

**Rosse Mary Falcón Antenucci**

Análise das tensões em próteses unitárias  
implantossuportadas com diferentes tipos de conexões  
e qualidade óssea. Estudo pelo método dos elementos  
finitos tridimensionais

ARAÇATUBA – SP

2011

**Rosse Mary Falcón Antenucci**

**Análise das tensões em próteses unitárias  
implantossuportadas com diferentes tipos de conexões  
e qualidade óssea. Estudo pelo método dos elementos  
finitos tridimensionais**

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

Orientador: Prof. Adj. Eduardo Piza Pellizzer  
Co-Orientador: Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi

ARAÇATUBA – SP

2011

Catálogo na Publicação

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

- A627a Antenucci, Rosse Mary Falcón.  
Análise das tensões em próteses unitárias implantossuportadas com diferentes tipos de conexões e qualidade óssea : estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais / Rosse Mary Falcón Antenucci. – Araçatuba : [s.n.], 2011  
130 f. : il. ; tab. + 1 CD-ROM
- Tese(Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araçatuba  
Orientador: Prof. Eduardo Piza Pellizzer  
Coorientador: Prof. Pedro Yoshito Noritomi
1. Implante dentário 2. Prótese dentária fixada por implante  
3. Biomecânica 4. Análise de elemento finito
- Black D3  
CDD 617.69

## *Dados Curriculares*

### **Rosse Mary Falcón Antenucci**

- Nascimento 13/06/1974 - Lima/Peru
- Filiação Ulberto Falcón Loza  
Consuelo Rosario Antenucci Cristobal
- 1994/2000 Graduação em Odontologia  
Faculdade de Odontologia – Universidad Inca Garcilaso de la Vega –UIGV
- 2006/2008 Mestrado em Odontologia, área de Prótese Dentária  
Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP.
- 2009/2011 Especialização em Prótese Dentária  
Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP.
- 2008/2011 Obtenção dos créditos referentes ao Curso de Pós -  
Graduação em Odontologia, área de Prótese Dentária, em  
nível de Doutorado Faculdade de Odontologia de Araçatuba  
– UNESP.

*Dedicatória*

---

*Dedicatória*

## *Dedicatória*

---

### *Aos meus avós, Rosa e Julio, (In memoriam)*

Vocês sempre foram meu exemplo de caráter, dignidade, humildade e perseverança. Eu sinto a presença de vocês em todos os momentos importantes da minha vida!

### *Aos meus Pais, Consuelo e Ulberto*

Por todo o amor e compreensão. Pelo constante incentivo aos meus estudos. Obrigada por tudo o que fizeram por mim.

### *Às minhas irmãs, Katia e Tania,*

Que mesmo à distância compartilharam comigo momentos importantes desta caminhada. Que os nossos sentimentos de união, amor e amizade sejam eternos.

### *Aos meus sobrinhos, Julio, Gianella, Italo e Rodrigo*

Por tornar mi vida mucho más alegre, por todo el cariño que les tengo y por todo lo mejor que deseo para ustedes.

*Dedico esta Dissertação.*

*Agradecimentos Especiais*

---

*Agradecimentos Especiais*

## *Agradecimentos Especiais*

---

*Ao meu orientador, Prof. Adj. Eduardo Piza Pellizzer,*

Agradeço pela oportunidade de tê-lo como orientador, pelo privilégio de tê-lo conhecido, pois a convivência com o senhor sempre brindou a oportunidade de um aprendizado, tanto na minha formação profissional quanto pessoal. Os seus ensinamentos inspiraram em mim o interesse pela pesquisa. Obrigada pelas oportunidades, apoio, incentivo e confiança durante todo o transcorrer do mestrado e doutorado.

*Ao Prof. Ass. Dr. Fellippo Ramos Verri,*

Obrigada pela valiosa ajuda e atenção dispensadas em todo momento que precisei. Obrigada pela amizade e dedicação na realização de grande parte deste trabalho.

*Há homens que lutam um dia e são bons.  
Há outros que lutam um ano e são melhores.  
Há os que lutam muitos anos e são muito bons.  
Porém, há os que lutam toda a vida.  
Esses são os imprescindíveis."*

*Bertold Brecht*

## *Agradecimentos Especiais*

---

Ao **Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi**, do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI, co-orientador desta tese, pelo valioso auxílio no desenvolvimento deste estudo.

Ao **Prof. Adj Marcelo Coelho Goiato**, por acreditar em mim, por me receber no Departamento de Prótese com atenção e carinho desde o primeiro momento e pelas oportunidades de aprendizado.

Ao **Prof. Adj. Ricardo Faria Ribeiro**, que me aceitou como estagiária na FORP, sendo meu orientador no início desta caminhada.

À **Conexão Sistemas de Prótese LTDA**, pela confiança e apoio nesse trabalho e o constante incentivo à pesquisa.

Ao **Prof. Tit. Paulo Sérgio Perri de Carvalho**, pelo constante apoio no desenvolvimento de nossas pesquisas.

À **CAPES** pela concessão da bolsa de estudo.

*Agradecimentos*

---

*Agradecimentos*

## *Agradecimentos*

---

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, na pessoa do seu Diretor, **Prof. Tit. Pedro Felício Estrada Bernabé**, pela oportunidade de realização do Curso de Doutorado em Odontologia.

À coordenadora do Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, **Prof<sup>a</sup>. Adj. Maria José Hitomi Nagata**, por conduzir nosso curso com eficiência e discernimento.

Aos **docentes do Curso de Pós-Graduação e Especialização** em Prótese Dentária: **Alício Rosalino García, Paulo Renato Junqueira Zuim, Humberto Gennari Filho, José Eduardo Rodrigues, Adriana Cristina Zavanelli, José Vitor Quinelli Mazaro, Stefan Fiúza de Carvalho Dekon, Renato Salviato Fajardo**, pelos ensinamentos e convivência compartilhados.

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.

## *Agradecimentos*

---

Aos técnicos de laboratório do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, **Jánder de Carvalho Inácio, Ana Marcelina, Eduardo Rodrigues, Carlos Alberto Gonçalves**, à secretária **Magda Requena Caciatore** e a **Maria Lúcia Bordan**, por serem sempre prestativos e estarem sempre dispostos a ajudar, mas, sobretudo, por terem sido carinhosos e receptivos comigo, me acolhendo com amizade e tornando mais branda a saudade de casa.

Ao meu amigo **Aldiéris Alves Pesqueira**, pela amizade que construímos nesses anos de mestrado e doutorado, pela alegria, ajuda e companheirismo demonstrados em todos os momentos, até na elaboração deste trabalho.

Ao meu querido amigo **Leonardo Bueno Torcato**, pela amizade sincera, pela ajuda na elaboração deste trabalho e pelos momentos divertidos que passamos juntos, mas, principalmente, por partilhar dos instantes de aflição, tornando-os mais breves. É uma alegria conviver com alguém tão especial!

Aos meus amigos: **Marcela Filié Haddad, Paula do Prado Ribeiro, Lisiane Bannwart, Aline Satie Takamiya, Douglas Roberto Monteiro, Bruna Rossatti Zuccolotti e Aline Úrsula Rocha**, por

## *Agradecimentos*

---

estarem sempre dispostos a ajudar, pelo carinho e porque estiveram ao meu lado em muitos momentos agradáveis e inesquecíveis. Adoro vocês!

Às minhas amigas **Sandra, Flávia e Yesselin**, pela amizade sincera e convivência amistosa desde os anos de mestrado.

Aos amigos **Bianca Piccolotto Tonella, Andressa Paschoal Amoroso, Renato Ferraço, Daniel A. de Faria Almeida, Murillo Rezende dos Santos, Amália Moreno, Valentim Ricardo Barão, Ana Kelly Gallo Garcia, Daniela Micheline dos Santos, Sandra L. Dantas de Moraes, Joel Ferreira Santiago Jr**, pela convivência harmoniosa.

A mi amiga **Martha Gómez Delgado**, por su grande y sincera amistad, porque a pesar de la distancia siempre me dio su voz de aliento e incentivo. TQM!

A todos que de maneira direta ou indireta me auxiliaram durante o Curso de Doutorado e na execução desse estudo e que a omissão de nomes não diminua meu sincero agradecimento.

*"Descobri como é bom chegar quando se tem paciência. E para se chegar, onde quer que seja, aprendi que não é preciso dominar a força, mas a razão. É preciso, antes de mais nada, querer."*

*Amyr Klink*



## *Resumo Geral*

---

**Falcón-Antenucci, RM.** Análise das tensões em próteses unitárias implantossuportadas com diferentes tipos de conexões e qualidade óssea. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais [Tese]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2011.

## *Resumo Geral*

Um aspecto crítico que afeta o sucesso ou falha de um implante é a maneira pela qual as tensões são transferidas do implante ao tecido ósseo. A sobrecarga na prótese dentária pode levar a perda da osseointegração, dessa forma, é aconselhável evitar altas concentrações de tensões no osso de suporte, do ponto de vista clínico. Entretanto, o estresse mecânico pode ter consequências positivas ou negativas no tecido ósseo, fatores esses dependentes de vários fatores associados que podem ser mecânicos ou biológicos. Portanto, o propósito do presente estudo foi analisar a influência da qualidade óssea na distribuição das tensões em próteses unitárias implantossuportadas com diferentes tipos de conexão protética, pelo método dos elementos finitos tridimensionais. Para isso, foram confeccionados doze modelos tridimensionais com o auxílio dos programas de modelagem gráfica SolidWorks 2010 e Rhinoceros 4.0, além do programa InVesalius. Cada modelo foi composto por um bloco com diferentes qualidades ósseas (Tipo I, II, III e IV) e a presença de um implante (4,0x10 mm) com

## *Resumo Geral*

---

diferente tipo de conexão (Hexágono externo, interno e cone Morse), com coroa metalo-cerâmica. Após geração de geometrias, os modelos foram importados para o programa de pré e pós processamento de elementos finitos FEMAP 10.2, onde foram geradas as malhas de elementos finitos, condições de carregamento e contorno. A carga aplicada foi de 200N axialmente e 100N obliquamente, na superfície oclusal das coroas. Essa carga total foi dividida entre as cúspides (4 para a carga axial e as duas linguais para a carga oblíqua). Em seguida, a análise foi gerada no programa FEMAP 10.2 e exportada para cálculo no programa de elementos finitos NeiNastran versão 9.2, executada em uma estação de trabalho. Os resultados foram importados novamente ao FEMAP 10.2 para visualização e pós-processamento dos mapas de tensão de von Mises e tensão máxima principal. Os mapas gerais mostraram áreas de altas tensões no local de aplicação da força e na interface coroa/implante. Não só o parafuso, como também a coroa, apresentaram padrão de distribuição das tensões semelhantes entre todos os modelos. O implante de hexágono externo apresentou altas tensões para os modelos 3 e 4 na região entre a plataforma do implante de hexágono externo e a primeira rosca. Em relação ao osso para os três tipos de conexões; foi observado o seguinte: tensões ao redor da plataforma do implante no osso cortical (vista superior e inferior) e os modelos com conexão externa apresentaram as maiores áreas de concentração de tensões e as mais altas tensões foram observadas nos modelos com osso tipo IV. No osso

## *Resumo Geral*

---

trabecular, sob aplicação de carga axial, as tensões concentraram-se ao redor do corpo do implante para os três tipos de conexão e a mais alta concentração de tensões foi observada nos modelos com osso tipo III e IV, localizada no ápice do implante. Sob aplicação de carga oblíqua, as tensões localizaram-se do lado oposto da aplicação da carga, na extremidade das roscas. Concluiu-se que: Não houve diferença significativa nas coroas e nos parafusos, independentemente do tipo de osso; os ossos tipo III e IV apresentaram as mais altas concentrações de tensão sob ambos tipos de carga; o osso tipo I apresentou a situação biomecânica mais favorável. O implante cone morse apresentou a menor concentração de tensões, independentemente do tipo de osso. A conexão de tipo hexágono externo apresentou as mais altas tensões, independente do tipo de osso. Para os três tipos de conexões, os ossos tipos III e IV mostraram as mais altas tensões.

**Palavras-chave:** Implante dentário; Prótese dentária fixada por implante; Biomecânica; Análise de elemento finito.

*Abstract*

---

*Abstract*

## *Abstract*

---

**Falcón-Antenucci, RM.** Stress analysis of single implant-supported prosthesis with different prosthetic connection and bone qualities. A three-dimensional finite element study. [Thesis]. Araçatuba: UNESP - São Paulo State University; 2011.

## *Abstract*

A critical issue that affects the success or failure of an implant is the manner in which the stresses are transferred from the implant to bone tissue. The overload can lead the dental implant to loss of osseointegration, thus it is advisable to avoid high stress concentrations in bone support, according to the clinical point of view. However, mechanical stress can bring positive or negative consequences in the bone tissue and these factors depend on association with mechanical or biological factors. Therefore, the purpose of this study was to analyze the influence of bone quality on stress distribution in implant-prosthesis unit with different types of prosthetic connection, by the three-dimensional finite element method. For this, twelve three-dimensional models were made with the aid of SolidWorks 2010 and Rhinoceros 4.0, graphical modeling software, besides the InVesalius. Each model was composed of a block with different bone qualities (Type I, II, III and IV), an implant (4.0 x 10 mm) with different type of prosthetic connection (Hexagon external, internal and Morse taper) and metal ceramic crown. After generation of geometries, the

## *Abstract*

---

models were imported into FEMAP 10.2, the pre and post-processing finite element software, where it was generated finite element meshes, boundary and loading conditions. The 200N load was applied axially and 100N obliquely on the occlusal surface of crowns. This total load was divided among the cusps (four points for the axial load and two points for the oblique load on the lingual cusps). Then, the analysis was generated in the FEMAP 10.2 and exported to the NeNastran version 9.2 software for calculation in finite element analysis, running on a workstation. The results were imported back to the FEMAP 10.2 for viewing and post-processing maps of von Mises stress and maximum principal stress. The general maps showed areas of high stress at the site of force application and in the interface crown/implant. Not only the screw, as well as the crown, presented a pattern of distribution of stresses similar among all models. The implant external hexagon tensions were high for the models 3 and 4 in the region between the implant platform and the external hexagon of the first thread. In relation to the bone for the three types of prosthetic connections, the following was observed: strains around the implant platform in cortical bone (top and bottom view) and models with external connection had the largest areas of stress concentration and the highest tensions were observed in type IV bone models. In the trabecular bone under axial load application, the stresses concentrated around the implant body for the three types of prosthetic connections and the highest stress concentration was observed in type III and IV bone models, located at the

## *Abstract*

---

apex of the implant. Under oblique load, the strains were located on the opposite side of the load application, at the end of the threads. It was concluded that: there was no significant difference in the crowns and screws, regardless of type of bone; the type III and IV bone had the highest stress concentrations; the type I bone presented the more favorable situation; the morse taper implant had the lowest stress concentration, regardless of type of bone; the hexagonal connection presented the highest tension, regardless of type of bone.

**Keywords:** Dental Implantation; Dental Prosthesis; Implant-Supported; Biomechanics; Finite Element Analysis.



## *Lista de Figuras*

### *Capítulo 1*

<b>Figura 1 -</b>	Malha de Elementos finitos.....	<b>42</b>
<b>Figura 2 -</b>	Corte Mapa Geral (Carga oblíqua).....	<b>46</b>
<b>Figura 3 -</b>	Implante (Carga axial).....	<b>48</b>
<b>Figura 4 -</b>	Implante (Carga oblíqua).....	<b>49</b>
<b>Figura 5 -</b>	Parafuso (Carga axial).....	<b>50</b>
<b>Figura 6 -</b>	Parafuso (Carga oblíqua).....	<b>51</b>
<b>Figura 7 -</b>	Osso Cortical - Vista superior (Carga axial).....	<b>52</b>
<b>Figura 8 -</b>	Osso Cortical - Vista superior (Carga oblíqua).....	<b>53</b>
<b>Figura 9 -</b>	Osso Cortical - Vista inferior (Carga axial).....	<b>54</b>
<b>Figura 10 -</b>	Osso Cortical - Vista inferior (Carga oblíqua).....	<b>54</b>
<b>Figura 11 -</b>	Osso Trabecular (Carga axial).....	<b>55</b>
<b>Figura 12 -</b>	Osso Trabecular (Carga oblíqua).....	<b>56</b>

## *Capítulo 2*

<b>Figura 1 -</b>	Malha de Elementos Finitos.....	<b>79</b>
<b>Figura 2 -</b>	Osso Cortical – Hexágono externo - Vista superior (Carga axial).....	<b>82</b>
<b>Figura 3 -</b>	Osso Cortical – Hexágono interno - Vista superior (Carga axial).....	<b>83</b>
<b>Figura 4 -</b>	Osso Cortical – Cone morse - Vista superior (Carga axial).....	<b>83</b>
<b>Figura 5 -</b>	Osso Cortical – Hexágono externo - Vista superior (Carga Oblíqua).....	<b>84</b>
<b>Figura 6 -</b>	Osso Cortical – Hexágono interno - Vista superior (Carga Oblíqua).....	<b>84</b>
<b>Figura 7 -</b>	Osso Cortical – Cone morse - Vista superior (Carga Oblíqua).....	<b>85</b>
<b>Figura 8 -</b>	Osso Cortical – Hexágono externo - Vista inferior (Carga Axial).....	<b>85</b>
<b>Figura 9 -</b>	Osso Cortical – Hexágono interno - Vista inferior (Carga Axial).....	<b>86</b>
<b>Figura 10 -</b>	Osso Cortical – Cone morse - Vista inferior (Carga	

## *Lista de Figuras*

---

	Axial).....	86
<b>Figura 11 -</b>	Osso Cortical – Hexágono externo - Vista inferior (Carga Oblíqua).....	87
<b>Figura 12 -</b>	Osso Cortical – Hexágono interno - Vista inferior (Carga Oblíqua).....	88
<b>Figura 13 -</b>	Osso Cortical – Cone morse - Vista inferior (Carga Oblíqua).....	88
<b>Figura 14 -</b>	Osso Trabecular - Hexágono externo (Carga axial).	89
<b>Figura 15 -</b>	Osso Trabecular - Hexágono interno (Carga axial)..	90
<b>Figura 16 -</b>	Osso Trabecular - Cone morse (Carga axial).....	90
<b>Figura 17 -</b>	Osso Trabecular - Hexágono externo (Carga oblíqua).....	91
<b>Figura 18 -</b>	Osso Trabecular - Hexágono interno (Carga oblíqua).....	92
<b>Figura 19 -</b>	Osso Trabecular - Cone morse (Carga oblíqua).....	92

*Anexo*

<b>Figura 1 -</b>	Posicionamento do dente artificial com ajuda do delineador.....	<b>108</b>
<b>Figura 2 -</b>	Resina acrílica incolor .....	<b>108</b>
<b>Figura 3 -</b>	Bloco de resina acrílica com dente artificial inserido.....	<b>109</b>
<b>Figura 4 -</b>	Coroa do dente artificial digitalizada.....	<b>109</b>
<b>Figura 5 -</b>	Coroa gerada no programa Rhinoceros 3D.....	<b>110</b>
<b>Figura 6 -</b>	Coroa finalizada com 30° de inclinação das cúspides.....	<b>110</b>
<b>Figura 7A -</b>	Vista oclusal da coroa parafusada.....	<b>111</b>
<b>Figura 7B -</b>	Imagem interna da coroa: Estrutura metálica (NiCr) e espessura da Porcelana.....	<b>111</b>
<b>Figura 8A -</b>	Implante e coroa conectados.....	<b>112</b>
<b>Figura 8B -</b>	Implante e coroa inseridos no osso.....	<b>112</b>
<b>Figura 9 -</b>	Ossos trabecular e cortical.....	<b>113</b>
<b>Figura 10 -</b>	Malha de elementos finitos.....	<b>115</b>
<b>Figura 11 -</b>	Aplicação de carga oblíqua.....	<b>117</b>
<b>Figura 12 -</b>	Aplicação de carga axial.....	<b>117</b>

## *Lista de Tabelas*

### *Capítulo 1*

<b>Tabela 1 -</b>	Especificações dos modelos.....	<b>40</b>
<b>Tabela 2 -</b>	Propriedades dos Materiais.....	<b>43</b>
<b>Tabela 3 -</b>	Valores de tensão geral (MPa).....	<b>46</b>

### *Capítulo 2*

<b>Tabela 1 -</b>	Especificações dos modelos.....	<b>77</b>
<b>Tabela 2 -</b>	Propriedades dos Materiais.....	<b>80</b>

*Lista de Abreviaturas e Siglas*

MEF	-	Método dos Elementos Finitos
MPa	-	Mega Pascal
GPa	-	Giga Pascal
3D	-	Tridimensional
$\mu\epsilon$	-	Microstrain
N	-	Newton
mm	-	Milímetros
NiCr	-	Níquel-Cromo

## *Sumário*

<b>1 INTRODUÇÃO GERAL.....</b>	<b>29</b>
<b>2 CAPÍTULO 1 - Influência da distribuição das tensões nas próteses sobre implantes de hexágono externo com diferente qualidade óssea</b>	<b>34</b>
2.1 RESUMO.....	35
2.2 INTRODUÇÃO.....	37
2.3 PROPOSIÇÃO.....	39
2.4 MATERIAL E MÉTODO.....	40
2.5 RESULTADO.....	45
2.6 DISCUSSÃO.....	57
2.7 CONCLUSÃO.....	63
2.8 REFERÊNCIAS.....	64
<b>3 CAPÍTULO 2 – Avaliação da distribuição das tensões no tecido ósseo com diferentes conexões. Análise pelo método dos elementos finitos tridimensionais</b>	<b>69</b>
3.1 RESUMO.....	70
3.2 INTRODUÇÃO.....	72
3.3 PROPOSIÇÃO.....	75
3.4 MATERIAL E MÉTODO.....	76
3.5 RESULTADO.....	82
3.6 DISCUSSÃO.....	93
3.7 CONCLUSÃO.....	98
3.8 REFERÊNCIAS.....	99
<b>ANEXOS.....</b>	<b>104</b>
Anexo A - Detalhamento e Ilustrações da Metodologia.....	105
Anexo B - Normas das revistas selecionadas para a publicação dos artigos.....	118
Anexo C - Mapas de tensão.....	127

# *1 Introdução Geral*

## *1 Introdução Geral*

O sucesso dos implantes osseointegrados é dependente do estabelecimento de uma conexão direta, estrutural e funcional entre o tecido ósseo normal viável e o implante em função (Branemark, 1985). A osseointegração tem sido bem documentada clínica, radiográfica e histologicamente, mostrando altos índices de sucesso nos tratamentos reabilitadores com implantes (Adell et al., 1981; Branemark, 1985; Smith et al., 1989; Schmitt et al., 1993).

Entretanto, devido a esse contato íntimo na interface osso/implante, que auxilia na transferência direta das cargas oclusais para o osso circundante (Ishigaki et al., 2003), pode produzir uma sobrecarga ao implante, o que pode acabar ultrapassando os limites fisiológicos do osso e provocar falha nas reabilitações ou até mesmo a perda da osseointegração (Goodacre, 2003).

