

**Sandra Lúcia Dantas de Moraes**

**Influência da altura da coroa em implantes osseointegrados. Estudo  
pelo método dos elementos finitos tridimensionais**

ARAÇATUBA – SP

2011

**Sandra Lúcia Dantas de Moraes**

**Influência da altura da coroa em implantes osseointegrados. 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. Jorge Vicente Lopes da Silva

ARAÇATUBA – SP

2011

Catálogo na Publicação (CIP)

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

M827i Moraes, Sandra Lúcia Dantas de.  
: Influência da altura da coroa em implantes osseointegrados

estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais / Sandra Lúcia Dantas de Moraes. - Araçatuba : [s.n.], 2010  
156 f. : il. ; tab. + 1 CD-ROM

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, Araçatuba, 2010

Orientador: Prof. Eduardo Piza Pellizzer

Coorientador: Prof. Jorge Vicente Lopes da Silva

1. Implante dentário 2. Prótese dentária 3. Biomecânica  
4. Análise de elemento finito

Black D3  
CDD 617.69

## *Dados Curriculares*

### **Sandra Lúcia Dantas de Moraes**

Nascimento 13/09/1967 – Garanhuns-PE / Brasil

Filiação Severino Elias de Moraes  
Albertina Dantas de Moraes

1985/1988 Graduação em Odontologia  
Faculdade de Odontologia – Universidade de  
Pernambuco FOP/ UPE

1989/1993 Curso de Pós - Graduação em Odontologia, área de  
Prótese Dentária, em nível de Mestrado Faculdade de  
Odontologia da Universidade de São Paulo.

1994/Atualmente Professora da Faculdade de Odontologia de  
Pernambuco da Universidade de Pernambuco da  
Disciplina de Prótese Total.

## *Dados Curriculares*

---

2004/Atualmente Professora do Curso de Especialização em Prótese  
Dentária ABO-PE

2008/2009 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**

---

Aos meus amados filhos **Maria Beatriz de Moraes Bastos Gonçalves** e **George Emílio de Moraes Bastos Gonçalves**, por tudo que eles representam para mim e por tudo que eu desejo para suas vidas.

Aos meus pais **Severino Elias de Moraes** e **Albertina Dantas de Moraes** pelo apoio incondicional, incentivo e estímulo a nossa formação pessoal e intelectual, onde nunca mediram esforços para alcançarmos os nossos objetivos.

***Dedico esta Tese.***

*“A mente que se abre a uma nova idéia jamais voltará ao seu tamanho original”*

*Albert Einstein*

Agradecimentos Especiais



## **Agradecimentos Especiais**

---

Ao meu orientador, Prof. Adj. **Eduardo Piza Pellizzer**, agradeço pela sua dedicação e acima de tudo pela singularidade com que me permitiu administrar meus compromissos acadêmicos e familiares. Pelo seu tempo, empenho e esforço dedicado neste trabalho e em todo o curso do nosso doutorado. Hoje além de uma sincera e respeitosa amizade, deixo também meu agradecimento maior a sua dedicação e compromisso com a causa acadêmica. Meu muito obrigada e grande carinho.

*“Em certos momentos, os homens são donos dos seus próprios destinos”*

*William Shakespeare*

## **Agradecimentos Especiais**

---

Ao Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI, representado pelo **Prof. Dr. Jorge Vicente Lopes da Silva**, nosso co-orientador chefe da Divisão de Desenvolvimento de Produto, que acolheu com boa vontade e desenvolveu com profissionalismo a parte experimental deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi**, do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI, pelo valioso auxílio e dedicação na realização deste trabalho.

Ao **Prof. Ass. Dr. Fellipo Ramos Verri**, pela valiosa ajuda e atenção dispensadas em todo momento que precisei, tanto na realização deste como nos demais trabalhos.

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

Ao **Prof. Dr. Paulo Sérgio Perri de Carvalho**, pelo constante apoio a pesquisa.

A Faculdade de Odontologia de Pernambuco através da pessoa do seu diretor **Prof. Dr. Belmiro Cavalcanti do Egito Vasconcelos** pelo incentivo a pesquisa, amizade e apoio durante esses anos de concretização de um projeto tão

## **Agradecimentos Especiais**

---

importante pessoal, onde a todo o momento deixou claro que era também institucional. Meu muito obrigada e sincero agradecimento.

A minha amiga e chefe da nossa equipe **Profa. Dra. Cátia Maria Fonseca Guerra** pelo apoio aos nossos projetos, especialmente ao nosso Doutorado, oferecendo incentivo e suporte durante a minha ausência, meu reconhecimento e agradecimento sincero.

À **minha família** querida, meus irmãos, cunhados, cunhadas, sobrinhos e sobrinhas por tudo que representam para mim. A minha irmã **Zenilda Almeida** que apesar da distância geográfica, sempre se faz presente e atuante nas nossas vidas, obrigada pela sua dedicação e amor.

Ao **George Gonçalves**, pai dos meus filhos, pelo compromisso assumido e compartilhado para o desenvolvimento desse projeto, como de tudo que envolve o aperfeiçoamento da pessoa humana, meu agradecimento sincero.

As queridas amigas **Dra. Niara Branco e Dra Márcia Roque** pelo suporte e amizade durante a realização desse projeto, como também ao longo de anos de amizade.

# Agradecimentos



## **Agradecimentos**

---

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

A coordenadora do Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, Profa Dra. **Maria José Hitomi Nagata**, por incentivar, acreditar e trabalhar em benefício da pesquisa.

Aos docentes do Curso de Pós-Graduação em Prótese Dentária, Prof. Titular **Humberto Gennari Filho**, Prof. Adj. **Marcelo Coelho Goiato**, Prof. Dr. **Paulo Renato Junqueira Zuim**, Profa Dra. **Maria Cristina Rosifini Alves Rezende**, Prof. Dr. **Idelmo Rangel Garcia Jr**, Prof. Dr. **Oswaldo Magro Filho**, Prof. Dr. **José Vitor Quinelli Mazaro** e. Profa Dra **Daniela Micheline dos Santos** pelos ensinamentos e convivência compartilhados.

Aos estimados docentes, Prof. **Estevão Tomomitsu Kimpara**; Prof. **Márcio José Fraxino Bindo**; Prof. **Carlos de Paula e Souza**; Profa. **Regina Tamaki**; Prof. **Fernando Valbão Jr** e Prof. **Alcides Gonini Júnior**, no passado fizemos parte de um projeto que hoje com alegria constatamos que frutificou e perpetua a história. Obrigada pela amizade de tantos anos, vocês são muito especiais.

## **Agradecimentos**

---

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

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

Aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, **Jander de Carvalho Inácio, Ana Marcelina, José Baleeiro, Eduardo Rodrigues, Carlos Alberto Gonçalves, Sergio Augusto, Antonio Ferreira de Souza**, a Sra. **Magda Requena Caciato** e a Sra. **Maria Lucia Bordan** pela atenção e disponibilidade em sempre colaborar conosco.

À **Rosse Mary Falcón Antenucci**, pela amizade e auxílio no decorrer do curso, não só a mim como a todos que dela necessitam. Meus sinceros agradecimentos.

Ao companheiro de muitos trabalhos **Joel Ferreira Santiago Júnior** meus sinceros agradecimentos pela amizade, parceria e colaboração para o desenvolvimento deste projeto; tenho certeza que acompanharei seu futuro acadêmico promissor.

Aos amigos: **Daniel Almeida, Bruno Machado de Carvalho, Renato Ferraço, Bianca Tonella, Adriana Barbosa, Luciana Negrão**. Conviver com vocês foi muito bacana.

## **Agradecimentos**

---

Aos meus colegas de Pós-Graduação, pela troca de conhecimento e amizade demonstrados ao longo do curso.

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

Epígrafe



## **Epígrafe**

---

### *Epígrafe*

*Cada pessoa que passa em nossa vida, passa sozinha,  
é porque cada pessoa é única e nenhuma substitui a outra!*

*Cada pessoa que passa em nossa vida passa sozinha e não nos deixa só  
porque deixa um pouco de si e leva um pouquinho de nós.*

*Essa é a mais bela responsabilidade da vida e a prova de que as pessoas  
não se encontram por acaso.*

**Charles Chaplin**

# Resumo Geral



## **Resumo Geral**

---

Moraes, SLD. Influência da altura da coroa em implantes osseointegrados. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais [Tese]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2011.

### *Resumo Geral*

Os implantes dentais têm sido usados extensivamente para a reabilitação de edentulismo total e parcial, com próteses fixas ou removíveis. Em detrimento das suas taxas de sucesso e previsibilidade, falhas ocorrem e são associadas a complicações biomecânicas. Entre os fatores biomecânicos podemos destacar uma proporção adequada entre comprimento do implante e superestrutura. Porém, pouco é encontrado sobre a influência da altura da coroa, o alcance do braço de alavanca e, conseqüentemente, a tensão no osso cortical e no osso trabecular. Apesar do aumento no uso de implantes, muito pacientes que necessitam dessa terapia ficam limitados devido à pouca altura óssea. Sistemas disponibilizam no mercado implantes curtos, onde procedimentos cirúrgicos invasivos poderiam ser evitados; nesses implantes, porém, é muito comum uma relação coroa/área implantada invertida. Desenvolveremos este trabalho em dois capítulos. O primeiro irá avaliar a influência de três alturas de coroas pré-estabelecidas, quando associadas a implantes de hexágono externo em todas as suas estruturas associadas. No segundo, avaliaremos a influência das mesmas alturas de coroas, associadas a implantes de hexágono externo e cone - morse, na distribuição das tensões no tecido ósseo. Para a primeira parte do trabalho, foram confeccionados três modelos tridimensionais, com auxílio dos programas de modelagem gráfica SolidWorks 2006 e Rhinoceros 4.0, além do programa InVesalius (CTI, São Paulo, Brasil), utilizado para gerar o modelo ósseo a partir de uma tomografia computadorizada. Cada

## **Resumo Geral**

---

modelo foi composto por um bloco ósseo, com um implante de 3,75 x 10,00mm (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo), com o tipo de conexão: hexágono externo, utilizando três alturas de coroas (10 mm; 12.5 mm e 15 mm), colocadas na plataforma oclusal (hexágono externo). Após geração de geometrias, os modelos foram importados para o programa de pré e pós-processamento de elementos finitos FEMAP 10.0 (Siemens PLM Software Inc., EUA), onde foram geradas malhas, condições de carregamento e contorno. A carga aplicada foi de 200N axial e 100N oblíqua, na superfície oclusal das coroas. Os modelos foram resolvidos pelo programa NeiNastran 9.0 (Noran Engineering, Inc., EUA) e novamente importados no FEMAP 10.0, para obtenção dos resultados, que foram visualizados por meio de mapas de deslocamento, tensão von Mises e tensão máxima principal. Os resultados mostraram que o deslocamento e a distribuição de tensões foram semelhantes para o carregamento axial, em todos os modelos, independentemente do aumento da coroa, para todo o conjunto coroa/parafuso/implante e osso. Entretanto, no carregamento oblíquo, com a ampliação da coroa, tanto o deslocamento quanto as tensões foram aumentadas. Observamos as maiores tensões nas regiões de interfaces de materiais, no sentido de aplicação da carga. Essas regiões apresentaram grandes concentrações na junção coroa/implante; região de plataforma até as primeiras roscas e na região do pescoço do parafuso das coroas, onde observamos as mais altas tensões do estudo. Nas condições avaliadas, foi possível concluir que, com o aumento do comprimento da coroa, houve um aumento da tendência ao deslocamento. Com o aumento do comprimento da coroa, houve um aumento das tensões no sistema osso implante. No segundo capítulo do nosso trabalho, foram confeccionados seis modelos tridimensionais, com a mesma metodologia do primeiro capítulo. Três modelos foram compostos por um

## **Resumo Geral**

---

bloco ósseo, com implante de 3,75 x 10,00 mm (hexágono externo- Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo), e outros três com implante de 3,75 x 10,00 mm (cone morse - Conexão Sistemas de Prótese); em ambos os grupos utilizou-se seu correspondente protético UCLA onde avaliamos três alturas de coroas (10 mm; 12.5 mm e 15 mm), colocadas na plataforma oclusal. A carga aplicada foi de 200N axial e 100N oblíqua, na superfície oclusal das coroas. Os resultados mostraram que, com o aumento da altura da coroa, no carregamento axial, nos implantes de hexágono externo e cone morse, o padrão de deslocamento e distribuição de tensões foi semelhante. Com a ampliação da coroa, o implante tipo cone morse, apresentou, nas cargas oblíquas para todos modelos, um melhor resultado observando-se uma menor concentração de tensões no tecido ósseo. Foi possível concluir que, utilizando-se o implante hexágono externo ou cone morse, o aumento da altura da coroa não influenciou na distribuições das tensões no tecido ósseo, quando a força foi aplicada no sentido axial; entretanto, nas cargas oblíquas o aumento da altura da coroa influenciou expressivamente as tensões no tecido ósseo, onde o implante tipo cone morse apresentou o melhor resultado.

**Palavras-chave:** Implante dentário. Prótese dentária. Biomecânica. Análise de elemento finito.

# Abstract

---

*Abstract*

## **Abstract**

---

**Moraes, SLD.** Influence of crown height with osseointegrated implants. A three-dimensional finite element analysis [Thesis]. Araçatuba: School of Dentistry of Sao Paulo State University; 2011

### *General Abstract*

The dental implants have been widely used for rehabilitation of partial and complete edentulism using fixed and removable prostheses. Despite the success rate and predictability, failures are reported and commonly associated with biomechanical complications. Among the biomechanical factors, an adequate proportion between the implant and superstructure dimensions should be established. However, there is little information about the influence of crown height and lever arm on stress in cortical and trabecular bone. Although the use of implants has increased, many patients are limited by insufficient bone height. Thus, some implant systems developed short implants to avoid invasive surgical procedures. Nevertheless, such implants present an inverted crown/anchored area ratio. The present study will be divided into two chapters. The first one will evaluate the influence of three pre-established crown heights attached to external hexagon implants on all structures. In the second chapter, it will be evaluated the influence of the same crown heights attached to external hexagon and morse taper implants on the stress distribution in bone tissue. Initially, three 3D models were fabricated using the softwares SolidWorks 2006 and Rhinoceros 4.0. The software InVesalius (CTI, Sao Paulo, Brazil) was also used to generate the bone model through a computed tomography. Each model was composed by a bone block with an external hexagon implant (3.75 X 10.0 mm) (Conexao Sistemas de Protese, Sao Paulo) and a crown with different heights (10 mm, 12.5 mm and 15 mm) attached to the implant platform (external

## **Abstract**

---

hexagon). After generation of the geometries, the models were imported to the software FEMAP 10.0 (Siemens PLM Software Inc., USA) for pre- and post-processing of finite elements to generate the meshes as well as the loading and boundary conditions. Axial load of 200N and oblique load of 100N were applied on the occlusal surface of the crowns. The models were solved by the software NeiNastran 9.0 (Noran Engineering, Inc., USA) and imported again to the software FEMAP 10.0 to obtain the results, which were visualized through displacement maps, von Mises stress and maximum principal stress. The results showed similar displacement and stress distribution for the crown/screw/implant/bone assembly under axial loading in all models, regardless the increase in crown height. However, for the oblique loading, the higher crowns exhibited greater displacement and stress. The highest stress was observed in the materials interface following the loading direction. These regions presented high concentration at the crown/implant junction, the region from the platform to first threads, and the neck of the crowns screws; which exhibited the highest stress in the present study. Within the conditions of this study, it was concluded that the higher the crown, the greater the displacement and stress in the bone-implant system. In the second chapter of this study, six 3D models were fabricated according to the methodology described for the first chapter. Three models were constituted by a bone block with an external hexagon implant (3.75 X 10.0 mm) (Conexao Sistemas de Protese, Sao Paulo) while three models presented morse taper implants (3.75 x 10.0 mm) (Conexao Sistemas de Protese). Both groups used an UCLA abutment attached to the occlusal platform to obtain crowns with different heights (10 mm, 12.5 mm and 15 mm). Axial load of 200N and oblique load of 100N were applied on the occlusal surface of the crowns. The results demonstrated similar displacement and stress distribution for all crowns attached to

## **Abstract**

---

both external hexagon and morse taper implants under axial loading. However, under oblique loading and with higher crowns, the morse taper implant generated better results with lower stress concentration in the bone tissue in all models. According to the results, it was concluded that the increase in crown height did not influence the stress distribution in bone tissue for both external hexagon and morse taper implants under axial loading. However, under oblique loading, the increase in crown height significantly influenced the stress in bone tissue with better results for the morse taper implant.

**Keywords:** Dental implant; Dental prosthesis; Biomechanics; Finite element analysis.

# Listas e Sumário



### *Lista de Figuras*

#### *Capítulo 1*

<b>Figura 1 -</b>	Malha de elementos finitos	<b>51</b>
<b>Figura 2 -</b>	Corte Coroa/Implante/Parafuso – (Axial) – Coroa 10, 12.5, 15 mm (HE)	<b>55</b>
<b>Figura 3 -</b>	Corte Coroa/Implante/Parafuso – (Oblíqua) – Coroa 10, 12.5, 15 mm (HE)	<b>56</b>
<b>Figura 4 -</b>	Corte Parafuso – (Axial) – Coroa 10, 12.5, 15 mm (HE)	<b>58</b>
<b>Figura 5 -</b>	Corte Parafuso – (Oblíqua) – Coroa 10, 12.5, 15 mm (HE)	<b>59</b>
<b>Figura 6 -</b>	Corte Osso Cortical Superior e Inferior – (Axial) – Coroa 10, 12.5, 15 mm (HE)	<b>62</b>
<b>Figura 7 -</b>	Corte Osso Cortical Superior e Inferior – (Oblíquo) – Coroa 10, 12.5, 15 mm (HE)	<b>63</b>
<b>Figura 8 -</b>	Corte Sagital Osso Cortical – (Axial) – Coroa 10, 12.5, 15 mm (HE)	<b>64</b>
<b>Figura 9 -</b>	Corte Sagital Osso Cortical – (Axial) – Coroa 10, 12.5, 15 mm (HE)	<b>65</b>
<b>Figura 10 -</b>	Corte Sagital Osso Trabecular - (Axial) – Coroa 10, 12.5, 15 mm (HE)	<b>67</b>

## Listas e Sumário

---

**Figura 11 -** Corte Sagital Osso Trabecular - (Oblíquo) – Coroa  
10, 12.5, 15 mm (HE) **68**

### *Capítulo 2*

<b>Figura 1 -</b>	Malhada gerada para o modelo CM	<b>90</b>
<b>Figura 2 -</b>	Deslocamento Coroas 10, 12.5, 15 mm – HE e CM – Carga Axial	<b>92</b>
<b>Figura 3 -</b>	Deslocamento Coroas 10, 12.5, 15 mm – HE e CM – Carga Oblíqua	<b>93</b>
<b>Figura 4 -</b>	Corte Osso Cortical Superior – (Axial) – Coroa 10, 12.5, 15 mm HE e CM	<b>96</b>
<b>Figura 5 -</b>	Corte Osso Cortical Inferior – (Axial) – Coroa 10, 12.5, 15 mm HE e CM.	<b>97</b>
<b>Figura 6 -</b>	Corte Osso Cortical Superior – (Oblíqua) – Coroa 10, 12.5, 15 mm HE e CM.	<b>99</b>
<b>Figura 7 -</b>	Corte Osso Cortical Inferior – (Oblíqua) – Coroa 10, 12.5, 15 mm HE e CM.	<b>100</b>
<b>Figura 8 -</b>	Corte Sagital Osso Cortical – (Axial) – Coroa 10, 12.5, 15 mm HE e CM.	<b>101</b>
<b>Figura 9 -</b>	Corte Sagital Osso Cortical (Oblíqua) – Coroa 10, 12.5, 15 mm HE e CM.	<b>103</b>
<b>Figura 10 -</b>	Corte Sagital Osso Trabecular – (Axial) – Coroa 10, 12.5, 15 mm HE e CM.	<b>105</b>

## Listas e Sumário

---

<b>Figura 11 -</b>	Corte Sagital Osso Trabecular – (Oblíqua) – Coroa 10, 12.5, 15 mm HE e CM.	<b>106</b>
--------------------	---	------------

### *Anexo*

<b>Figura 1 -</b>	Posicionamento do dente artificial com ajuda do paralelômetro	<b>122</b>
<b>Figura 2 -</b>	Resina acrílica incolor (Ortoclass, Artigos Odontológicos Clássico)	<b>122</b>
<b>Figura 3 -</b>	Bloco de resina acrílica com dente artificial inserido	<b>123</b>
<b>Figura 4 -</b>	Coroa do dente artificial digitalizad	<b>123</b>
<b>Figura 5 -</b>	Coroa gerada no programa Rhinoceros 3D	<b>124</b>
<b>Figura 6 -</b>	Coroa finalizada com 20° de inclinação das cúspides.....	<b>124</b>
<b>Figura 7A -</b>	Vista oclusal da coroa parafusada.....	<b>126</b>
<b>Figura 7B -</b>	Imagem interna da coroa: Estrutura metálica (NiCr) e espessura da Porcelana	<b>126</b>
<b>Figura 8A -</b>	Implante e coroa conectados	<b>127</b>
<b>Figura 8B -</b>	Ossos trabecular e cortical	<b>127</b>
<b>Figura 8C -</b>	Implante e coroa inseridos no osso	<b>127</b>
<b>Figura 9 -</b>	Malha de elementos finitos. Aplicação de carga oblíqua	<b>130</b>
<b>Figura 10 -</b>	Malha de elementos finitos. Aplicação de carga axial	<b>131</b>

