos Finitos Tridimensionais (MEF-3D), que tem se mostrado efetivo em analisar várias situações (Falcón-Antenucci et al 2010; Pellizzer et al 2010; Pellizzer et al 2011; Verri et al 2008; Verri et al 2011).

Diante do exposto, uma análise biomecânica da influência do fator geometria do implante, isoladamente, em relação a esta distribuição de tensões da coroa protética sobre implante para o osso de suporte, considerando uma situação de osseointegração ideal, seria de grande valia para determinação do fator real que supostamente as roscas dos implantes exercem nestas situações clínicas.

2. OBJETIVO

O objetivo deste estudo analisar, pelo MEF-3D, a influência da presença de roscas ou não na distribuição das tensões ao tecido ósseo circunjacente e nas próprias estruturas internas dos componentes dos implantes, testando-se implante liso e rosqueável.

3. MATERIAL E MÉTODO

3.1 Materiais

Para a execução desta metodologia, serão utilizados os seguintes materiais:

- Computador HP Z200 (8 GB de memória RAM, 500GB de HD).
- Scanner 3D MDX-20 (Roland DG, São Paulo, Brasil)
- Programas de desenho assistido: Rhinoceros[®] 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA) e SolidWorks[®] 2010 (SolidWorks Corp, Massachusetts, USA).
- Programa de elementos finitos NEi Nastran[®] 10.0 (Noran Engineering, Inc, EUA).
- Resina acrílica Ortoclass, Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, Brasil.
- Segundo molar mandibular artificial de manequim odontológico.
- Delineador Bio-art B2 (Equipamentos odontológicos LTDA, Brasil).

3.2 Descrição dos modelos

Para a execução deste estudo, serão confeccionados 02 modelos tridimensionais representativos de uma seção óssea de osso mandibular, com dimensões aproximadas de 25 mm de altura por 14 mm de largura e espessura, que receberão um implante e uma coroa em sua porção central. Neste bloco será individualizados o osso cortical, com 1 mm de espessura, englobando o osso trabecular. O implante padrão a ser utilizado será um implante rosqueável de hexágono externo de 4.00 mm de diâmetro por 10 mm de comprimento (Conexão Master Screw, São Paulo, Brasil). O implante liso será simulado a partir de simplificação de desenho deste implante, utilizando-se o programa Rhinoceros® 3D 4.0. (Quadro A e Figura 1)

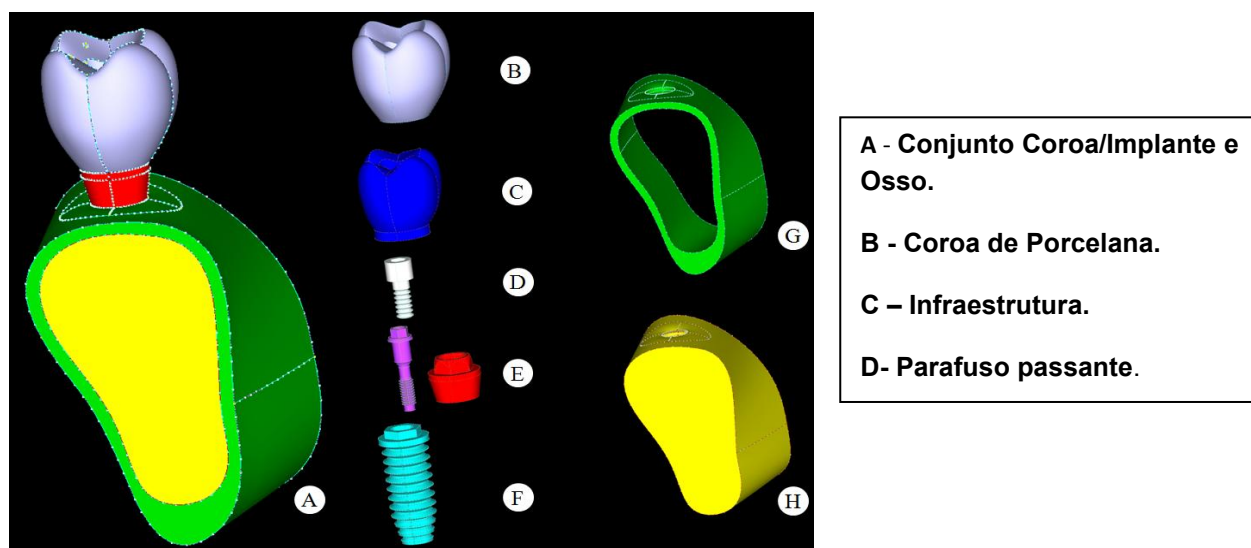


Figura 1 - Imagem ilustrativa de modelo tridimensional retirada de estudos anteriores. (Almeida 2011)

As características das estruturas de suporte serão constantes, sem variação da densidade óssea, representando um osso Tipo III. A estrutura metálica das coroas será simulada de NiCr (Níquel – Cromo), confeccionada sobre UCLA 4.1 mm, e o material a ser utilizado na superfície oclusal será porcelana feldspática convencional.

Quadro A. Descrição dos modelos que serão utilizados neste estudo.

Modelo	Descrição
1	Coroa metalocerâmica padrão, parafusada sobre implante rosqueável de hexágono externo de 4,00 x 10mm
2	Coroa metalocerâmica padrão, parafusada sobre implante liso experimental de hexágono externo de 4,00 x 10mm

3.3 Confeção dos modelos

Para elaboração dos modelos, serão utilizados os programas de desenho assistido: Rhinoceros® 3D 4.0 e SolidWorks® 2010, além do *scanner* 3D MDX-20.