Esta distribuição das cargas oclusais pode ser influenciada por vários fatores, tais como: posição e angulação do implante, magnitude e direção da carga, desenho do implante (forma, comprimento, diâmetro), tipo de conexão protética, característica da superfície do implante, o tipo de prótese e a quantidade e qualidade do tecido ósseo circundante (Eskitascioglu et al., 2004; Geng et al., 2001; Çehreli et al., 2004; Sahin et al., 2002). Portanto, é fundamental o conhecimento de cada um desses fatores, seu efeito na transmissão da tensão e a interação entre eles, para

## *Introdução Geral*

---

otimizar a distribuição da carga mastigatória, por meio das próteses e destas para os implantes e osso de suporte (Rangert et al., 1989; Ishigaki et al., 2003).

A densidade do osso disponível no local desdentado tem influência primordial no plano de tratamento, desenho do implante, abordagem cirúrgica, tempo de cicatrização e o carregamento progressivo inicial durante a reabilitação protética (Quirynen et al., 1992; Misch, 1990; Ashman, 1987). Pesquisas têm comprovado que a qualidade e quantidade do osso influenciam na distribuição das tensões ao redor dos implantes osseointegrados (Holmes e Loftus, 1997; Misch et al., 1999; Sevimay et al., 2005).

Uma elevada tensão no tecido ósseo pode produzir microdeformações, sendo diretamente relacionada à carga aplicada por meio do implante. No entanto, a tensão no osso é também dependente das propriedades mecânicas deste (Isidor, 2006). Segundo Frost (1992), o osso se adapta a certo nível de tensão e permanece em estado estacionário, mas quando a tensão aumenta ligeiramente, o osso se torna levemente sobrecarregado e compensa a situação com a formação de mais osso (aposição). Se a tensão ultrapassa o limite fisiológico e excede a capacidade de fadiga (acima de 3000  $\mu\epsilon$ ), pode ocorrer a microfratura do osso. Conseqüentemente, isto pode influenciar na manutenção da osseointegração e a sobrevivência ao longo prazo dos implantes.

## *Introdução Geral*

---

Pesquisas têm relacionado a perda óssea peri-implantar à da localização da interface implante/abutment. Estudos indicam que quanto mais apical a união da interface relativa à crista óssea, maior será a perda óssea (Hermann et al., 2004; King et al., 2002; Abrahamsson et al., 1997). A colonização bacteriana e a presença de microgap também tem sido relacionada a essa perda (Abrahamsson et al., 1997; Callan et al., 2005; Hermann et al., 1997). Entretanto, Esposito et al. (1998), numa revisão de literatura, relataram que a maior parte de falhas de implantes são devido a fatores mecânicos (90%).

Outro fator que pode influenciar na distribuição das tensões é o tipo de conexão protética. Desde uma perspectiva biomecânica, o desenho da conexão implante/abutment pode ser um fator fundamental que influencia o mecanismo de transmissão da força nas interfaces osso/implante e implante/abutment; o que torna necessária a precisão da adaptação e estabilidade na união dos componentes (Lin et al., 2008).

Os tipos de conexão implante/prótese existentes são: externo e interno (Binon, 2000), entre outras, mas a grande maioria dos estudos aborda a conexão tipo hexágono externo. O tamanho reduzido do hexágono externo torna a estabilidade da conexão dependente do parafuso de retenção, justificando os altos índices de afrouxamento observados em estudos longitudinais (Ekfeldt et al., 1994; Scheller et al., 1998). Nas conexões internas, porém, é possível criar uma conexão mais profunda e com um maior contato do pilar com as paredes internas do

## *Introdução Geral*

---

implante, diminuindo a possibilidade de micromovimentação. Estudos experimentais têm demonstrado a superioridade das conexões internas em relação à estabilidade (Balfour e O'Brien, 1989; Merz et al., 2000; Lin et al., 2008). Variações no sistema de conexão podem levar a diferentes distribuições de tensões, alterando, desta forma, a transferência de forças ao tecido ósseo circundante (Lin et al., 2008).

Diante do exposto, faz-se necessário avaliar, não só o comportamento biomecânico das próteses implantossuportadas com diferentes tipos de conexões protéticas sob certas condições de carregamento, bem como a resposta dos diferentes tipos de osso, por meio de uma metodologia adequada, como a análise dos elementos finitos tridimensionais, que oferece certas vantagens em relação aos outros métodos, já que a modelagem no computador permite simular a complexidade que caracteriza as situações clínicas (Tada et al., 2003), de forma que se possa estabelecer evidências científicas de aplicabilidade clínica para um planejamento cirúrgico-protético mais apropriado.

No presente trabalho, analisaremos a associação de alguns desses fatores. Desta forma, no primeiro capítulo será estudada a influência da distribuição das tensões nas próteses implantossuportadas com conexão externa com diferentes qualidades ósseas, e no segundo capítulo, será avaliado o efeito biomecânico das conexões protéticas nos diferentes tipos de osso.



## **Influência da distribuição das tensões nas próteses sobre implantes de hexágono externo com diferente qualidade óssea**

### **2.1 Resumo**

**Proposição:** A proposta deste estudo foi analisar a influência da distribuição das tensões em próteses unitárias implantossuportadas de hexágono externo em diferentes qualidades ósseas, pelo método dos elementos finitos tridimensionais.

**Material e método:** Foram confeccionados 4 modelos tridimensionais, com auxílio dos programas de modelagem gráfica SolidWorks® 2010 e Rhinoceros® 4.0, além do programa InVesalius. Cada modelo foi composto por um bloco ósseo com diferentes qualidades ósseas (Tipo I, II, III e IV), e um implante de conexão externa com coroa metalo-cerâmica parafusada. Após a geração de geometrias, os modelos foram importados para o programa de pré e pós processamento de elementos finitos FEMAP® 10.2, onde foram geradas as malhas de elementos finitos, condições de carregamento e contorno. A carga aplicada foi de 200N axialmente e 100N obliquamente, na superfície oclusal das coroas. Os modelos foram resolvidos pelo programa NeiNastran® 9.2 e novamente importados no FEMAP® 10.2 para visualização dos resultados, por meio de mapas de tensão von Mises e Tensão Máxima Principal.

## *Capítulo 1*

---

**Resultados:** Os mapas gerais mostraram áreas de altas tensões no local de aplicação da força e na interface coroa/implante. O parafuso apresentou padrão de distribuição das tensões semelhante entre todos os modelos, como também a coroa. O implante apresentou altas tensões para os modelos 3 e 4 na região entre a plataforma do implante e a primeira rosca. Os ossos cortical e trabecular mostraram as mais altas tensões por tração na região cervical e no ápice do implante para os modelos 3 (Osso tipo III) e 4 (Osso tipo IV).

**Conclusão:** Não houve diferença significativa nas coroas e nos parafusos, independentemente do tipo de osso; os ossos tipo III e IV apresentaram as mais altas concentrações de tensão sob ambos tipos de carga; o osso tipo I apresentou a situação biomecânica mais favorável.

## Capítulo 1

---

### 2.2 Introdução\*

Os Implantes osseointegrados têm comprovado ser uma modalidade de tratamento bem sucedida e previsível para a reabilitação de pacientes parcial e totalmente edêntulos.<sup>1,2</sup> Apesar das altas taxas de sucesso, este tipo de tratamento não está isento de complicações.<sup>3,4</sup>

Há um consenso geral de que os fatores mecânicos e o carregamento têm um papel importante na qualidade e quantidade de tensão induzidas.<sup>5</sup> Assim, o processo e as consequências da transmissão da força para a interface osso-implante através da prótese depende da natureza da força aplicada (amplitude, proporção, direção, frequência), do desenho dos implantes (ex. forma, superfície macro e micro arquitetura), das propriedades biomecânicas e biológicas da interface osso-implante e da reação do tecido ósseo ao ambiente mecânico criado pelo carregamento do implante.<sup>2,5</sup>

Nesse sentido, a estrutura óssea é um fator importante em implantodontia, já que a estrutura interna descrita em termos de qualidade ou densidade, reflete a resistência do osso.<sup>6</sup> A densidade do osso é um fator determinante no plano de tratamento, desenho do implante, abordagem cirúrgica, tempo de cicatrização, estabilidade primária e carregamento progressivo inicial durante a reabilitação protética.<sup>7,8</sup>

A classificação da qualidade óssea proposta por Lekholm e Zarb<sup>9</sup> tem sido aceita por clínicos e cientistas como padrão na avaliação de

\*O artigo está de acordo com as normas da Revista Clinical Implant Dentistry and Related Research (Anexo B)

## Capítulo 1

---

pacientes para instalação de implantes, categorizado em 4 grupos baseados na qualidade do osso (Osso tipo I, II, III e IV).

Alguns autores indicam que uma boa qualidade óssea permitirá uma adequada estabilidade no momento da instalação do implante, o que é conhecido como estabilidade primária, sendo um dos fatores mais importantes para alcançar a osseointegração<sup>10,11</sup> e o sucesso em longo prazo da reabilitação implantossuportada.<sup>12</sup>

Estudos clínicos de acompanhamento têm demonstrado que existe uma correlação entre a qualidade óssea e a falha na reabilitação com implantes,<sup>13-18</sup> assim, algumas pesquisas relataram que a mais alta porcentagem de perda de implantes foi observada no osso de baixa densidade (Tipo IV).<sup>13,19,20</sup> Além disso, estudos pelo MEF mostraram que o osso trabecular de baixa densidade pode aumentar as tensões na região peri-implantar.<sup>11,21-23</sup>

Apesar da relação entre má qualidade óssea e a perda de implantes estar bem estabelecida, a relação precisa entre a qualidade óssea e a distribuição de tensões não foi totalmente esclarecida, dessa forma é importante entender de forma abrangente como o osso responde aos implantes sob diferentes condições de carga, com ênfase particular no tipo de osso.

### **2.3 Proposição**

A proposta deste estudo foi analisar a influência da distribuição das tensões em próteses unitárias implantossuportadas de hexágono externo em diferentes qualidades ósseas, pelo método dos elementos finitos tridimensionais.

## 2.4 Material e Método

Para este estudo foram confeccionados quatro modelos tridimensionais (Tabela 1), representados por uma secção de osso mandibular, um implante (4,0x10mm) e prótese fixa unitária associada. As dimensões do bloco do osso foram aproximadamente 25 mm de altura, 13 mm de largura e 13 mm de espessura, composto por osso trabecular no centro e circundado por osso cortical, da região molar mandibular ou apenas osso cortical quando simulou osso tipo I como será descrito a seguir.

**TABELA 1 - Especificações dos modelos**

<b>Modelo</b>	<b>Descrição</b>
<b>1</b>	Implante unitário de 4,0x10 mm, com coroa metalo-cerâmica de tipo UCLA parafusada. Densidade óssea tipo I.
<b>2</b>	Implante unitário de 4,0x10 mm, com coroa metalo-cerâmica de tipo UCLA parafusada. Densidade óssea tipo II.
<b>3</b>	Implante unitário de 4,0x10 mm, com coroa metalo-cerâmica de tipo UCLA parafusada. Densidade óssea tipo III.
<b>4</b>	Implante unitário de 4,0x10 mm, com coroa metalo-cerâmica de tipo UCLA parafusada. Densidade óssea tipo IV.

## Capítulo 1

---

A espessura do osso cortical na base do bloco permaneceu constante (3 mm),<sup>24</sup> variando-se apenas a espessura do osso cortical na superfície, face vestibular e lingual. A densidade do osso trabecular também variou do osso tipo II ou III para o osso tipo IV, com o intuito de simular as diferentes qualidades ósseas, seguindo a classificação de Lekholm e Zarb.<sup>9</sup>

Nesta classificação, o osso é categorizado em 4 grupos: tipo I osso compacto homogêneo, tipo II possui uma camada mais espessa de osso cortical (2 mm) circundando osso trabecular denso, tipo III possui uma camada delgada de osso cortical (1 mm) circundando osso trabecular denso com resistência favorável, tipo IV possui uma fina camada de osso cortical (1 mm) circundando um núcleo de osso trabecular com baixa densidade.<sup>9</sup>

A geometria do osso trabecular e cortical foi obtida a partir da recomposição de uma Tomografia Computadorizada frontal da região de molar inferior, feita através do programa InVesalius (CTI, São Paulo, Brasil). Posteriormente, a imagem foi exportada ao programa Rhinoceros<sup>®</sup> 4.0 (NURBS modeling for Windows, Robert McNeel & Associates, Seattle, EUA) para simplificação de geometria e refinamento do desenho.

A geometria dos implantes foi obtida a partir do desenho de um implante de conexão externa em formato sld\* (Master, Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, Brasil) de 10 mm de comprimento e 4,0 mm de diâmetro, assim como de seu correspondente componente protético. O

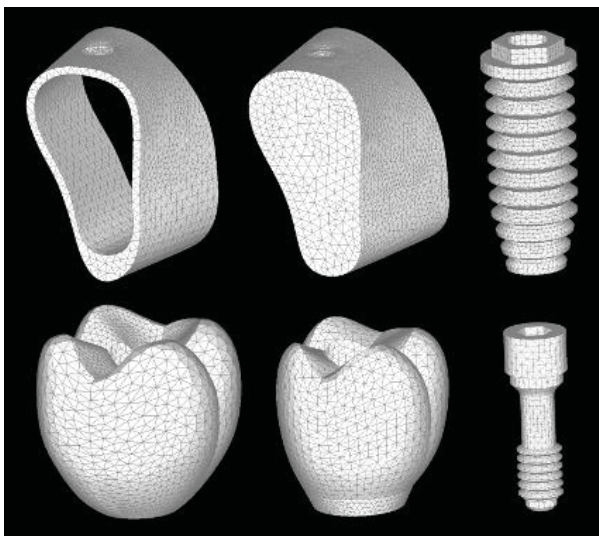
## Capítulo 1

---

implante e componente tiveram geometrias simplificadas, através dos programas SolidWorks® 2010 (SolidWorks Corp, Massachusetts, EUA) e Rhinoceros® 4.0.

A coroa metalocerâmica foi modelada sobre o componente protético, com superfície oclusal padronizada obtida através da simplificação do desenho obtido a partir do escaneamento de superfície (MDX-20, Roland DG, São Paulo, Brasil) de um dente molar inferior de manequim odontológico (Odontofix Indústria e Comércio de Material Odontológico Ltda., Ribeirão Preto, Brasil). Após essa modelagem, o conjunto coroa-implante foi inserido na porção óssea, em posição centralizada, também com o auxílio do programa Rhinoceros® 4.0.

Após finalização da modelagem, as geometrias foram exportadas para o programa de elementos finitos FEMAP® 10.2 (Siemens PLM Software Inc., Califórnia, EUA) para pré-processamento, onde foram geradas as malhas de elementos finitos, com o elemento sólido tetraédrico parabólico (Figura 1).



**FIGURA 1** - Malha de Elementos Finitos

## Capítulo 1

As propriedades mecânicas correspondentes de cada material foram incorporadas às malhas, utilizando-se valores obtidos na literatura<sup>23,25-27</sup> (Tabela 2). Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos.

TABELA 2 - Propriedades dos Materiais			
Estrutura	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coefficiente de Poisson (v)	Referência
Osso Trabeculado denso (osso tipo I, II e III)	1,37	0,30	<i>Sevimay et al.</i> <sup>23</sup>
Osso Trabeculado baixa densidade (osso tipo IV)	1,10	0,30	<i>Sevimay et al.</i> <sup>23</sup>
Osso Cortical	13,7	0,30	<i>Sertgoz et al.</i> <sup>25</sup>
Titânio (abutment, implante)	110,0	0,35	<i>Sertgoz et al.</i> <sup>25</sup>
Liga NiCr	206,0	0,33	<i>Anusavice &amp; Hojjatie</i> <sup>26</sup>
Porcelana Feldespática	82,8	0,35	<i>Eraslan et al.</i> <sup>27</sup>

Os contatos entre porcelana/metal, implante/osso cortical, implante/osso trabecular, osso cortical/osso trabecular, componente protético/parafuso e implante/parafuso foram assumidos como colados, enquanto que o contato entre coroa/implante foi assumido como

## Capítulo 1

---

justaposto. As condições de contorno foram estabelecidas como fixados nos três eixos ( $x$ ,  $y$  e  $z$ ) nas superfícies mesiais e distais do osso cortical e trabecular, estando todo o restante do conjunto livre de restrições. A carga axial aplicada no modelo foi de  $200\text{N}^{28}$  (dividida em  $50\text{N}$  por cúspide) e oblíqua de  $100\text{N}$  (dividida em  $50\text{N}$  por cúspide lingual).

Em seguida, a análise foi gerada no programa FEMAP<sup>®</sup> 10.2 e exportada para cálculo no programa de elementos finitos NeiNastran<sup>®</sup>, versão 9.2 (Noran Engineering, Inc., Califórnia, EUA), executada em uma estação de trabalho (HP Z200, Hewlett-Packard Company., Califórnia, EUA). Os resultados foram importados novamente ao FEMAP<sup>®</sup> 10.2, para visualização e pós-processamento dos mapas de tensão de von Mises e tensão máxima principal.

## Capítulo 1

---

### 2.5 Resultados

*Mapas de Tensão von Mises (Os mapas de tensão completos estão no anexo C)*

#### Mapa Geral

Os mapas gerais de tensão von Mises para os 4 tipos de ossos, sob aplicação de carga axial, apresentaram padrões de distribuição de tensões semelhantes entre os modelos 1 (Osso tipo I) e 2 (Osso tipo II) e entre os modelos 3 (Osso tipo III) e 4 (Osso tipo IV). As mais altas tensões para todos os modelos concentraram-se no ponto de aplicação da carga. Além disso, foram observadas áreas de concentração de tensões na interface coroa/plataforma do implante, sendo o modelo 1 quem apresentou a mais alta tensão nessa área, verificado pela faixa de valor 22,5 MPa - 40 MPa.

Sob aplicação de carga oblíqua, observou-se que os 4 modelos mostraram propagação da tensão desde a união do UCLA - parafuso da coroa - plataforma do implante, até a segunda ou terceira rosca do implante (Figura 2) e esta se apresentou na direção da aplicação da carga. Os valores de tensão mais críticos permaneceram na faixa de 140.6 MPa – 250 MPa. O modelo 1 (Osso Tipo I) e 2 (Osso tipo II) apresentaram a menor área de concentração de tensões e os modelos 3 (Osso Tipo III) e 4 (Osso Tipo IV) apresentaram as maiores áreas.

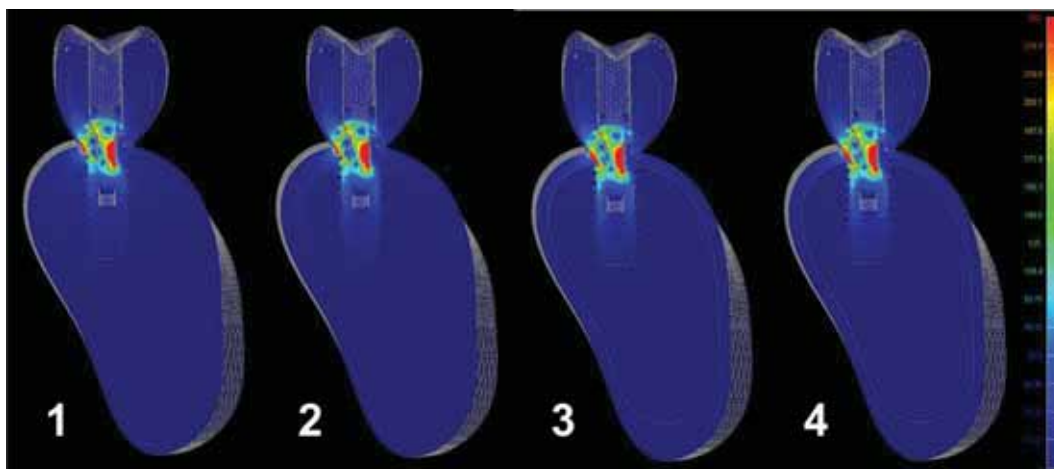


FIGURA 2 - Corte Mapa Geral (Oblíqua)

Analisando comparativamente cada situação de carga, nota-se que as cargas oblíquas apresentaram altos níveis de tensão, o que também foi verificado nos valores de tensão dos mapas automáticos (Tabela 3), Na tabela 3, observa-se um aumento de aproximadamente 50% na tensão máxima nos modelos sob aplicação carga oblíqua.

TABELA 3 – Valores de tensão Geral (MPa).				
Modelos	Axial		Oblíqua	
	Min	Max	Min	Max
Modelo 1 (Osso Tipo I)	0.024	514.1	0.006	809.4
Modelo 2 (Osso Tipo II)	0.026	514.1	0.007	809.6
Modelo 3 (Osso Tipo III)	0.031	514.1	0.009	824.2
Modelo 4 (Osso Tipo IV)	0.026	514.1	0.008	824.5

## *Capítulo 1*

---

### **Coroa**

Os mapas de tensão das coroas implantossuportadas, sob aplicação de carga axial apresentaram padrões de distribuição semelhantes. A exceção do alto ponto de tensão no ponto de aplicação de carga observado em todos os modelos, também notou-se uma área de alta tensão na região cervical da coroa do modelo 1 (Osso tipo I).

Sob aplicação de carga oblíqua, todos os modelos mostraram padrões de distribuição de tensões semelhantes e de maior intensidade do que sob carga axial; porém, sem diferenças significativas entre eles, sendo que os valores de tensão mais altos variaram entre 140.6 MPa – 250 MPa e se localizaram na área de assentamento da cabeça do parafuso e na união da coroa com a plataforma do implante no sentido da aplicação da carga oblíqua.

## Capítulo 1

---

### Implante

A figura 3 mostra os mapas de tensão para os implantes sob carga axial. O padrão de distribuição das tensões foram semelhantes para os modelos 1 (Osso tipo I) e 2 (Osso tipo II) e também entre os modelos 3 (Osso tipo III) e 4 (Osso tipo IV), apresentando áreas de tensões entre a plataforma do implante até o nível das últimas roscas do parafuso fixação; porém, a distribuição foi um pouco menos intensa no modelo 2. Já nos modelos 3 e 4, além dessas áreas, também foram observadas altas tensões ao nível da última rosca do parafuso de fixação e entre a plataforma e primeira rosca do implante, mostrando maior intensidade de tensão, sendo verificado pela visualização da faixa de tensão 25 MPa – 35 MPa.

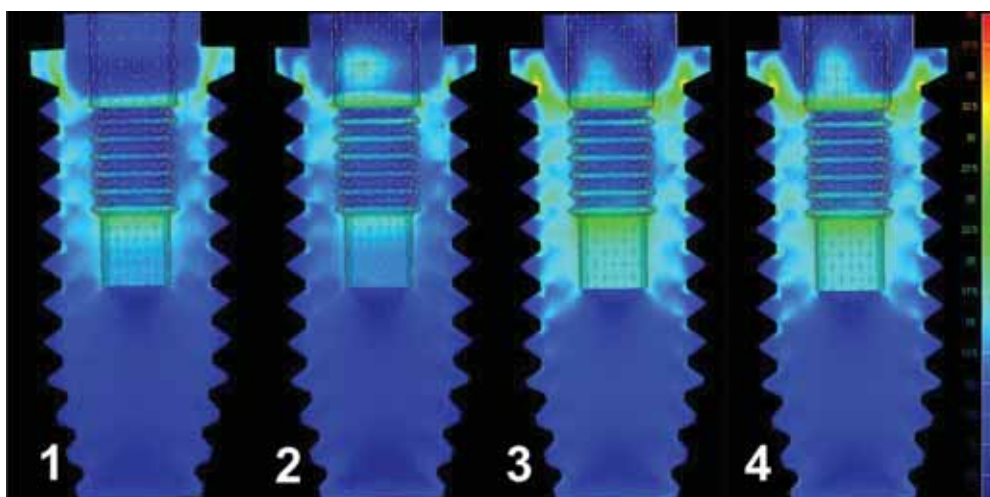


FIGURA 3 - Implante (Carga Axial)

## Capítulo 1

---

Sob aplicação de carga oblíqua, (Figura 4) notou-se o mesmo padrão de distribuição de tensões entre os modelos 1 (Osso tipo I) e 2 (Osso tipo II) e entre os modelos 3 (Osso tipo III) e 4 (Osso tipo IV). Para todos os modelos analisados, a mais alta tensão se localizou na plataforma do implante e esta se prolongou até a união com a primeira rosca (sendo mais evidente nos modelos 3 e 4), no sentido da aplicação da carga (face lingual). Também foi observada uma pequena área de alta tensão ao nível da primeira e segunda rosca do parafuso de fixação (do lado oposto da aplicação da carga). Os valores de tensão mais altos estiveram na faixa de 156.3 MPa – 250 MPa.