### *Lista de Tabelas*

#### *Capítulo 1*

<b>Tabela 1 -</b>	Descrição dos modelos	<b>47</b>
<b>Tabela 2 -</b>	Número de nós e elementos das coroas de 10 mm, 12.5 mm e 15 mm (Hexágono Externo)	<b>49</b>
<b>Tabela 3 -</b>	Propriedades dos materiais	<b>49</b>
<b>Tabela 4 -</b>	Valor máximo de deslocamento – Implante Hexágono externo Coroas 10 mm, 12.5 mm e 15 mm	<b>53</b>
<b>Tabela 5 -</b>	Valor máximo de tensões von Mises – implante Hexágono Externo – Coroas 10, 12.5 e 15 mm	<b>53</b>

### *Capítulo 2*

<b>Tabela 1 -</b>	Descrição dos modelos	<b>87</b>
<b>Tabela 2 -</b>	Número total de nós e elementos das coroas de 10 mm, 12.5 mm e 15 mm (Hexágono Externo e Cone Morse)	<b>88</b>
<b>Tabela 3 -</b>	Propriedades dos materiais	<b>89</b>
<b>Tabela 4 -</b>	Valor máximo de deslocamento – Implante Hexágono externo e Cone Morse (ao nível das coroas)	<b>94</b>
<b>Tabela 5 -</b>	Valor máximo de deslocamento – Implante Hexágono externo e Cone Morse (ao nível do osso)	<b>94</b>

### *Lista de Abreviaturas e Siglas*

$\mu\text{m}$	-	Micrômetro
2 D		Bidimensional
3 D	-	Tridimensional
GPa	-	Giga Pascal
MEF	-	Método dos Elementos Finitos
Mm	-	Milímetros
MPa	-	Mega Pascal
N	-	Newton
NiCr	-	Níquel-Cromo
HE	-	Hexágono Externo
CM	-	Cone Morse

# Sumário

---

## *Sumário*

<b>1 INTRODUÇÃO GERAL</b>	<b>36</b>
<b>2 CAPÍTULO 1 - Influência da altura da coroa em implantes de hexágono externo na distribuição das tensões. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais.</b>	<b>40</b>
2.1 RESUMO	41
2.2 INTRODUÇÃO	43
2.3 PROPOSIÇÃO	46
2.4 MATERIAL E MÉTODO	47
2.5 RESULTADOS	52
2.6 DISCUSSÃO	69
2.7 CONCLUSÃO	74
2.8 REFERÊNCIAS	75
<b>3 CAPÍTULO 2 – Influência da altura da coroa na distribuição das tensões no tecido ósseo em implantes com diferentes conexões. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais</b>	<b>80</b>
3.1 RESUMO	81
3.2 INTRODUÇÃO	83
3.3 PROPOSIÇÃO	85
3.4 MATERIAL E MÉTODO	86
3.5 RESULTADOS	91
3.6 DISCUSSÃO	108
3.7 CONCLUSÃO	112
3.8 REFERÊNCIAS	113
<b>ANEXOS</b>	<b>119</b>

# Introdução Geral



---

# 1 Introdução Geral

O grande desafio da odontologia, ao longo do tempo, tem sido o de reabilitar o desdentado total, restaurando a função, a fonética, o conforto e a saúde do sistema estomatognático. Uma nova era da reabilitação oral começou com a introdução dos implantes dentários osseointegrados (Papavasiliou et al. 1996), bem documentados por estudos clínicos e longitudinais (Lekholm et al., 1994; Blanes et al., 2007) . A sua utilização gerou um melhor prognóstico para os elementos dentais remanescentes, pois seriam evitados preparos e desgastes em dentes hígidos ou sobrecargas nesses elementos para suporte de próteses parciais removíveis. Essa técnica é considerada como uma ótima opção para os desdentados parciais e totais, cujo tratamento oferece resultados superiores aos métodos reabilitadores tradicionais. (Adell et al. 1985;Stegaroiu et al.1998)

Estudos indicam seguras taxas de sucesso das próteses implantossuportadas (Pjetursson et al., 2004). Entretanto, existem diferentes fatores de risco para a longevidade das mesmas; entre esses fatores, um dos principais é como as forças mastigatórias são transmitidas ao conjunto prótese, implante e ao tecido ósseo (Wang et al., 2002; Skalak, 1983). A causa das falhas de implantes está descrita em fatores de sobrecarga (90%) e Peri - implantares (10%) (Cehreli et al., 2004); portanto, o aperfeiçoamento da distribuição de tensões, nesse sistema, é indispensável para o sucesso da reabilitação; na qual,convém destacar, a magnitude e natureza da força necessária para ultrapassar o limite fisiológico tolerado pelo osso é desconhecida (Çiftçi & Canay, 2000) .

Em regiões com reduzido leito ósseo, o uso de implantes curtos está indicado (Misch 2005), evitando-se procedimentos cirúrgicos invasivos como: enxerto ósseo, lateralização do nervo mandibular, levantamento do seio maxilar. (Keltjens et al., 1993; Neves et al., 2006) Porém, para posteriormente colocarmos os dentes desse segmento em oclusão, teremos, necessariamente, coroas longas ( situação esta mais crítica em osso tipo III ou IV), submetidas à força de mordida elevada. Numerosos fatores podem aumentar a carga mecânica sobre uma restauração implantossuportada, entre eles o aumento da altura da coroa que funciona como um cantilever vertical sob cargas não axiais ou anguladas. A altura da coroa na implantodontia é medida desde a crista do osso ao plano oclusal na região posterior e dessa crista à borda incisal na região anterior (Misch et al., 2005; Misch et al., 2006).

A biomecânica em relação à altura da coroa está relacionada à mecânica da alavanca. Quando a coroa aumenta em 1 mm, a força pode aumentar em até 20 %;isso pode introduzir um significativo momento no implante e ao redor da crista óssea,quando este conjunto é submetido a forças laterais (Bidez 2008). Misch & Bidez 1994 observaram que uma força oblíqua com 12° de angulação aumentará a força transmitida à interface implante/osso em 20%.

Entre as questões biomecânicas relevantes na implantodontia, destacamos também o tipo de conexão do implante. O que se observa é que restaurações unitárias suportadas por implantes de hexágono externo têm apresentado sucesso relativo, e o afrouxamento do parafuso protético tem sido relatado como uma freqüente complicação (Rangert et al., 1989). Segundo Sutter et al. (1993) e Maeda et al. (2006) , a utilização de conexões internas (hexágono interno e cone - morse) transfere menos tensão aos implantes, quando submetidos a

cargas oclusais. Estudos relatam o sucesso da utilização desses sistemas (Levine et al., 1997; Moberg et al., 2001).

Pouco é encontrado, na literatura, sobre a influência da proporção coroa/implante na sobrevivência dos implantes ou até mesmo protocolos para definição do que seria uma relação aceitável. A altura da coroa, o alcance do braço de alavanca e, conseqüentemente, a transmissão de tensão ao tecido ósseo, são questionamentos racionais. Também é necessário considerar, dependendo do tipo de conexão protética utilizada, a maneira pela qual essa tensão é transferida ao osso circundante, o que pode levar as cargas funcionais a atuarem de maneira completamente diferente sobre as restaurações (Pellizzer et al., 2009; Cehreli et al., 2004). Algumas vezes, é necessário usar implantes unitários (quando o recurso da espiantagem não pode ser adotado), e para restabelecer o plano oclusal que está sendo reabilitado, uma coroa longa se faz necessária, o que torna muito crítica a transmissão de carga ao osso. Todas essas questões são discutidas para que o planejamento das próteses implantossuportadas possa seguir criteriosos padrões biomecânicos, uma vez que sua longevidade está relacionada à maneira como as forças mastigatórias são transmitidas aos implantes e tecido ósseo (Misch & Bidez 1994; Stegaroiu et al. 1998)

Entre as metodologias empregadas para analisar o comportamento mecânico dos implantes, o Método dos Elementos Finito é amplamente utilizado (Geng et al., 2001). Como conseqüência dos avanços ocorridos na odontologia e nas ciências da computação, e de uma aproximação entre estas duas áreas, foi possível a eficiente simulação de fenômenos físicos, utilizados nos projetos de estruturas mecânicas, por meio de um método de simulação numérica. (Srirekha et

al., 2010). Ele está indicado para problemas que envolvem geometrias complexas, pois permite analisar vários parâmetros ao mesmo tempo.

Desenvolveremos este trabalho em dois capítulos, no primeiro estudaremos o efeito de três alturas de coroas pré-estabelecidas no implante de hexágono externo e em todas as suas estruturas associadas. No segundo capítulo, avaliaremos a influência das mesmas alturas de coroas estabelecidas anteriormente, quando associadas a implantes de hexágono externo e cone - morse na distribuição das tensões no tecido ósseo.

# Capítulo 1



## Capítulo 1

---

### Influência da altura da coroa em implantes de hexágono externo na distribuição das tensões. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais

#### 2.1 Resumo

**Propósito:** Verificou-se a influência da altura da coroa em implantes de hexágono externo na tendência ao deslocamento e distribuição das tensões no sistema implante/osso, pelo método dos elementos finitos tridimensionais.

**Materiais e métodos:** Confeccionaram-se 3 modelos 3D, com os programas de modelagem gráfica SolidWorks 2006 e Rhinoceros 4.0. O programa InVesalius (CTI, São Paulo, Brasil) foi utilizado para o modelo ósseo, partindo de uma tomografia computadorizada. Cada modelo foi composto por um bloco ósseo, com implante (3,75 x10 mm), hexágono externo e coroa (10,12,5 e 15 mm). No FEMAP 10.0 (Siemens PLM Software Inc., EUA), foram geradas malhas, condições de carregamento e contorno. A carga axial (200N) e a oblíqua (100N) foi aplicada na superfície oclusal das coroas. Os resultados foram visualizados por mapas de deslocamento, tensão von Mises e Tensão Máxima Principal.

**Resultados:** A altura da coroa com a carga axial não influenciou a tendência ao deslocamento e a concentração de tensões, enquanto a carga oblíqua potencializou-as. Observaram-se as mais altas tensões no pescoço do parafuso do implante, no sentido oposto ao da aplicação da carga, sendo esta tensão propagada para a região de interface coroa/plataforma/osso. **Conclusão:** Com o aumento do comprimento da coroa houve um aumento proporcional da tendência ao

## Capítulo 1

---

deslocamento. Com o aumento do comprimento da coroa houve um aumento proporcional das tensões no sistema osso implante.

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

# Capítulo 1

---

## 2.2 Introdução

A implantodontia tornou possível uma odontologia mais próxima da função ideal, respaldada por numerosos estudos que apontam sucesso nessas reabilitações.<sup>1</sup> Com o passar dos anos, as indicações para o tratamento com implantes foram ampliadas e, hoje, a maioria dos pacientes que recebem implantes são parcialmente desdentados, o que conduziu muitos estudos clínicos a avaliar tanto a sobrevivência dos implantes como a incidência de complicações biológicas e técnicas.<sup>2</sup> Entre os fatores de risco para a longevidade dos implantes apontados pela literatura, destacamos a sobrecarga ao implante que será transmitida ao tecido ósseo. Restaurações unitárias suportadas por implantes de hexágono externo têm apresentado sucesso relativo, o afrouxamento do parafuso protético tem sido relatado como uma freqüente complicação.<sup>3-5</sup> Portanto, o implante deve administrar a dissipação e distribuição das cargas biomecânicas, a fim de aperfeiçoar a função das próteses implantossuportadas.<sup>5-7</sup>

Um dos pontos de relevância na biomecânica do implante reside no fato de que ele não apresenta ligamento periodontal; o contrário lhe permitiria absorver a tensão e realizar pequenos movimentos; ao contrário, a interface é direta e rígida; portanto, a carga aplicada ao conjunto implante/prótese é transmitida diretamente ao tecido ósseo.<sup>8</sup> Nas próteses implanto-suportadas temos a recuperação da função óssea, produto da resposta fisiológica diante de cargas funcionais bem distribuídas, o que se manifesta tanto com a modificação do trabeculado do tecido, como na remodelação das tábuas corticais. O ligamento periodontal permite ao dente movimentos que oscilam entre 25 a 100 micrômetros, no sentido vertical, e 56-108 micrômetros, no sentido horizontal; já o implante só irá se mover quanto a

## Capítulo 1

---

elasticidade óssea permita, sendo ela vertical de 3 a 5 micrômetros e lateral de 10 a 50 micrômetros.<sup>9</sup>

Neste contexto, estudos analisam formas viáveis de se minimizar a transmissão das forças transmitidas ao tecido ósseo, como as seguintes: adequação de diâmetros e comprimentos de implantes; padrão de oclusão; materiais de revestimento oclusais; componentes protéticos; proporção coroa implante; tipo de carga; propriedades do material do implante; qualidade e quantidade de osso circundante e característica da superfície do implante.<sup>3,10-14</sup>

Segundo Misch<sup>15</sup>, numerosos fatores podem aumentar a carga mecânica sobre uma restauração implantossuportada, sendo um dos relevantes o aumento da altura da coroa; Bidez and Misch<sup>16</sup> acrescenta ainda que, quando a coroa aumenta em 1 mm, a força pode aumentar em até 20 %; isso pode introduzir um significativo momento no implante e ao redor da crista óssea, quando o implante é submetido a forças laterais. Estudos de acompanhamento clínico longitudinal de implantes com coroas longas estabelecem que o aumento da coroa não prejudique a previsibilidade do tratamento.<sup>17</sup> No entanto, outros estudos como Schulte et al.<sup>18</sup>, apontam que falhas ocorreram na proporção de 1.4:1. O ensaio biomecânico sobre proporção de coroa (10, 12, 14 mm) realizado por Kwan et al.<sup>19</sup> demonstrou que só houve deslocamento da coroa de maior altura, nas cargas oblíquas. Fugazzoto et al.<sup>20</sup> observaram que condições desfavoráveis de proporção coroa/implante, associadas a hábitos parafuncionais, poderiam ser extremamente críticas levando a falhas e perda da função.

Não existe consenso em relação à altura da coroa sobre implante. Por isso, com o intuito de obter mais dados para a compreensão e correto planejamento das próteses implantossuportadas, este trabalho propõe avaliar a influência da altura da

## Capítulo 1

---

coroa na tendência ao deslocamento e na distribuição das tensões em implantes do tipo hexágono externo, em todas as suas estruturas associadas, como também no tecido ósseo.

## Capítulo 1

---

### 2.3 Proposição

O propósito deste estudo foi realizar uma análise pelo método dos elementos finitos tridimensionais da tendência ao deslocamento e distribuição das tensões na coroa, parafuso, implante e tecido ósseo, em próteses unitárias implantossuportadas de hexágono externo com diferentes alturas de coroas.

# Capítulo 1

## 2.4 Material e Método

Para este estudo, foram confeccionados 3 modelos tridimensionais (Tabela 1), representados por uma secção de osso mandibular tipo III, composto por osso trabecular no centro, circundado por 1 mm de osso cortical da região correspondente ao segundo molar mandibular, com um implante e coroa metalo-cerâmica unitária associada.

**Tabela 1 Descrição dos modelos**

Modelo	Descrição
A	Implante unitário de hexágono externo, com coroa metalo-cerâmica de tipo UCLA parafusada com 10 mm de altura da coroa.
B	Implante unitário de hexágono externo, com coroa metalo-cerâmica de tipo UCLA parafusada com 12,5 mm de altura da coroa.
C	Implante unitário de hexágono externo, com coroa metalo-cerâmica de tipo UCLA parafusada com 15 mm de altura da coroa.

A geometria do osso trabecular e cortical foi obtida a partir da recomposição de uma Tomografia Computadorizada transversal da região de molar inferior, feita através do programa InVesalius (CTI, São Paulo, Brasil), que permite criar modelos

## Capítulo 1

---

virtuais tridimensionais, a partir dos cortes transversais da tomografia. Posteriormente, a imagem foi exportada ao programa Rhinoceros 4.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA) para simplificação de geometrias e refinamento do desenho.

A geometria dos implantes foi obtida a partir do sistema Conexão (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, São Paulo, Brasil), particularmente de um hexágono externo de 10 mm de comprimento e 3,75 mm de diâmetro, além de seu correspondente componente protético UCLA. Todos os implantes e componentes tiveram geometrias simplificadas através dos programas SolidWorks 2006 (SolidWorks Corp, Massachusetts, EUA) e Rhinoceros 4.0.

Três coroas metalocerâmicas foram modeladas sobre os componentes protéticos, com diferentes alturas (10, 12,5 e 15 mm)<sup>12</sup>, com superfície oclusal obtida através de scaneamento de superfície (MDX-20, Roland DG, São Paulo, Brasil) de um dente segundo molar inferior de manequim odontológico (Odontofix Indústria e Comércio de Material Odontológico Ltda, Ribeirão Preto, São Paulo). A espessura média da porcelana foi modelada em 1,2 mm. A infraestrutura metálica completou o volume até o limite interno dos componentes protéticos. Após essa modelagem, o conjunto coroa-implante foi inserido na porção óssea do bloco ósseo, em uma posição centralizada. Após a confecção dos modelos, as geometrias foram exportadas para o programa de elementos finitos FEMAP 10.0 (Siemens PLM Software Inc., Santa Ana, CA, EUA), em formato STEP. Em seguida, foram geradas as malhas de elementos finitos, com elementos sólidos parabólicos. O número de nós e elementos está descrito na tabela 2.

## Capítulo 1

**Tabela 2** Número de nós e elementos das coroas de 10 mm, 12.5 mm e 15 mm  
(Hexágono Externo)

Coroa Hexágono Externo – Número total de Elementos e Nós		
	Nós	Elementos
<b>10 mm (A)</b>	432.738	287.331
<b>12.5 mm (B)</b>	446.288	295.607
<b>15 mm (C)</b>	434.122	287.534

As propriedades mecânicas correspondentes de cada material, módulo de Young e coeficiente de Poisson, foram atribuídas às malhas (figura 1), utilizando-se valores encontrados na literatura.<sup>21,22</sup> (Tabela 3)

**Tabela 3** Propriedades dos Materiais

Estruturas	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Referências
Osso Trabecular	1,37	0,30	Sertgoz <sup>21</sup>
Osso Cortical	13,7	0,30	Sertgoz <sup>21</sup>
Titânio	110,0	0,35	Sertgoz <sup>21</sup>
Liga NiCr	206,0	0,33	Anusavice & Hojjatie <sup>22</sup>
Porcelana Feldspática	82,8	0,35	Sertgoz <sup>21</sup>

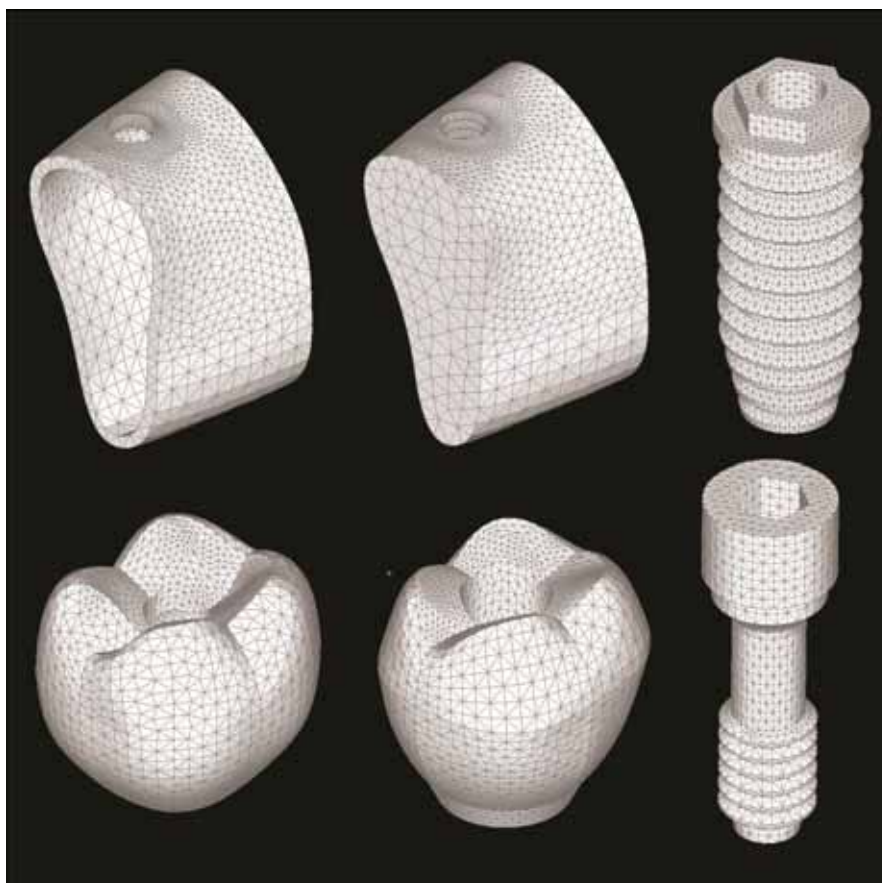
Todos os materiais foram considerados isotrópicos, linearmente elásticos e homogêneos. Os contatos entre porcelana/metal, componente protético/parafuso, implante/parafuso, implante/osso cortical, implante/osso trabecular, osso cortical/osso trabecular e foram assumidos como colados, enquanto que o contato

## Capítulo 1

---

entre coroa/implante foi assumido como justaposto. Condições de contorno foram estabelecidas, como fixado nos três eixos (x, y e z) nas superfícies laterais do osso cortical e trabecular, estando todo o restante do conjunto livre de restrições. A carga axial aplicada no modelo foi de 200 N, baseada na literatura<sup>23</sup> e oblíqua de 100 N, aplicada somente nas cúspides linguais, simulando contatos excêntricos. Essa carga foi sempre dividida entre as cúspides (4 para a carga axial e as duas linguais para a carga oblíqua), na modalidade de força por área, em uma área aproximada de 0,17 mm<sup>2</sup>.