3.3.1 Coroas parafusadas

A coroa metalocerâmica parafusada será confeccionada sobre pilar tipo UCLA. O desenho superficial da mesma será obtido através do escaneamento de superfície de um dente artificial, um segundo molar mandibular, obtido de um manequim odontológico experimental. Esta metodologia seguirá de acordo com estudos prévios. (Falcón-Antenucci et al 2010; Pellizzer et al 2010). Assim, o dente será incluído em um bloco de resina acrílica incolor Ortoclass com auxílio de um delineador Bio-Art B2, com seu longo eixo o mais verticalmente possível, restando a coroa exposta, que em seguida será digitalizada por meio de um *scanner* 3D MDX-20. Este desenho gerado será exportado ao programa Rhinoceros® 3D 4.0 para simplificação e/ou detalhamento de superfície, de acordo com as necessidades da modelagem final. Esta superfície coronária gerada será posteriormente incorporada às demais partes do sistema implante-coroa para incorporação na porção óssea simulada.

3.3.2 Implante

Para confecção dos implantes será utilizado como referência o desenho original de um implante cilíndrico rosqueável de hexágono externo (Figura 2), de 4 x 10 mm, da Conexão, tipo Master Screw (Conexão, São Paulo, Brasil), em formato SolidWorks®. Algumas simplificações não necessárias ao estudo serão feitas através do programa SolidWorks® 2010, sempre buscando deixar as roscas internas e externas o mais próximo do formato original. Um UCLA convencional da mesma marca comercial, de diâmetro 4,1mm será montado sobre o mesmo, simulando uma fundição convencional de NiCr sobre o mesmo, como base para a superfície coronária que será inserida, simulando uma espessura média de 1 mm ao longo de toda a coroa.

3.3.3 Superfície do Implante Experimental

Para confecção da superfície do implante liso experimental será feita a supressão das roscas externas do desenho original, mantendo-se as demais características internas do mesmo, referentes às peças do UCLA e do parafuso interno, além das características externas da coroa protética. Assim, a única diferença entre os mesmos será a superfície de contato óssea, e um implante de hexágono externo cilíndrico não-rosqueável (Figura 3)

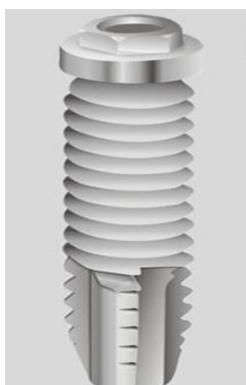


Figura 2 – Implante Hexágono Externo – Rosqueado

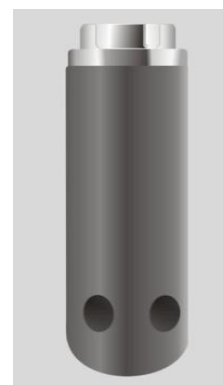


Figura 3 – Implante Hexágono Externo – Liso (IMZ Implant System)

3.3.4 Osso esponjoso e cortical

Os ossos esponjoso e cortical serão obtidos a partir da recomposição de uma Tomografia Computadorizada da seção transversal da região de segundo molar inferior, utilizando-se o programa InVesalius (CenPRA, São Paulo, Brasil) como meio de aquisição das superfícies ósseas. Posteriormente, através do programa Rhinoceros[®] 3D 4.0 simplificações e diferenciação entre o osso cortical e esponjoso serão realizadas, antes da montagem do conjunto implante-coroa sobre o mesmo.

3.4 Desenvolvimento dos modelos de elementos finitos

Para o desenvolvimento do método dos elementos finitos será utilizado o programa FEMAP 10.0. Para a metodologia é necessário à incorporação das propriedades mecânicas dos materiais envolvidos no estudo, que será realizada a partir dos dados do Quadro B abaixo. Todos os materiais serão considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. A análise realizada será do tipo linear estática.

Definidas as propriedades mecânicas dos materiais envolvidos, será realizado o processo de geração da malha de elementos finitos, bem como a discretização das áreas de contato e dos tipos de conexão entre os vários materiais que incorporam o modelo simulado. Ao final, as definições de aplicação de carga e restrições dos modelos serão inseridas.

Quadro B. Descrição dos modelos que serão utilizados neste estudo.

Material	Módulo de Elasticidade E (MPa)	Coefficiente de Poisson (v)	Referências
Osso Esponjoso D3	1.37	0.3	Sevimay et al 2005
Osso Cortical	13.7	0.3	Sevimay et al 2005
Titânio	110	0.35	Pellizzer et al. 2011
Liga NiCr	206,0	0,33	Anusavice et al. 1987
Porcelana feldspática	82,8	0,35	Sertgoz et al. 1997

3.5 Aplicação de carga

O carregamento será realizado de duas formas: axial e oblíquo. Para o carregamento axial, será aplicada carga axial em 4 áreas da superfície oclusal, uma em cada vertente de cúspide, distribuindo um total 200N por 4 áreas de aplicação de 50 N, baseado em estudos prévios (Morneburg, 2002; Raadsheer 1999). Para o carregamento oblíquo, as cargas aplicadas sob as cúspides vestibulares serão suprimidas, restando um total de 100N de carga total. Além disso, as cargas serão direcionadas sob modalidade de força normal à superfície, garantindo assim o carregamento oblíquo. **Forma de Análise dos Resultados.**

Os resultados serão obtidos através de mapas de tensão de von Mises e mapas de Tensão Máxima Principal. O cálculo matemático dos modelos será feito através do núcleo de solução do programa NeiNastran 10.0, e visualizado no programa FEMAP 10.0. A análise dos resultados será supervisionada pela

equipe de Engenheiros do CTI (Centro de Tecnologia e Informação Renato Archer - unidade de pesquisa do Ministério da Ciência e Tecnologia), que vem dando suporte a esta linha de pesquisa desde 2008.

Com o objetivo de verificar as variações da distribuição de tensões no osso, no implante, nas coroas e nas suas estruturas associadas, individualizações de estruturas também serão plotadas. Especial atenção será dada à interface de contato osso-implante simulada nos mapas de tensão. Tabelas de valores serão realizadas a partir de pontos específicos comparativos para análise, a fim de se detectar diferenças nas distribuições de tensão entre os implantes testados.