Analisando comparativamente, verificamos que as mais altas tensões foram para os modelos sob carga oblíqua e que tanto na aplicação de carga axial, bem como na oblíqua os modelos 3 (Osso tipo III) e 4 (Osso tipo IV) mostraram as mesmas áreas de tensão, coincidindo tanto na localização quanto no valor da faixa de tensão.

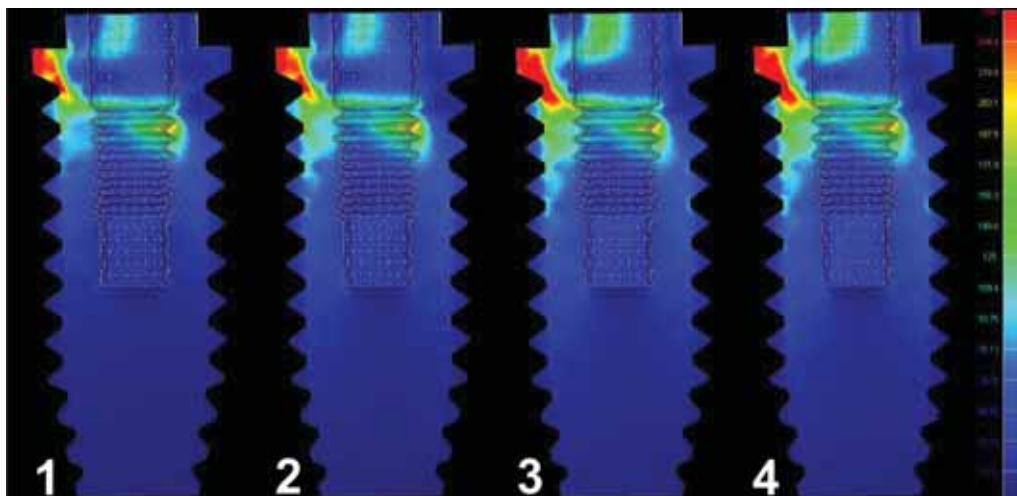


FIGURA 4 - Implante (Carga Oblíqua)

## Capítulo 1

---

### Parafuso

As tensões para o parafuso foram semelhantes para todos os modelos sob aplicação de carga axial (Figura 5). Notou-se que a maior área de tensão se estendeu diagonalmente desde o pescoço do parafuso até as últimas roscas e a mais alta tensão se localizou no pescoço do parafuso no lado vestibular. Também foram observadas áreas de alta tensão ao nível das últimas roscas, principalmente para os modelos 3 (Osso tipo III) e 4 (Osso tipo IV). A faixa de tensão apresentou valores de 8,75 MPa – 20 MPa.

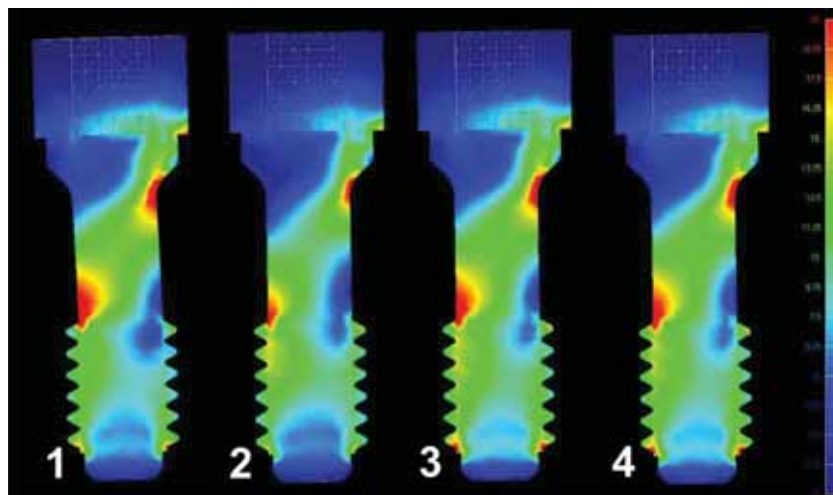


FIGURA 5 - Parafuso (Carga Axial)

Os 4 modelos apresentaram o mesmo padrão de distribuição de tensões sob aplicação de força oblíqua (Figura 6), sendo que as tensões se estenderam diagonalmente desde a base da cabeça do parafuso até a

## Capítulo 1

---

segunda ou terceira rosca e a área de maior tensão se concentrou ao nível do corpo do parafuso, principalmente do lado oposto ao sentido da direção da carga aplicada. Não houve diferenças significativas entre os modelos tanto na aplicação da carga axial quanto oblíqua.

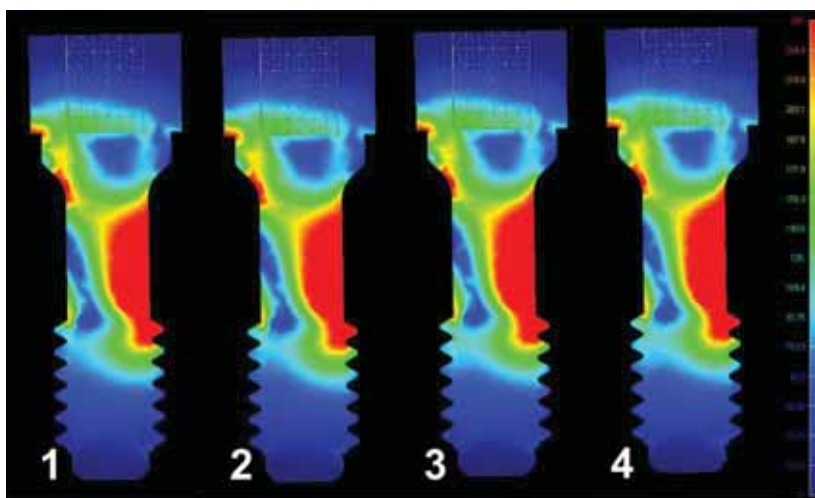


FIGURA 6 - Parafuso (Carga Oblíqua)

## Capítulo 1

### Mapas de Tensão Máxima Principal

#### Ossos Corticais

As Figuras 7 a 10 ilustram os mapas de tensão máxima principal do osso cortical (vistas superior e inferior) dos modelos estudados. Na figura 7 observou-se tensões por compressão ao redor da plataforma do implante que foram de menor intensidade para o modelo 1 (Osso tipo I), seguido pelo modelo 2 (Osso tipo II), 3 (Osso tipo III) e 4 (Osso tipo IV), respectivamente. Assim, os modelos 3 e 4 apresentaram as maiores áreas de tensão por compressão, com valores na faixa de -5.62 MPa – -15 MPa.

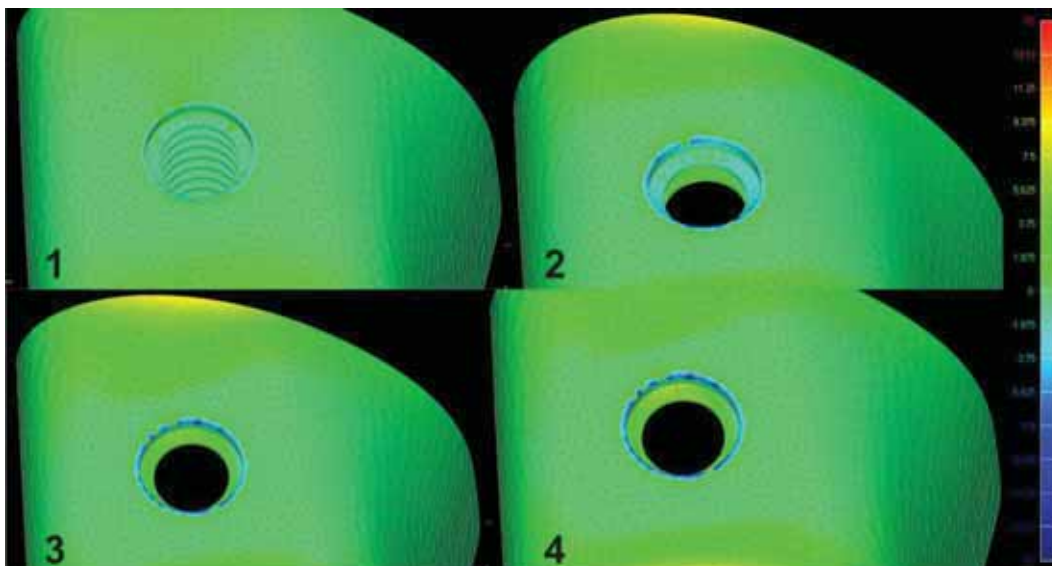


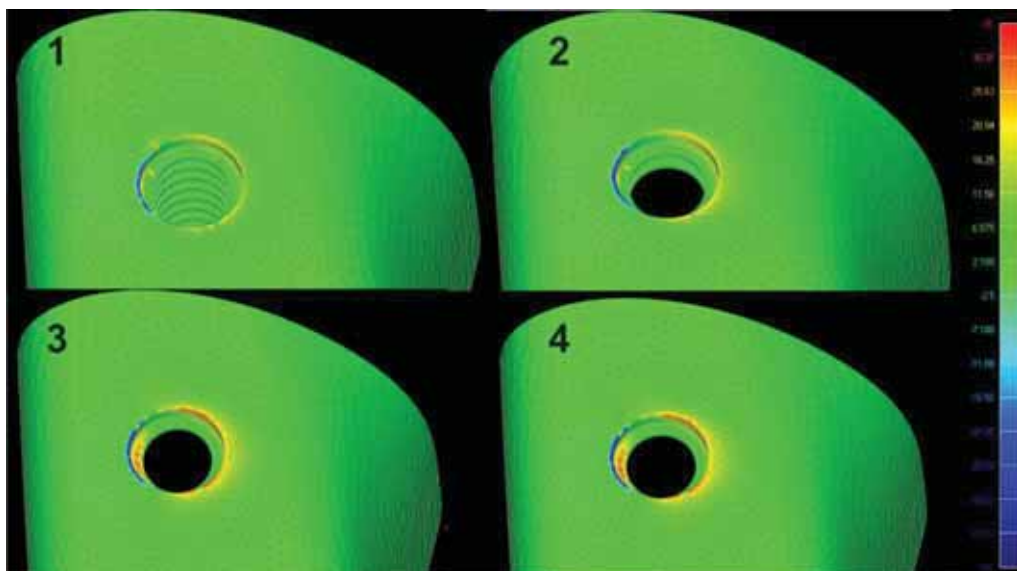
FIGURA 7 - Osso Cortical – Vista superior (Carga Axial)

As mesmas características foram observadas, sob aplicação de carga oblíqua, (Figura 8) para os 4 modelos, apresentando tensões por

## Capítulo 1

---

compressão no sentido da aplicação da carga e tensões por tração do lado oposto. Entretanto, os valores de tensão de compressão e tração foram maiores para os modelos 3 e 4, apresentando também tensões por tração na área de assentamento da plataforma, no sentido da direção da carga aplicada. Os valores de tensão por tração estiveram na faixa de 20.94 MPa - 30.31 MPa.



**FIGURA 8** - Osso Cortical – Vista superior (Carga Oblíqua)

Na vista inferior do osso cortical, quando da aplicação de carga axial (Figura 9), notou-se maiores áreas de tensões por tração para o modelo 4 (Osso tipo IV), 3 (Osso tipo III) e 2 (Osso tipo II), respectivamente, localizando-se ao redor do implante. Entretanto, o modelo 2 mostrou a mais alta tensão por tração, evidenciada pela visualização da faixa de tensão de valor 9.37 MPa – 15 MPa.

## Capítulo 1

Sob carga oblíqua, (Figura 10) os modelos mostraram tensões por tração, próximas à plataforma do implante e no sentido da carga aplicada (face lingual). Os modelos 3 e 4 apresentaram a maior área e com a mais alta tensão por tração 20.94 MPa - 35 MPa.

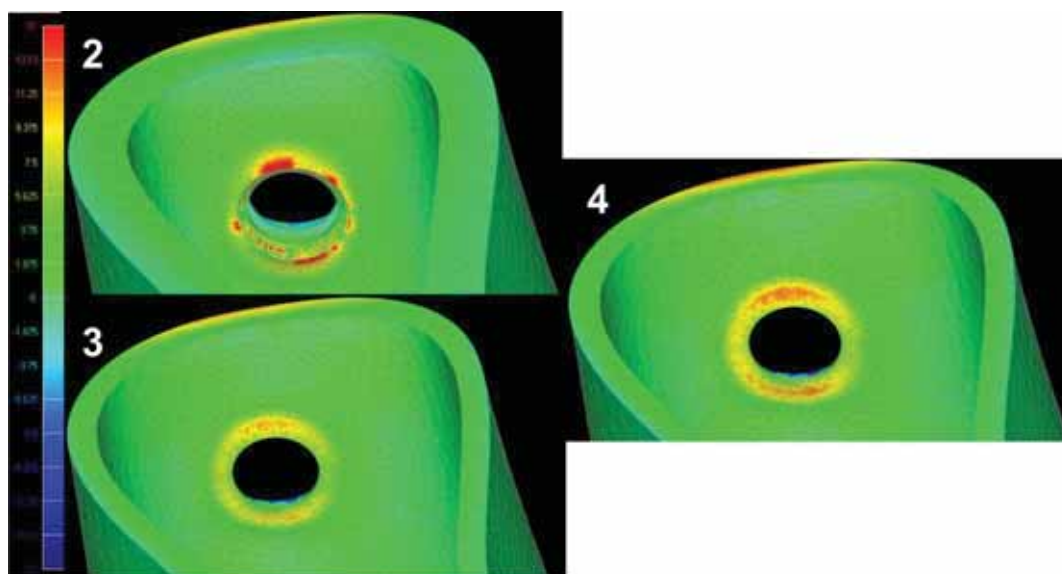


FIGURA 9 - Osso Cortical – Vista inferior (Carga Axial)

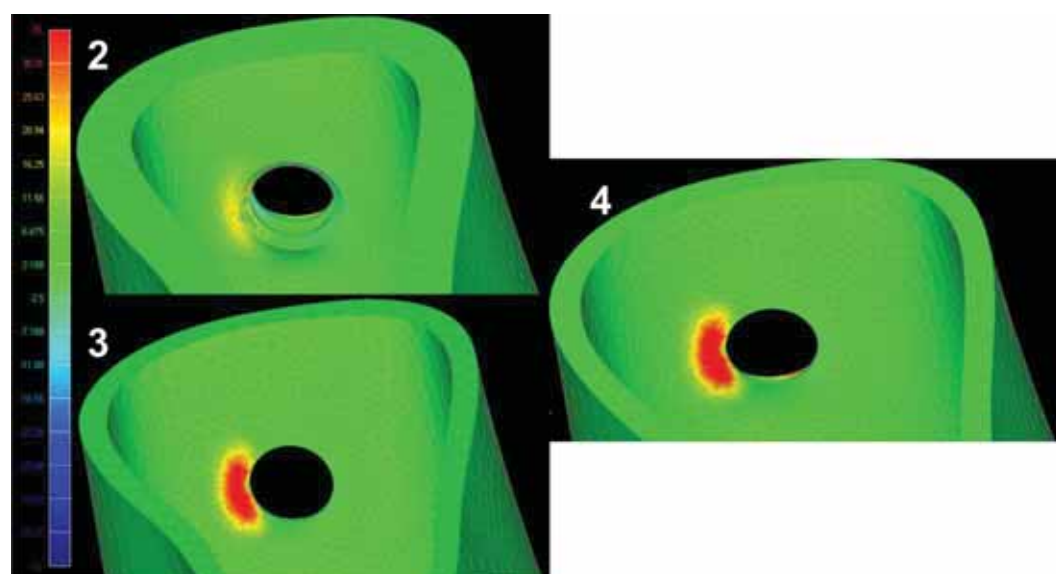
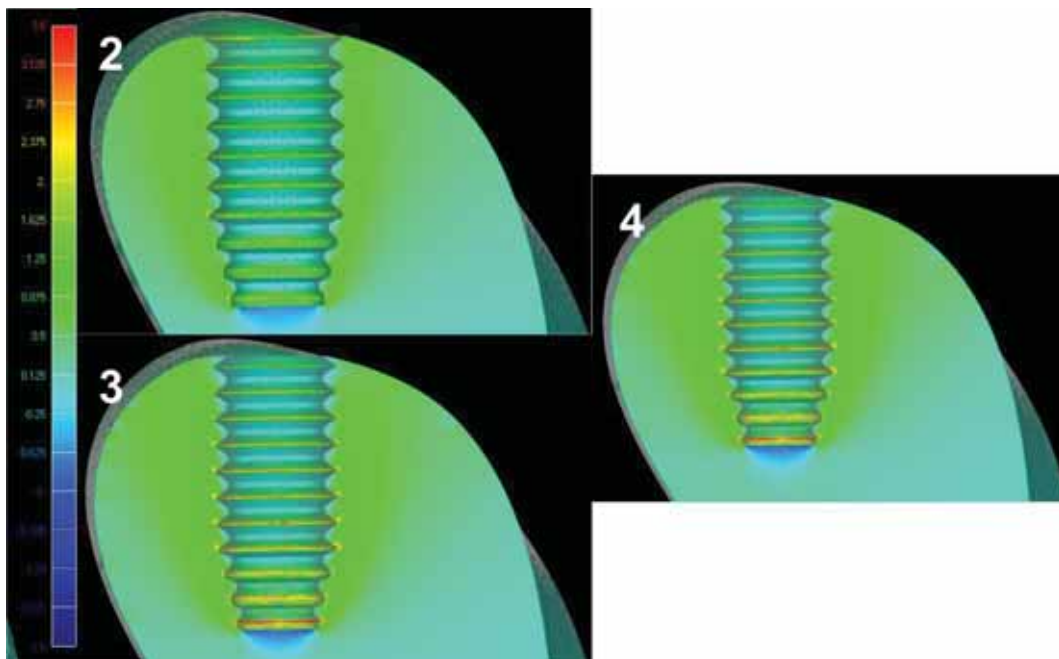


FIGURA 10 - Osso Cortical – Vista inferior (Carga Oblíqua)

**Ossos trabeculares**

Os mapas de tensão do osso trabecular estão representados nas Figuras 11 e 12. As tensões localizaram-se ao redor do corpo do implante sob carga axial. Os modelos 3 (Osso tipo III) e 4 (Osso tipo IV) apresentaram as mais altas tensões, principalmente no terço apical (ao nível das roscas do implante), onde as tensões estiveram na faixa de valor 2.375 MPa – 3.5 MPa.



**FIGURA 11 - Osso Trabecular (Carga Axial)**

Sob carga oblíqua (Figura 12) as tensões de tração mostraram-se mais intensas do lado da aplicação da carga e distribuídas nas extremidades das roscas do implante. Os maiores valores foram observados nos modelos 3 (Osso tipo III) e 4 (Osso tipo IV), apresentando

## Capítulo 1

---

também uma pequena área de tensão por compressão ao nível da primeira rosca do implante que não foi visualizado no modelo 2 (Osso tipo II). A mais alta tensão por tração localizou-se ao nível da primeira e última rosca do implante para ambos os modelos (3 e 4), ilustrado pela faixa de tensão 3 MPa – 4 MPa.

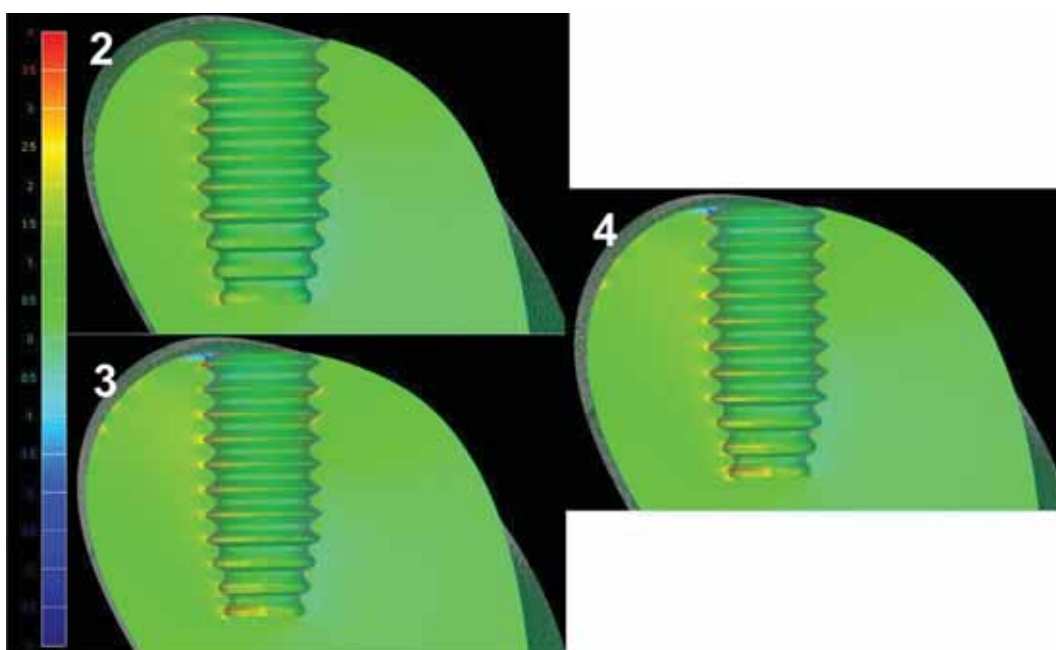


FIGURA 12 - Osso Trabecular (Carga Oblíqua)

## Capítulo 1

---

### 2.6 Discussão

Ao analisar os modelos com diferentes tipos de ossos, observa-se que o modelo 1 (Osso tipo I) e o modelo 2 (Osso tipo II) apresentaram uma distribuição de tensões mais uniforme em uma menor área e magnitude. O valor máximo de tensão de von Mises foi 809.4 MPa e 809.6 MPa, respectivamente, sendo os valores mais baixos entre os modelos analisados. Porém, no modelo 1, na maioria de estruturas analisadas, apresentou uma menor área de concentração de tensões do que o modelo 2, o que pode estar relacionado à configuração do osso tipo I,<sup>9</sup> composto por osso compacto homogêneo, já o osso tipo II apresentou uma camada espessa de osso cortical (2 mm) circundando osso trabecular denso. Essa composição poderia ter influenciado na distribuição das tensões, já que Kitagawa et al.<sup>24</sup> e Holmes & Loftus<sup>21</sup> afirmaram que a rigidez do osso cortical, em termos de espessura e módulo de elasticidade, tem um efeito significativo na distribuição das tensões no osso circundante. Além disso, o módulo de elasticidade do osso cortical é mais alto que o trabecular, apresentando uma maior resistência à deformação.<sup>21</sup>

Os modelos 3 (Osso tipo III) e 4 (Osso tipo IV) apresentaram a maior concentração e magnitude de tensão do que os ossos tipo I e tipo II, o que foi verificado nos valores de tensão geral máxima que foram os mais altos entre os modelos analisados (824.2 MPa e 824.5 MPa

## Capítulo 1

---

respectivamente). Isso pode estar relacionado à baixa densidade do osso trabecular e a menor espessura do osso cortical. Resultados semelhantes foram observados por Tada et al.,<sup>11</sup> Holmes e Loftus<sup>21</sup> e Sevimay et al.<sup>23</sup>

Estudos clínicos<sup>13,15,19</sup> mostraram que os implantes colocados em osso tipos I e II têm bom prognóstico em longo prazo. Para implantes instalados em ossos desfavoráveis, especialmente em osso tipo IV, que tem uma estrutura esponjosa e mais porosa, as taxas de falha aumentam significativamente. A densidade do osso esponjoso parece ter uma forte influência na falha do implante e o módulo de elasticidade vai depender da densidade ou porosidade do tecido.<sup>29</sup> Daí o fato de se indicar subinstrumentação durante a cirurgia nos ossos tipos III e IV,<sup>10</sup> a fim de melhorar o contato implante/osso.