Em seguida, a análise foi gerada no programa de elementos finitos (FEMAP 10.0) e exportada para cálculo no programa NeiNastran Versão 9.2 (Noran Engineering, Inc., EUA), sendo executada em uma estação de trabalho (Sun Microsystems Inc., São Paulo, Brasil). Os resultados foram então importados novamente no programa FEMAP 10.0, para visualização e pós-processamento dos mapas de deslocamento, mapas de deslocamento, mapas de tensão de von Mises e mapas de tensão máxima principal.



**Figura 1** Malha de Elementos finitos

## Capítulo 1

---

### 2.5 Resultados

Os resultados obtidos neste estudo foram plotados em mapas de deslocamento, tensão de von Mises e tensão máxima principal. Os mapas de deslocamento possuem valores expressos em milímetro (mm) e os mapas de tensão, em unidade Mega-Pascal (MPa). Algumas estruturas foram plotadas separadamente para melhor visualização dos resultados.

#### **Análise dos mapas gerais de deslocamento**

Analisando-se comparativamente os mapas gerais de deslocamento dos modelos A (Hexágono externo – Coroa de 10 mm), B (Hexágono externo – Coroa de 12,5 mm) e C (Hexágono externo – Coroa de 15 mm) percebe-se uma tendência de aumento de deslocamento na face lingual da coroa quando se aumenta a altura para ambos os carregamentos (axial e oblíquo), sendo insignificante sob a ação de forças axiais; entretanto, sob a ação de forças oblíquas, o deslocamento na coroa com 15 mm praticamente dobrou em relação à coroa de 10 mm, conforme tabela 4, entretanto a tendência ao deslocamento no tecido ósseo foi na faixa de 0.0157 mm (modelo A), 0.0213 mm (modelo B), 0.0292 mm (modelo C) para as três coroas.

## Capítulo 1

---

**Tabela 4 Valor máximo de deslocamento – Implante Hexágono Externo – Coroas 10, 12.5, 15 mm.**

Coroas		Carga Axial (200N)	Carga Oblíqua (100N)
<b>Modelo A</b>	10 mm	0.009 mm	0.126 mm
<b>Modelo B</b>	12.5 mm	0.009 mm	0.171 mm
<b>Modelo C</b>	15 mm	0.009 mm	0.233 mm

### Mapa Geral

Em um corte sagital, observou-se que, na aplicação da carga axial, os modelos apresentaram tensões mais baixas quando comparados com a aplicação da carga oblíqua (tabela 5).

**Tabela 5 Valor máximo de tensões von Mises – Implante Hexágono Externo – Coroas 10, 12.5, 15 mm.**

Coroas		Carga Axial (200N)	Carga Oblíqua (100N)
<b>Modelo A</b>	10 mm	465.8 MPa	792.4 MPa
<b>Modelo B</b>	12.5 mm	487.1 MPa	979.9 MPa
<b>Modelo C</b>	15 mm	480.3 MPa	1129 MPa

## Capítulo 1

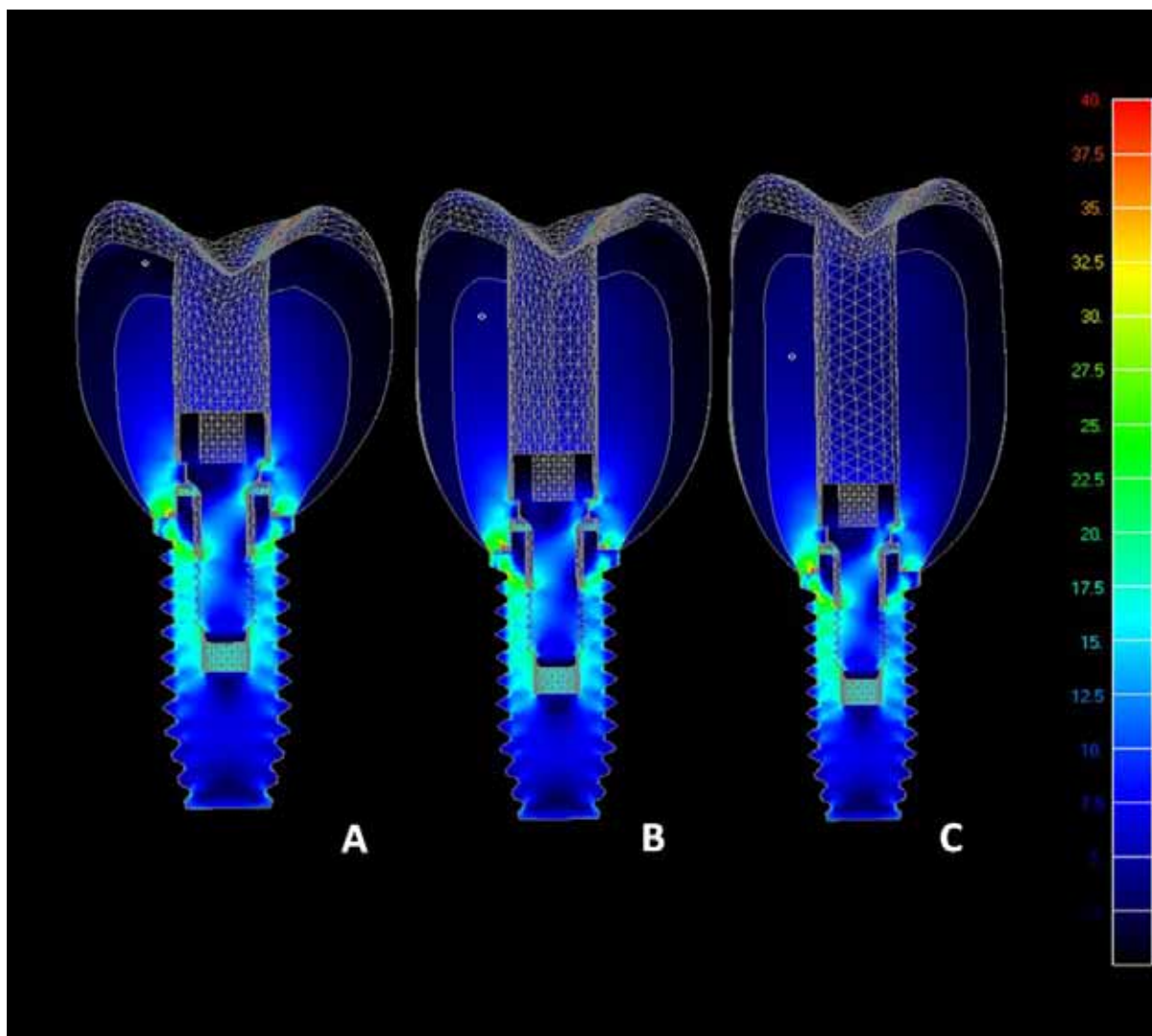
---

### Implante - Coroa - Parafuso

Na aplicação da carga axial (figura 2), as mais altas tensões concentraram-se na cervical das coroas, interface infra-estrutura e implante, plataforma do implante e primeiras roscas do implante, sendo de maior intensidade para o lado lingual. O padrão de concentração de tensões foi de baixa intensidade, com valores na faixa de 2.5 – 40 MPa.

Na carga oblíqua, as mais altas tensões concentraram-se no pescoço do parafuso da coroa, lado oposto à aplicação da carga; interface coroa-plataforma do implante, no sentido de aplicação; plataforma do implante até segunda rosca ; terço cervical da coroa, no sentido de aplicação. O padrão de concentração de tensões foi de maior intensidade para este carregamento na faixa de valores de 25 – 400 MPa. Com o aumento da altura da coroa, observamos que a extensão da concentração de tensões amplia-se na região de parafuso, interface implante e prótese. Observando-se comparativamente a distribuição de tensões, na carga oblíqua, é possível ressaltar que a coroa de 15 mm apresenta um aumento da área de concentração de tensões de aproximadamente 3 vezes, quando comparada com o coroa de 10 mm. (figura 3)

## Capítulo 1



**Figura 2** Corte Coroa/Implante/Parafuso - (Axial) – Coroa 10, 12.5, 15 mm/Hexágono Externo

# Capítulo 1

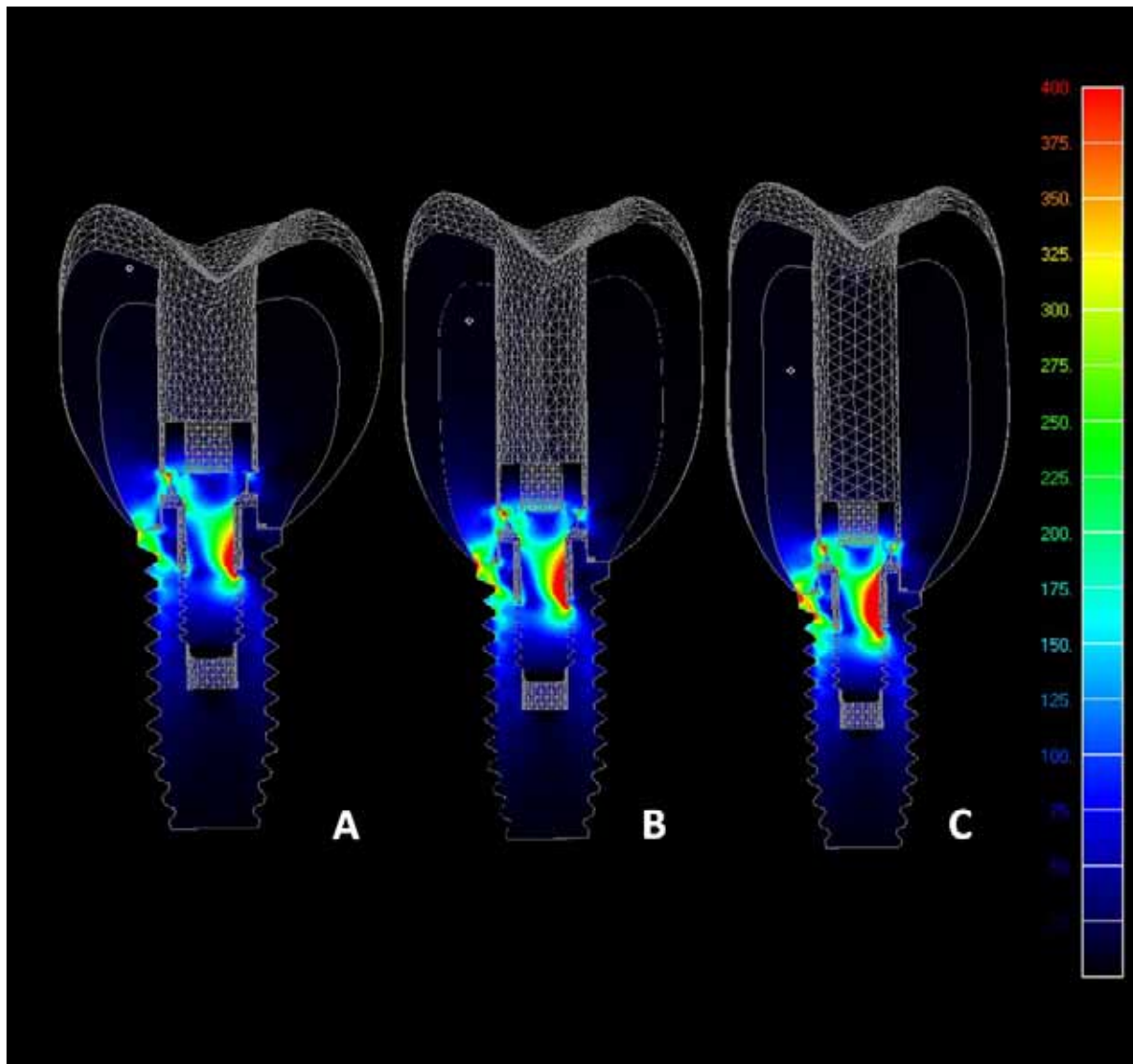


Figura 3 Corte Coroa/Implante/Parafuso - (Oblíqua) – Coroa 10, 12.5, 15 mm/Hexágono Externo

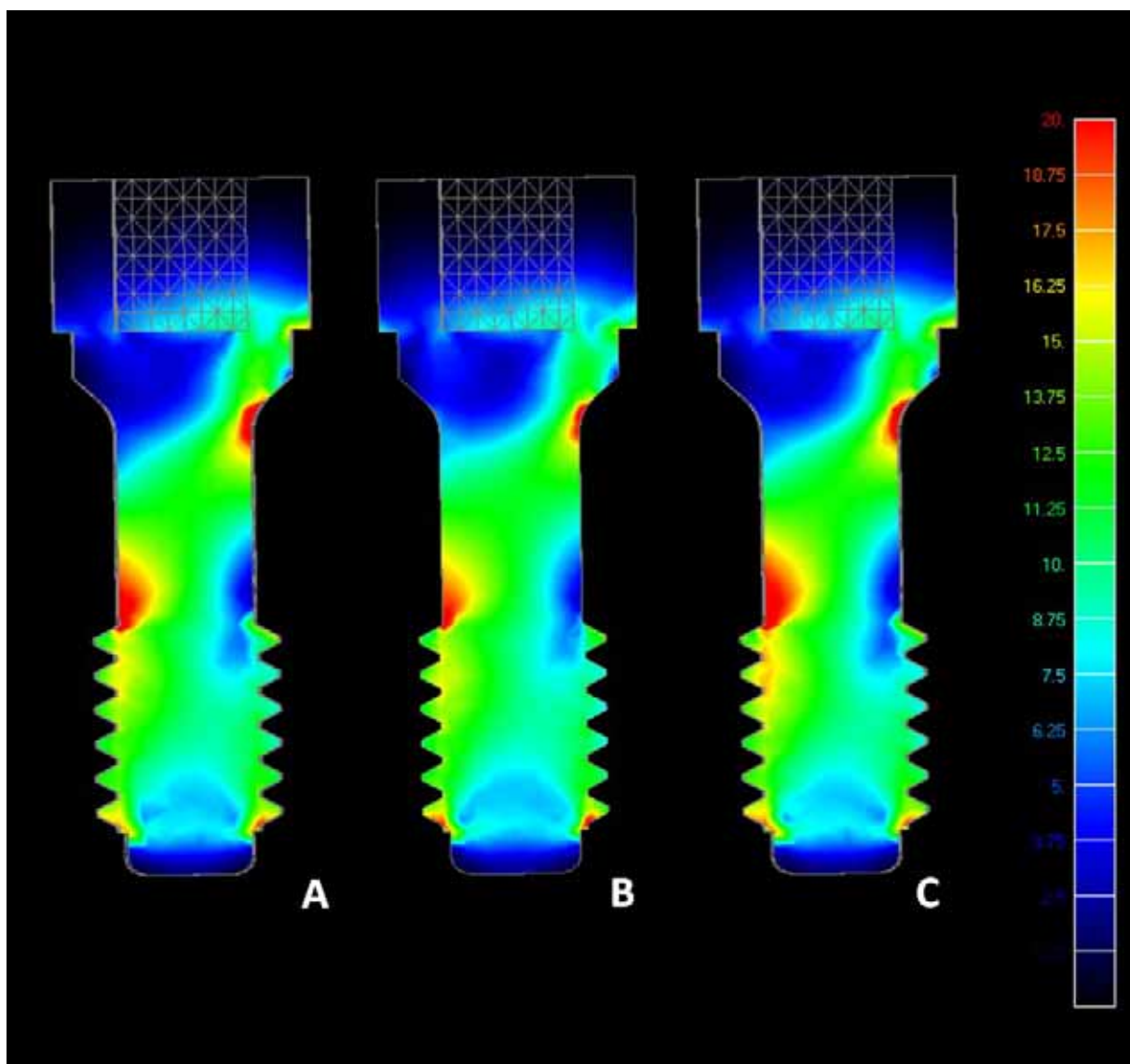
## Capítulo 1

---

### Parafuso

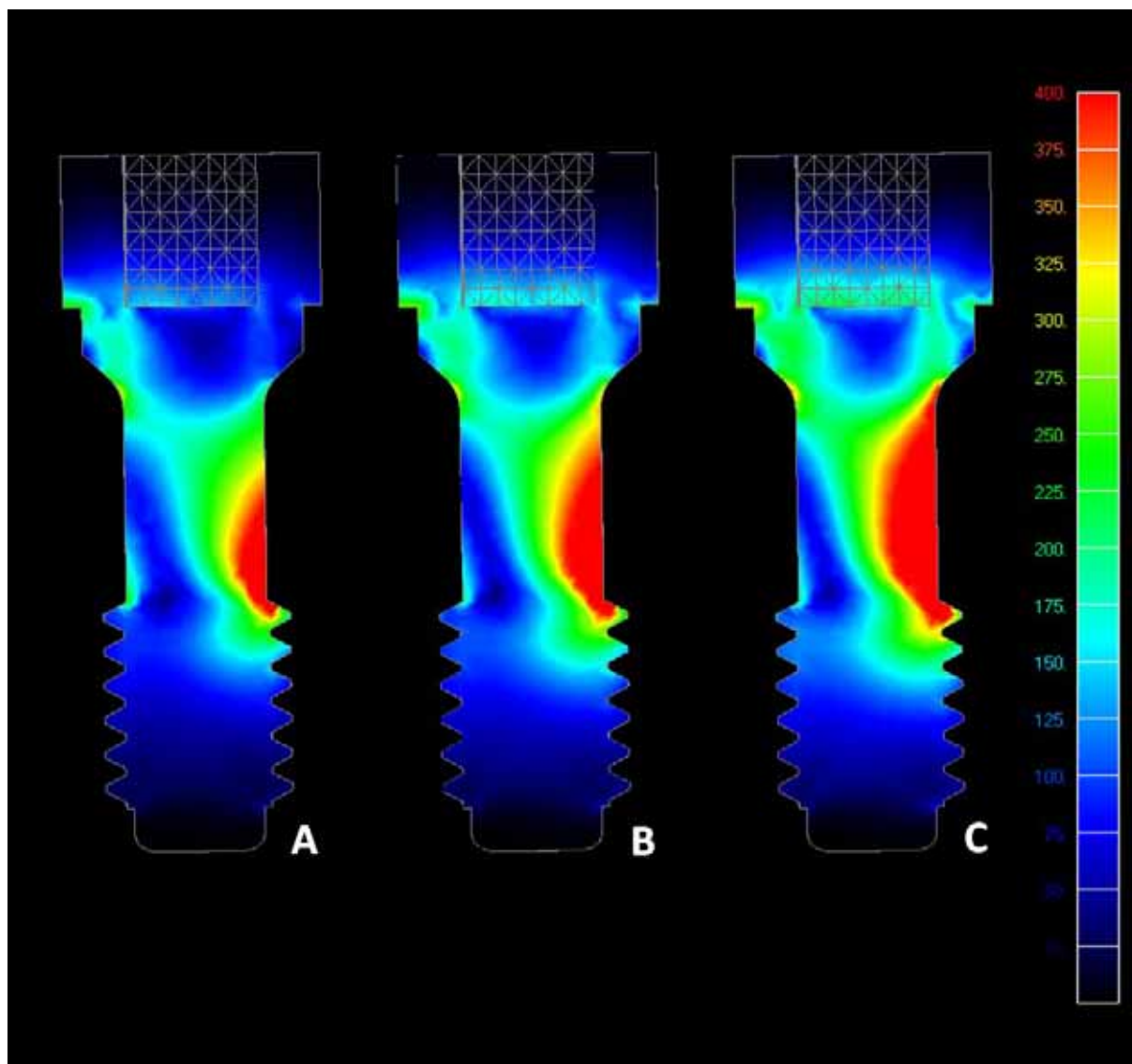
Comparando-se as cargas axiais e oblíquas (Figuras 4 e 5) as mais altas tensões concentraram-se na região de pescoço do parafuso, para todos os modelos. O padrão de distribuição de tensões não foi semelhante para as duas aplicações de carga, sendo de maior intensidade na carga oblíqua. Nesta referida carga oblíqua, observou-se que com o aumento do comprimento da coroa, a área de concentração de tensões também aumentou, com destaque para o modelo C na região de pescoço e primeira rosca, com área aproximadamente 3 vezes maior quando comparada com o modelo A, com faixa de tensão de 400 MPa.