4. RESULTADOS

Os resultados obtidos neste estudo foram analisados seguindo o critério de tensão de von Mises para materiais dúcteis, no caso o implante e coroa, e critério de tensão máxima principal para materiais friáveis, como o tecido ósseo cortical e trabeculado, ambos com a unidade de MPa (Mega Pascal).

4.1 Análise de tensão de von Mises

Em uma análise dos mapas de tensão de von Mises para ao carregamento axial observou-se que o modelo 1 apresentou uma maior concentração de tensões na região de interface de coroa/implante e na porção cervical do implante, por outro lado o modelo 2 apresentou uma melhor distribuição de tensões da plataforma do implante até a terceira rosca do mesmo, sendo semelhante a região de dissipação de tensões do modelo 1, conforme figura 4.

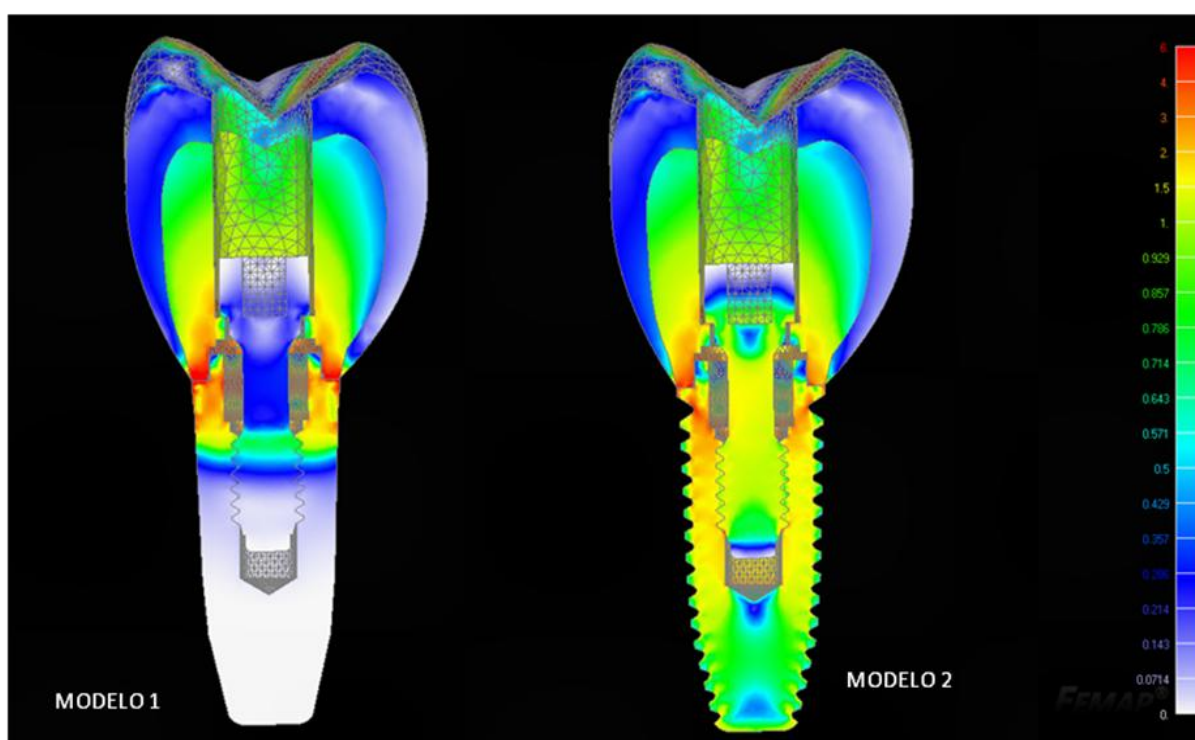


Figura 4 – Mapa de tensão de von Mises – Modelo 1 e 2
Carregamento Axial

Em uma análise do carregamento oblíquo foi observado que existiu um aumento da concentração de tensões no sentido oposto a aplicação de carga até terceira rosca, sendo de maior intensidade para o modelo 2. Além disto, o modelo 2 apresentou um padrão semelhante de distribuição de tensões para o carregamento axial e oblíquo, conforme pode ser analisado na figura 5.