Existem estudos similares avaliando a influência da qualidade óssea. Holmes e Loftus,<sup>21</sup> pelo MEF-3D, concluíram que a concentração das tensões no osso está relacionada à densidade do osso trabecular e a espessura do osso cortical e que estas podem influenciar na micromovimentação do implante. Em outros estudos,<sup>11</sup> os resultados mostraram que as tensões aumentaram nos modelos com osso trabecular de baixa densidade. Segundo Sevimay et al.,<sup>23</sup> os ossos tipo III e IV apresentaram os mais altos valores de tensão, e os ossos tipo I e II mostraram uma distribuição de tensões mais homogênea e semelhante entre eles. Os resultados desses estudos concordam com o presente estudo, apesar de que, as propriedades incorporadas aos materiais em

## Capítulo 1

---

muitos casos não foram as mesmas, o que poderia ter influenciado nos resultados. Cabe ressaltar que ainda não foram publicados estudos buscando estabelecer as propriedades mecânicas do osso trabecular alveolar humano.

Analisando o corte sagital dos mapas gerais, sob carga oblíqua, observou-se uma maior tendência à concentração de tensão na interface coroa-implante, na qual a tensão propaga-se através do parafuso até a segunda ou terceira rosca. A localização das tensões coincide com os relatos de incidência de afrouxamento e fratura do parafuso, observados nos estudos clínicos, nos quais as complicações mecânicas mais freqüentemente encontradas nas próteses implantossuportadas são no parafuso, apresentando afrouxamento e/ou fratura principalmente em coroas unitárias.<sup>3,30,31</sup>

A configuração hexagonal externa determina a posição rotacional, mas não existe um travamento positivo. Desse modo, as forças não axiais são absorvidas principalmente pelo parafuso que é o ponto mais fraco do complexo implante/prótese.<sup>30,32</sup> Apesar destes fatos, os implantes de hexágono externo ainda são os mais populares no Brasil, apesar de existir outras conexões mais estáveis.

Os resultados para os mapas de tensão da coroa e do parafuso não mostraram diferenças significativas em relação à concentração de tensões nos diferentes tipos de osso. A coroa e o parafuso, possivelmente, não apresentaram diferenças no padrão de distribuição de

## Capítulo 1

---

tensões entre os modelos analisados, porque nas condições de contorno essas estruturas foram assumidas como pré-torque do parafuso, com contato colado. Assim, as diferenças em tensões foram manifestadas na estrutura mais próxima em contato, ou seja o implante. As concentrações de tensões no implante, sob ambas as cargas, coincidem com as observadas no parafuso. O implante apresentou tensões mais altas para os ossos tipo III e IV, ao nível da plataforma e da primeira rosca, área que coincide com a união entre osso cortical e trabecular, provavelmente devido à diferença no módulo de elasticidade, estando em acordo com outros estudos em elementos finitos<sup>11,21-23,33</sup> e estudos clínicos de acompanhamento que reportam o osso tipo IV como um osso de baixa qualidade o que contribui para a falha dos implantes.

Nos mapas de tensão máxima principal do osso cortical, observamos concentração de tensões ao redor da plataforma do implante, o que já foi observado em vários estudos pelo MEF.<sup>11,22,23,33</sup> Isto é uma consequência de um princípio de engenharia geral, indicando que quando dois materiais estão em contato e um deles é carregado, a tensão será mais alta onde a estrutura tem o primeiro contato.<sup>12</sup> Os modelos 1 (Osso tipo I) e 2 (Osso tipo II) mostraram baixas concentrações de tensões sob carga axial. Isso pode estar relacionado à composição (osso compacto homogêneo e maior espessura cortical), sendo mais rígido, visto que no modelo 1, o implante ao ser carregado foi segurado pela rigidez do osso cortical, limitando a intrusão do mesmo. Já no modelo 2, a tensão foi

## Capítulo 1

---

levemente maior, devido a espessura da cortical óssea (2 mm), que fez o mesmo efeito, mas em uma menor medida e que foi refletido também no osso trabecular. Sendo assim, parece que a espessura do osso cortical é um dos fatores mais importantes da biomecânica destas próteses.

O osso trabecular apresentou tensões por tração ao nível das pontas das roscas do implante. Nos modelos 3 (Osso tipo III) e 4, (Osso tipo IV) a espessura da cortical (1 mm) foi menor do que no modelo 2. Assim, as tensões no osso foram maiores, tanto em área como em magnitude, provavelmente devido à carga maior que o osso trabecular suportou de maneira menos eficiente do que no osso tipo II, o que permitiu um maior aprofundamento vertical do implante e se manifestou no osso trabecular, apresentando tensões por tração ao nível das cristas das roscas e em maior magnitude na base do implante para ambos os modelos (III e IV). Resultados similares foram observados por Tada et al.,<sup>11</sup> que apontaram que as tensões foram maiores na base em virtude de as roscas do implante permitirem dissipar as tensões ao redor corpo do implante. O osso é mais resistente sob forças de compressão, mais fraco sobre forças de tração e ainda mais fraco ao cisalhamento.<sup>6,34</sup> Entretanto, os resultados do presente estudo para o osso trabecular estão dentro dos limites fisiológicos estabelecidos por Frost (2-5 MPa),<sup>35</sup> o que indica que apesar de um maior risco biomecânico nos ossos III e IV, ainda é viável a colocação dos implantes nestas áreas. Os ossos de baixa qualidade geralmente, requer implantes mais largos e com maior número de roscas

## *Capítulo 1*

---

ou tratamento de superfície para aumentar a área de contato osso/implante.<sup>6</sup> Cabe ressaltar que a análise de risco oclusal pode influenciar na indicação ou na colocação de implantes. Caso o risco seja grande, uma mudança de planejamento deve ser feita para melhorar o prognóstico biomecânico destas próteses.

As condições de carregamento também afetaram a magnitude das tensões, como observado nos valores máximos de tensão para os modelos sob carga oblíqua que aumentaram em 50%. Isso é devido ao fato de que as forças não axiais produzem momentos de flexão que aumentam de forma significativa os valores de tensão tanto no tecido ósseo, como no complexo implante/prótese.<sup>30,33</sup> Um inapropriado carregamento causará excessivo estresse no osso, o que poderá resultar em reabsorção óssea. Assim, contatos laterais devem ser minimizados ou evitados na região posterior.<sup>33</sup>

## **2.7 Conclusão**

Baseado na metodologia utilizada foi possível concluir que:

1. Não houve diferença significativa nas coroas e nos parafusos, independentemente do tipo de osso.
2. Os ossos tipo III e IV apresentaram as mais altas concentrações de tensão sob ambos tipos de carga.
3. O osso tipo I apresentou a situação biomecânica mais favorável.

**2.8 Referências**

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10:387-416.
2. Çehreli M, Şahin S, Akça K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *J Dent* 2004; 32:123-132.
3. Goodacre CJ. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003; 90:121-132.
4. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7:143-152.
5. Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *J Dent* 2002; 30:271-282.
6. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *Int J Oral Implantol* 1990; 6:23-31.
7. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI dental implant system: a consensus report. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11:33-58.

## Capítulo 1

---

8. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992; 3:104-111.
9. Lekholm U, Zarb GA. Tissue-integrated prostheses. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses*. Chicago: Quintessence; 1985. p. 199-209.
10. Misch CE. *Prótese sobre Implantes*. São Paulo: Livraria Santos, 2006: 625p.
11. 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; 18:357-368.
12. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Imp Res* 2006; 17:8-18.
13. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991; 62:2-4.
14. Bass SL, Triplett RG. The effects of preoperative resorption and jaw anatomy on implant success. A report of 303 cases. *Clin Oral Implants Res* 1991; 2:193-198.
15. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, et al. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5:272-281.

## Capítulo 1

---

16. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6:142-146.
17. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:303-311.
18. Hutton JE, Heath MR, Chai JY, et al. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:33-42.
19. Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3:129-134.
20. Ichikawa T, Kanitani H, Wigianto R, Kawamoto N, Matsumoto N. Influence of bone quality on the stress distribution. An in vitro experiment. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8:18-22.
21. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997; 23:104-111.
22. Petrie CS, Willians JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar

## Capítulo 1

---

- crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Impl Res* 2005; 16:486-494.
23. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 2005; 93:227-234.
  24. Kitagawa T, Tanimoto Y, Nemoto K, Aida M. Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. *Dent Mat J* 2005; 24:219-224.
  25. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997; 10:19-27.
  26. Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J Dent Res* 1987; 66:1493-1498.
  27. Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures--a finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2005; 32:273-278.
  28. Morneburg TR, Proschel PA. Measurement of masticatory forces and implant forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont* 2002; 15:20-27.

## *Capítulo 1*

---

29. Ashman RB, Van Buskirk WC. The elastic properties of a human mandible. *Adv Dent Res* 1987; 1:64-67.
30. Rangert BO, Jemt T, Jorneus L. Force and moments on Branemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4:241-247.
31. Ekfeldt A, Carlsson GE, Börjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:179-183.
32. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15:519-526.
33. Lin C-H, Wang J-C, Ramp LC, Liu P-R. Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation, bone density, and loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23:57-64.
34. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:345-360.
35. Frost HM. Perspectives: bone's mechanical usage windows. *Bone Miner* 1992; 19:257-271.



**Avaliação da distribuição das tensões no tecido ósseo com diferentes conexões. Análise pelo método dos elementos finitos tridimensionais**

### **3.1 Resumo**

**Proposição:** O objetivo deste estudo foi analisar a distribuição das tensões em ossos de diferentes qualidades e com diferentes tipos de conexões protéticas, pelo método dos elementos finitos tridimensionais.

**Material e método:** Foram confeccionados 12 modelos tridimensionais, com auxílio dos programas de modelagem gráfica SolidWorks 2010 e Rhinoceros 4.0, além do programa InVesalius. Cada modelo foi composto por um bloco ósseo com diferentes qualidades ósseas (Tipo I, II, III e IV), e um implante com diferentes tipos de conexão (hexágono externo, interno e cone morse) e coroa metalo-cerâmica. Após geração de geometrias, os modelos foram importados para o programa de pré e pós processamento de elementos finitos FEMAP 10.2, onde foram geradas as malhas, condições de carregamento e contorno. A carga aplicada foi de 200N axialmente e 100N obliquamente, na superfície oclusal das coroas. Os modelos foram resolvidos pelo programa NeiNastran 9.2 e novamente importados no FEMAP 10.2 para visualização dos resultados, por meio de mapas de Tensão Máxima Principal.

## Capítulo 2

---

**Resultados:** No osso cortical foram observadas tensões ao redor da plataforma do implante (vista superior e inferior). Os modelos com conexão externa apresentaram as maiores áreas de concentração de tensões e as mais altas tensões foram observadas nos modelos com osso tipo IV. No osso trabecular, sob aplicação de carga axial, as tensões concentraram-se ao redor do corpo do implante para os três tipos de conexão. A mais alta concentração de tensões foi observada nos modelos com osso tipo III e IV e localizada no ápice do implante. Sob aplicação de carga oblíqua, as tensões localizaram-se do lado oposto da aplicação da carga, nas extremidades das roscas, apresentando altas tensões nos modelos com osso tipo III e IV no ápice do implante.

**Conclusão:** O implante cone morse apresentou a menor concentração de tensões, independente do tipo de osso. A conexão de tipo hexágono externo apresentou as mais altas tensões, independente do tipo de osso. Para os três tipos de conexões o osso tipo III e IV mostraram as mais altas tensões.

**Palavras-chave:** Implante dentário; Prótese dentária fixada por implante; Biomecânica; Análise de elemento finito.

## Capítulo 2

---

### 3.2 Introdução\*

Um dos fatores mais significativos que afetam os resultados do tratamento com implantes é a qualidade óssea. O aumento da densidade óssea melhora as propriedades mecânicas da interface osso/implante. Do ponto de vista biomecânico, embora 70% do osso resista às forças funcionais,<sup>1</sup> acredita-se que a taxa de sobrevivência de implantes é diretamente proporcional à densidade óssea.<sup>2</sup>

Mesmo que variações em densidade existam em cada região, os ossos tipo I e II são frequentemente encontrados na mandíbula, e os ossos tipo III e IV são principalmente observados na maxila. O osso tipo I é o mais denso e resistente dos ossos e fornece um íntimo contato com as roscas do implante e a porcentagem de contato osso-implante é aproximadamente 80%. Nos ossos tipo II, III e IV, o contato vai decrescendo progressivamente, e no osso tipo IV atinge aproximadamente 25%,<sup>3</sup> por esse motivo, pesquisas clínicas têm mostrado altos índices de falha de implantes no osso tipo IV.<sup>4,5</sup>

À medida que a densidade óssea diminui, a resistência também diminui.<sup>6,7</sup> Para diminuir a incidência de microfratura no osso, a deformação deve ser reduzida e essa última está diretamente relacionada à tensão. Consequentemente, a tensão também deve ser reduzida de alguma forma.<sup>8</sup> Uma maneira de reduzir as tensões é no desenho da prótese ou na macro (formato, roscas, tipo de conexão

\*O artigo está de acordo com as normas da Revista The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants (Anexo B)

## Capítulo 2

---

implante/abutment, formato das roscas, etc) e micro-geometria do implante (material, morfologia e tratamento da superfície). Em relação ao tipo de conexão, a confiabilidade e estabilidade do mecanismo de conexão implante-abutment é um pré-requisito essencial para o sucesso ao longo prazo dos implantes dentários.<sup>9</sup>

Estudos laboratoriais<sup>10,11</sup> têm demonstrado que desajustes na conexão implante/abutment podem resultar no aumento das tensões no osso circundante, no implante e nos componentes. Pesquisas por diferentes metodologias<sup>12-14</sup> têm demonstrado que o tipo de conexão implante/abutment influencia na transferência de tensões na interface osso/implante.

Os tipos de conexão implante/abutment existentes são: externo e interno,<sup>15</sup> entre outras, mas a grande maioria dos estudos aborda a conexão tipo hexágono externo. Estudos de acompanhamento<sup>16,17</sup> mostraram que o afrouxamento ou fratura do parafuso é a falha mais frequentemente encontrada nas restaurações implantossuportadas unitárias.

Portanto, as conexões internas surgiram com o intuito de superar algumas limitações inerentes ao desenho da configuração geométrica externa.<sup>15</sup> As conexões internas distribuem as tensões mais uniformemente, através do implante e fornecem um melhor ajuste do abutment, diminuindo a micro-movimentação.<sup>18</sup> Estudos experimentais já

## *Capítulo 2*

---

demonstraram a superioridade biomecânica das conexões internas (hexágono interno e cone morse) em detrimento das externas.<sup>19-22</sup>

Um campo crescente da pesquisa em Implantodontia se refere ao estudo dos princípios biomecânicos. Entretanto, evidências sobre princípios básicos das reações do osso com diferentes qualidades aos diferentes tipos de conexões de implantes são inexistentes nas bases de dados atuais.

### **3.3 Proposição**

O objetivo deste estudo foi analisar a distribuição das tensões em ossos de diferentes qualidades e com diferentes tipos de conexões protéticas, pelo método dos elementos finitos tridimensionais.

### **3.4 Material e Método**

Para este estudo foram confeccionados doze modelos tridimensionais (Tabela 1), representados por uma secção de osso mandibular, um implante (4,0x10 mm) e prótese fixa unitária associada. As dimensões do bloco do osso foram, aproximadamente, 25 mm de altura, 13 mm de largura e 13 mm de espessura, composto por osso trabecular no centro e circundado por osso cortical, da região molar mandibular ou apenas osso cortical quando simulou osso tipo I, como será descrito a seguir.

A espessura do osso cortical na base do bloco permaneceu constante (3 mm),<sup>20</sup> variando-se apenas a espessura do osso cortical na superfície, face vestibular e lingual. A densidade do osso trabecular também variou do osso tipo II ou III para o osso tipo IV, com o intuito de simular as diferentes qualidades ósseas, seguindo a classificação de Lekholm e Zarb.<sup>23</sup>

Nesta classificação, o osso é categorizado em 4 grupos: tipo I osso compacto homogêneo, tipo II possui uma camada mais espessa de osso cortical (2 mm) circundando osso trabecular denso, tipo III possui uma camada delgada de osso cortical (1 mm) circundando osso trabecular denso com resistência favorável, tipo IV possui uma fina camada de osso cortical (1 mm) circundando um núcleo de osso trabecular com baixa densidade.<sup>23</sup>

Tabela 1 Especificações dos modelos

Modelo	Descrição
1	Implante unitário de 4,0x10 mm, hexágono externo, com coroa metalo-cerâmica de tipo UCLA parafusada. Densidade óssea tipo I.
2	Implante unitário de 4,0x10 mm, hexágono externo, com coroa metalo-cerâmica de tipo UCLA parafusada. Densidade óssea tipo II.
3	Implante unitário de 4,0x10 mm, hexágono externo, com coroa metalo-cerâmica de tipo UCLA parafusada. Densidade óssea tipo III.
4	Implante unitário de 4,0x10 mm, hexágono externo, com coroa metalo-cerâmica de tipo UCLA parafusada. Densidade óssea tipo IV.
5	Implante unitário de 4,0x10 mm, hexágono interno, com coroa metalo-cerâmica de tipo UCLA parafusada. Densidade óssea tipo I.
6	Implante unitário de 4,0x10 mm, hexágono interno, com coroa metalo-cerâmica de tipo UCLA parafusada. Densidade óssea tipo II.
7	Implante unitário de 4,0x10 mm, hexágono interno, com coroa metalo-cerâmica de tipo UCLA parafusada. Densidade óssea tipo III.
8	Implante unitário de 4,0x10 mm, hexágono interno, com coroa metalo-cerâmica de tipo UCLA parafusada. Densidade óssea tipo IV.
9	Implante unitário de 4,0x10 mm, cone morse, com coroa metalo-cerâmica cimentada. Densidade óssea tipo I.
10	Implante unitário de 4,0x10 mm, cone morse, com coroa metalo-cerâmica cimentada. Densidade óssea tipo II.
11	Implante unitário de 4,0x10 mm, cone morse, com coroa metalo-cerâmica cimentada. Densidade óssea tipo III.
12	Implante unitário de 4,0x10 mm, cone morse, com coroa metalo-cerâmica cimentada. Densidade óssea tipo IV.

## *Capítulo 2*

---

A geometria do osso trabecular e cortical foi obtida à partir da recomposição de uma Tomografia Computadorizada frontal da região molar mandibular, através do programa InVesalius (CTI, São Paulo, Brasil). Posteriormente, a imagem foi exportada ao programa Rhinoceros 4.0 (NURBS modeling for Windows, Robert McNeel & Associates, Seattle, EUA) para simplificação de geometria e refinamento do desenho.

A geometria dos implantes foi obtida à partir do desenho de um implante do sistema Conexão em formato sld\* (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, Brasil), particularmente, um de hexágono externo, um de hexágono interno e um de cone morse, todos com 10 mm de comprimento e 4,0 mm de diâmetro, além de seu correspondente componente protético UCLA ou pilar cone morse. Todos os implantes e componentes tiveram geometrias simplificadas através dos programas SolidWorks 2010 (SolidWorks Corp, Massachusetts, EUA) e Rhinoceros 4.0.

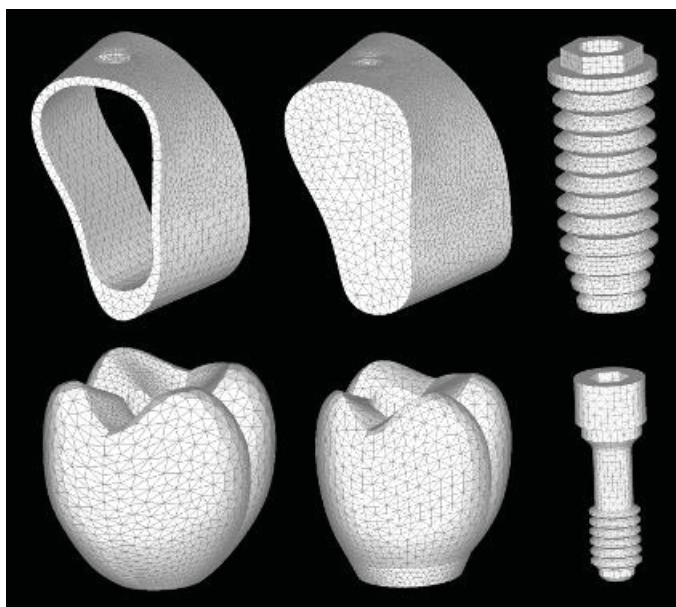
A coroa metalocerâmica foi modelada sobre o componente protético, com superfície oclusal padronizada obtida através da simplificação do desenho obtido a partir do escaneamento de superfície (MDX-20, Roland DG, São Paulo, Brasil) de um dente molar inferior de manequim odontológico (Odontofix Indústria e Comércio de Material Odontológico Ltda., Ribeirão Preto, Brasil). A coroa implantossuportada foi considerada parafusada para as conexões de hexágono externo e

## Capítulo 2

---

interno e cimentada para a conexão cone morse, sendo considerada uma linha de cimentação com espessura de 0,03 mm.<sup>24</sup>

Após finalização da modelagem, as geometrias foram exportadas para o programa de elementos finitos FEMAP 10.2 (Siemens PLM Software Inc., Califórnia, EUA) para pré-processamento, sendo geradas as malhas de elementos finitos, com o elemento sólido tetraédrico parabólico (Fig 1).



**FIGURA 1** - Malha de Elementos Finitos

As propriedades mecânicas correspondentes de cada material foram incorporadas às malhas, utilizando-se valores obtidos na literatura<sup>24-27</sup> (Tabela 2). Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos.