# Capítulo 1



**Figura 4** Corte Parafuso - (Axial) – Coroa 10, 12.5 e 15 mm/Hexágono Externo

# Capítulo 1



**Figura 5** Corte Parafuso - (Obliqua) – Coroa 10, 12.5 e 15 mm/Hexágono Externo

## Capítulo 1

---

### Tensão Máxima Principal

#### Osso Cortical

A tensão máxima principal foi analisada apenas para as estruturas ósseas, em virtude da característica crítica de tração/compressão dessa estrutura. Para aplicação das cargas, relata-se que as áreas de compressão são apresentadas por valores negativos e de tração por valores positivos.

Para o carregamento axial, a figura 6 (vista superior e vista inferior) ilustram os mapas de tensão máxima principal do osso cortical dos modelos estudados. Nessas figuras é possível observar que as áreas de concentração de tensões se localizaram próximas à interface osso/implante, sendo compressivas na região superior (ver franjas de valor -8.438 MPa – -0.625 MPa) e de tração na região inferior (ver franjas de valor 0.938 MPa – 15 MPa); aparentemente, a área de concentração de tensões é indiferente quanto ao aumento da altura da coroa.

Para o carregamento oblíquo, as figuras 7 (vista superior e vista inferior) demonstraram que o padrão de distribuição de tensões apresentou-se com compressão no sentido de aplicação da carga (ver franjas de valor -26.25 MPa – -3.75 MPa) e de tração (ver franjas de valor 3.75 MPa – 30 MPa) no sentido oposto; porém, a área e intensidade de tensões aumentaram expressivamente, com a ampliação do comprimento da coroa para os modelos B e C. Verificamos que as forças intrusivas foram constantes, entretanto as forças de tração aumentaram com o alongamento da coroa, onde o modelo C aumentou 3 vezes e o modelo B 1,5 em relação ao modelo A. Na vista inferior, houve um aumento da área de concentração de tensão em 2 vezes para os modelos B e C, quando comparados com o modelo A.

## Capítulo 1

---

Em um corte sagital, que nos favorece em um mesmo plano, a visualização das forças de compressão (-8.438 MPa) e tração (15 MPa), é possível observar que na carga axial o aumento foi insignificante, para todos os modelos. Entretanto, na carga oblíqua, o aumento da área de concentração de tensões de compressão (-26.25 MPa) e de tração (30 MPa) foi expressivo para os modelos de coroas longas. Comparando-se o modelo C com o modelo A, é possível relatar que houve um crescimento de 1,5 vezes do modelo A para o B, e 3 vezes do A para o C da concentração de tensões na plataforma do implante, no sentido oposto ao da aplicação da carga e, na primeira rosca do implante, no sentido da aplicação. (figuras 8 e 9)

## Capítulo 1

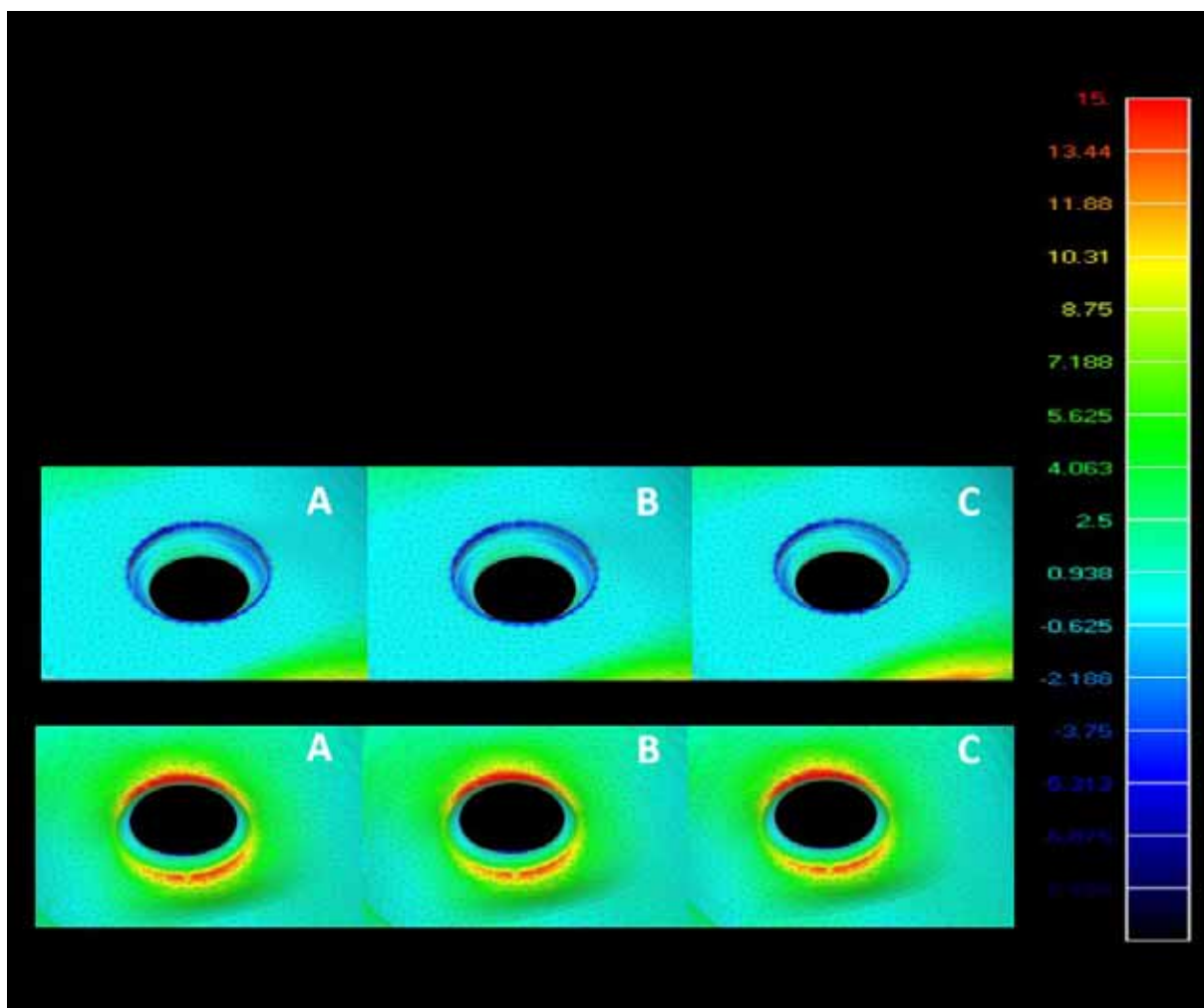
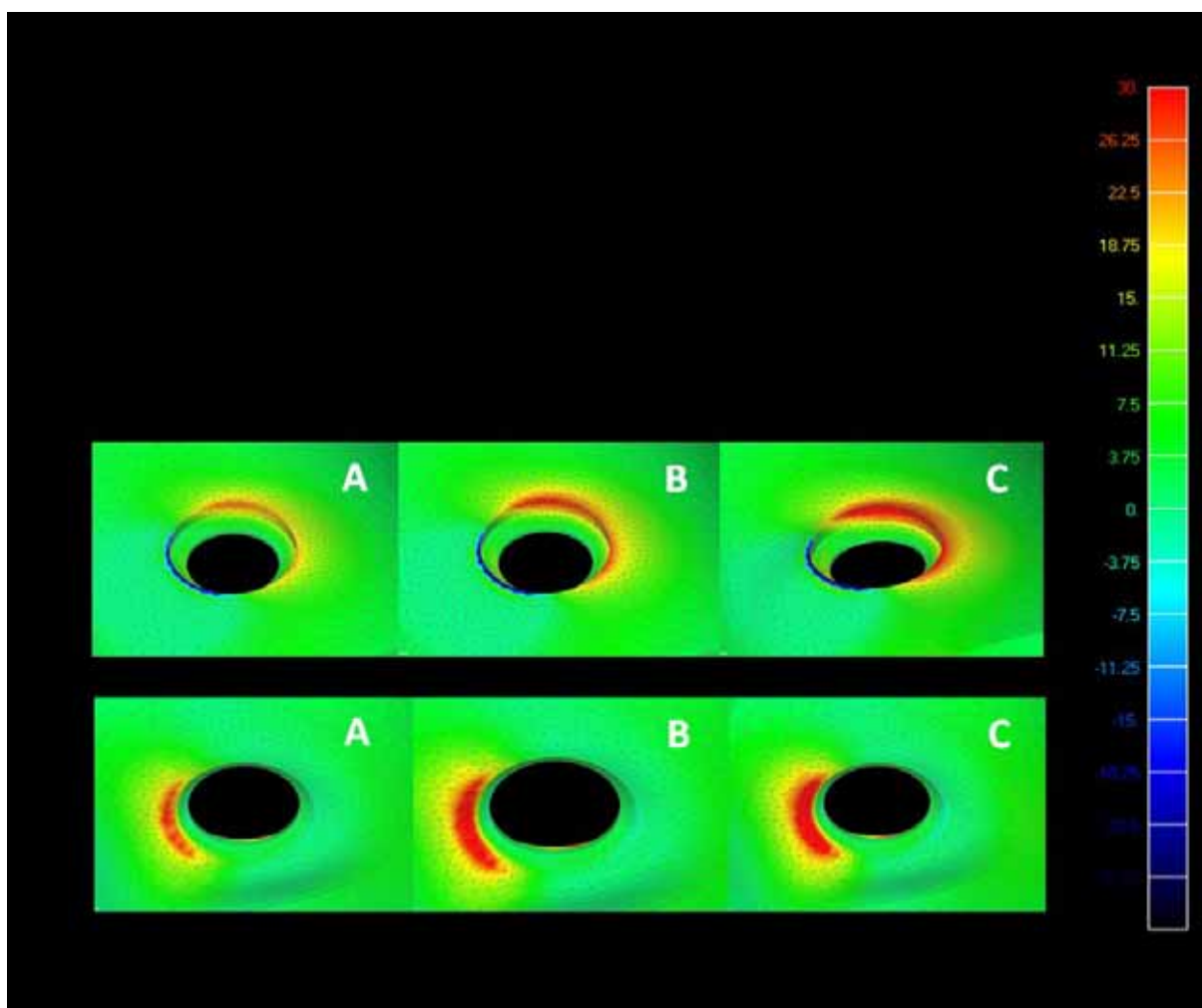


Figura 6 Corte Osso Cortical Superior e Inferior- (Axial) – Coroas 10, 12.5 e 15 mm/Hexágono

Externo

## Capítulo 1

---

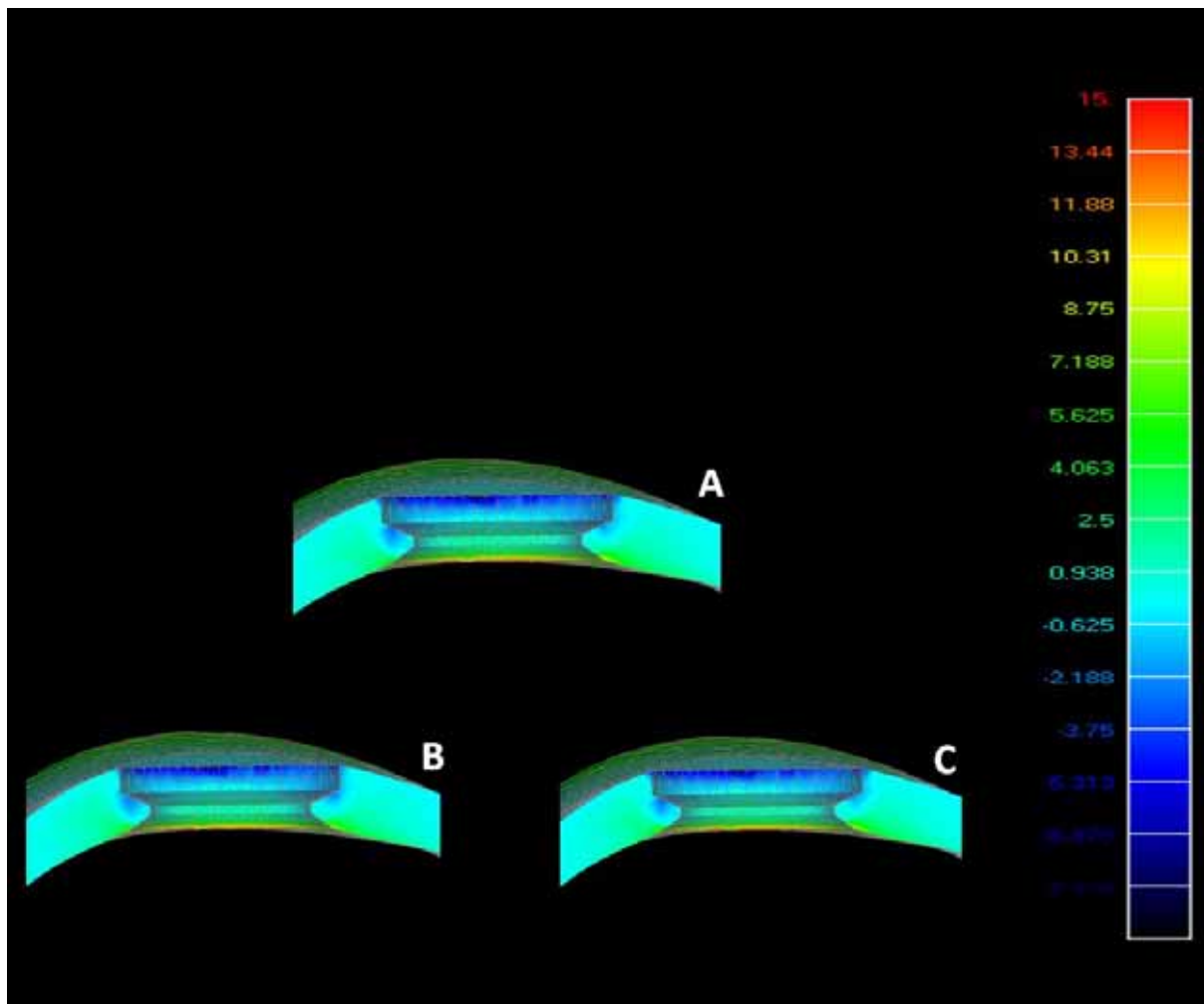


**Figura 7** Corte Osso Cortical Superior e Inferior- (Oblíqua) – Coroa 10, 12.5 e 15 mm/Hexágono

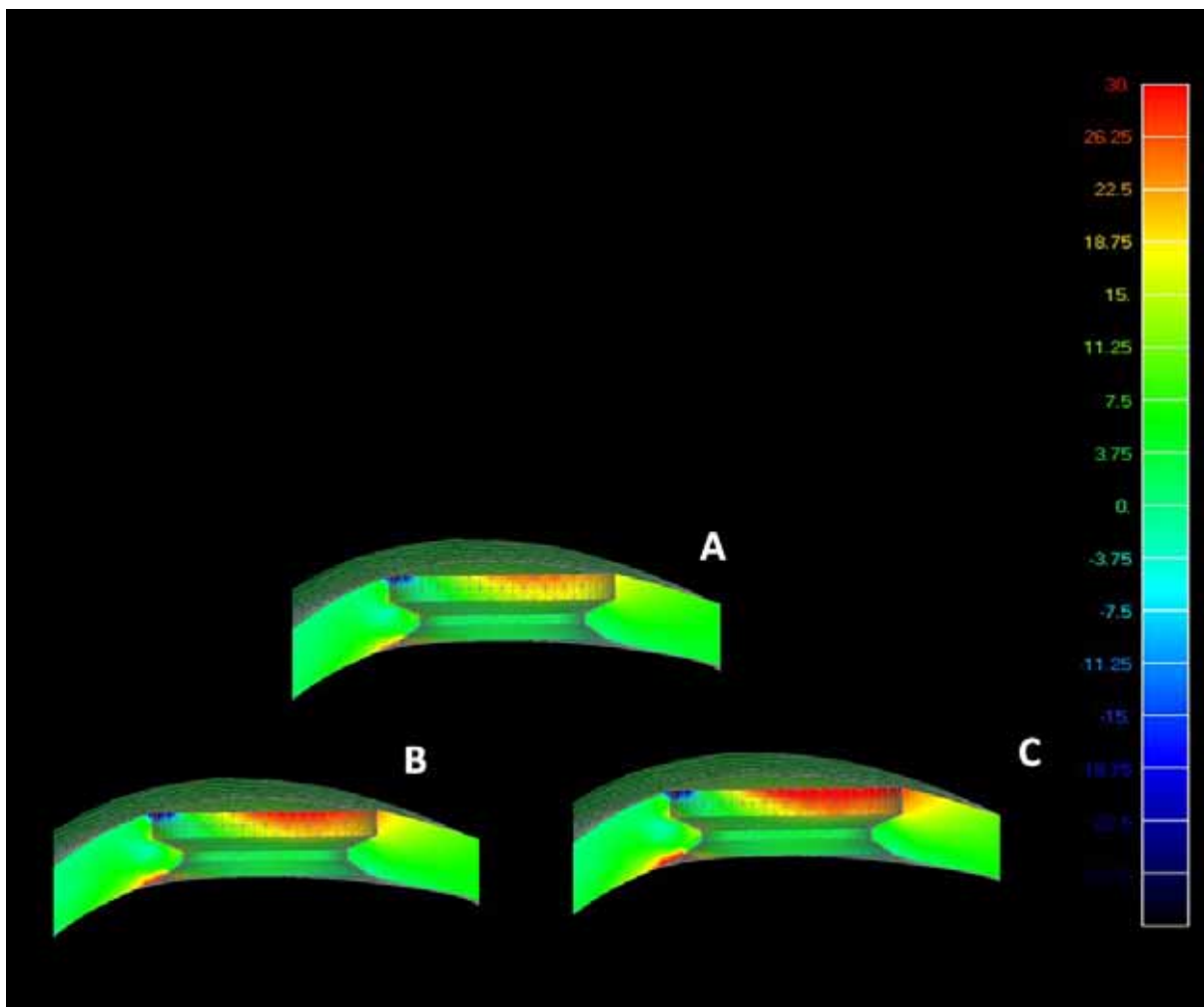
Externo

# Capítulo 1

---



**Figura 8** Corte Sagital Osso Cortical - (axial) – Coroa 10, 12.5, 15 mm/Hexágono Externo



**Figura 9** Corte Sagital Osso Cortical - (Oblíqua) – Coroa 10, 12.5, 15 mm/Hexágono Externo

## Capítulo 1

---

### Osso trabecular

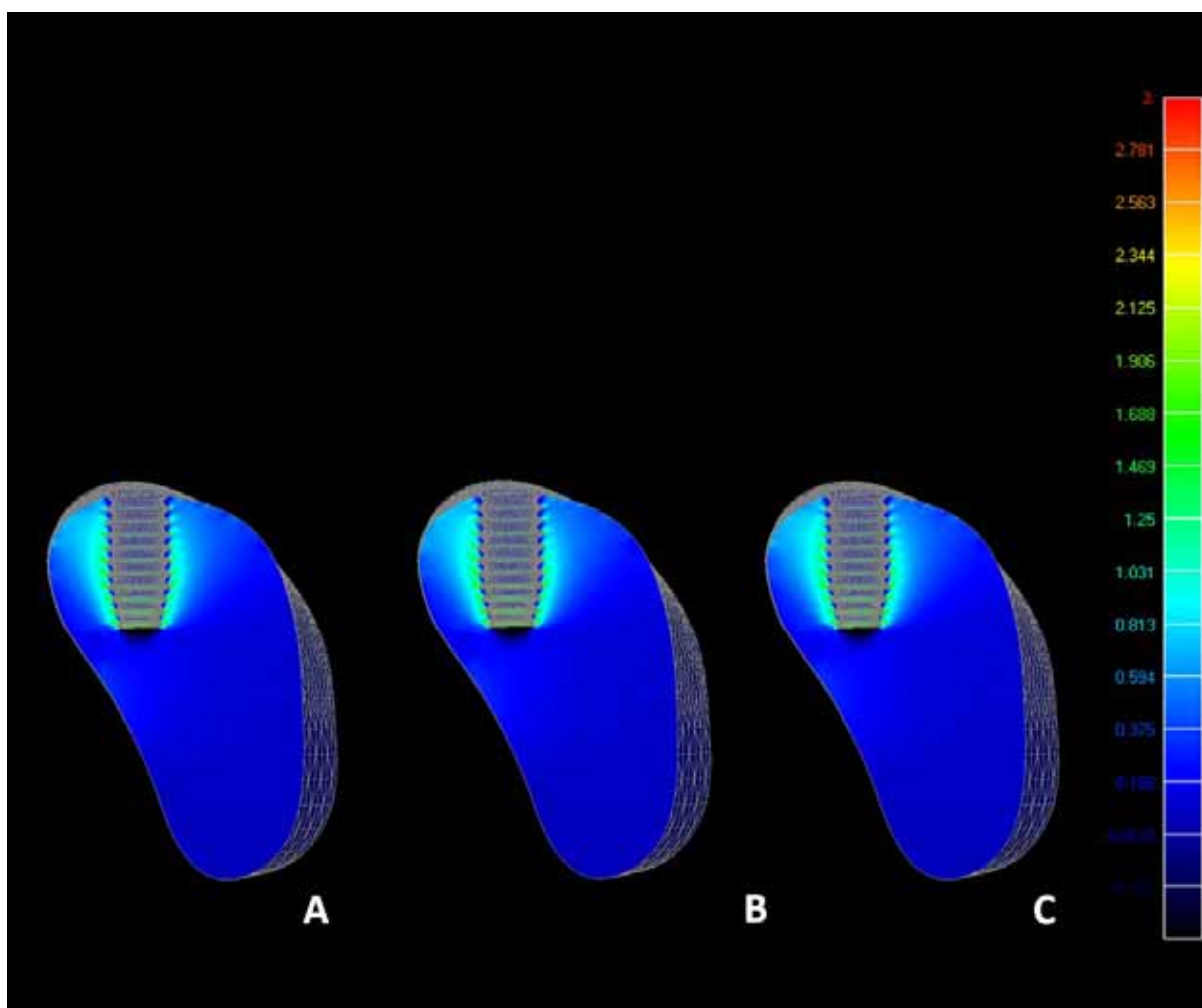
A figura 10 ilustra os mapas de tensão máxima principal do osso trabecular para aplicação de força axial. A área de máxima tensão de compressão, em todos os modelos, localizou-se no ápice do implante (ver franja de valor  $-0.281 \text{ MPa}$  –  $-0.0625 \text{ MPa}$ ) (axial); e franja de valor  $-0.688 \text{ MPa}$  –  $-0.0625 \text{ MPa}$  (oblíqua).