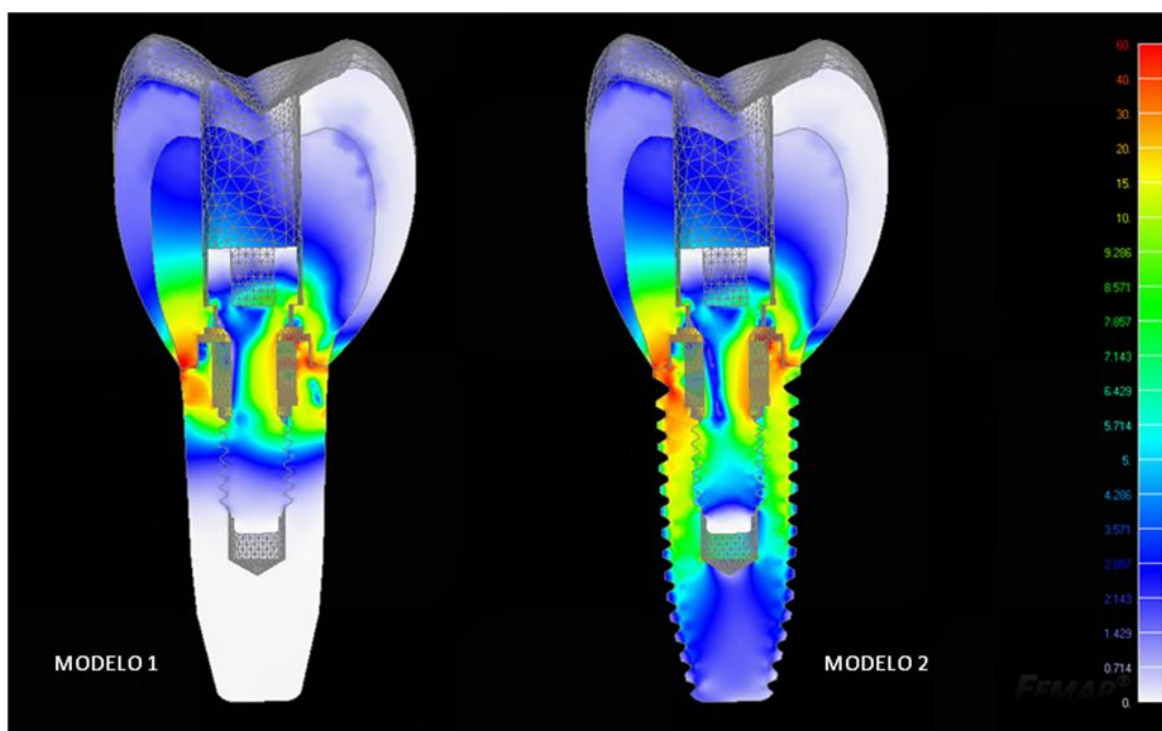


Figura 5 – Mapa de tensão de von Mises – Modelo 1 e 2.
Carregamento Oblíquo

Em uma análise dos implantes para o carregamento axial foi observado uma maior área de concentração de tensões no modelo 2, quando comparado com o modelo liso, conforme figura 6.

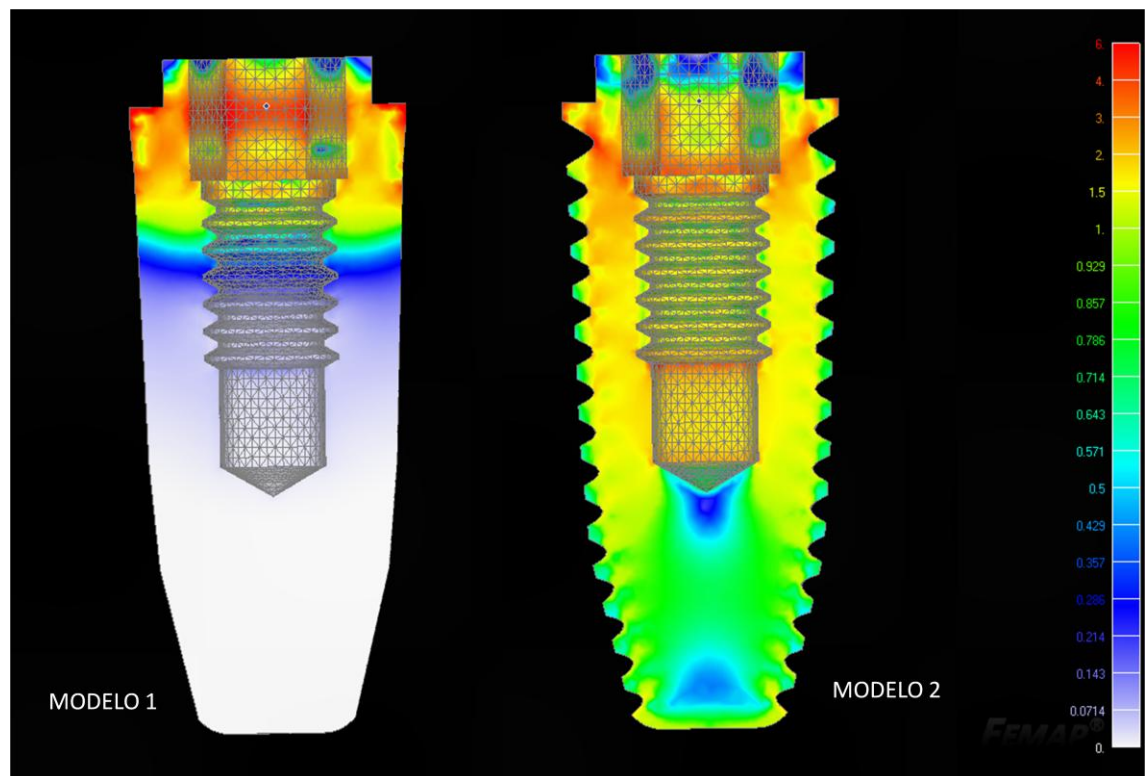


Figura 6 – Mapa de tensão de von Mises – Modelo 1 e 2.
Carregamento Axial

Em uma análise dos implantes no carregamento oblíquo observou-se que o implante rosqueado apresentou maior concentração de tensões estendendo-se desde a plataforma do implante até oitava rosca, conforme figura 7.