Tabela 2 Propriedades dos materiais

Estrutura	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Referência
Osso Trabeculado denso (osso tipo I, II e III)	1,37	0,30	<i>Sevimay et al.</i>
Osso Trabeculado baixa densidade (osso tipo IV)	1,10	0,30	<i>Sevimay et al.</i>
Osso Cortical	13,7	0,30	<i>Sertgoz et al.</i>
Titânio (abutment, implante)	110,0	0,35	<i>Sertgoz et al.</i>
Liga NiCr	206,0	0,33	<i>Anusavice &amp; Hojjatie</i>
Porcelana Feldespática	82,8	0,35	<i>Eraslan et al.</i>
Cimento de Fosfato de Zinco	22,4	0,35	<i>Anusavice &amp; Hojjatie</i>

Os contatos entre porcelana/metal, implante/osso cortical, implante/osso trabecular, osso cortical/osso trabecular, componente protético/parafuso e implante/parafuso foram assumidos como colados, enquanto que o contato entre coroa/implante foi assumido como justaposto. As condições de contorno foram estabelecidas como fixadas nos três eixos (x, y e z) das superfícies mesial e distal do osso cortical e trabecular, estando todo o restante do conjunto livre de restrições. A

## *Capítulo 2*

---

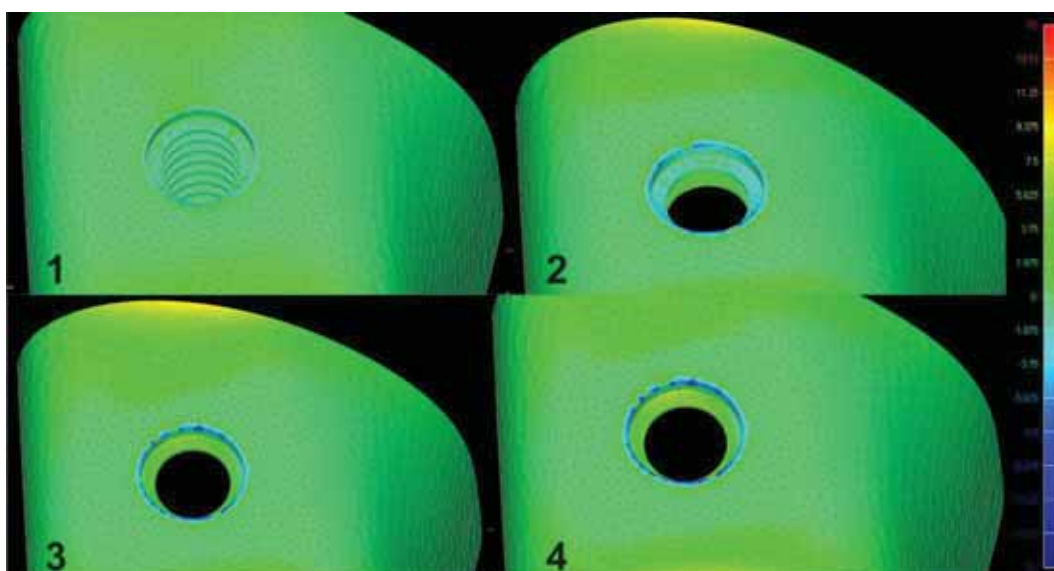
carga axial aplicada no modelo foi de 200N.<sup>28</sup> (dividida em 50N por cúspide) e oblíqua de 100N (dividida em 50N por cada cúspide lingual).

Em seguida, a análise foi gerada no programa FEMAP 10.2 e exportada para cálculo no programa de elementos finitos NeiNastran, versão 9.2 (Noran Engineering, Inc., Califórnia, EUA), executada em uma estação de trabalho (HP Z200, Hewlett-Packard Company., Califórnia, EUA). Os resultados foram importados novamente ao FEMAP 10.2, para visualização e pós-processamento dos mapas de tensão máxima principal.

### 3.5 Resultado

#### Osso Cortical

Os mapas de tensão máxima principal do osso cortical (vista superior) dos três tipos de conexões analisados estão representados nas figuras 2 a 4. Foram observadas áreas de concentração de tensões por compressão ao redor da plataforma do implante, que foram de menor intensidade para os modelos 1, 5 e 9 (Osso tipo I), seguido pelos modelos 2, 6 e 10 (Osso tipo II), 3, 7 e 11 (Osso tipo III) e 4, 8 e 12, (Osso tipo IV) respectivamente. Os modelos com osso tipo III e IV apresentaram as maiores áreas de tensão por compressão, com valores na faixa de -5.62 MPa – 15 MPa.



**FIGURA 2** - Osso Cortical – Hexágono externo - Vista superior (Carga Axial)

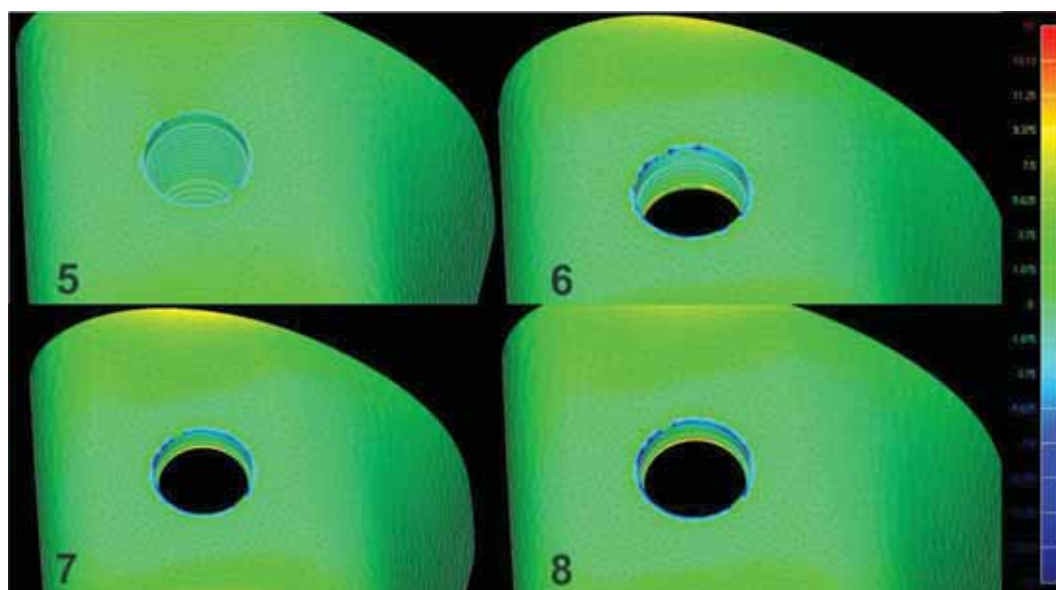


FIGURA 3 - Osso Cortical – Hexágono interno - Vista superior (Carga Axial)

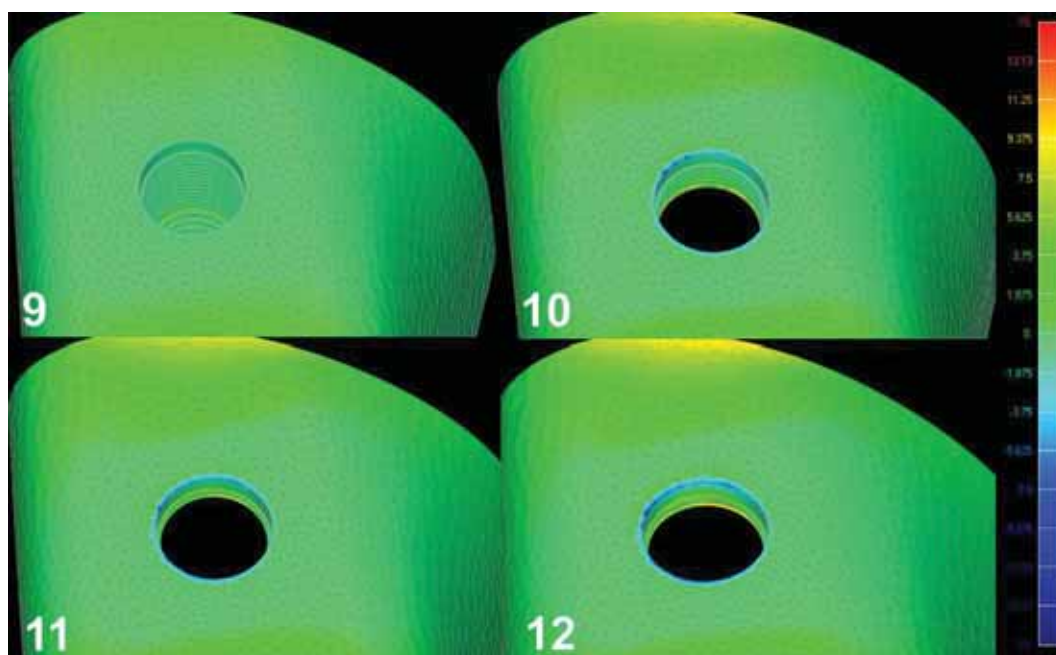
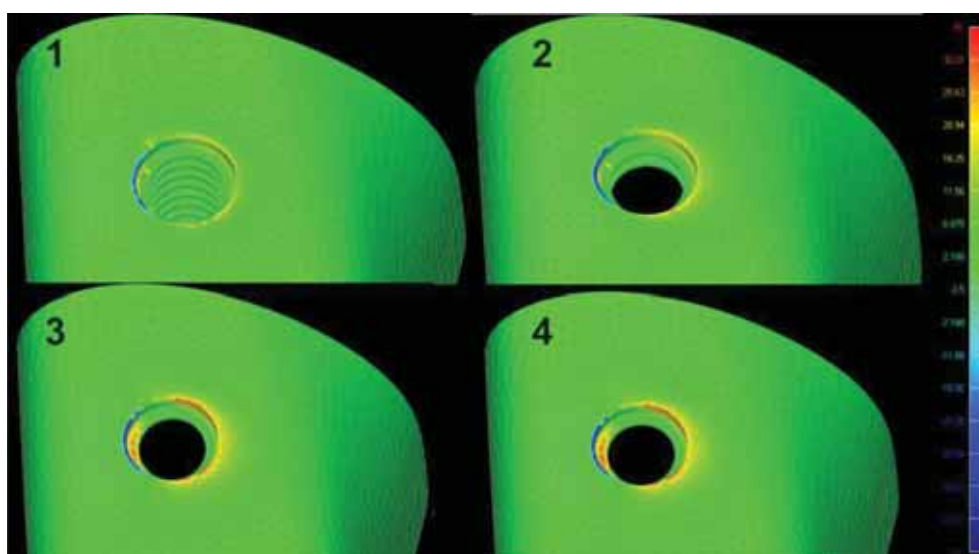


FIGURA 4 - Osso Cortical - Cone morse - Vista superior (Carga Axial)

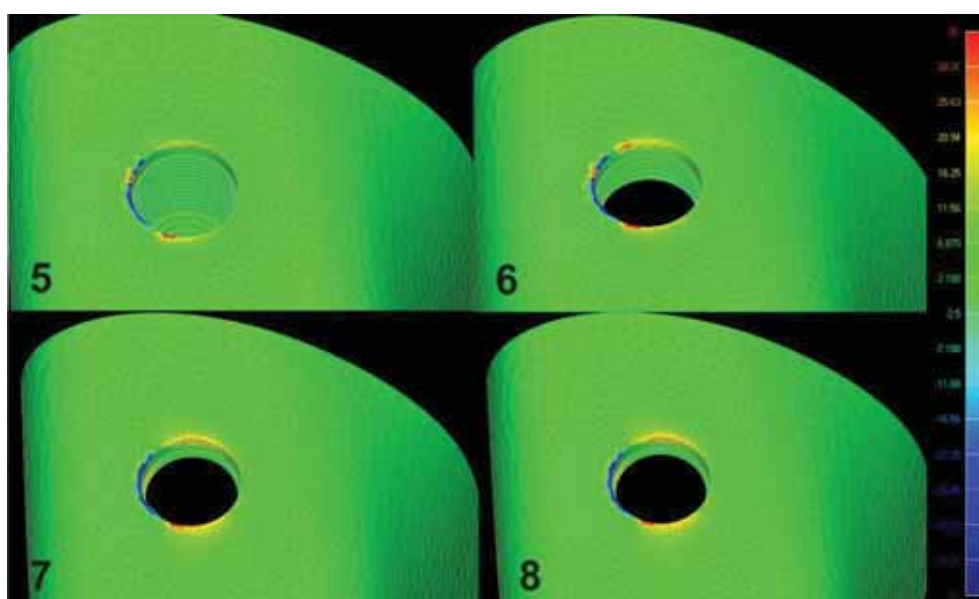
Sob aplicação de carga oblíqua (Figs 5, 6 e 7) nos 3 tipos de conexões para os 4 tipos de ossos analisados, esses mostraram tensões por compressão no sentido da aplicação da carga. A exceção dos

## Capítulo 2

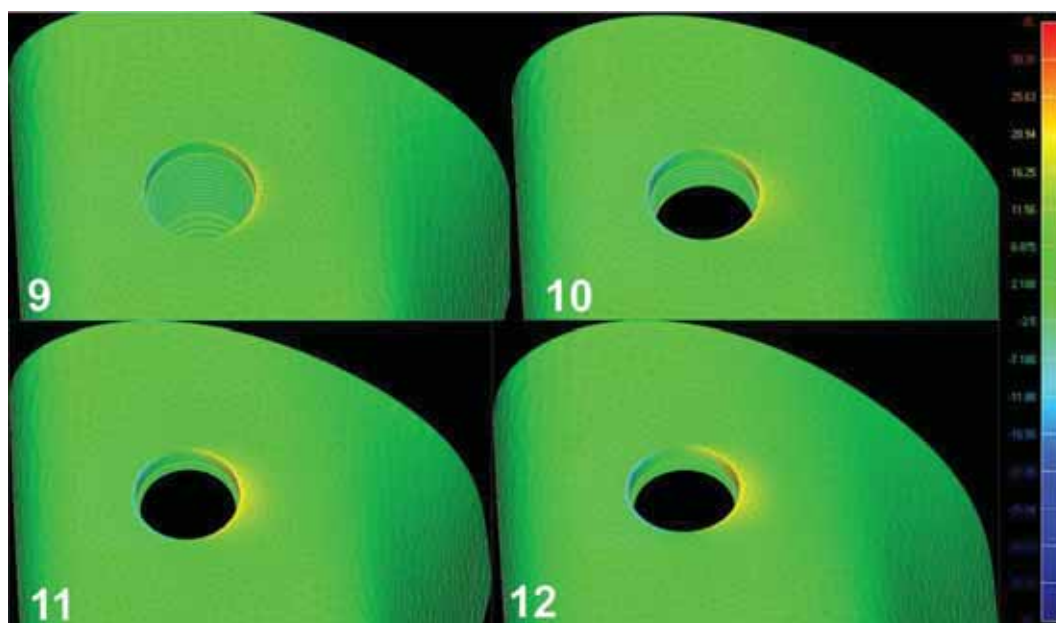
modelos de conexão interna, onde as áreas de tração se apresentaram nas regiões proximais (mesial e distal) à plataforma do implante, as áreas de tração localizaram-se do lado oposto às tensões de compressão. As áreas de concentração de tensões foram maiores para os modelos 3 e 4 nos três tipos de conexões.



**FIGURA 5** - Osso Cortical – Hexágono externo - Vista superior (Carga Oblíqua)

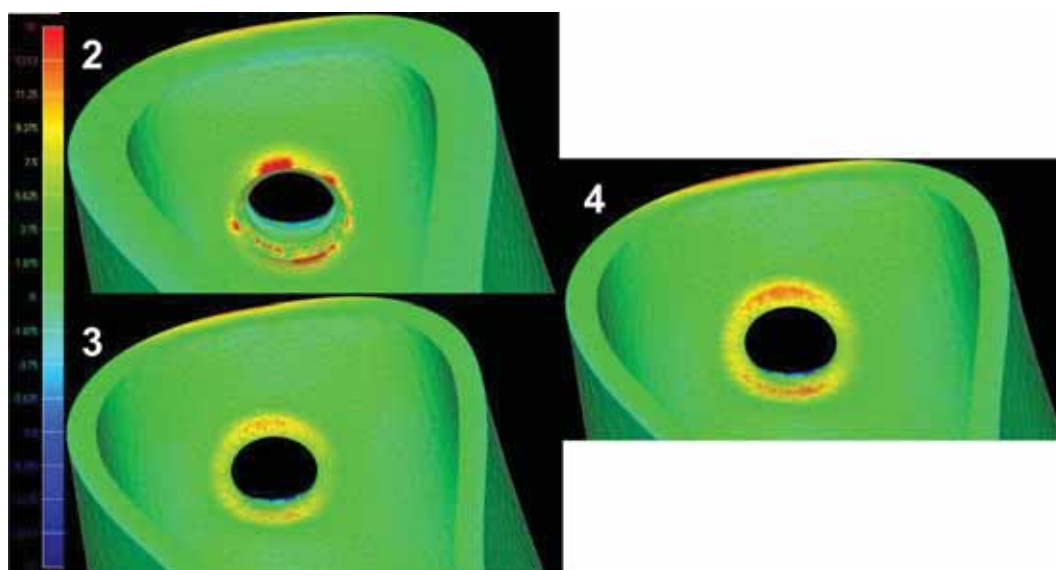


**FIGURA 6** - Osso Cortical – Hexágono interno - Vista superior (Carga Oblíqua)

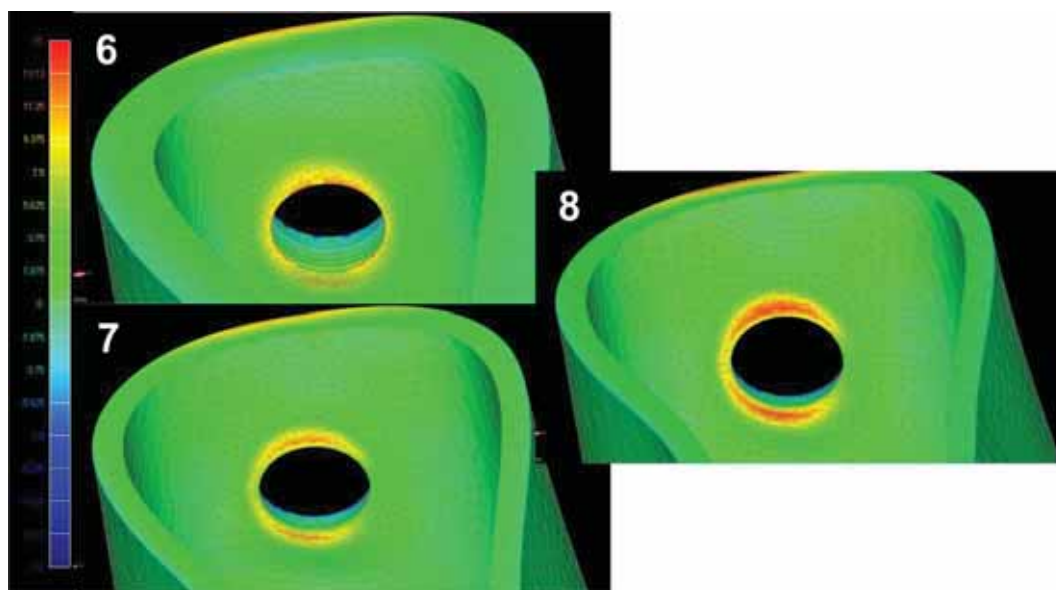


**FIGURA 7** - Osso Cortical – Cone morse - Vista superior (Carga Oblíqua)

Analisando comparativamente, observou-se que tanto na aplicação de carga axial bem como na oblíqua, os modelos com conexão Cone morse apresentaram os mais baixos valores de tensão de tração e compressão, próximos à 16.25 MPa - -16.56 MPa.

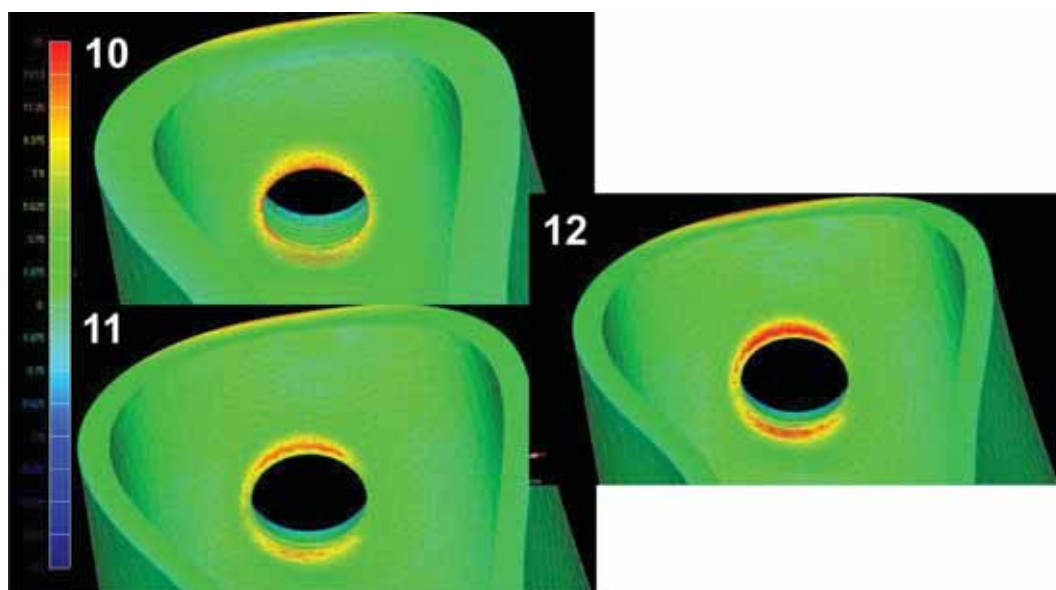


**FIGURA 8** - Osso Cortical – Hexágono externo - Vista inferior (Carga Axial)



**FIGURA 9** - Osso Cortical – Hexágono interno - Vista inferior (Carga Axial)

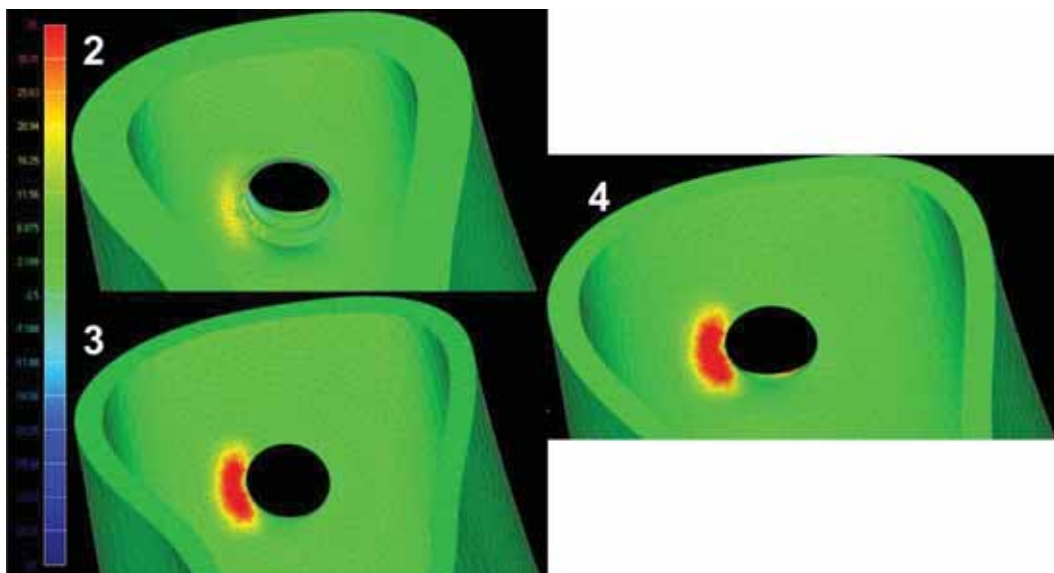
Na vista inferior do osso cortical, sob aplicação de carga axial (Figs 8, 9 e 10), observaram-se áreas de tensão por tração ao redor do implante. As maiores áreas de tensões foram observadas nos modelos 4, 8 e 12 (Osso tipo IV). As tensões mais críticas foram evidenciadas pela visualização da faixa de valor 9.37 MPa – 15 MPa.