Em carregamento axial não observamos diferenças significativas. No carregamento oblíquo, as tensões de tração foram crescentes do modelos A para o C, sendo em maior área no sentido de aplicação da carga e, também, no sentido oposto (face vestibular), porém em menor área. (figura11)

As tensões de tração se distribuíram por uma maior área no sentido de aplicação da carga (face lingual) até o ápice do implante, no sentido oposto, até segunda rosca do implante, principalmente para o modelo C. Ver franja de valor  $0.156 \text{ MPa}$  –  $3 \text{ MPa}$  (axial), e ver franja de valor  $0.25$  –  $4 \text{ MPa}$  (oblíqua).

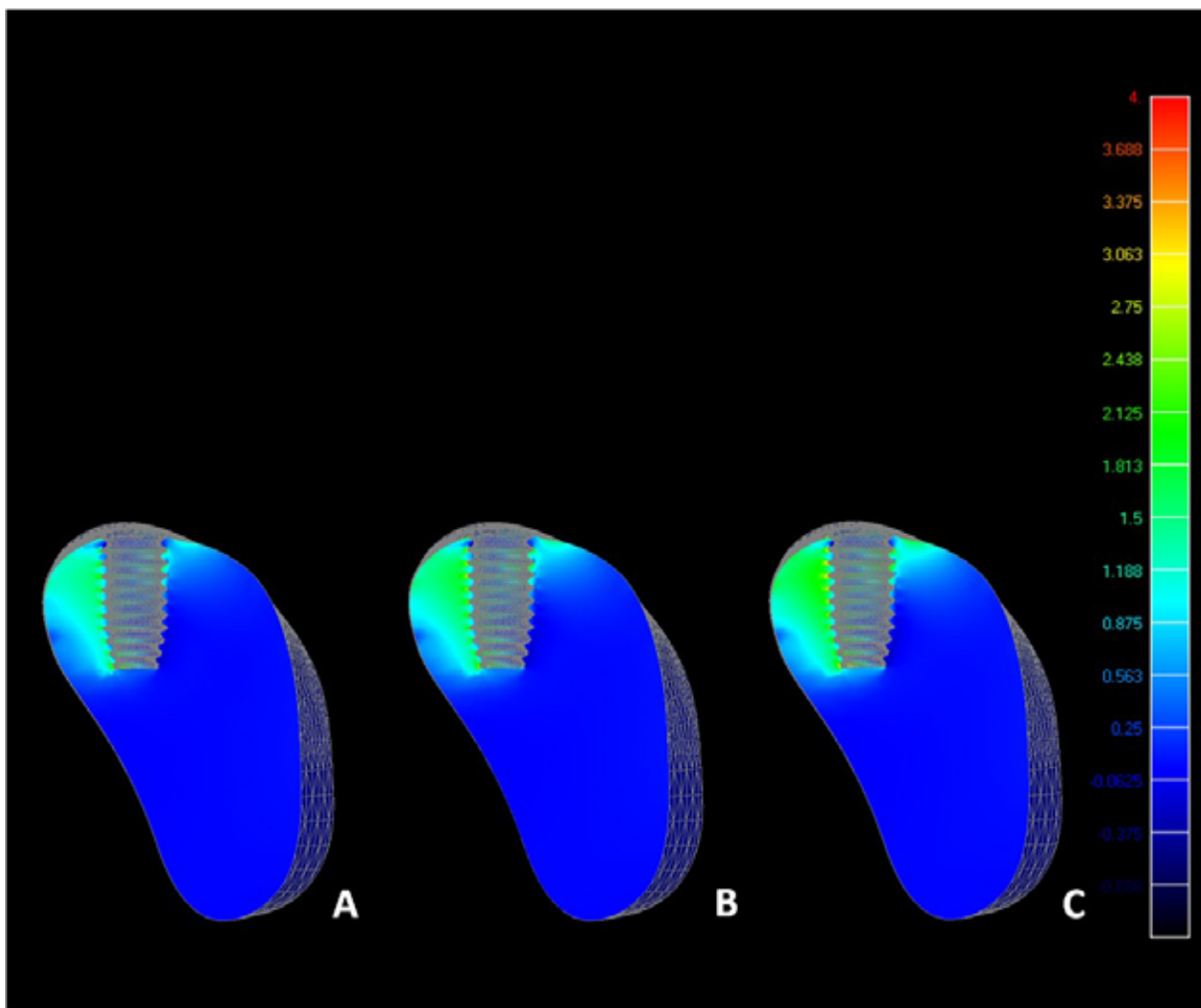
## Capítulo 1

---



**Figura 10** Corte Sagital Osso Trabecular- (axial) – Coroa 10, 12.5, 15 mm/Hexágono Externo

# Capítulo 1



**Figura 11** Corte Sagital Osso Trabecular- (Oblíquo) – Coroa 10, 12.5, 15 mm/Hexágono

Externo

## Capítulo 1

---

### 2.6 Discussão

A carga mastigatória axial simulada, neste estudo, foi de 200 N, representando uma média registrada em pacientes com próteses sobre implantes.<sup>23</sup> A carga oblíqua aplicada justifica-se pelo fato de aproximar-se da realidade clínica, uma vez que a carga combinada (força axial e oblíqua) representa a maioria dos movimentos mastigatórios de abertura e fechamento e lateroprotrusivos, durante a mastigação funcional.<sup>13</sup> Na aplicação da carga oblíqua, optou-se por 100 N, aplicados em 2 regiões nas cúspides linguais do segundo molar inferior, já que, durante movimentos laterais, as vertentes linguais das cúspides linguais dos dentes superiores posteriores contactam as vertentes vestibulares das cúspides linguais dos dentes inferiores posteriores, quando estamos diante de uma oclusão do tipo função em grupo.

No nosso trabalho, o aumento da coroa resultou em aumento de deslocamento insignificante nas cargas axiais, porém relevante no carregamento oblíquo. Nas cargas oblíquas, quando aumentou a coroa de 10 mm (modelo A) para 15 mm (modelo C) o deslocamento praticamente dobrou (de 0.12 mm para 0.23 mm). Gross<sup>9</sup> ressalta que o limite de micro-movimento do implante é mínimo, restrito ao limite elástico do osso de 3-5  $\mu\text{m}$  no sentido vertical e de 10-50  $\mu\text{m}$  no sentido lateral; caso este limiar seja rompido, a osseointegração pode ser comprometida. Entretanto os limites atingidos no modelo C (coroa 15 mm) não chegam a comprometer a osseointegração, pois estão localizados na coroa e não no osso onde estão, na faixa de 0.014 a 0.029 mm, o que equivale a 14 a 29  $\mu\text{m}$ , portanto dentro do limite de micromovimento de 10 a 50  $\mu\text{m}$ , aceitável para um padrão de

## Capítulo 1

---

tecido ósseo. Este resultado não atinge o limite ósseo, porém este micromovimento, associado à tensão da coroa, pode ser o suficiente para sobrecarregar o parafuso e consequentemente provocar o afrouxamento e ou fratura do parafuso.

A utilização da análise de tensões von Mises permite a identificação de um valor de tensão, a partir de uma força aplicada. Os nossos resultados de mapa geral identificam que a concentração de tensões, com a ampliação das coroas de 10 para 15 mm nas cargas axiais, foram insignificantes, o que está de acordo com Misch et al.<sup>12</sup>, onde defende que quando a direção da força ocorre no longo eixo do implante o tensão no osso não é aumentado.

Entretanto, nas cargas oblíquas, a concentração de tensões com o aumento da coroa de 10 mm para 15 mm praticamente dobrou, o que pode ser suportado por análises teóricas de Rangert et al.<sup>4</sup>, as quais sugerem que as forças axiais são mais favoráveis, pois distribuem o tensão mais uniformemente em torno do implante; entretanto, o momento causado pelas forças oblíquas é mais severo, o que pode ser ratificado por Papavasiliou et al.<sup>10</sup>, que reforçam o potencial das forças oblíquas aumentando a concentração de tensões no implante e no osso. Estes resultados ainda estão de acordo com Blanes et al.<sup>24</sup>; Rokni et al.<sup>17</sup>; Tawil et al.<sup>25</sup>; Schulte et al.<sup>18</sup>; Gomez Polo et al.<sup>26</sup>; Birdi et al.<sup>27</sup>, Urdaneta et al.<sup>28</sup>, Fugazzoto et al.<sup>20</sup>, Salvi et al.<sup>29</sup>; Misch et al.<sup>12</sup>; Misch<sup>15</sup> que descrevem o potencial do aumento da coroa na transmissão das forças oclusais.

Quando avaliamos o conjunto implante-coroa-parafuso, a maior concentração de tensões ocorreu na região de interfaces de materiais que estão justapostos ou parafusados e que apresentou uma distribuição de tensões semelhantes no carregamento axial; entretanto para o carregamento oblíquo, a concentração de tensões foi proporcional ao aumento da coroa, o que está de acordo com os

## Capítulo 1

---

resultados de Cehreli et al.<sup>6</sup>, que ressaltam a maior concentração de tensões existente nas regiões de interfaces até primeira ou segunda roscas dos implantes de hexágono externo.

Um destaque deve ser conferido ao parafuso que apresentou maior concentração de tensão, principalmente com o carregamento oblíquo, e intensificou a tensão com a ampliação da coroa; estes dados concordam com Rangert et al.<sup>4</sup>, os quais relatam que os componentes do implante Branemark possuem o ponto mais fraco no parafuso da conexão; sobrecargas nesse parafuso podem produzir conseqüências, sendo as mais comuns o seu afrouxamento ou fratura do mesmo. Isto é confirmado em estudos de Pjetursson<sup>2</sup>; Schwarz<sup>3</sup>; Urdaneta<sup>28</sup> Ekfeldt<sup>30</sup>; Maeda<sup>31</sup>; que apontam como complicação freqüente nos implantes de hexágono externo o afrouxamento ou fratura do parafuso.

Observando os implantes isoladamente, nossos resultados demonstram que, a maior concentração de tensão localizou-se na região de plataforma e primeira rosca dos implantes, nas cargas oblíquas, sendo proporcional ao aumento da coroa. Esses dados concordam com Papavasiliou<sup>10</sup>, os quais afirmam que a tensão tende a concentrar-se nas regiões onde existe materiais com módulos de elasticidade diferentes.

A utilização de tensão máxima principal é mais compatível com o estudo da interface implante-osso, já que essa avaliação permite definir riscos locais de fracasso do osso fisiológico e de possível ativação de reabsorção óssea.<sup>32</sup> A análise da tensão máxima principal pode ser interpretada, analisando-se regiões que apresentam tensão de tração (valores de tensão positivos) e tensões de compressão (valores de tensão negativos). Independentemente do tipo de tensão analisada, quando a análise é do tipo linear, pressupõe-se que as deformações estarão dentro

## Capítulo 1

---

do limite de deformação reversível, ou seja, dentro do limite de proporcionalidade do material envolvido no estudo. Análises não lineares envolvem deformações plásticas.

Em relação ao osso, nos nossos resultados, as tensões foram mais altas para o osso cortical e se localizaram nas primeiras roscas do implante, o que pode ser explicado por Rodrigues-Ciruana et al.<sup>33</sup>, pelo fato de a cortical óssea possuir módulo de elasticidade cerca de 7 a 10 vezes maior que o osso trabecular, e quando submetida a forças transversais, atua como fulcro, concentrando as maiores tensões, em comparação ao osso trabecular. Esta afirmação está apoiada em trabalhos de Gracis et al.<sup>34</sup>; Bassit et al.<sup>35</sup>.

Em todos os modelos de osso cortical, as áreas de tensão de compressão - 26.25 MPa – -3.55 MPa (carregamento oblíquo) e tração 3.75 MPa – 30 MPa e de compressão -8.438 - -0.625 MPa e tração 0.938 - 15 MPa (carregamento axial) foram baixas e os valores estiveram dentro dos limites fisiológicos (descritos na literatura) de resistência máxima do osso cortical humano de 140 - 170 MPa em compressão, e de 72 - 76 MPa em tração,<sup>36</sup> sendo que o limite elástico seria de aproximadamente 60 MPa. Em todos os modelos (carregamento oblíquo) de osso trabeculado, as áreas de tensão de compressão estiveram no valor de -0.688 MPa – -0.0625 MPa e, as áreas de tensão de tração estiveram no valor de 0.25 MPa – 1 MPa, estando de acordo com a faixa de valor de 22 a 28 MPa.<sup>36</sup> Assim, teoricamente, os dados deste estudo não sobrecarregariam, de maneira danosa, os limites do osso, entretanto Bidez & Misch<sup>16</sup> proporcionam o aumento da tensão em 20% para cada mm aumentado do comprimento da coroa e Schulte et al.<sup>18</sup> descreve que começou a ter falhas com proporção coroa/implante de 1.4:1, o que nos alerta para o efeito contínuo desta magnitude de tensões no sistema, que

## Capítulo 1

---

podem não ser suficientes para causar reabsorção óssea,entretanto passível de provocar complicações.

Diante do que foi exposto, salientamos a importância de um ajuste oclusal rigoroso, para que os contatos cêntricos possam ser direcionados para a porção mais próxima do longo eixo do implante, pois esses contatos favorecem a melhor distribuição de tensão na interface osso implante, permitindo, nos movimentos excêntricos, somente os contatos funcionais, para evitar forças oblíquas que, reconhecidamente, iriam potencializar os níveis de tensão nas estruturas associadas. Isto é relevante, pois a sobrecarga gerada pelo carregamento oblíquo, somada a outros fatores biomecânicos e sistêmicos do paciente podem conduzir ao fracasso da osseointegração

## Capítulo 1

---

### 3.7 Conclusão

Baseados na metodologia utilizada e nos resultados obtidos podemos concluir:

- Com o aumento do comprimento da coroa houve um aumento proporcional da tendência ao deslocamento.
- Com o aumento do comprimento da coroa houve um aumento proporcional das tensões no sistema osso implante.

## Capítulo 1

---

### 3.8 Referências

1. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria success. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 1986;1:11-25.
2. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15:625-642.
3. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:156-158.
4. Rangert BO, Jemt T, Jorneus L. Force and moments on Branemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-247
5. Goodacre CJ, Bernal G, Runcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003;90:121-132.
6. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer: a photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:249-257.
7. Misch CE, Bidez MW. Implant protected occlusion, a biomechanical rationale. *Compendium* 1994;15:1330,1332;1334.
8. Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:231-237.

## Capítulo 1

---

9. Gross MD. Occlusion in implant dentistry: a review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. *Aust Dent J* 2008;53:S60-S68.
10. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996;76:633-640.
11. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:85-97.
12. Misch CE, Goodacre CJ, Finley JM et al.. Consensus conference panel report: crown-height space guidelines for implant dentistry-part 1. *Implant Dent* 2005; 14:312-318.
13. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis: a two dimensional comparative study examining the effect of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol* 1998;24:80-88.
14. Bahat O, Handelsman M. Use of wide implants and double implants in the posterior jaw: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:379-386.
15. Misch CE. Short dental implants: a literature review and rationale for use. *Dent Today* 2005;24:64-6,68.
16. Bidez MW, Misch CE. Clinical biomechanics in implant dentistry. In: Misch CE. *Contemporary implant dentistry*:3. Ed. St. Louis: Mosby, 2008: 543 - 555.
17. Rokni S, Todescan R, Watson P, Pharoah M, Adegbenbo AO, Deporter D. An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20:69-76.

## Capítulo 1

---

18. Schulte J, Flores AM, Weed M. Crown-to-implant ratios of single tooth implant-supported restorations. *J Prosthet Dent* 2007;98:1-5.
19. Kwan N, Yang S, Guillaume D, Aboyoussef H, Ganz SD, Weiner S. Resistance to crown displacement on a hexagonal implant abutment. *Implant Dent* 2004;13:112-119.
20. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns: preliminary results 0 to 84 months in function: a retrospective study. *J Periodontol* 2004; 75:327-332
21. 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.
22. Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J Dent Res* 1987; 66:1493-1498.
23. 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.
24. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. I: Clinical and radiographic results. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:699-706.
25. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21: 275-282.

## Capítulo 1

---

26. Gómez-Polo, Bartens F, Sala L, Tamini F, Celemín A, del Río J. The correlation between crown-implant ratios and marginal bone resorption: a preliminary clinical study. *Int J Prosthodont* 2010;23:33-37.
27. Birdi H, Schulte J, Kovacs A, Weed M, Chuang SK. Crown-to-implant ratios of short-length implants. *J Oral Implantol* 2010; 36: 425-433.
28. Urdaneta RA, Rodriguez S, McNeil DC, Weed M, Chuang SK. The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking-taper implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25 :729-743.
29. Salvi GE, Brägger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:69-85.
30. 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.
31. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant–abutment connections: a short communications. *J Oral Rehabil* 2006; 33:75-78.
32. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2008; 100: 422-431.
33. Rodríguez-Ciurana X, Vela-Nebot X, Segalà-Torres M, Rodado-Alonso C, Méndez-Blanco V, Mata-Bugueroles M. Biomechanical repercussions of bone resorption related to biologic width: a finite element analysis of three implant-abutment configurations. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2009; 29: 479-487.

## Capítulo 1

---

34. Gracis SE, Nicholls JI, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont* 1991; 4: 282-291.
35. Bassit R, Lindström H, Rangert B. In vivo registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 17-23.
36. Martin RB, Burr DB, Sharkey NA. *Skeletal tissue mechanics*. New York: Springer, 1998.

# Capítulo 2



---

**Influência da altura da coroa na distribuição das tensões no tecido ósseo em implantes com diferentes conexões. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais**

### **3.1 Resumo**

**Proposição:** Avaliar a influência da altura da coroa em implantes com conexões de hexágono externo e cone - morse, na tendência ao deslocamento e distribuição das tensões no tecido ósseo, pelo método dos elementos finitos tridimensionais.

**Material e métodos:** Foram confeccionados seis modelos 3D, com o SolidWorks 2006 e Rhinoceros 4.0. O programa InVesalius (CTI, São Paulo, Brasil), foi utilizado para gerar o modelo ósseo a partir de uma tomografia computadorizada. Cada modelo foi composto por um bloco ósseo, um implante de 3,75x 10,00mm (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo), variando-se a conexão hexágono externo e cone - morse e utilizando coroas de 10 mm; 12.5 mm e 15 mm . Após geração de geometrias, os modelos foram importados para o programa de elementos finitos FEMAP 10.0 (Siemens PLM Software Inc., EUA), onde foram geradas malhas, condições de carregamento e contorno. A carga aplicada foi de 200N axial e 100N oblíqua, na superfície oclusal das coroas. Os modelos foram resolvidos pelo programa NeiNastran 9.0 (Noran Engineering, Inc., EUA) e novamente importados no FEMAP 10.0 para obtenção dos resultados, que foram visualizados por meio de mapas de deslocamento, tensão von Mises e Tensão Máxima Principal.