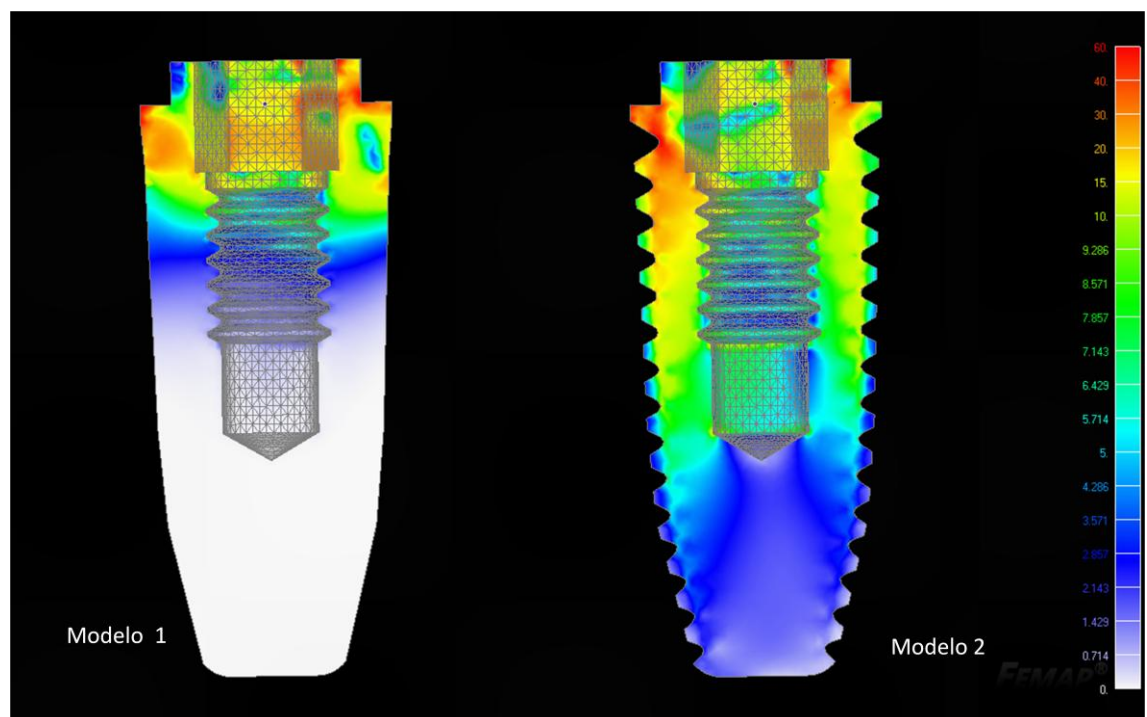


Figura 7 – Mapa de tensão de von Mises – Modelo 1 e 2.
Carregamento Oblíquo

4.2 Análise de Tensão Máxima Principal

A análise de tensão máxima principal é mais indicada para o tecido ósseo, onde é possível analisar tensões de compressão (cores frias) e tensões de tração (cores quentes) para cada modelo estudado. Um dos objetivos deste estudo foi analisar a cortical óssea, uma vez que é a estrutura que recebe maior parte do carregamento oriundo da mastigação.

Em uma análise do osso cortical observou-se que existiu uma menor área de concentração de tensões (compressão) para o modelo 1 na cortical superior, entretanto em uma vista inferior, o modelo 1 apresentou maior área de concentração de tensões de tração. Assim, o modelo 2 foi o mais favorável dentre as situações analisadas, conforme figura 8. Com valores de tensão máxima de 6 MPa de tração e, 2.5MPa de compressão.

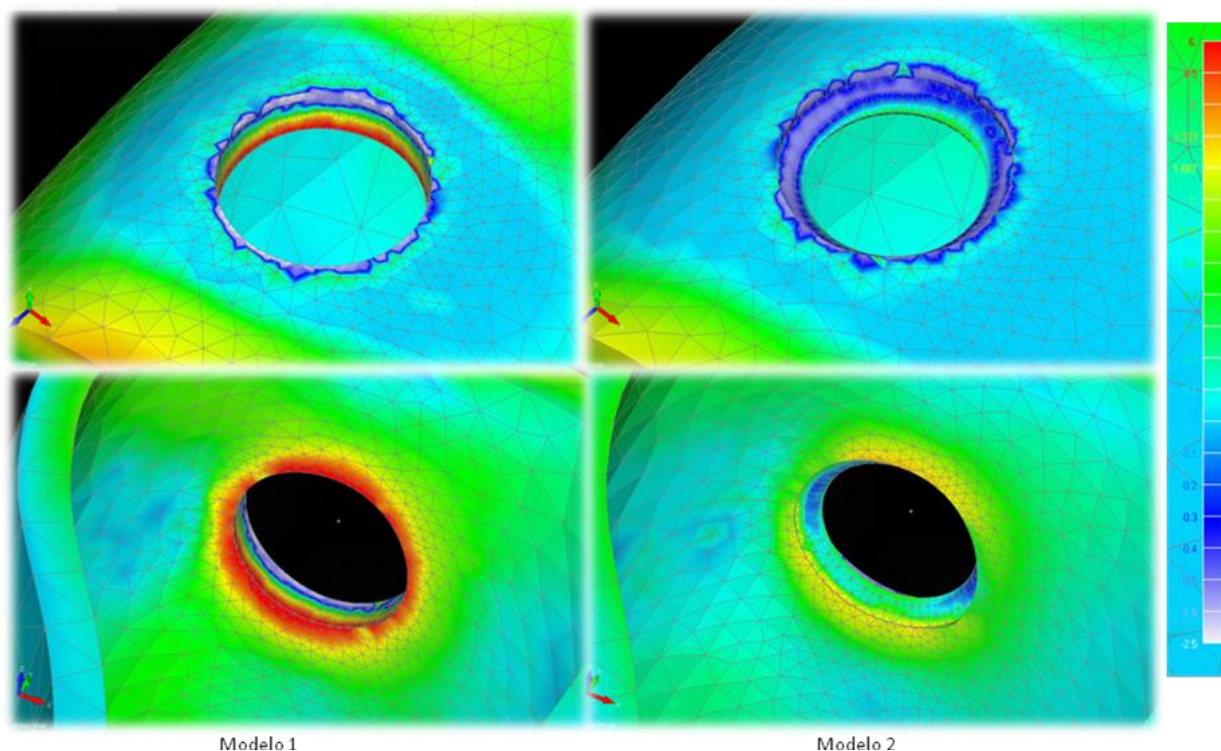


Figura 8 – Mapa de tensão de máxima principal – Modelo 1 e 2.
Carregamento Axial.

Em uma análise do carregamento oblíquo foi possível observar que o modelo 1 apresentou maior área de concentração de tensões de tração e compressão na face superior e, na face inferior apresentou também uma maior área de concentração de tensões quando comparado com o modelo 2, assim nesta situação o modelo 2 também foi mais favorável. Os valores máximos de tensões foram de 30 MPa para tração e, 25 MPa, conforme figura 9.