**FIGURA 10** - Osso Cortical – Cone morse - Vista inferior (Carga Axial)

## Capítulo 2

Sob carga oblíqua, (Figs 11, 12 e 13) os modelos mostraram tensões por tração próximas à plataforma do implante no sentido da aplicação da carga (face lingual). Os modelos 3 e 4 apresentaram a maior área de maior tensão por tração visualizados na faixa de tensão de valor 20.94 MPa - 35 MPa. Nos modelos com conexão cone morse o valor de tensão se manteve em 20,94 MPa, além de apresentarem as mais baixas intensidades de tensão (Fig 13).



**FIGURA 11** - Osso Cortical – Hexágono externo - Vista inferior (Carga Oblíqua)

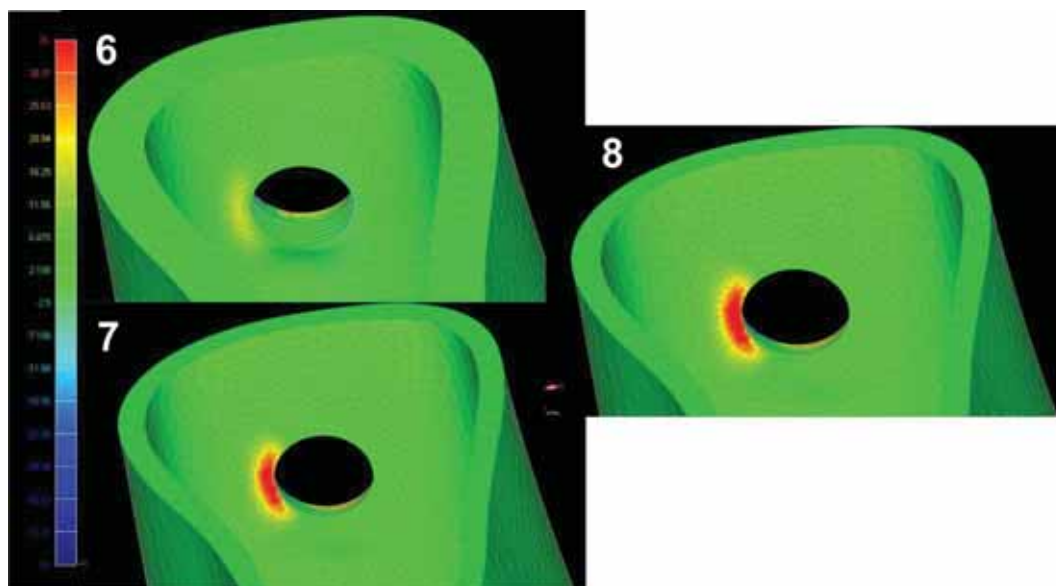


FIGURA 12 - Osso Cortical – Hexágono interno - Vista inferior (Carga Oblíqua)

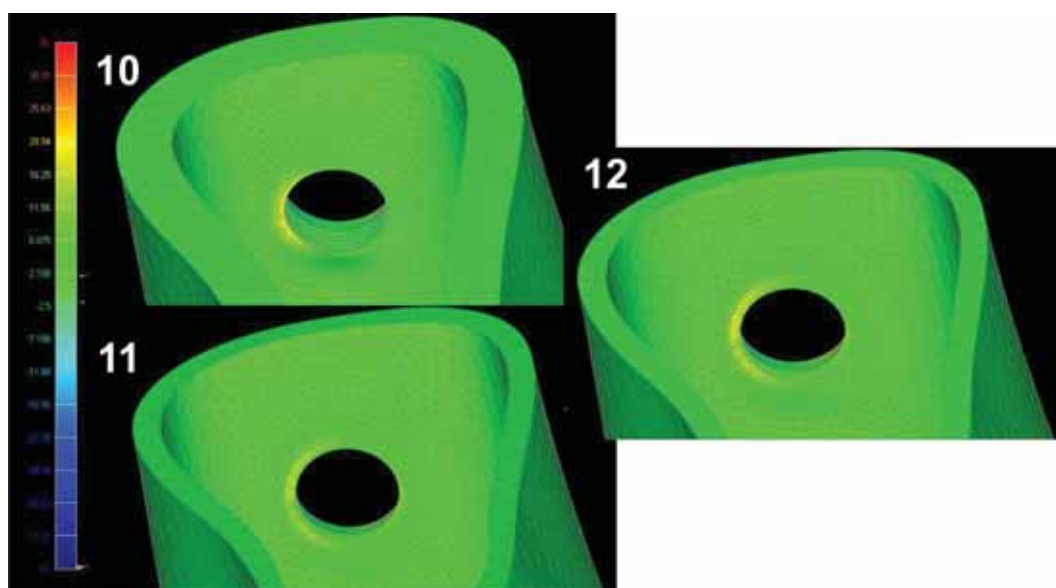
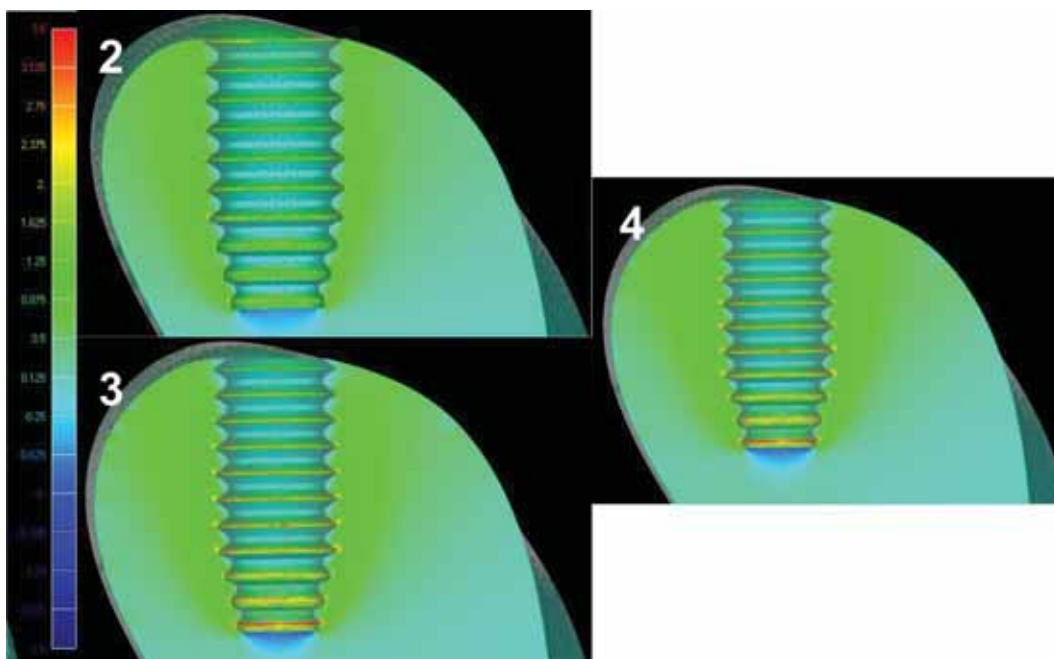


FIGURA 13 - Osso Cortical – Cone Morse - Vista inferior (Carga Oblíqua)

**Ossos trabecular**

Os mapas de tensão do osso trabecular estão representados nas Figuras 14 a 16. O padrão de distribuição das tensões foi semelhante para os três tipos de conexão. As tensões localizaram-se ao redor do corpo do implante sob carga axial. Observou-se uma maior área para os modelos com conexão externa, interna e cone morse, respectivamente.

Os modelos para os ossos tipo III e IV, na conexão externa, mostraram altas tensões ao nível das roscas, principalmente no terço apical. Nos modelos com conexão interna e cone morse, as tensões foram baixas ao nível das micro-roscas e as mais altas tensões localizaram-se ao nível do ápice do implante.



**FIGURA 14 - Osso Trabecular - Hexágono externo (Carga Axial)**

## Capítulo 2

Analisando comparativamente os modelos, notou-se que as conexões externas (Fig 14) apresentaram as mais altas tensões e estiveram na faixa de valor 2.375 MPa – 3.5 MPa.

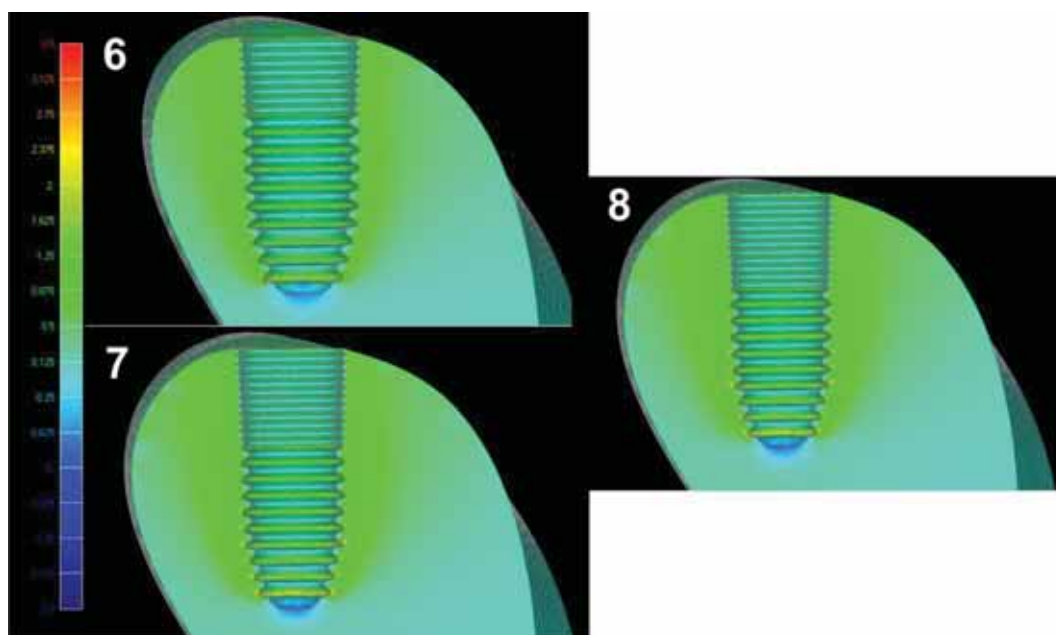


FIGURA 15 - Osso Trabecular - Hexágono interno (Carga Axial)

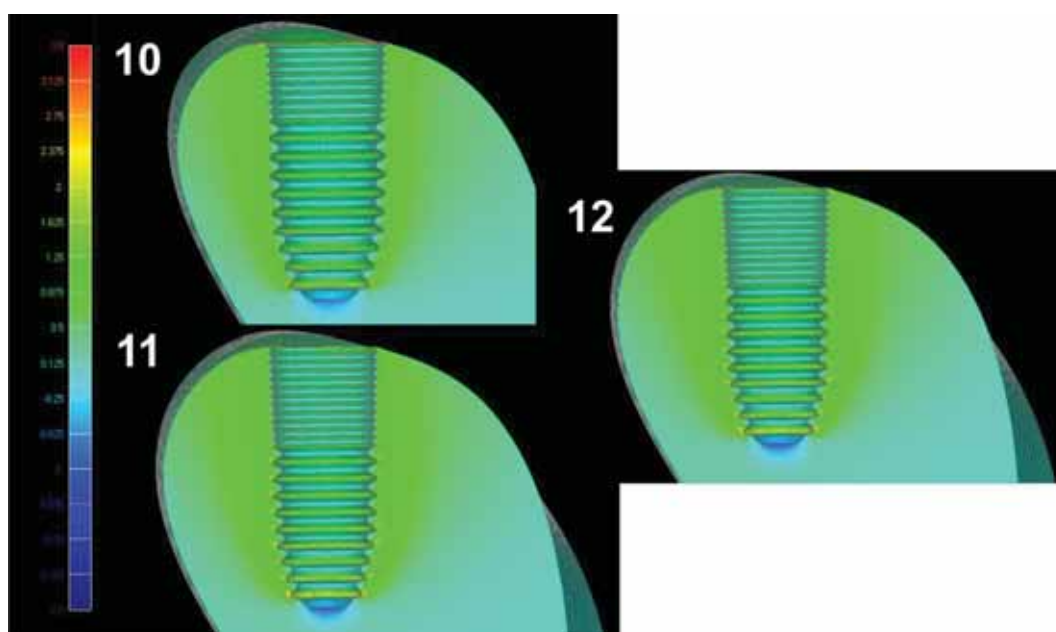


FIGURA 16 - Osso Trabecular - Cone morse (Carga Axial)

## Capítulo 2

Sob carga oblíqua (Figs 17, 18 e 19), os três tipos de conexões analisadas apresentaram tensões por tração do lado da aplicação da carga e distribuídas ao redor das roscas do implante. Os maiores valores de tensão foram observados para os ossos tipo III e IV nos três tipos de conexão e a área de mais alta tensão de tração localizou-se ao nível da última rosca do implante em todos os modelos.

Nos modelos com conexão externa; além dessa área, há também uma pequena área de alta tensão localizada ao nível da primeira rosca do implante nos modelos 3 e 4, visualizada pela faixa de tensão 3 MPa – 4 MPa. Somente os modelos de conexão externa apresentaram uma pequena área de tensão por compressão ao nível da primeira rosca do implante como também do lado da aplicação da força.

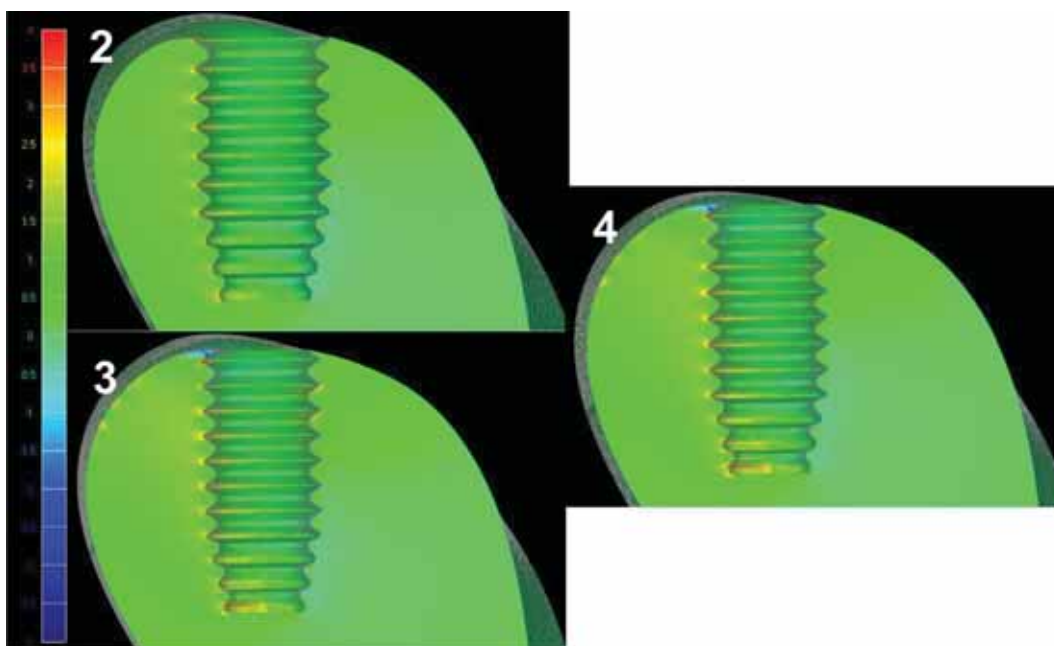


FIGURA 17 - Osso Trabecular - Hexágono externo (Carga Oblíqua)

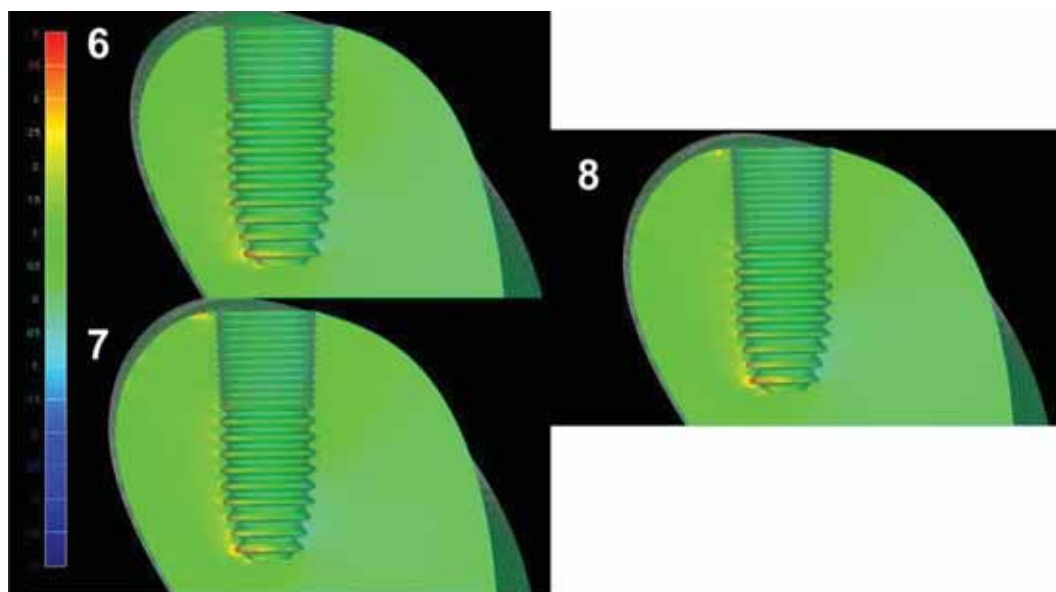


FIGURA 18 - Osso Trabecular - Hexágono interno (Carga Oblíqua)

Analisando comparativamente; notou-se que os modelos com conexão interna (Fig 18) apresentaram as menores áreas de distribuição das tensões.

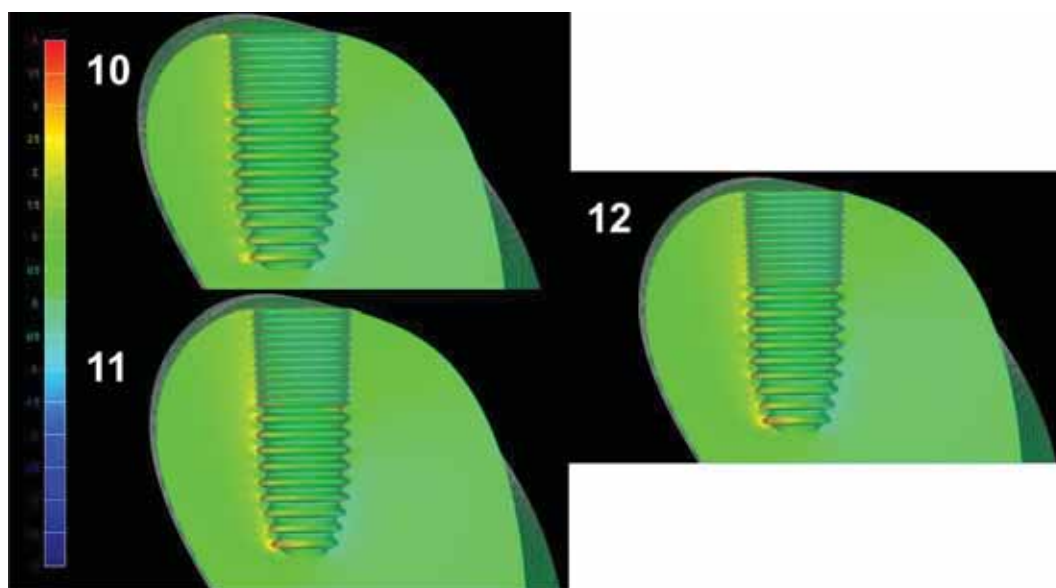


FIGURA 19 - Osso Trabecular - Cone morse (Carga Oblíqua)

### 3.6 Discussão

Analisando os mapas de tensão máxima principal sob carga axial e oblíqua, observamos as menores áreas de concentração e de menor intensidade de tensões, tanto de compressão como de tração para o implante de conexão tipo cone morse, as quais são mais evidentes no osso cortical, independentemente da qualidade óssea. Isso pode estar relacionado ao tipo de conexão, já que a interface cônica fornece uma alta resistência mecânica às forças laterais,<sup>15,19,21</sup> que são distribuídas sobre toda a área de conexão como observado em estudos de elementos finitos por Quaresma e colaboradores,<sup>22</sup> Merz e colaboradores<sup>21</sup> e Pessoa e colaboradores.<sup>14</sup> Esta redução de tensões no osso periimplantar pode estar relacionada aos achados de estudos de acompanhamento,<sup>29,30</sup> onde não houve perda progressiva do osso ao redor do implante nesse tipo de conexão. Já a conexão externa apresentou as mais altas tensões, devido a que possui uma configuração que não permite um travamento positivo. Assim, as cargas são absorvidas pelo parafuso do abutment e os esforços permanecem concentrados, por outro lado, nas conexões internas, as paredes laterais do abutment ajudam a dissipar as forças laterais<sup>14,18</sup> e essas diferenças influenciam na distribuição das tensões no osso periimplantar, como observado em outros estudos.<sup>12,13</sup>

Outro fator que pode ter influenciado nas baixas tensões apresentadas nos modelos com conexão cone morse, pode estar

## Capítulo 2

---

relacionado às coroas implantossuportadas cimentadas, já que, segundo Pietrabissa e colaboradores,<sup>31</sup> o cimento pode atuar como um dissipador de tensões. O uso das coroas cimentadas, clinicamente, é mais indicada em próteses unitárias com conexão cone morse, principalmente na região posterior, porque após o torque, o componente protético dificilmente afrouxará.<sup>32</sup>

No osso cortical para os três tipos de conexões, foram observadas tensões ao nível cervical do implante, estando de acordo com estudos por meio de elementos finitos,<sup>9,12</sup> *strain gauges*<sup>19</sup> e análises teóricas e matemáticas.<sup>33,34</sup> Entretanto, as tensões aumentaram de intensidade e as áreas de concentração, conforme diminuiu a espessura da cortical e a densidade do osso trabecular, como observado em outros estudos analisando qualidade óssea.<sup>6,7,20</sup> Apesar destes estudos somente analisarem a conexão externa, os resultados indicaram que a rigidez do osso cortical em termos de espessura e módulo de elasticidade, assim como o módulo de elasticidade do osso trabecular, podem influenciar na distribuição das tensões.<sup>35</sup> No presente estudo o osso cortical parece influenciar de modo mais efetivo do que o próprio osso trabecular. Porém o módulo de elasticidade do osso trabecular utilizado difere de alguns dos estudos<sup>6,7,20</sup> o que pode contribuir para as diferenças de resultados.