**Resultados:** O deslocamento foi maior para o modelo de maior coroa (15 mm) no implante de hexágono externo, aproximadamente 3 vezes quando comparado com o modelo de cone Morse (15 mm), porém com pouca repercussão no tecido

ósseo. Com o aumento da altura da coroa, sob condições de carregamento oblíquo, o implante cone Morse apresentou o melhor padrão de distribuição de tensões no tecido cortical para todos modelos.

Conclusão: O aumento da coroa influenciou negativamente a tendência ao deslocamento no tecido ósseo. O aumento da altura da coroa apresentou a maior concentração de tensões no hexágono externo nas cargas oblíquas. O implante cone - morse apresentou uma distribuição de tensões mais favorável no carregamento oblíquo.

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

**3.2 Introdução**

Entre os fatores de risco para a longevidade dos implantes, um dos principais é como as forças mastigatórias repercutem neles e no tecido ósseo.<sup>1</sup> A causa das falhas de implantes é descrita como consequência de fatores de sobrecarga (90%) e peri-implantares (10%),<sup>2</sup> portanto, o aperfeiçoamento da distribuição de tensões é indispensável para o sucesso da reabilitação; é importante ressaltar que a magnitude da força necessária para ultrapassar o limite fisiológico tolerado pelo osso é desconhecida.<sup>3</sup>

Biomecanicamente, a plataforma do implante é de extrema relevância. O hexágono externo permite maior correção das divergências de angulação entre os implantes e compatibilidade entre os sistemas; entretanto, o parafuso da prótese é responsável pela conexão do conjunto implante/prótese, onde grande quantidade de tensão pode promover o afrouxamento ou fratura do referido parafuso.<sup>4-7</sup> Na conexão cone - morse, esta se insere profundamente dentro do corpo do implante, suas paredes internas suportam este componente formando uma resistente união, reduzindo assim as tensões no parafuso de retenção.<sup>5</sup>

A restauração unitária torna-se biomecanicamente complexa nas áreas de pré-molares e molares, devido às maiores forças oclusais, onde elevadas tensões nos componentes e osso tornam a união mais susceptível a falha;<sup>8,9</sup> essas forças desenvolvidas na oclusão (axiais, horizontais e oblíquas) atuam sobre as próteses gerando tensões, sendo as transversais criadas pelo movimento horizontal da mandíbula e inclinação das cúspides.<sup>10</sup>

A proporção coroa implante foi descrita como um fator de risco biomecânico<sup>11</sup>. Segundo Misch et al.<sup>12</sup>, numerosos fatores podem aumentar a carga mecânica sobre

uma restauração implantossuportada, sendo um dos relevantes o aumento da altura da coroa.

A literatura baseada em estudos clínicos e longitudinais revela que a proporção coroa implante não seria crucial para a longevidade dos implantes,<sup>11,13,14</sup> até mesmo quando essa proporção é aumentada de 2 a 3 vezes;<sup>15</sup> entretanto, recomenda o controle das forças oclusais e da parafunção.<sup>15,16</sup> Schulte et al.<sup>17</sup> sugerem que outros estudos avaliem essa proporção, incluindo diferentes desenhos de implantes e descrição da qualidade óssea onde esses implantes estão situados

A técnica da análise de elementos finitos utiliza procedimentos numéricos que auxiliam na compreensão do comportamento mecânico e cálculo das tensões, tornando possível a aplicação de um sistema de forças em qualquer ponto e/ou direção, fornecendo, assim, informações sobre o deslocamento e o grau de tensão provocados por essas cargas.<sup>18</sup>

Não está claramente esclarecida a influência da altura da coroa em implantes e como ela atua quando submetida a cargas, associada aos diferentes tipos de conexões protéticas sobre o tecido ósseo peri-implantar; portanto, buscamos avaliar diferentes alturas de coroas em implantes de hexágono externo e cone - morse.

### 3.3 Proposição

O propósito deste estudo foi realizar uma análise pelo método dos elementos finitos tridimensionais da tendência ao deslocamento e distribuição das tensões no tecido ósseo, em próteses unitárias implanto-suportadas de hexágono externo e cone - morse, com diferentes alturas de coroas.

### 3.4 Material e Método

Para este estudo foram confeccionados seis modelos tridimensionais (Tabela 1), representados por uma secção de osso mandibular tipo III, composto por osso trabecular no centro e circundado por 1 mm de osso cortical da região correspondente ao segundo molar mandibular, com um implante e prótese fixa unitária associada.

A geometria do osso trabecular e cortical foi obtida a partir da recomposição de uma Tomografia Computadorizada transversal da região de molar inferior, feita através do programa InVesalius (CTI, São Paulo, Brasil) que permite criar modelos virtuais tridimensionais a partir dos cortes transversais da tomografia. Posteriormente, a imagem foi exportada ao programa Rhinoceros 4.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA) para simplificação de geometria e refinamento do desenho.

A geometria dos implantes foi obtida a partir do sistema Conexão (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, São Paulo, Brasil), particularmente um de hexágono externo e um de Cone-Morse, todos de 10 mm de comprimento e 3,75 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 2006 (SolidWorks Corp, Massachusetts, EUA) e Rhinoceros 4.0.

Tabela 1 Especificação dos modelos

Modelo	Descrição
A	Implante unitário de hexágono externo, com coroa metalocerâmica de tipo UCLA parafusada com 10 mm de altura da coroa.
B	Implante unitário de hexágono externo, com coroa metalocerâmica de tipo UCLA parafusada e com 12,5 mm de altura da coroa.
C	Implante unitário de hexágono externo, com coroa metalocerâmica de tipo UCLA parafusada com 15 mm de altura da coroa.
D	Implante unitário cone - morse, com coroa metalocerâmica de tipo UCLA parafusada com 10 mm de altura da coroa.
E	Implante unitário cone - morse, com coroa metalocerâmica de tipo UCLA parafusada com 12,5 mm de altura da coroa.
F	Implante unitário cone - morse, com coroa metalocerâmica de tipo UCLA parafusada com 15 mm de altura da coroa.

Três coroas metalocerâmicas foram modeladas sobre os componentes protéticos, com diferentes alturas (10, 12,5 e 15 mm)<sup>12</sup>, com superfície oclusal obtida através de escaneamento de superfície (MDX-20, Roland DG, São Paulo, Brasil) de um dente segundo molar inferior de manequim odontológico (Odontofix Indústria e Comércio de Material Odontológico Ltda, Ribeirão Preto, São Paulo). A espessura média da porcelana foi modelada em 1,2 mm. A infraestrutura metálica completou o

volume até o limite interno dos componentes protéticos. Após essa modelagem, o conjunto coroa-implante foi inserido na porção óssea do bloco ósseo, em uma posição centralizada. A proporção coroa/implante (1-1.25-1.5)<sup>12</sup> foi calculada dividindo o comprimento da coroa pelo comprimento do implante.

Após a confecção dos modelos, as geometrias foram exportadas para o programa de elementos finitos FEMAP<sup>®</sup> 10.0 (Siemens PLM Software Inc., Santa Ana, CA, EUA). Em seguida, foram geradas as malhas de elementos finitos, com elementos sólidos parabólicos. O número total de nós e elementos para o implante hexágono externo e cone morse está descrito na tabela 2. Um exemplo de malha gerada encontra-se na figura 1.

**Tabela 2 Número total de nós e elementos para Coroas de 10 mm, 12.5 mm e 15 mm - Hexágono Externo e Cone Morse**

Coroa Hexágono Externo e Cone Morse – Número total de elementos e Nós				
Coroa	Hexágono Externo		Cone morse	
	Nós	Elementos	Nós	Elementos
<b>10 mm (A)</b>	432.738	287.331	396.025	258.991
<b>12.5 mm (B)</b>	446.288	295.607	392.985	256.901
<b>15 mm (C)</b>	434.122	287.534	398.237	260.240

As propriedades mecânicas correspondentes de cada material, módulo de Young e coeficiente de Poisson, foram atribuídas às malhas, utilizando-se valores encontrados na literatura.<sup>19,20</sup> (Tabela 3) Todos os materiais foram considerados isotrópicos, linearmente elásticos e homogêneos. Os contatos entre porcelana/metal, componente protético/parafuso, implante/ osso cortical, implante/ osso trabecular, osso cortical/ osso trabecular e implante/ parafuso foram assumidos como colados, enquanto que o contato entre coroa/ implante foi assumido como justaposto. Condições de contorno foram estabelecidas como fixado nos três eixos (x, y e z) nas

superfícies laterais do osso cortical e trabecular, estando todo o restante do conjunto livre de restrições. A carga axial aplicada no modelo foi de 200 N, baseada na literatura<sup>21</sup> e oblíqua de 100 N, aplicada somente nas cúspides linguais, simulando contatos excêntricos. Essa carga foi sempre dividida entre as cúspides (4 para a carga axial e as duas linguais para a carga oblíqua), na modalidade de força por área, em uma área aproximada de 0,17 mm<sup>2</sup>.

**Tabela 3 Propriedades dos Materiais**

<b>Estruturas</b>	<b>Módulo de Elasticidade (E) (GPa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson (ν)</b>	<b>Referências</b>
Osso Trabecular	1,37	0,30	<i>Sertgoz</i> <sup>19</sup>
Osso Cortical	13,7	0,30	<i>Sertgoz</i> <sup>19</sup>
Titânio	110,0	0,35	<i>Sertgoz</i> <sup>19</sup>
Liga NiCr	206,0	0,33	<i>Anusavice &amp; Hojjatie</i> <sup>20</sup>
Porcelana Feldspática	82,8	0,35	<i>Sertgoz</i> <sup>19</sup>

Em seguida, a análise foi gerada no programa de elementos finitos (FEMAP 10.0) e exportada para cálculo no programa NeiNastran® versão 9.2 (Noran Engineering, Inc., EUA), sendo executada em uma estação de trabalho (Sun Microsystems Inc., São Paulo, Brasil). Os resultados foram então importados novamente no programa FEMAP® 10.0, para visualização e pós-processamento dos mapas de deslocamento e mapas de tensão máxima principal. Um exemplo de malha gerada encontra-se na Figura 1.

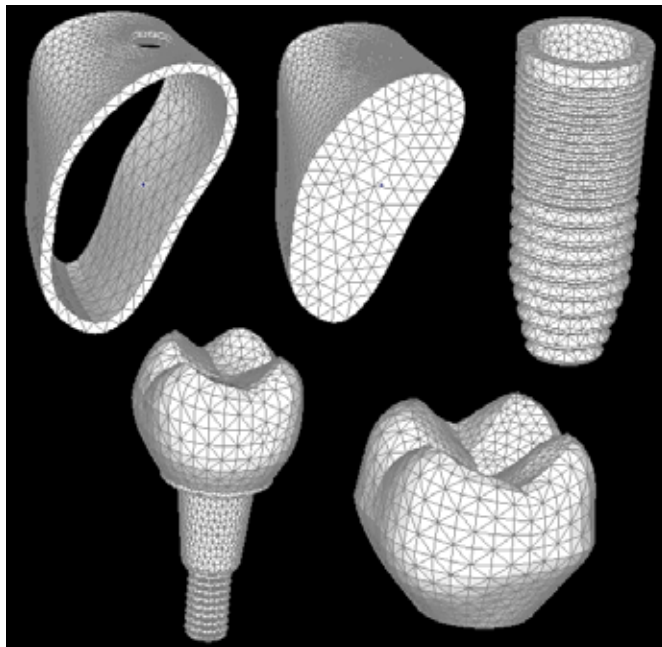


Figura 1 Malha gerada para o modelo cone morse

## **2.5 Resultados**

Os resultados obtidos neste estudo foram plotados em mapas de deslocamento e tensão máxima principal. Os mapas de deslocamento possuem valores expressos em milímetro (mm) e os mapas de tensão, em unidade Mega-Pascal (MPa). Algumas estruturas foram plotadas separadamente para melhor visualização dos resultados.

### **Análise dos mapas gerais de deslocamento**

#### **Força Axial e oblíqua**

Analisando-se comparativamente os mapas gerais de deslocamento dos modelos A (Hexágono externo – Coroa de 10 mm), B (Hexágono externo – Coroa de 12,5 mm) e C (Hexágono externo – Coroa de 15 mm) com os modelos D (Cone Morse – Coroa de 10 mm), E (Cone Morse – Coroa de 12,5 mm) e F (Cone Morse – Coroa de 15 mm) percebe-se que com o aumento da altura da coroa, a tendência de deslocamento para as cargas axiais entre os dois grupos foi insignificante ao nível do tecido ósseo, conforme tabela 4. (figura 2)

Para as cargas oblíquas, analisando-se comparativamente os mapas gerais de deslocamento dos modelos A (Hexágono externo – Coroa de 10 mm), B (Hexágono externo – Coroa de 12,5 mm) e C (Hexágono externo – Coroa de 15 mm) com os modelos D (Cone Morse – Coroa de 10 mm), E (Cone Morse – Coroa de 12,5 mm) e F (Cone Morse – Coroa de 15 mm) percebe-se uma tendência de aumento de deslocamento, a medida que se aumenta a altura da coroa, sendo mais expressivo na face lingual da coroa (figuras 3), onde o deslocamento na coroa com 15 mm praticamente dobrou em relação à coroa de 10 mm; entretanto nos modelos de hexágono externo foi em torno de 3.2 vezes maior ,quando comparado com o

modelo cone - morse para as mesmas alturas de coroas; porém ressaltamos ainda que a tendência de deslocamento no tecido ósseo não sofreu alteração significativa com o aumento da altura coroa, conforme tabela 5.

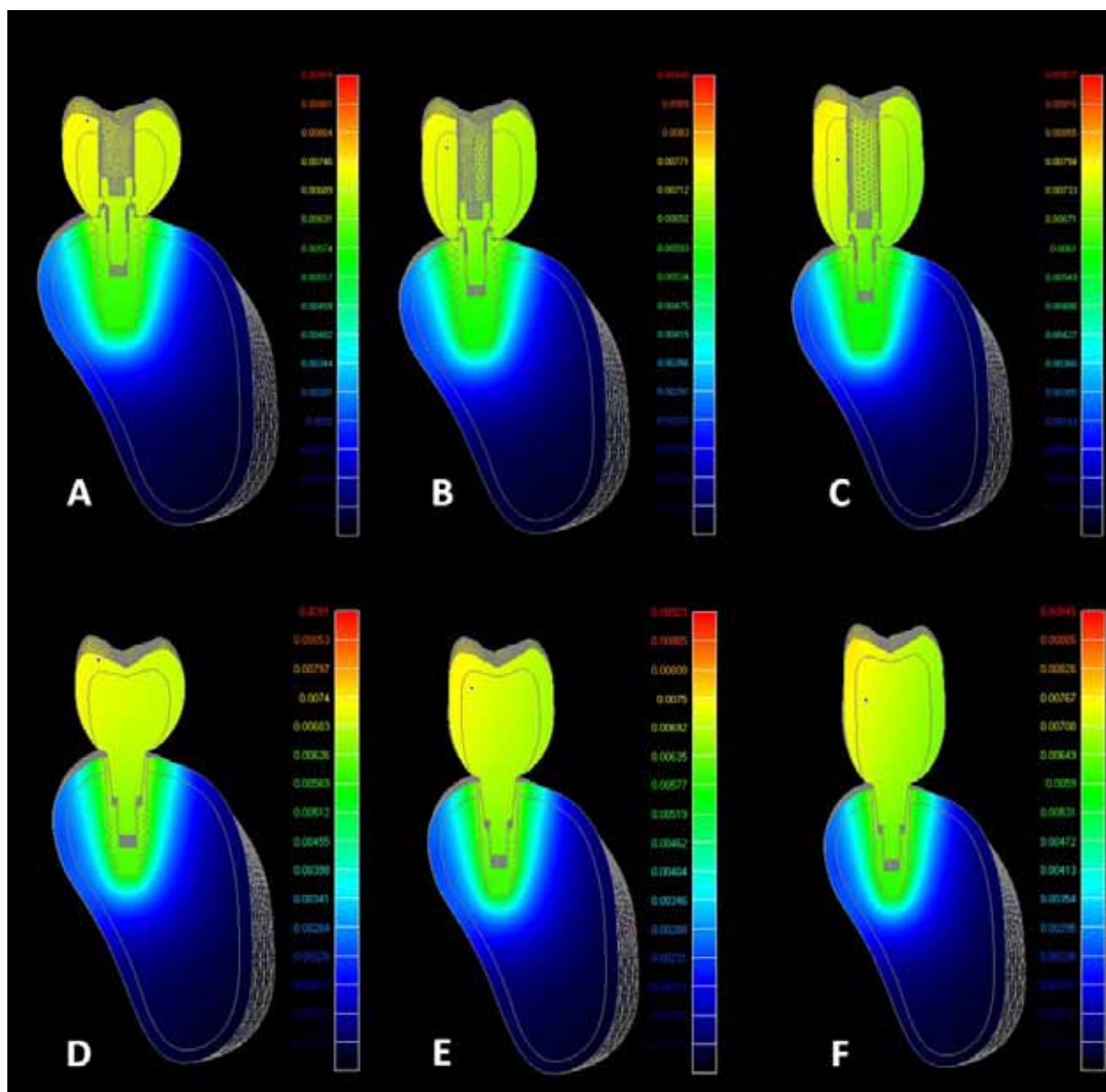


Figura 2 Deslocamento Coroas 10;12,5; 15 mm – Hexágono Externo e Cone Morse – Carga Axial

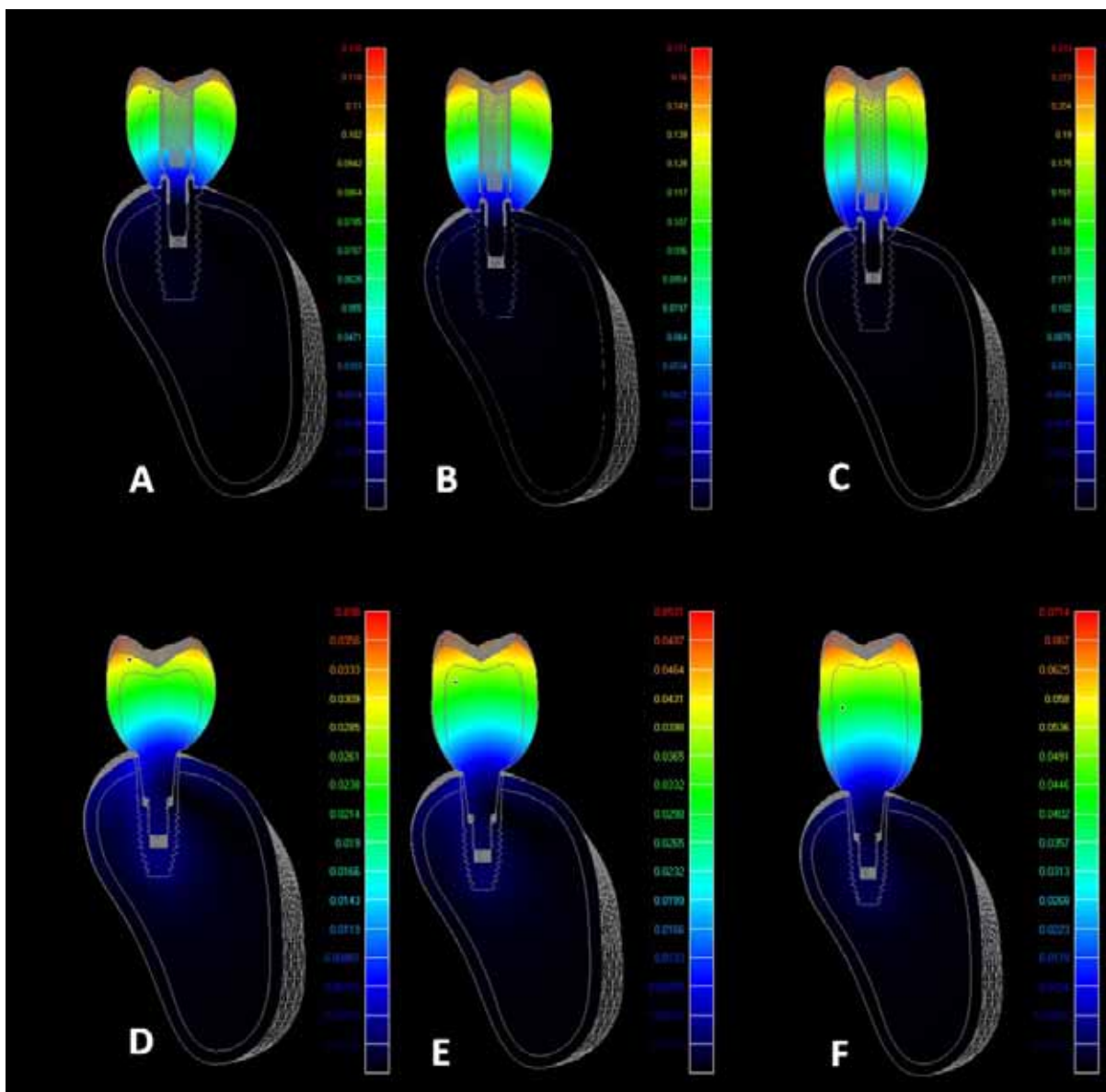


Figura 3 Deslocamento Coroa 10; 12,5; 15 mm –Hexágono Externo e Cone Morse – Carga Oblíqua

Tabela 4 Valor máximo de deslocamento – Implante Hexágono externo e Cone Morse (ao nível das coroas)

Altura da Coroa	Implante Hexágono Externo		Implante Cone Morse	
Coroas	Carga Axial (200N)	Carga Oblíqua (100N)	Carga Axial (200N)	Carga Oblíqua (100N)
10 mm	0.009 mm	0.126 mm	0.009 mm	0.038 mm
12.5 mm	0.009 mm	0.171 mm	0.009 mm	0.053 mm
15 mm	0.009 mm	0.233 mm	0.009 mm	0.071 mm

Tabela 5 Valor máximo de deslocamento – Implante Hexágono externo e Cone Morse (ao nível de osso)

Altura da Coroa	Implante Hexágono Externo		Implante Cone Morse	
Coroas	Carga Axial (200N)	Carga Oblíqua (100N)	Carga Axial (200N)	Carga Oblíqua (100N)
10 mm	0.005 mm	0.015 mm	0.005 mm	0.007 mm
12.5 mm	0.005 mm	0.021 mm	0.005 mm	0.006 mm
15 mm	0.006 mm	0.029 mm	0.005 mm	0.008 mm

**Tensão Máxima Principal**

A tensão máxima principal foi analisada apenas para as estruturas ósseas, em virtude da característica crítica de tração/compressão dessa estrutura. Para aplicação das cargas, relata-se que as áreas de compressão são apresentadas por valores negativos e de tração com valores positivos.