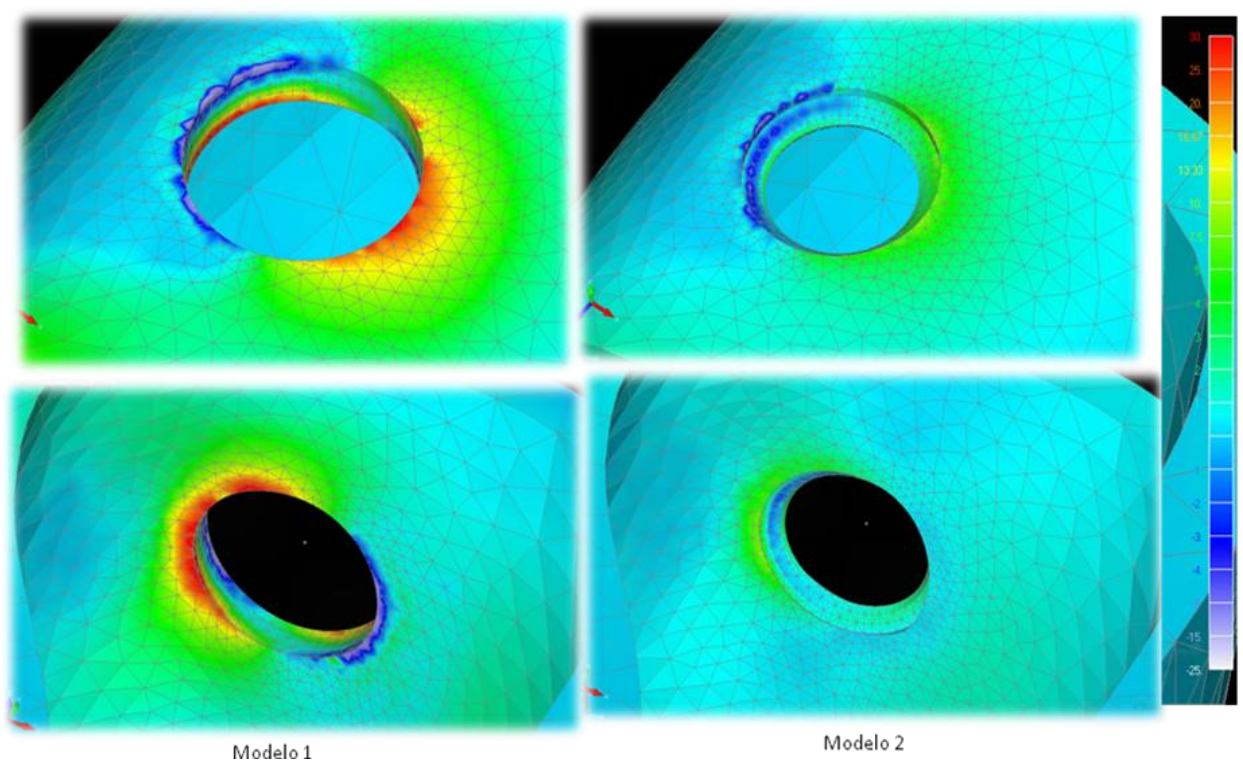


Figura 9 – Mapa de tensão de máxima principal – Modelo 1 e 2.
Carregamento Oblíquo.

Em uma análise do osso trabeculado para o carregamento axial observou-se uma maior área de concentração de tensões de compressão na porção cervical do implante liso e, no modelo 2 a maior concentração de tensões está localizada no terço apical e, sendo mais favorável para o modelo 2 uma vez que possui menor intensidade e, está localizada em uma região menos crítica quando comparada a cortical óssea. Os valores de tensão máxima variaram de 0.5 MPa de tração e 0.5 MPa de compressão.

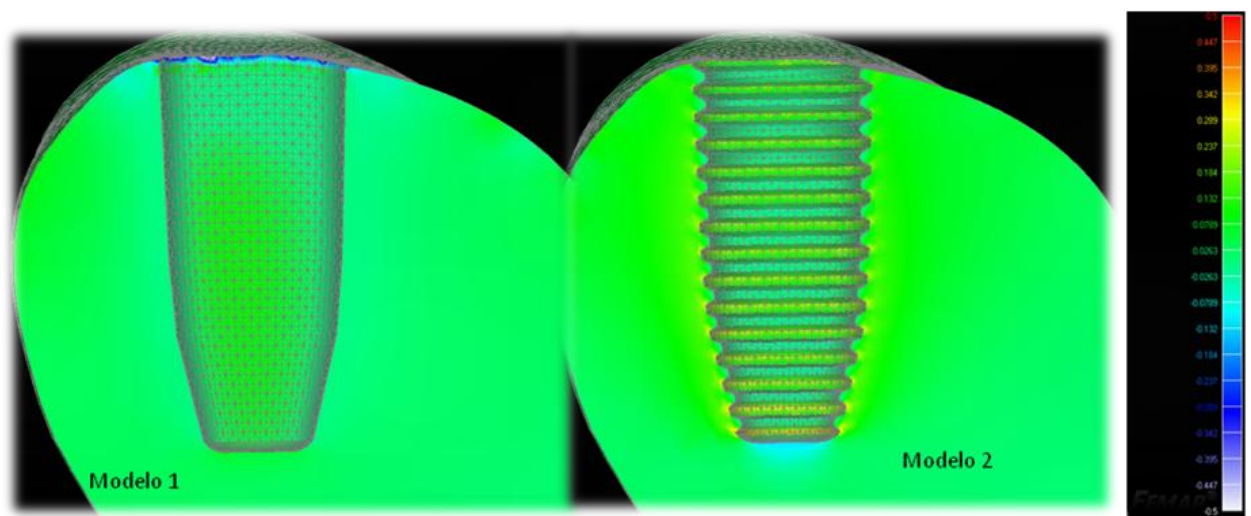


Figura 10 – Mapa de tensão de máxima principal – Modelo 1 e 2.
Carregamento Axial

Em uma análise de carregamento oblíquo observou-se no osso trabeculado que o modelo 1 apresentou maior concentração de tensões principalmente na região de osso cortical no lado oposto de aplicação da carga. Além disto, o modelo 1 apresentou maior concentração de tensões extendendo-se até terço médio. Os valores máximos de tensão variaram de 2 MPa de tração a 1 MPa de compressão.