Na maioria dos modelos, foram observadas áreas de tração sob aplicação de carga axial na vista interna, o que pode estar relacionado à tendência de intrusão vertical do implante. Essas áreas foram maiores

## Capítulo 2

---

para o osso tipo II no implante de hexágono externo, isso devido à área de contato do osso cortical com o implante, onde há a transição da raiz a crista da rosca do implante. Assim, considerado que o implante tende a intruir, esta área provavelmente irá sofrer trações em sua superfície. Já a análise dos modelos de hexágono interno e cone Morse no osso III e IV, mostram que a área de contato com o osso cortical coincide com a raiz da rosca, que, biomecanicamente, tende a estar em uma área de transição entre uma área de compressão e uma área de tração.

Quando aplicação de carga oblíqua, o implante cone morse apresentou a mais baixa tensão no osso cortical, o que corrobora com outros estudos,<sup>15,21</sup> que indicam que o implante cone morse é mais resistente às cargas laterais devido a sua configuração.

As tensões no osso trabecular foram distribuídas ao redor do corpo do implante para os três tipos de conexões, principalmente nas extremidades das roscas, sendo mais dissipadas nas microroscas das conexões interna e cone morse, devido ao fato de que estas permitiram uma maior área de superfície e, portanto, baixas magnitudes de força são distribuídas de forma mais homogênea.<sup>12</sup> As mais altas tensões foram observadas no ápice do implante, o que concorda com outros estudos, que indicam que quando a maior tensão se apresenta no osso trabecular, esta se localiza no ápice do implante.<sup>1,25</sup> Sob carga oblíqua, as tensões apresentaram-se do lado oposto da aplicação da carga nos três tipos de conexão, sendo as mais altas para a conexão externa e em menor

## Capítulo 2

---

intensidade para as conexões interna e cone morse. A área de maior tensão localizou-se no ápice do implante, provavelmente devido a uma tendência a rotação do implante que foi maior para a conexão externa, já que o centro de rotação do implante é mais alto e leva a uma menor resistência rotacional com maior movimentação lateral.<sup>19</sup>

O osso é mais resistente sob forças de compressão, mais fraco sob forças de tração e ainda mais fraco ao cisalhamento. Segundo Bidez e Misch,<sup>8</sup> as tensões por tração e cisalhamento tendem a separar ou romper a interface osso-implante. No implante de hexágono externo também foi observada uma área de compressão para os ossos tipo III e IV, o que pode ser devido à tendência de intrusão da coroa parafusada. Já o parafuso protético é responsável pela estabilidade mecânica do conjunto implante/abutment.<sup>15,34</sup> Porém, como os parafusos do hexágono interno e cone morse são mais profundos do que os do hexágono externo, nosso resultado está de acordo com esses estudos, já que nos modelos de hexágono interno e cone morse, independentemente do tipo de osso, essa área não foi evidente.

Apesar das altas tensões mostradas, principalmente pelos modelos de conexão externa, estas se mantiveram dentro dos limites fisiológicos. Segundo Martin,<sup>36</sup> no osso cortical a tensão máxima é mais alta na compressão (170 MPa) do que na tração (100 MPa). Além disso, a resistência do osso trabecular é a mesma em compressão e tração, sendo de aproximadamente 2 a 5 MPa, o que indica que, apesar de um

## *Capítulo 2*

---

maior risco biomecânico nos ossos III e IV, ainda é viável a colocação dos implantes nestas áreas. Os ossos de baixa qualidade, geralmente requerem implantes mais largos e com maior número de roscas ou tratamento de superfície para aumentar a área de contato osso/implante.<sup>3,35</sup>

Os resultados mostraram uma melhor distribuição de tensões para o implante cone morse. Entretanto, o sucesso do tratamento pode depender da correta indicação do sistema de conexão, avaliando fatores mecânicos e biológicos de cada tipo de conexão associados a um planejamento minucioso.

### **3.7 Conclusão**

Com base na metodologia empregada e nos resultados obtidos, foi possível concluir que:

1. O implante cone morse apresentou a menor concentração de tensões, independentemente do tipo de osso.
2. A conexão de tipo hexágono externo apresentou as mais altas tensões, independente do tipo de osso.
3. Para os três tipos de conexões, os ossos tipo III e IV mostraram as mais altas tensões.

**3.8 Referências**

1. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:15-46.
2. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62:2-4.
3. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *Int J Oral Implantol* 1990;6:23-31.
4. Hutton JE, Heath MR, Chai JY, et al. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:33-42.
5. Higuchi KW, Folmer T, Kultje C. Implant survival rates in partially edentulous patients: a 3-year prospective multicenter study. *J Oral Maxillofac Surg* 1995;53:264-268.
6. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997;23:104-111.
7. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain

## Capítulo 2

---

- distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:357-368.
8. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992;18:264-274.
  9. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech* 2005;38:87-97.
  10. al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 2002;15:38-42.
  11. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88:604-610.
  12. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofacial* 2006;21:195-202.
  13. Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Simamoto Junior P, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:781-789.
  14. Pessoa RS, Muraru L, Júnior EM, et al. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately

## Capítulo 2

---

- placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. Clin Implant Dent Relat Res 2010;12:219-234.
15. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:76-94.
  16. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. J Prosthet Dent 1992;67:236-245.
  17. Scheller H, Urgell JP, Kultje C, et al. A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. Int J Oral Maxillofac Implants 1998;13:212-218.
  18. Çehreli MC, Şahin S, Akça K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. J Dent 2004;32:123-132.
  19. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. *In Vitro* differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. J Oral Rehab 2006;33:75-78.
  20. Kitagawa T, Tanimoto Y, Nemoto K, Aida M. Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. Dent Mat J 2005;24:219-224.
  21. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:519-526.

## Capítulo 2

---

22. Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol* 2008;34:1-6.
23. Lekholm U, Zarb GA. Tissue-integrated prostheses. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prostheses*. Chicago: Quintessence, 1985:199-209.
24. Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J Dent Res* 1987;66:1493-1498.
25. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 2005;93:227-234.
26. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997;10:19-27.
27. Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures – a finite element analysis. *J Oral Rehab* 2005;32:273-278.
28. Morneburg TR, Proschel PA. Measurement of masticatory forces and implant forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont* 2002;15:20-27.

## Capítulo 2

---

29. Nentwig GH. Ankylos implant system: concept and clinical application. *J Oral Implantol* 2004;30:171-177.
30. Mangano C, Mangano F, Piattelli A, et al. Prospective clinical evaluation of 307 single-tooth morse taper-connection implants: a multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:394-400.
31. Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Impl Res* 2000;11:448-457.
32. Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Noritomi PY. A Visão Biomecânica dos Implantes de Encaixe Externo e Interno. In: Carvalho PSP. *Osseointegração Visão Contemporânea da Implantodontia*. São Paulo: Quintessence Ltda., 2009:165-184.
33. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:19-31.
34. Rangert BO, Jemt T, Jorneus L. Force and moments on Branemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-247.
35. 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;54:133-142.
36. Martin RB, Burr DB, Sharkey NA. *Skeletal tissue mechanics*. 1st ed. New York: Springer, 1998:127-178..

*Anexos*

---

*Anexos*

## **ANEXO A** - Detalhamento e ilustrações da Metodologia: Confeção 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 electromagnético<sup>14</sup>.

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 estudada<sup>10</sup>.

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

## *Anexo A*

---

da resposta da estrutura à solicitação externa com a formação de áreas de tensão<sup>14,10</sup>.

### ✓ **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**

### **✓ Coroa Metallo-Cerâmica**

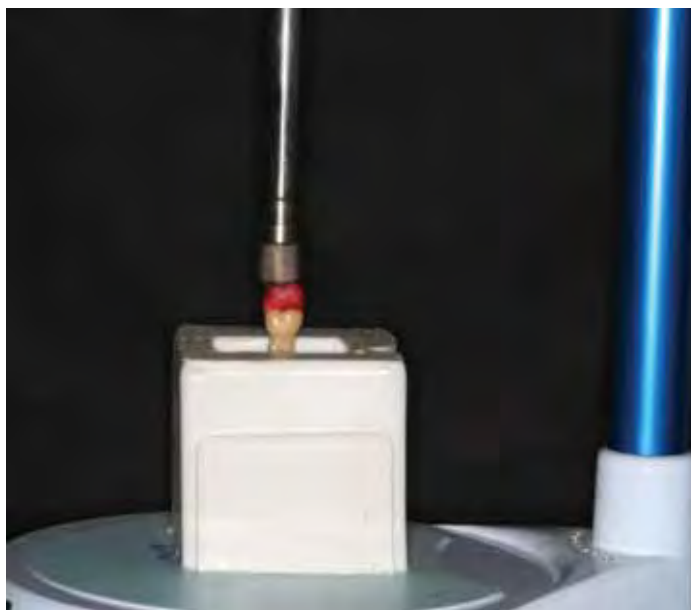
A coroa foi desenhada a partir de um dente artificial, segundo molar mandibular, obtido de um manequim odontológico experimental. O qual foi inserido em sentido vertical até o nível da coroa, em um molde retangular de silicone, com ajuda de um delineador Bio-Art B 2 (Equipamentos Odontológicos Ltda, Brasil), para mante-lo no eixo axial (Figura 1).

Posteriormente, o molde foi preenchido com resina acrílica autopolimerizável incolor (Ortoclass, Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, Brasil) (Figura 2), Obtendo-se um bloco de resina incolor com o dente artificial exposto a partir da coroa (Figura 3), a qual foi digitalizada por meio de um *scanner* 3D MDX-20. Após a digitalização da coroa (Figura 4); o modelo 3D foi gerado pelo programa de desenho assistido Rhinoceros<sup>®</sup> 3D 4.0 (Figura. 5) para modelagem das estruturas, sendo alguns detalhes refinados no programa SolidWorks<sup>®</sup> 2010. Houve a necessidade de realizar uma leve simplificação da geometria na região oclusal, a fim de padronizar os detalhes anatômicos. A coroa parafusada do tipo UCLA, foi simulada com inclinação de 30° de cúspides (Figura 6); o tipo do material simulado da coroa foi uma liga de Níquel-Cromo (NiCr) e Porcelana feldspática (Figura 7A). A espessura da porcelana e da estrutura metálica da coroa<sup>9</sup> (Figura 7B) foram desenhadas no programa Rhinoceros<sup>®</sup> 4.0. A região cervical da coroa foi refinada a fim de ser

## Anexo A

---

conectada ao intermediário do implante (UCLA), após a sua confecção. As medidas da coroa do dente molar foram baseadas na literatura<sup>16</sup>.



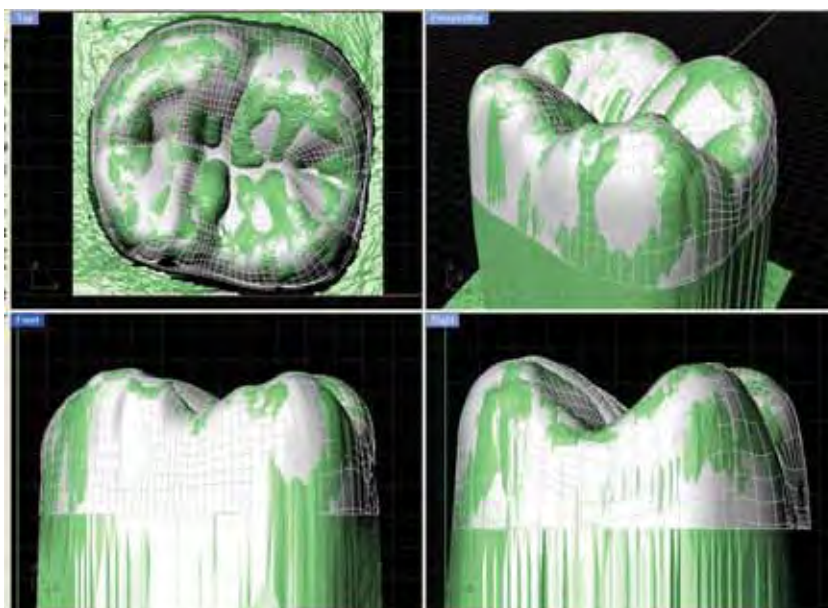
**FIGURA 1** - Posicionamento do dente artificial com ajuda do delineador



**FIGURA 2** - Resina acrílica incolor (Ortoclass, Artigos Odontológicos Clássico)



**FIGURA 3** - Bloco de resina acrílica com dente artificial inserido



**FIGURA 4** - Coroa do dente artificial digitalizada

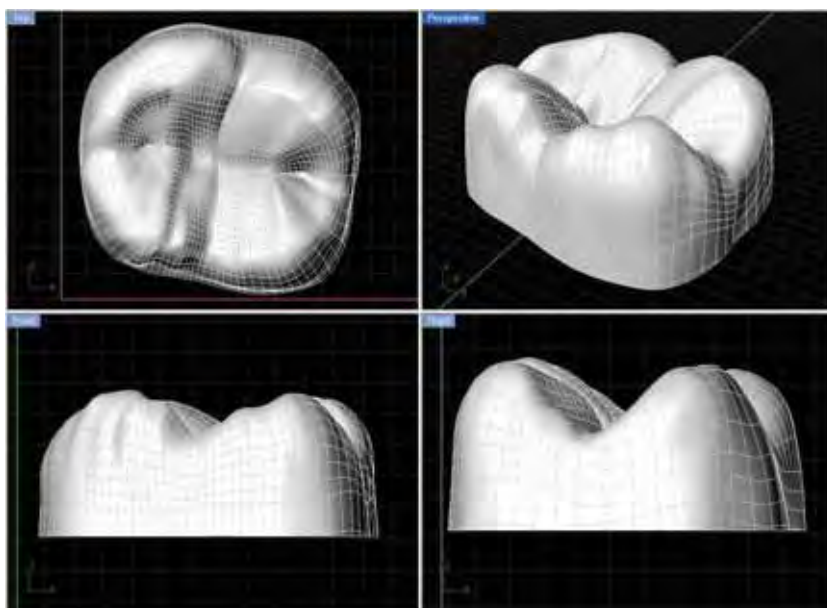


FIGURA 5 - Coroa gerada no programa Rhinoceros 4.0

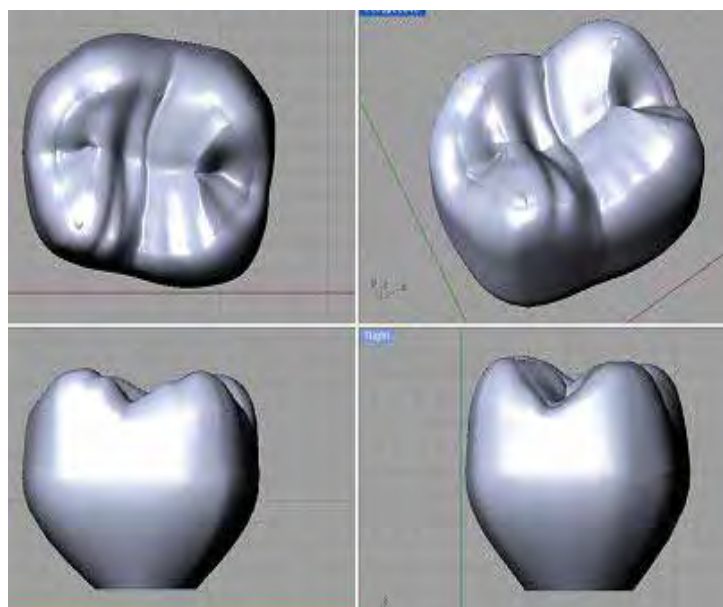
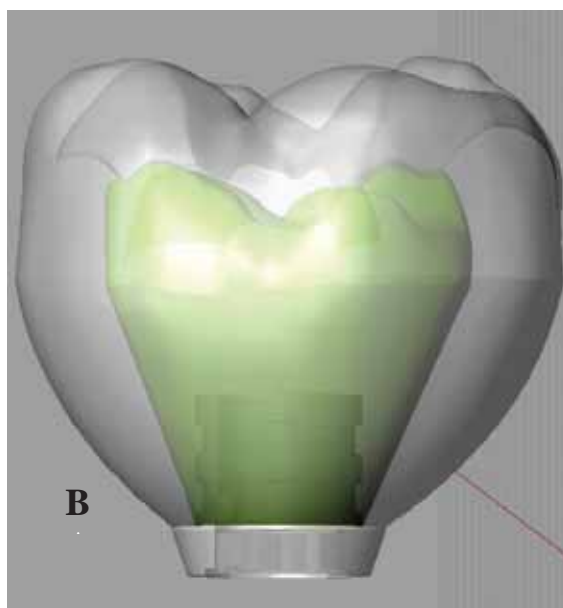
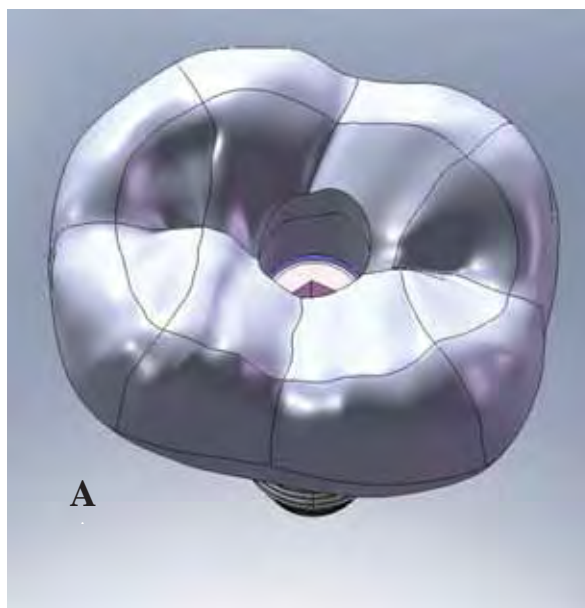


FIGURA 6 - Coroa finalizada com 30° de inclinação das cúspides



**FIGURA. 7** - Vista oclusal da coroa parafusada (A); Imagem interna da coroa: estrutura metálica (NiCr) e espessura da Porcelana (B).

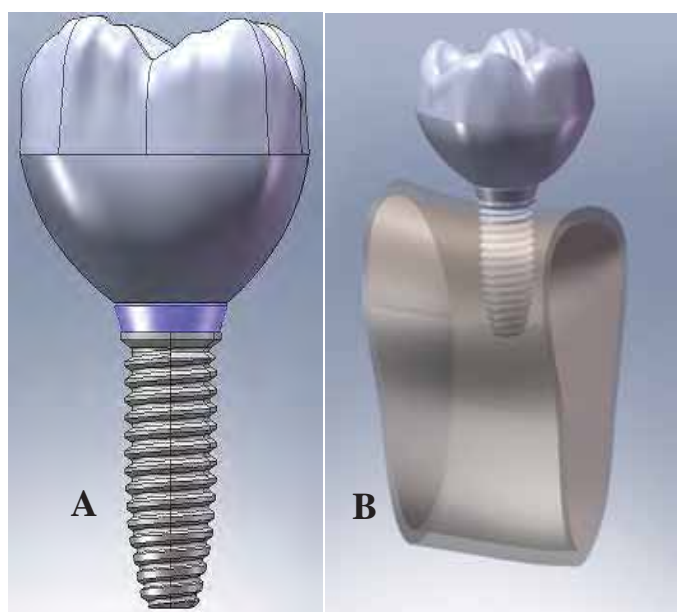
## Anexo A

---

### ✓ Implante

Foi utilizado como referência um implante (Master, Conexão Sistema de prótese Ltda., Arujá, São Paulo, Brasil), de hexágono externo interno ou cone Morse 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 coroa metalocerâmica do molar (Figura 8A). O conjunto foi exportado ao programa SolidWorks® 2010 para sua inserção na porção óssea (Figura 8B).



**FIGURA 8** - Implante e coroa conectados (A); Implante e coroa inseridos no osso (B).

## Anexo A

---

### ✓ Osso 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<sup>®</sup> 4.0 o qual fez a conversão e edição no formato adequado para que a geometria possa ser inserida no pre-processador FEMAP 10.2 (ferramenta incorporada ao NeNastran<sup>®</sup> 9.2 para edição de modelos), para a análise de elementos finitos CAD.

As dimensões do bloco do osso gerado foram 25 mm de altura, 13 mm de largura e 13 mm de espessura (Figura 9), composto por osso trabecular no centro circundado por osso cortical da região molar mandibular.



**FIGURA 9** - Ossos trabecular e cortical (B)

## *Anexo A*

---

### ✓ **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<sup>®</sup> 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<sup>®</sup> 10.2, 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 literatura<sup>17-20</sup>. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos<sup>18</sup>.

**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.

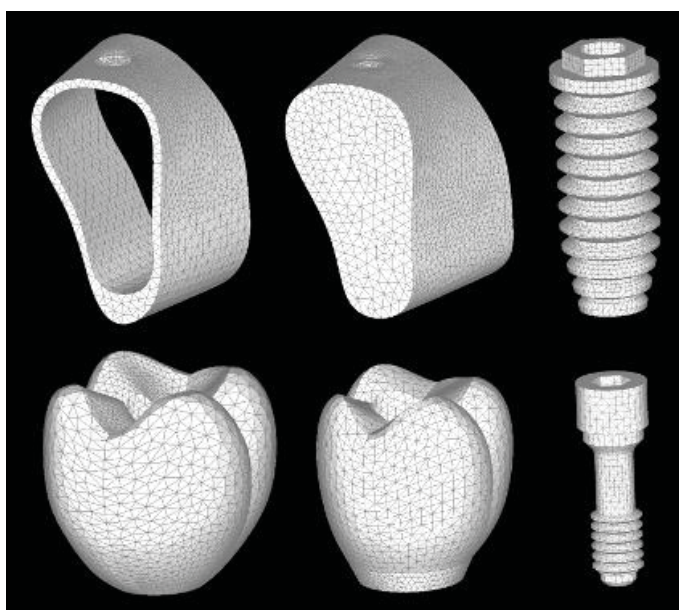
**Material linearmente elástico:** as deformações da estrutura são diretamente proporcionais às forças aplicadas.

Definidas as propriedades mecânicas dos materiais envolvidos, foi realizado o processo de geração da malha de elementos finitos (Figura

## Anexo A

---

10). 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.



**FIGURA 10** – Malha de Elementos Finitos

O modelo foi definido estabelecendo as condições de vínculo ou restrição e carga para a análise dos resultados em função da solicitação imposta. O bloco de osso foi fixado nos três eixos nas faces cortadas

## *Anexo A*

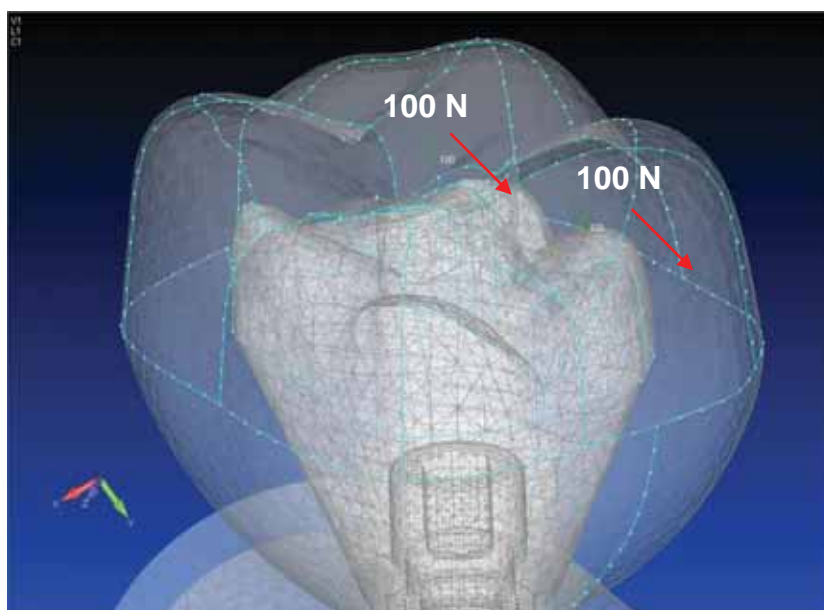
---

(laterais) e a base livre ou suspensa. 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.