**Hexágono Externo e Cone Morse****Osso cortical - Carga Axial**

Para o carregamento axial, as figuras 4 (vista superior) e figuras 5 (vista inferior) ilustram os mapas de tensão máxima principal do osso cortical dos modelos de hexágono externo (A, B e C). Nestas figuras, é possível observar que as áreas de concentração de tensões se localizaram próximas à interface osso/implante, sendo compressivas na região superior (ver franjas de valor -8.438 MPa – -0.625 MPa) e de tração na região inferior (ver franjas de valor 0.938 MPa – 15 MPa); aparentemente, a área de concentração de tensões é indiferente quanto ao aumento da altura da coroa.

Nos modelos (D, E e F) de implante cone - morse, as figuras 04 (vista superior) e figuras 05 (vista inferior) ilustram os mapas de tensão máxima principal do osso cortical dos modelos estudados. Nestas figuras, é possível observar que as áreas de concentração de tensões se localizaram próximas à interface osso/implante, sendo compressivas na região superior (ver franjas de valor -8.438 MPa – -0.625 MPa) e de tração na região inferior (ver franjas de valor 0.938 MPa –

15 MPa); aparentemente, a área de concentração de tensões é indiferente quanto ao aumento da altura da coroa nas cargas axiais; entretanto, existe um discreto aumento de área de concentração de tensões nos modelos E e F, quando comparados com o modelo D.

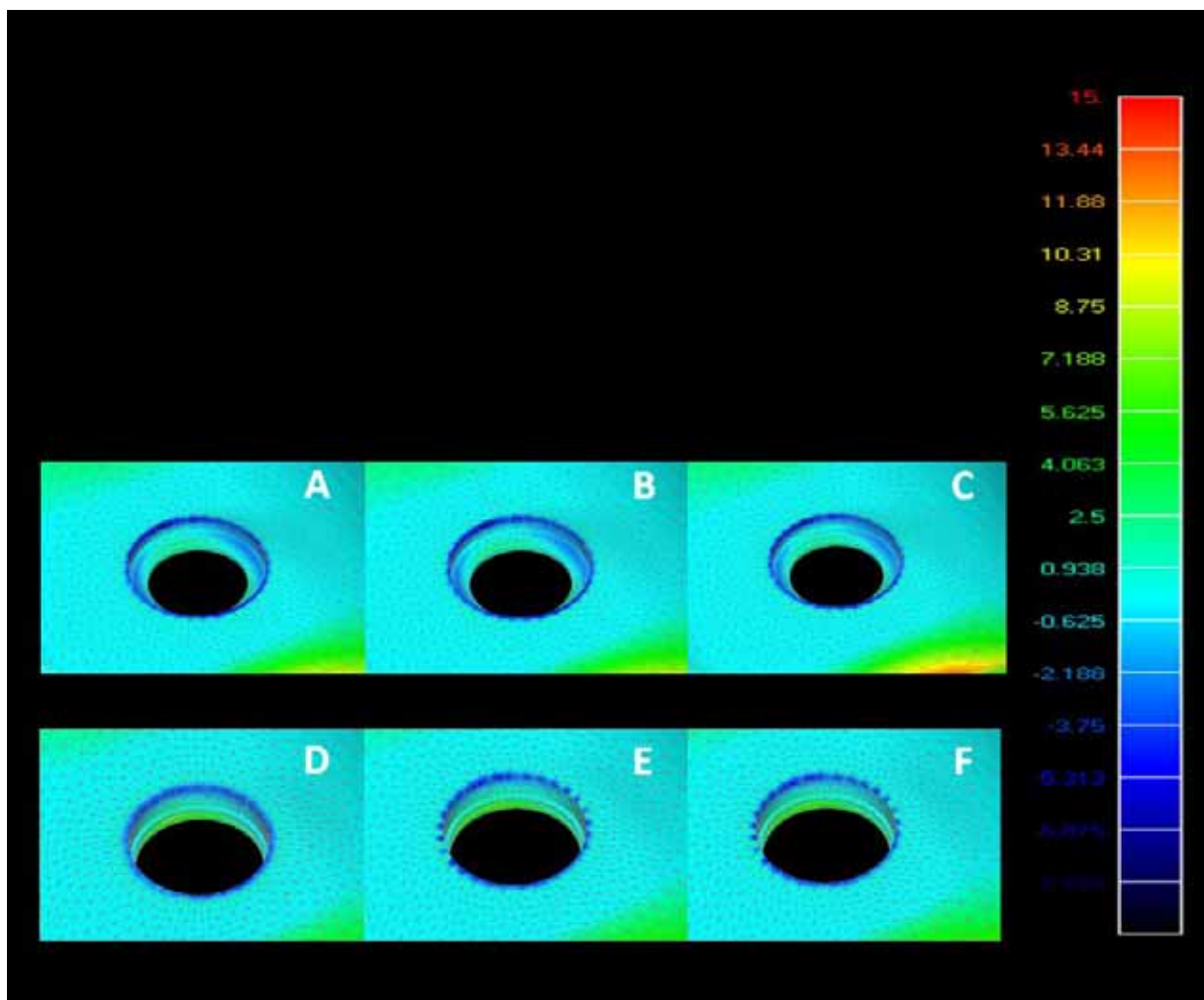


Figura 4 Corte Osso Cortical Superior- (Axial) – Coroas 10, 12.5 e 15 mm/Hexágono Externo e Cone

Morse

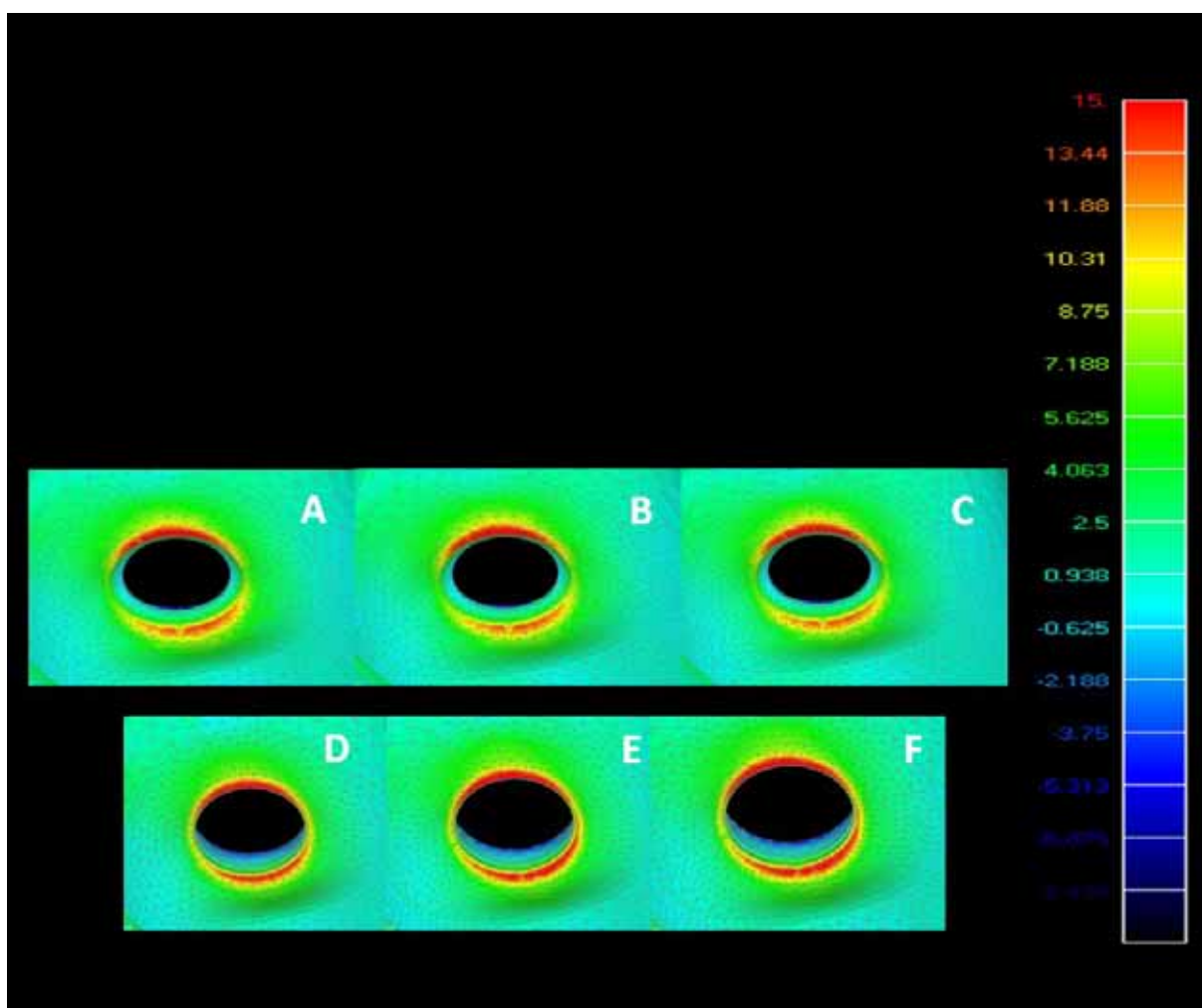


Figura 5 Corte Osso Cortical Inferior- (Axial) – Coroas 10, 12.5 e 15 mm/Hexágono Externo e Cone

Morse

**Hexágono Externo e Cone Morse**

## Osso cortical - Carga Oblíqua

Para o carregamento oblíquo, nos modelos de hexágono externo (A, B e C), as figuras 6 (vista superior) e figuras 7 (vista inferior) demonstraram que o padrão de distribuição de tensões apresentou-se com compressão no sentido de aplicação da carga (ver franjas de valor -26.25 MPa – -3.75 MPa) e de tração (ver franjas de valor 3.75 MPa – 30 MPa) no sentido oposto; porém, a área e intensidade de tensões aumentaram expressivamente com a ampliação do comprimento da coroa para os modelos B e C.

Para o carregamento oblíquo, em um corte oclusal, nos modelos de implante cone - morse (D, E e F), a figura 06 (vista superior) demonstrou que o padrão de distribuição de tensões apresentou-se com compressão no sentido da aplicação da carga (ver franjas de valor -26.25 MPa – -3.75 MPa) e de tração (ver franjas de valor 3.75 MPa – 30 MPa) no sentido oposto; porém, a área e intensidade de tensões aumentaram aproximadamente de 2 vezes do modelo D para E e de 3 vezes do modelo D para o modelo F. Em uma análise do corte inferior (figura 07- vista inferior), é possível destacar que para todos os modelos de implante cone morse existe baixo níveis de tensão na faixa de 11.25 – 22.5 MPa.

Quando se comparou o hexágono externo com cone - morse no carregamento oblíquo observamos que o aumento da altura da coroa foi proporcional ao aumento da tensão na cortical óssea e, sendo de menor intensidade para todos os modelos cone - morse. No carregamento axial, a distribuição de

tensões foi semelhante para todos os modelos, e não sofreu alteração significativa em virtude do aumento da coroa.

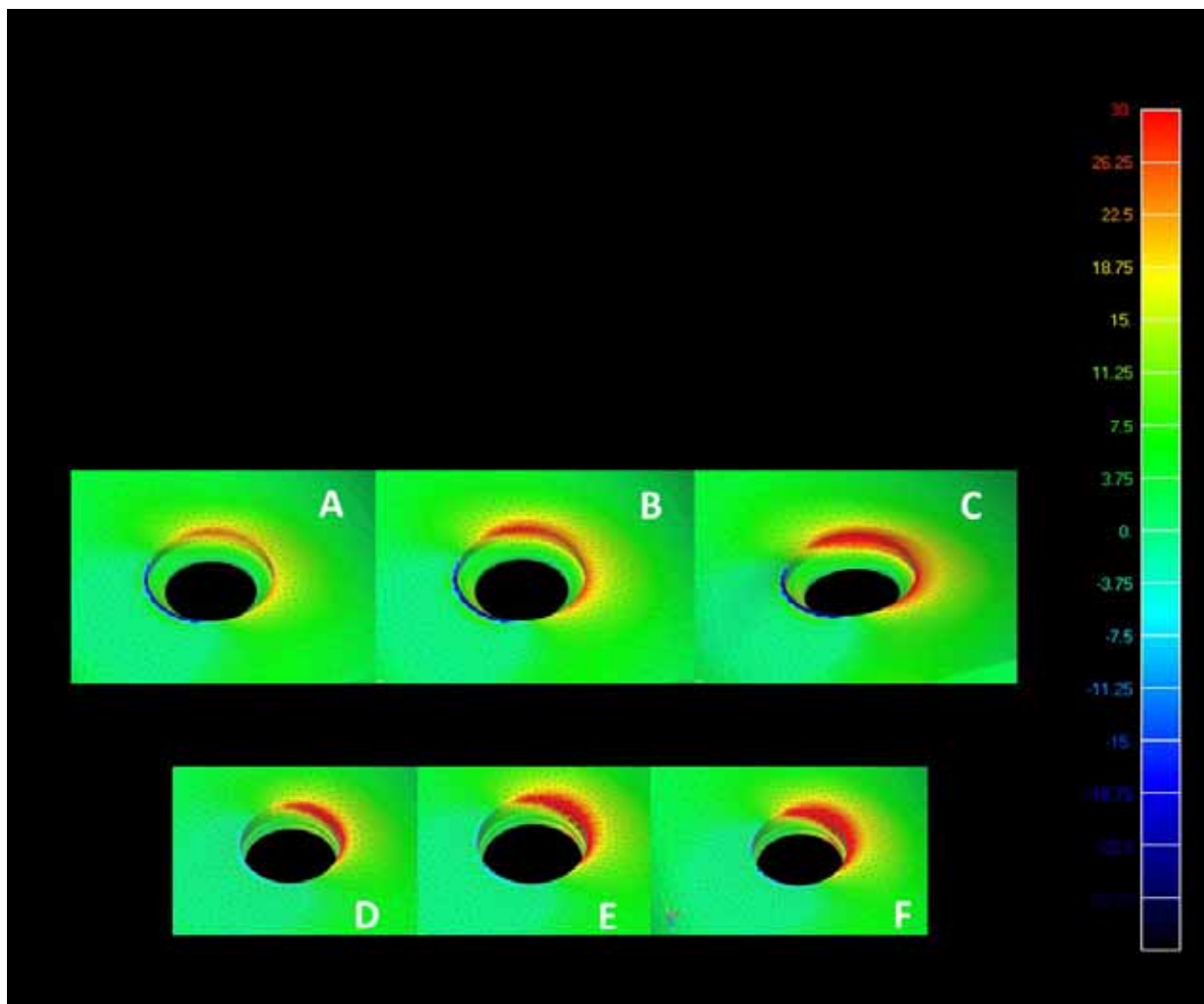


Figura 6 Corte Osso Cortical Superior- (Obliqua) – Coroa 10, 12.5 e 15 mm/Hexágono Externo e

Cone Morse

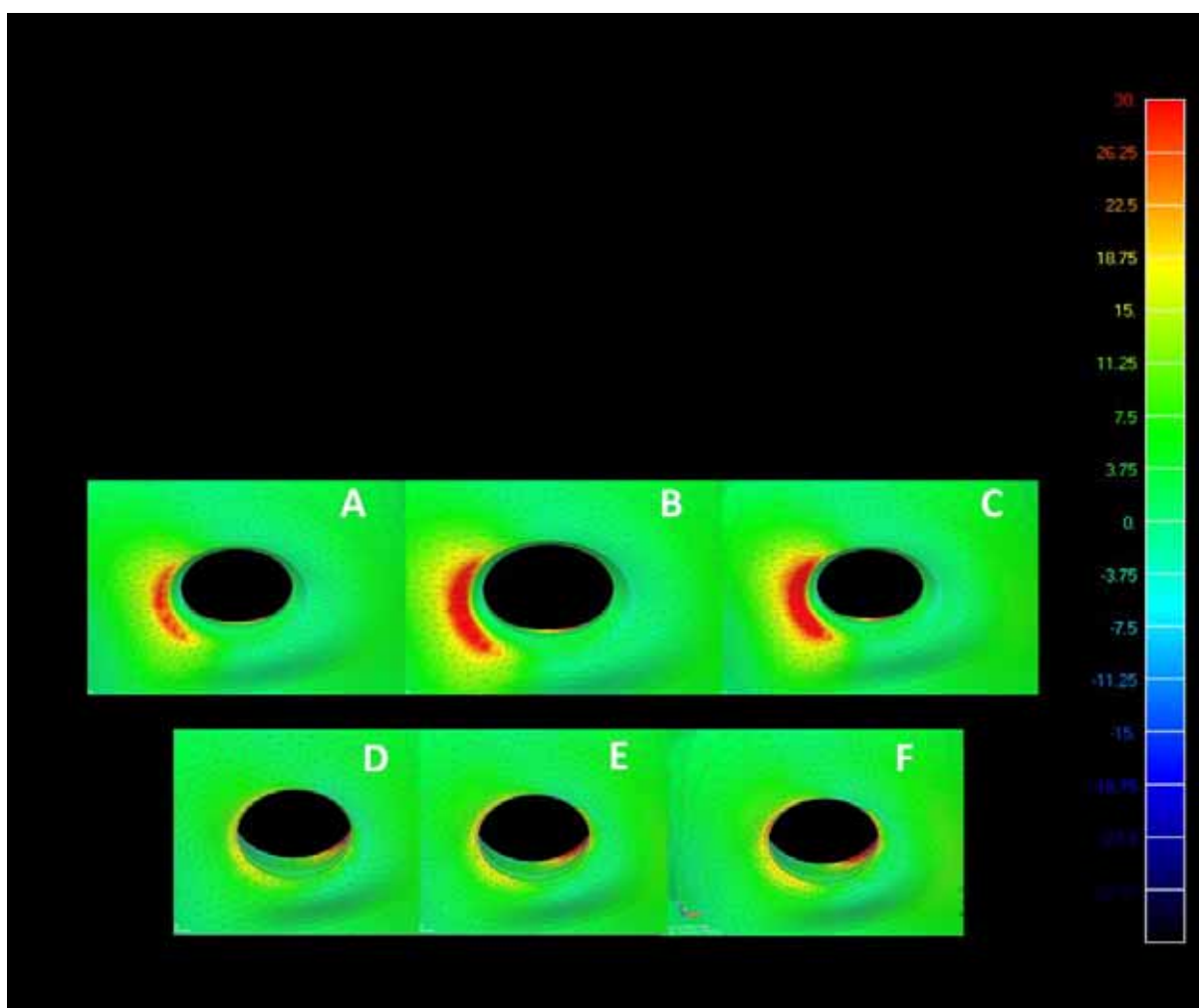


Figura 7 Corte Osso Cortical Inferior- (Oblíqua) – Coroa 10, 12.5 e 15 mm/Hexágono Externo e Cone Morse

**Hexágono Externo e Cone Morse**

Corte Sagital - Carga Axial

Em um corte sagital, que nos possibilita, em um mesmo plano, a visualização das forças de compressão e tração, é possível observar que o padrão de distribuição de tensões de compressão e tração foi semelhante para todos os modelos, independentemente do hexágono e do tamanho da coroa no carregamento axial.