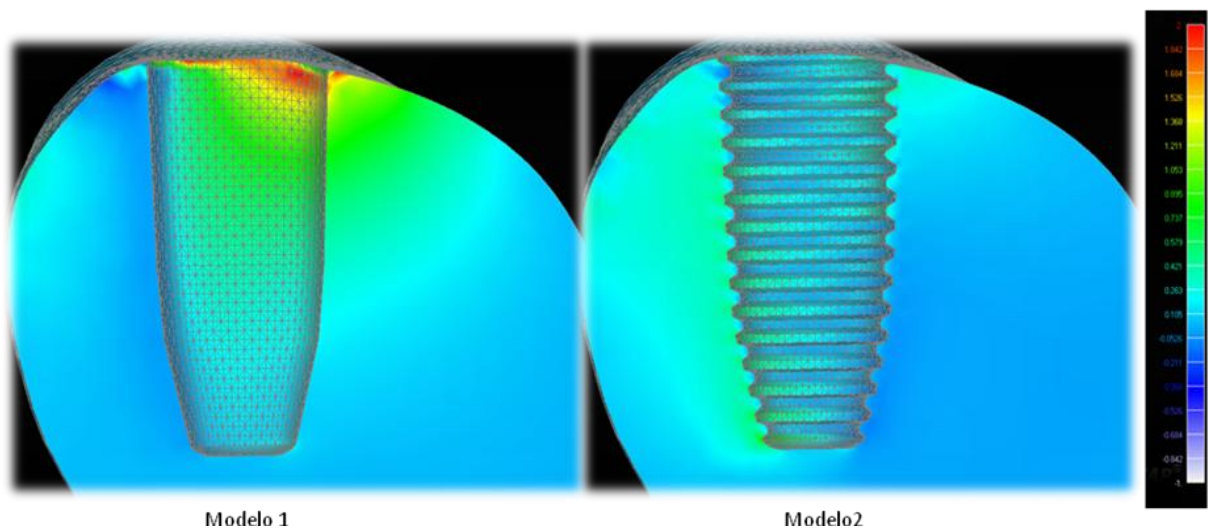


Figura 11 – Mapa de tensão de máxima principal – Modelo 1 e 2.
Carregamento Oblíquo.

5. DISCURSSÃO

Um dos principais resultados observados neste estudo foi que a maior concentração de tensões esteve localizada da primeira até terceira rosca do implante (modelo 2), de fato a literatura expõe que existe maior propensão ao acúmulo de tensões em regiões de interfaces de materiais, neste caso rosca/tecido ósseo (cehrelil et al. 2004). Além disto, Rodriguez Ciurana et al. 2008 relatam que a maior concentração de tensões ocorre na região cortical do tecido ósseo, assim como foi observado em nosso estudo.

Outro dado relevante observado neste estudo diz respeito à maior concentração de tensões observada no carregamento oblíquo, que de fato está de acordo com a literatura que utilizando a mesma metodologia encontraram resultados mais significativos para o carregamento oblíquo (Almeida et al. 2013; Pellizzer et al. 2011; Baggi et al. 2008)

Nossos resultados apontaram uma melhor distribuição de tensões para os modelos de implantes rosqueados, isto pode ter acontecido pelo fato de ter ocorrido maior concentração de tensões no corpo de implante resultando em uma redução de tensões na cortical óssea. Neste sentido a literatura relata que implantes cilíndricos apresentaram maior concentração de tensões em profundidade quando comparado com implantes rosqueados (Siegele et al. 1989; Tada et al. 2003), além de que estes implantes (cilíndricos) estão mais susceptíveis a forças de cisalhamento (Misch 2000), requerendo um excelente tratamento de superfície (Misch 2000).

A literatura tem relatado que implantes cilíndricos lisos (Perri & Pellizzer 2011) seriam acomodados ou empurrados para o leito ósseo, sendo que é considerado como de fácil instalação (Misch 2000), por outro lado a literatura tem revelado que as desvantagens superam as vantagens uma vez que são: uma interface mais sujeita a força de cisalhamento (Misch 2000) requer um tratamento de superfície mais sofisticado (Misch 2000), apresentando ainda menor estabilidade primária (Okumura et al. 2010) e, menor contato ósseo devido ao formato do mesmo (Carlsson 1988)

De fato, os implantes rosqueados apresentaram um melhor padrão de distribuição de tensões no tecido ósseo e, isto está relacionado na literatura com a possibilidade de maximização do contato inicial (Sykaras et al. 2000; Steigenga et al. 2003; Ivanoff et al. 1997), além disto o implante rosqueado facilita um melhor torque de inserção, é indicado para osso de baixa densidade e, apresenta menor tensão de cisalhamento quando comparado com o implante cilíndrico (Perri & Pellizzer 2011)

Nossos resultados apontaram que existe maior concentração de tensões no osso trabeculado para o modelo 1, sob carregamento oblíquo, estes dados estão de acordo com a literatura vigente que aponta maior concentração de tensões para esta modalidade de implante no osso trabeculado (Siegele 1989; Tada et al. 2003).

No que diz respeito aos valores de tensão observados, os máximos valores de tensão encontrados foram de 63,09 MPa (tração) e 15MPa (compressão) e, estes resultados estão de acordo com a literatura vigente que indica um limite de resistência de tração máxima de 140 a 170 MPa e de tração de 72 a 76 MPa (Papavasiliou et al. 1996).