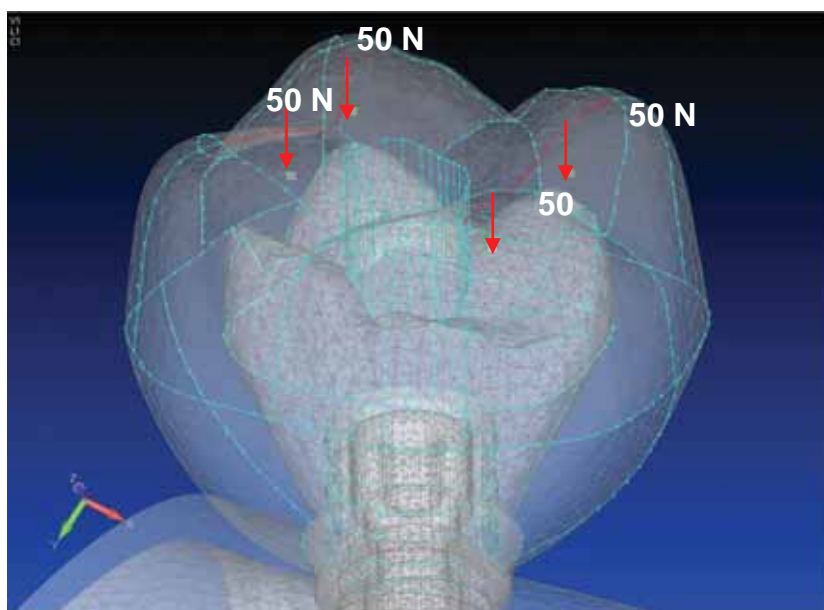
O carregamento total foi de 200 N<sup>21,22</sup>; em direção oblíqua realizado em 2 pontos, fracionados em 100 N em cada ponto (Figura 11), perpendicular as vertentes internas da coroa metalo-cerâmica do molar mandibular. Posteriormente, aplicou-se uma carga axial de 200N em 4 pontos (50 N) nas vertentes internas da coroa do molar mandibular (Figura 12).

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<sup>®</sup> 9.2, gerando os resultados. Os resultados foram importados novamente ao FEMAP<sup>®</sup> 10.2, 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).



**FIGURA 11** - Aplicação de carga oblíqua



**FIGURA 12** - Aplicação de carga axial

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

**CAPÍTULO 1** - *Clinical Implant Dentistry and Related Research*

**Top Author Guidelines**

The goal of *Clinical Implant Dentistry and Related Research* is to advance the scientific and technical aspects relating to dental implants and related scientific subjects. Dissemination of new and evolving information related to dental implants and the related science is the primary goal of our journal. The range of topics covered by the journals will include but be not limited to:

- New scientific developments relating to bone
- Implant surfaces and their relationship to the surrounding tissues
- Computer aided implant designs
- Computer aided prosthetic designs
- Immediate implant loading
- Immediate implant placement
- Materials relating to bone induction and conduction
- New surgical methods relating to implant placement
- New materials and methods relating to implant restorations
- Methods for determining implant stability

A primary focus of the journal is publication of evidenced based articles evaluating to new dental implants, techniques, multicenter studies, and prospective studies reporting long term outcomes for dental implants. In addition, basic science research relating to wound healing and osseointegration are an important focus for the journal.

*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.

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

## *Anexo B*

---

Services: <http://authorservices.wiley.com/bauthor/> for further information on the preparation and submission of articles and figures.

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](mailto: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 Biomaterials/Handicap Research Institute for Surgical Sciences  
Gothenburg University  
P.O. Box 412  
SE 405 30 Gothenburg  
Sweden  
Tel: +46 31 7732950  
Fax: +46 31 7732941  
e-mail: [lars.sennerby@biomaterials.gu.se](mailto:lars.sennerby@biomaterials.gu.se)

### **MANUSCRIPT PREPARATION and SUBMISSION**

Manuscripts should be submitted electronically via the online submission site <http://mc.manuscriptcentral.com/cid>. 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.

#### **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

## *Anexo B*

---

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 all authors' full names, highest degrees, and academic affiliations. A corresponding author must be designated, with name, address, telephone and fax numbers, and e-mail address. **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 statements of problem, method of study, 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,

## *Anexo B*

---

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.

**Conflict of Interest:** Authors are required to disclose any possible conflict of interest. These include financial (for example patent, ownership, stock ownership, consultancies, speaker's fee). Author's conflict of interest (or information specifying the absence of conflicts of interest) will be published under a separate heading entitled Disclosure.

**Source of Funding:** Authors are required to specify the source of funding for their research when submitting a paper. Suppliers of materials should be named and their location (town, state/county, country) included. The information will be disclosed in the published article.

**Ethical Approvals:** All studies using human or animal subjects should include an explicit statement in the Material and Methods section identifying the review and ethics committee approval for each study, if applicable. Editors reserve the right to reject papers if there is doubt as to whether appropriate procedures have been used.

**Copyright Assignment :** Authors submitting a paper do so on the understanding that the work and its essential substance have not been

## *Anexo B*

---

published before and is not being considered for publication elsewhere. The Contributor assigns to Wiley-Blackwell, during the full term of copyright and any extensions or renewals, all copyright in and to the Contribution, and all rights therein, including but not limited to the right to publish, republish, transmit, sell, distribute and otherwise use the Contribution in whole or in part in electronic and print editions of the Journal and in derivative works throughout the world, in all languages and in all media of expression now known or later developed, and to license or permit others to do so.

Upon acceptance of a paper, authors are required to the Copyright Transfer Agreement and submit it to the editorial office.

**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 <http://authorservices.wiley.com/bauthor/> for more details on online production tracking and for a wealth of resources including FAQs and tips on article preparation, submission and more.

**CAPÍTULO 2 - *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants***

**Submit manuscripts via JOMI's online submission service:  
[www.manuscriptmanager.com/jomi](http://www.manuscriptmanager.com/jomi)**

*Manuscripts should be uploaded as a PC Word (doc) file with tables and figures preferably embedded at the end of the document.  
 No paper version is required.*

Acceptable material. Original articles are considered for publication on the condition they have not been published or submitted for publication elsewhere (except at the discretion of the editors). Articles concerned with reports of basic or clinical research, clinical applications of implant research and technology, proceedings of pertinent symposia or conferences, quality review papers, and matters of education related to the implant field are invited.

Number of authors. Authors listed in the byline should be limited to four. Secondary contributors can be acknowledged at the end of the article. (Special circumstances will be considered by the editorial chairman.)

Review/editing of manuscripts. Manuscripts will be reviewed by the editorial chairman and will be subjected to blind review by the appropriate section editor and editorial staff consultants with expertise in the field that the article encompasses. The publisher reserves the right to edit accepted manuscripts to fit the space available and to ensure conciseness, clarity, and stylistic consistency, subject to the author's final approval. Adherence to guidelines. Manuscripts that are not prepared in accordance with these guidelines will be returned to the author before review.

#### **MANUSCRIPT PREPARATION**

- The journal will follow as much as possible the recommendations of the International Committee of Medical Journal Editors (Vancouver Group) in regard to preparation of manuscripts and authorship (Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals. *Ann Intern Med* 1997;126:36–47). See <http://www.icmje.org>

- Manuscripts should be double-spaced with at least a one-inch margin all around. Number all pages. Do not include author names as headers or footers on each page.

## *Anexo B*

---

- Title page. Page 1 should include the title of the article and the name, degrees, title, professional affiliation, and full address of all authors. Phone, fax, and e-mail address must also be provided for the corresponding author, who will be assumed to be the first listed author unless otherwise noted. If the paper was presented before an organized group, the name of the organization, location, and date should be included.
  
- Abstract/key words. Page 2 of the manuscript should include the article title, a maximum 300-word abstract, and a list of key words not to exceed 6. Abstracts for basic and clinical research articles must be structured with the following sections: (1) Purpose, (2) Materials and Methods, (3) Results, and (4) Conclusions. Abstracts for all other types of articles (ie, literature reviews, clinical reports, technologies, and case reports) should not exceed 250 words and need not be structured.
  
- Introduction. Summarize the rationale and purpose of the study, giving only pertinent references. Clearly state the working hypothesis.
  
- Materials and Methods. Present materials and methods in sufficient detail to allow confirmation of the observations. Published methods should be referenced and discussed only briefly, unless modifications have been made. Indicate the statistical methods used, if applicable.
  
- Results. Present results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in the text all the data in the tables or illustrations; emphasize only important observations.
  
- Discussion. Emphasize the new and important aspects of the study and the conclusions that follow from them. Do not repeat in detail data or other material given in the Introduction or Results section. Relate observations to other relevant studies and point out the implications of the findings and their limitations.
  
- Conclusions. Link the conclusions with the goals of the study but avoid unqualified statements and conclusions not adequately supported by the data. In particular, authors should avoid making statements on economic benefits and costs unless their manuscript includes the appropriate economic data and analyses. Avoid claiming priority and alluding to work that has not been completed. State new hypotheses when warranted, but clearly label them as such.
  
- Acknowledgments. Acknowledge persons who have made substantive contributions to the study. Specify grant or other financial support, citing the name of the supporting organization and grant number.

## *Anexo B*

---

- Abbreviations. The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement.

- Trade names. Generic terms are to be used whenever possible, but trade names and manufacturer name, city, state, and country should be included parenthetically at first mention.

- Numbers. Per SI convention, authors are requested to use decimal points rather than commas for fractional numbers.

### **REFERENCES**

- All references must be cited in the text, numbered in order of appearance.
- The reference list should appear at the end of the article in numeric sequence.
- Do not include unpublished data or personal communications in the reference list. Cite such references parenthetically in the text and include a date.
- Avoid using abstracts as references.
- Provide complete information for each reference, including names of all authors (up to six). If the reference is to part of a book, also include title of the chapter and names of the book's editor(s).

#### **Journal reference style:**

1. Johansson C, Albrektsson T. Integration of screw implants in the rabbit: A 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:69–75.

Book reference style:

1. Skalak R. Aspects of biomechanical considerations. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T (eds). *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985:117-28.

### **ILLUSTRATIONS AND TABLES**

- All illustrations and tables should be numbered and cited in the text in order of appearance.
- Illustrations and tables should be embedded in a PC Word document.
- All illustrations and tables should be grouped at the end of the text.
- Original slides or high-resolution images must be sent to the Publisher's office upon acceptance of the article.
- Note that article acceptance is pending receipt of acceptable original art.

## *Anexo B*

---

### **MANDATORY SUBMISSION FORM**

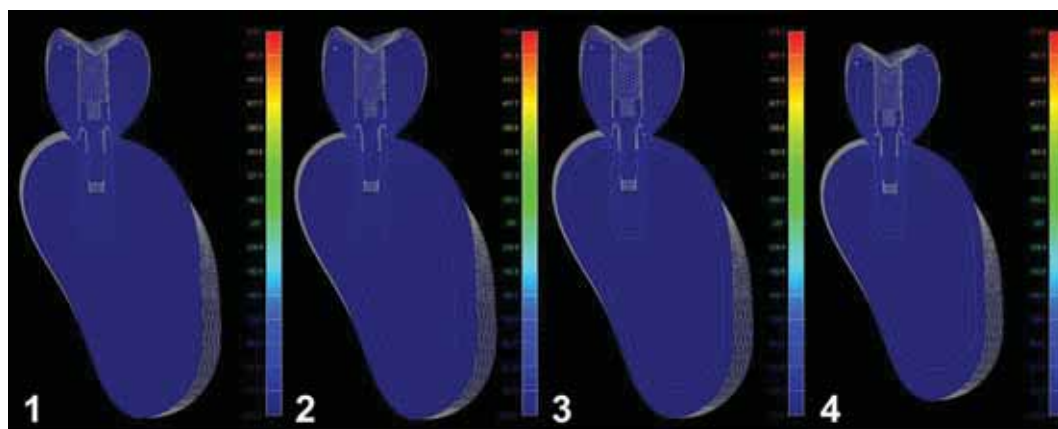
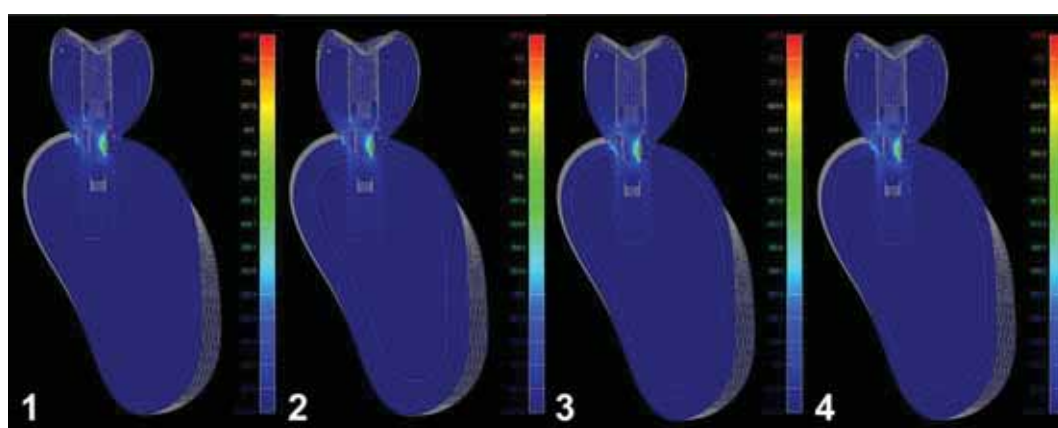
The Mandatory Submission Form (accessible at [www.quintpub.com](http://www.quintpub.com)) must be signed by all authors and faxed to the JOMI Manuscript Editor (630-736-3634)

### **PERMISSIONS AND WAIVERS**

- Permission of author and publisher must be obtained for the direct use of material (text, photos, drawings) under copyright that does not belong to the author.
- Waivers must be obtained for photographs showing persons. When such waivers are not supplied, faces will be masked to prevent identification.
- Permissions and waivers should be faxed along with the Mandatory Submission Form to the JOMI Manuscript Editor (630-736-3634).

### **REPRINTS**

If reprints are desired, they may be ordered from the publisher. Authors receive a discount of 40% on quantities of 100 or 200 reprints.

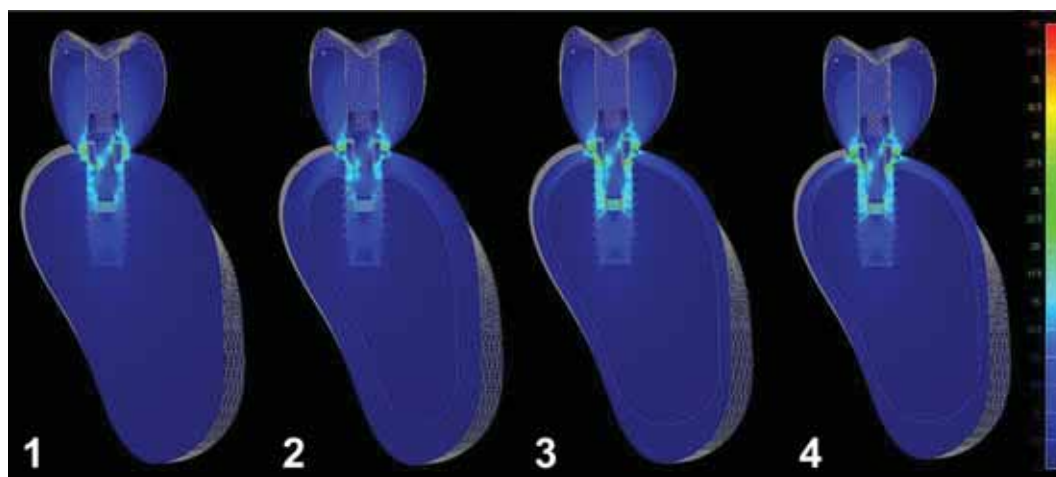
**ANEXO C – Mapas de Tensão***Mapas de tensão – Hexágono externo (Capítulo 1)***MAPA TENSÃO GERAL***Carga axial**Carga oblíqua*

## Anexo C

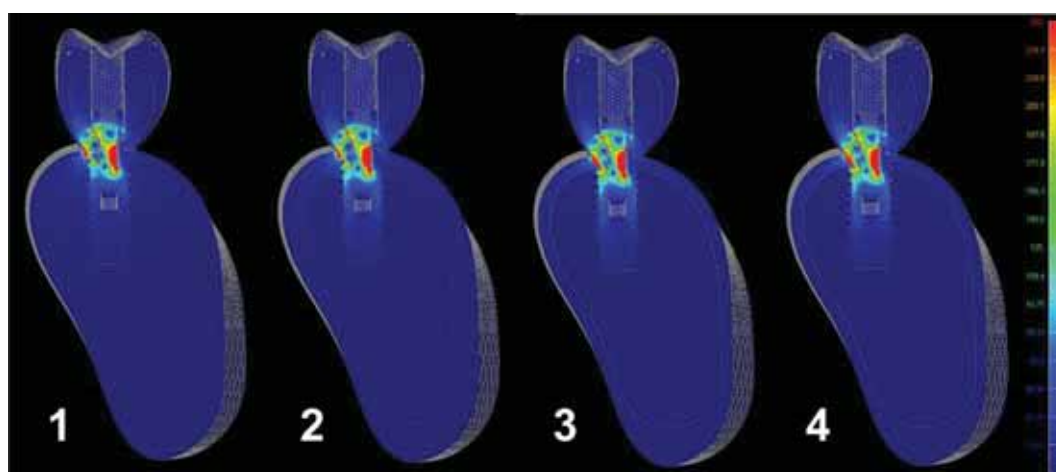
---

### MAPA GERAL

*Carga axial*



*Carga oblíqua*

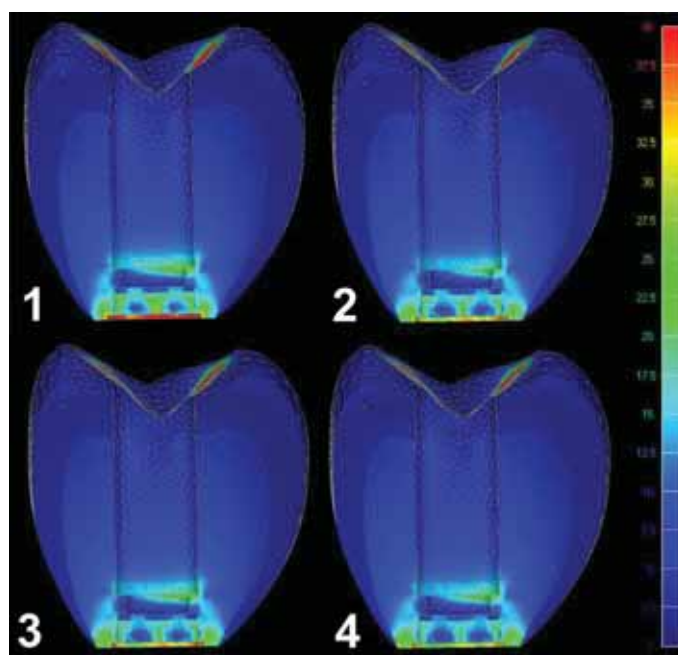


## Anexo C

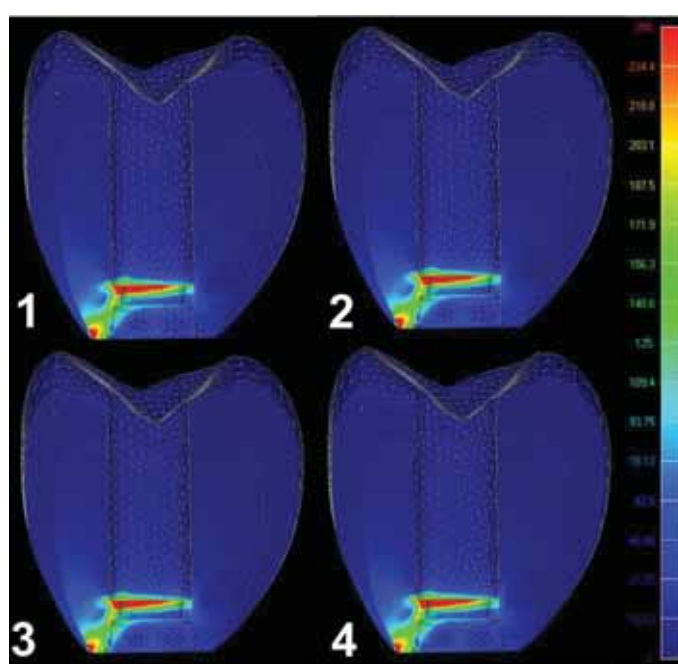
---

### COROA

#### *Carga axial*



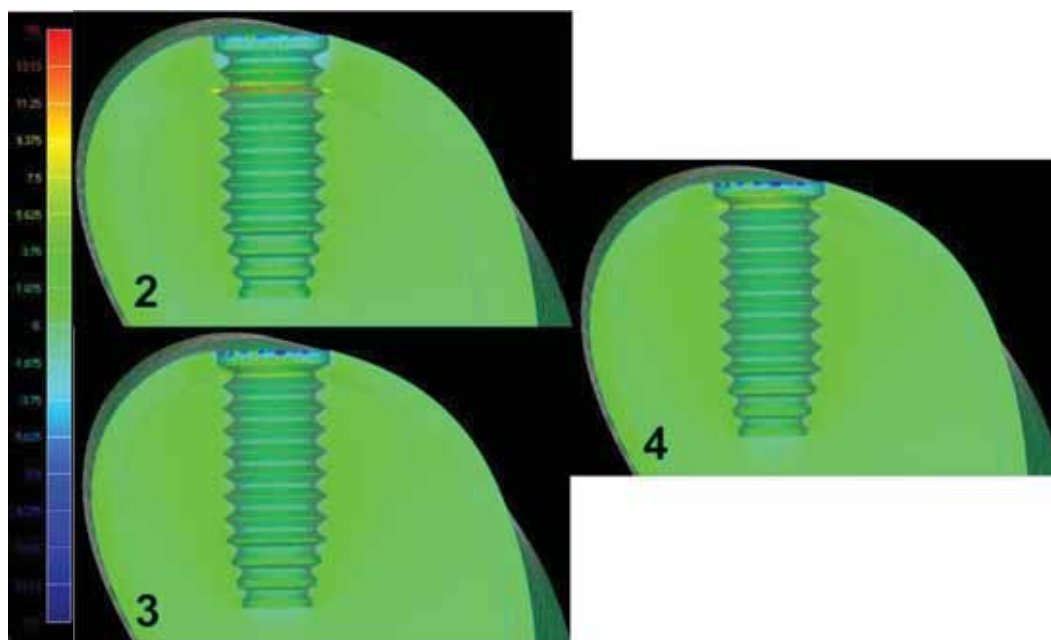
#### *Carga oblíqua*



## Anexo C

### OSSO CORTICAL E TRABECULAR

#### Carga axial



#### Carga oblíqua