Diante do apresentado as duas modalidades de implantes são viáveis sob o ponto de vista de limite de resistência ao carregamento, entretanto os modelos de implantes parafusados apresentaram uma condição mais satisfatória quando comparado com o implante cilíndrico liso, assim apresenta uma indicação mais precisa para o tratamento reabilitador.

6. CONCLUSÃO

O implante liso foi mais crítico para o tecido ósseo e, nas condições do estudo, trabalhos envolvendo elementos finitos não deveriam ter seus implantes simplificados para rosca lisa se o intuito é a análise de tecido ósseo.

REFERÊNCIAS

- 1- Granström G. Craniofacial osseointegration. Oral Dis. 2007 May;13(3):261-9.
- 2- Andreiotelli M, Att W, Strub JR. Prosthodontic complications with implant overdentures: a systematic literature review. Int J Prosthodont. 2010 May-Jun;23(3):195-203.
- 3- Zurdo J, Romão C, Wennström JL. Survival and complication rates of implant-supported fixed partial dentures with cantilevers: a systematic review. Clin Oral Implants Res. 2009 Sep;20 Suppl 4:59-66.
- 4- Slot W, Raghoobar GM, Vissink A, Huddleston Slater JJ, Meijer HJ. A systematic review of implant-supported maxillary overdentures after a mean observation period of at least 1 year. J Clin Periodontol. 2010 Jan;37(1):98-110. Epub 2009 Dec 7. Review.
- 5- Esposito M, Grusovin MG, Willings M, Coulthard P, Worthington HV. The effectiveness of immediate, early, and conventional loading of dental implants: a Cochrane systematic review of randomized controlled clinical trials. Int J Oral Maxillofac Implants. 2007 Nov-Dec;22(6):893-904.
- 6- Holm-Pedersen P, Lang NP, Müller F. What are the longevities of teeth and oral implants? Clin Oral Implants Res. 2007 Jun;18 Suppl 3:15-9.
- 7- Moraes, Sandra Lúcia Dantas de; Carvalho, Bruno Machado de; Pellizzer, Eduardo Piza; Falcón-Antenucci, Rosse Mary; Ferreira Júnior, Joel Santiago. Geometry of Implant Threads: a Review of the Literature. Rev.

Cir.Traumatol. Buco-Maxilo-fac; Camaragibe v.9, n.2, p. 115-124, abr./JUN.2009

- 8- Binon PP. Implants and components: entering the new millennium.Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Jan-Feb;15(1):76-94.Misch CE. Contemporary Implant Dentistry. 2 ed. St Louis: Mosby; 2000.
- 9- Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review.Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Sep-Oct;15(5):675-90.
- 10-Steigenga JT, al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL. Dental implant design and its relationship to long-term implant success.Implant Dent. 2003;12(4):306-17.
- 11-Ivanoff CJ, Sennerby L, Johansson C, Rangert B, Lekholm U. Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. Int J Oral Maxillofac Surg. 1997 Apr;26(2):141-8.
- 12-Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone.Int J Oral Maxillofac Implants. 1989 Winter;4(4):333-40
- 13-Jeffcoat MK , McGlumphy EA , Reddy MS , Geurs NC , Proskin HM . 2 A Comparison of Hydroxyapatite (HA)–coated Threaded, HA-coated Cylindric, and Titanium Threaded Threaded Endosseous Dental Implants. (INTJ ORALMAXILLOFACIMPLANTS2003;18:406–410).
- 14-Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis.Int J Oral Maxillofac Implants. 2003 May-Jun;18(3):357-68.
- 15-Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S.Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on

- stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont Res.* 2010;54:133-42.
- 16-Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T. Removal torques for polished and rough titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3:21-4.
- 17-Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983 Jun;49(6):843-8.
- 18-Falcón-Antenucci RM, Pellizzer EP, de Carvalho PS, Goiato MC, Noritomi PY. Influence of cusp inclination on stress distribution in implant-supported prostheses. A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont.* 2010 Jul;19(5):381-6.
- 19-Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Júnior JF, de Carvalho PS, de Moraes SL, Noritomi PY. Stress analysis in platform-switching implants: a 3-dimensional finite element study. *J Oral Implantol.* 2012 Oct;38(5):587-94. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-10-00041. Epub 2010 Oct 8.
- 20-Carvalho P.S.P & Pellizzer E. P. *Fundamento em implantodontia uma visão contemporânea.* 1 ed. Quintessence editora Ltda;2011.
- 21-Cunha LD, Pellizzer EP, Verri FR, Pereira JA. Evaluation of the influence of location of osseointegrated implants associated with mandibular removable partial dentures. *Implant Dent.* 2008 Sep;17(3):278-87.
- 22-Cunha LD, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Goiato MC. Influence of ridge inclination and implant localization on the association of mandibular Kennedy class I removable partial denture. *J Craniofac Surg.* 2011 May;22(3):871-5. doi: 10.1097/SCS.0b013e31820f7d6a.
- 23-Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont.* 2002 Jan-Feb;15(1):20-7.
- 24- Raadsheer MC, van Eijden TM, van Ginkel FC, Prahl-Andersen B. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. *J Dent Res.* 1999 Jan;78(1):31-42.

- 25-Cehreli M, Sahin S, Akça K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *J Dent*. 2004 Feb;32(2):123-32.
- 26-Rodríguez-Ciurana X, Vela-Nebot X, Segalà-Torres M, Rodado-Alonso C, Méndez-Blanco V, Mata-Buguerles M. Biomechanical repercussions of bone resorption related to biologic width: a finite element analysis of three implant-abutment configurations. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2009 Oct;29(5):479-87.
- 27-de Faria Almeida DA, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago Junior JF, 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 May 20. [Epub ahead of print]
- 28-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 Dec;100(6):422-31. doi: 10.1016/S0022-3913(08)60259-0.
- 29-Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, 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 Dec;76(6):633-40.