(figura 8)

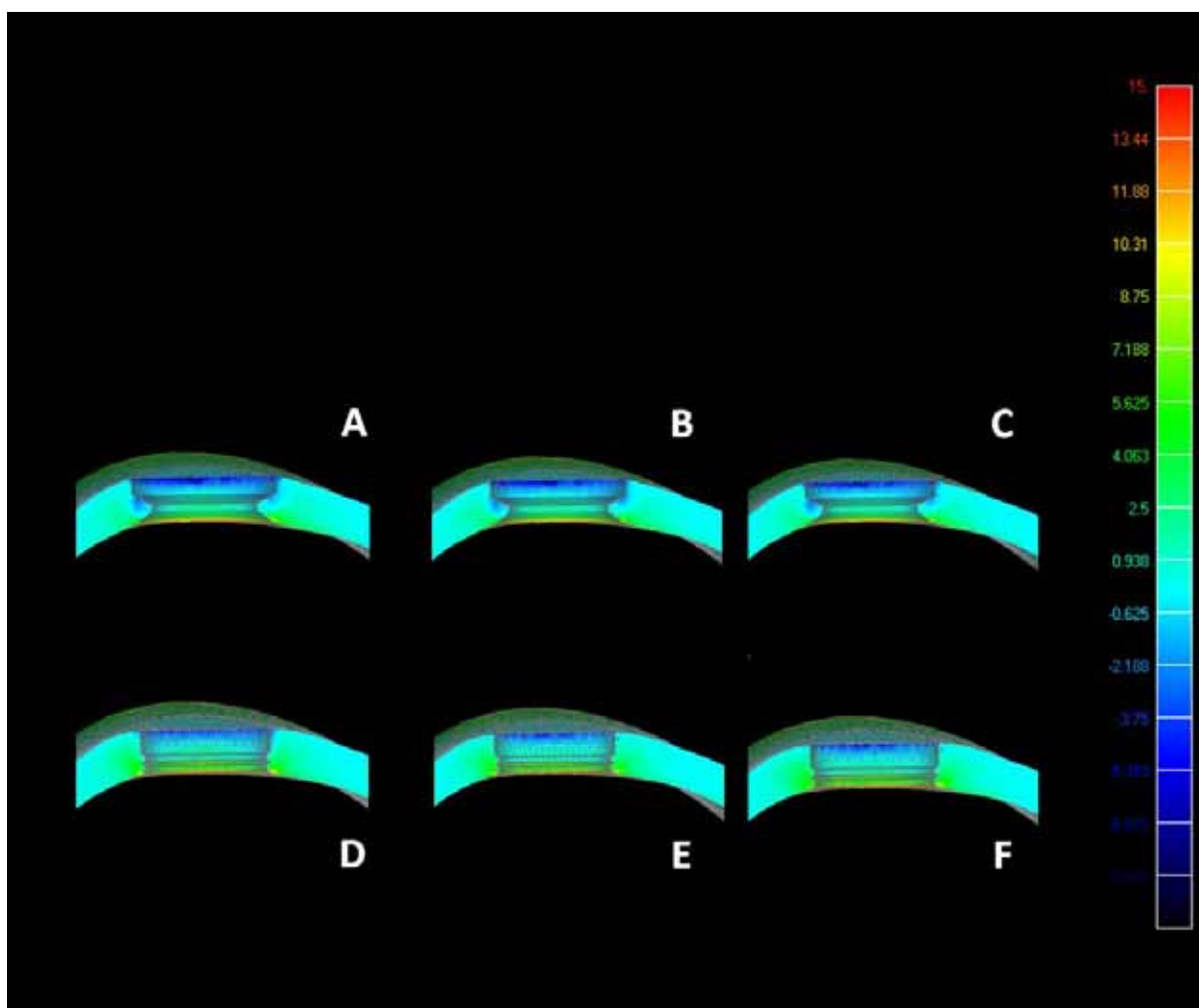


Figura 8 Corte Sagital Osso Cortical - (axial) – Coroa 10, 12.5, 15 mm/Hexágono Externo e Cone Morse

**Hexágono Externo e Cone Morse****Corte Sagital - Carga Oblíqua**

Para o carregamento oblíquo, corte sagital, modelos de A-F, o aumento da área de concentração de tensões foi expressivo para os modelos de coroas longas, ver franjas de valor 26.25 MPa - 30 MPa (figura 9). Comparando-se o modelo C com o modelo A, é possível relatar que houve uma maior área de concentração de tensões, atingindo mais da metade da plataforma do implante (figuras 9), gerando inclusive tensões de compressão e tração no sentido oposto.

Avaliando-se os implantes cone - morse, o modelo F apresentou a maior concentração de tensões na plataforma do implante, no sentido oposto ao da aplicação da carga em relação ao modelo D, onde praticamente a extensão da área de concentração de tensões é duas vezes maior, quando comparada com o modelo D. É importante ressaltar a existência, no modelo F, de tensões de tração na altura de primeira rosca, no sentido de aplicação da carga. (figuras 9)

Ao se realizar uma comparação entre o carregamento axial e o carregamento oblíquo para o corte sagital, é possível observar que não houve diferenças significativas na distribuição de tensões entre todos os modelos no carregamento axial, entretanto para o carregamento oblíquo, o modelo de hexágono externo com altura de coroa 15 mm, apresentou maior área de concentração de tensão.

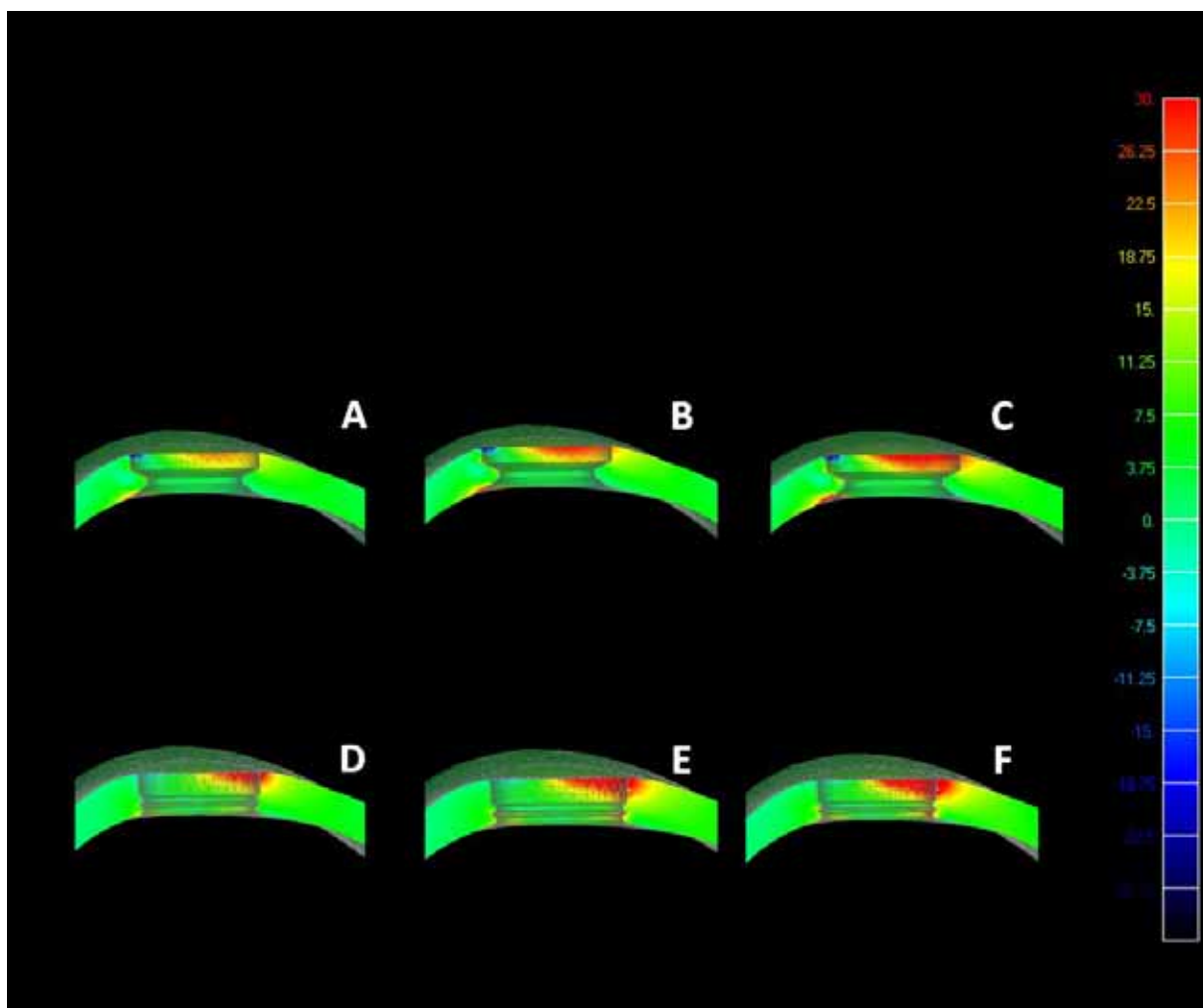


Figura 9 – Corte Sagital Osso Cortical - (Oblíqua) – Coroa 10, 12.5, 15 mm/Hexágono Externo e Cone Morse

**Hexágono Externo e Cone Morse****Osso trabecular - Carga Axial**

A figura 10 ilustra os mapas de tensão máxima principal do osso trabecular para aplicação de força axial para todos os modelos de implante de hexágono externo e cone - morse. A área de máxima tensão de compressão, em todos os modelos, localizou-se no ápice do implante (ver franja de valor  $-0.281$  MPa –  $-0.0625$  MPa). As tensões de tração se distribuíram de forma semelhante ao redor do corpo do implante, sendo que não houve diferença significativa entre todos os modelos analisados.

**Hexágono Externo e Cone Morse****Osso trabecular - Carga Oblíqua**

A figura 11 ilustra os mapas de tensão máxima principal do osso trabecular para aplicação de força oblíqua. A área de máxima tensão de compressão, em todos os modelos, localizou-se no ápice do implante (ver franja de valor  $-0.688$  MPa –  $-0.0625$  MPa). As tensões de tração se distribuíram por uma maior área no sentido de aplicação da carga (face lingual) até o ápice do implante, no sentido oposto, até segunda rosca do implante, principalmente para o modelo C; ver franja de valor de  $0.25 - 4$  MPa (oblíqua).

Observou-se que as tensões de tração se distribuíram por uma maior área quando comparadas com as forças axiais, distribuindo-se por toda a região lingual do osso trabecular até a profundidade do implante (ver franja de  $1.188$  até  $3.063$  MPa).

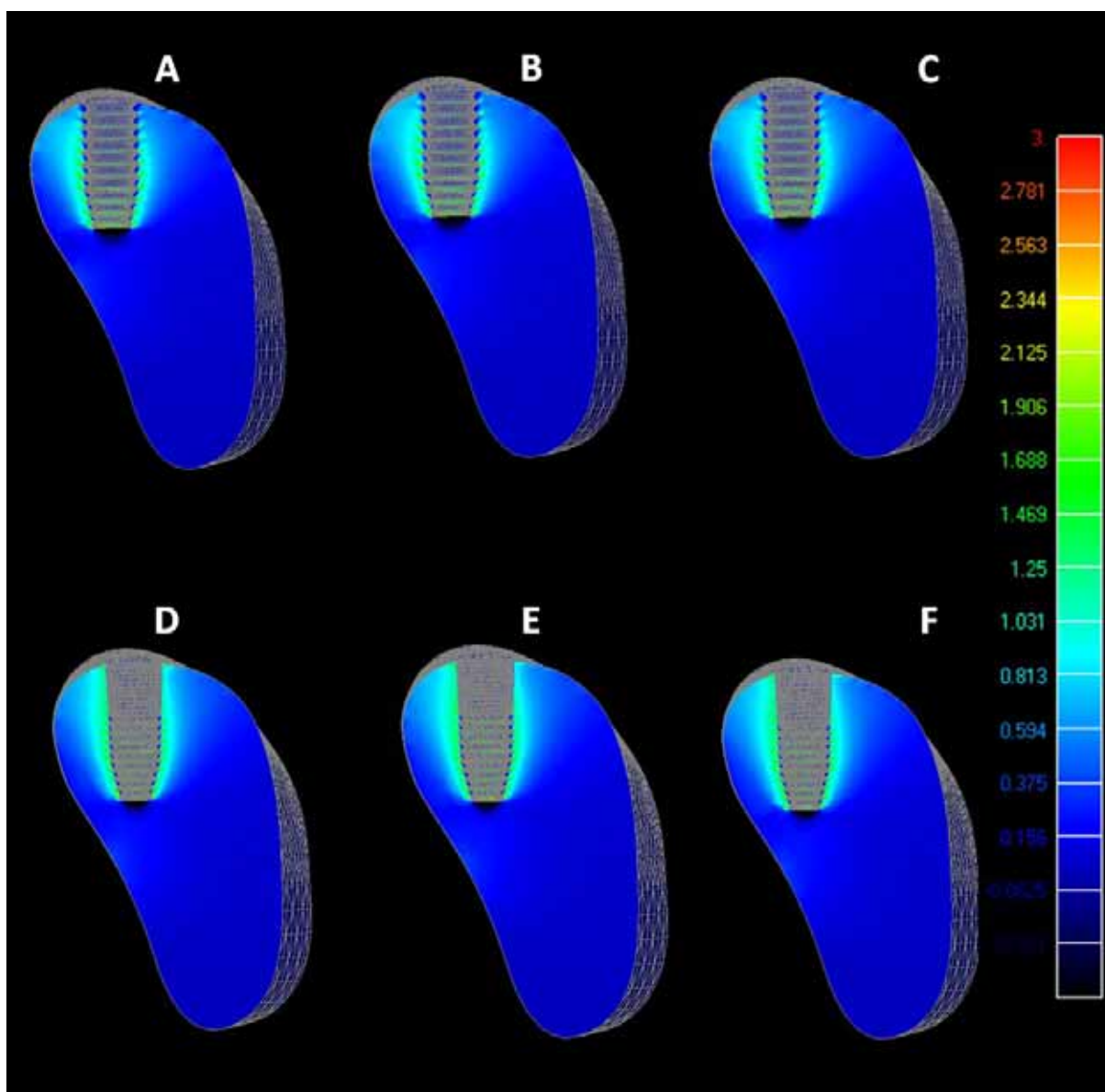


Figura 10 Corte Sagital Osso Trabecular- (axial) – Coroa 10, 12.5, 15 mm/Hexágono Externo e Cone

Morse

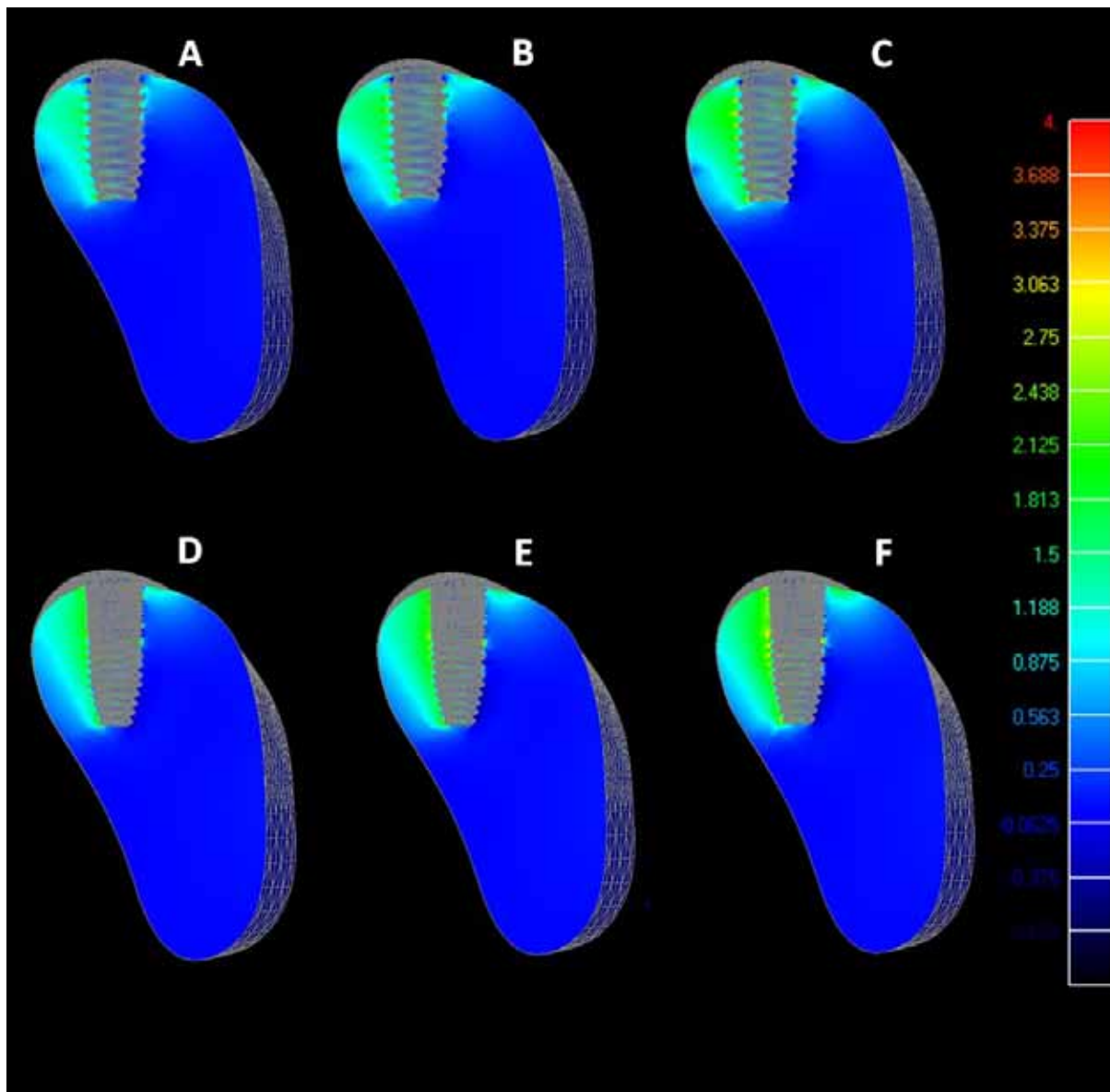


Figura 11 Corte Sagital Osso Trabecular- (Oblíquo) – Coroa 10, 12.5, 15 mm/Hexágono Externo

Analisando-se comparativamente todos os modelos, em ambas a aplicação de carga, verificou-se que o modelo de coroa de maior comprimento apresentou discreto aumento de concentração de tensões compressivas no ápice do implante. Com relação às tensões de tração, observou-se que existe um aumento crescente dessas tensões nos modelos de A para C, no carregamento oblíquo, sendo que, inclusive, existe maior área de tensões de tração no sentido de aplicação da carga e, também, no sentido oposto (face vestibular), porém em menor área. (figura11)

**3.6 Discussão**

Brunski<sup>8</sup>, Cehreli et al.<sup>2</sup> e Cehreli et al.<sup>22</sup> defendem o controle dos riscos biomecânicos para a previsibilidade do tratamento sobre implantes, onde a força oclusal e o desenho dos implantes influenciam na transferência de força ao tecido ósseo. Nossos resultados nos leva a concordar com esses autores, pois, sob deslocamento, nas cargas oblíquas, comparando os modelos de hexágono externo e cone morse com o aumento da altura da coroa, observamos que, para o hexágono externo, o deslocamento foi de 3.2 vezes maior para todos os modelos quando comparados com os cone morse, com as mesmas alturas. Entretanto, é importante ressaltar que este deslocamento ocorreu ao nível da coroa, enquanto ao nível ósseo foi insignificante. Isto nos leva a ponderar sobre a atuação desse fator também em relação aos parafusos, o que poderia causar sobrecarga ao sistema, favorecendo afrouxamento e ou fraturas, conforme demonstrado por Rangert et al.<sup>7</sup>; Schwarz<sup>23</sup> e Pjetursson et al.<sup>24</sup> Urdaneta et al.<sup>25</sup>; Goodacre et al.<sup>26</sup> Nas cargas axiais, não apresentou diferenças significativas, independentemente do tipo de implante.

Baggi et al.<sup>27</sup> justificam o uso da tensão máxima principal como mais compatível para o estudo da interface implante-osso, já que essa avaliação permite definir riscos locais de fracasso do osso fisiológico e de possível ativação de reabsorção óssea. A análise da tensão máxima principal pode ser interpretada analisando-se regiões que apresentam tensão de tração (valores de tensão positivos) e tensões de compressão (valores de tensão negativos). Independentemente do tipo de tensão analisada, quando a análise é do tipo linear, pressupõe-se que as deformações estarão dentro do limite de deformação

reversível, ou seja, dentro do limite de proporcionalidade do material envolvido no estudo. Análises não lineares envolvem deformações plásticas.

Tawill et al.<sup>15</sup> relatam que as forças axiais distribuem o estresse de maneira uniforme ao longo do implante, quando comparadas com as forças oblíquas, sendo de maior intensidade no osso cortical, conforme determinado por modelos teóricos matemáticos. Nossos resultados, sob a ação do carregamento axial, estão de acordo com aquele autor, pois nos modelos de hexágono externo e cone morse, com coroas de 10,0, 12,5 e 15,0 mm, observamos um padrão semelhante de distribuição de tensões ao redor da cortical óssea e no osso trabecular, podendo ser considerado insignificante a diferença entre eles.

Sahin et al.<sup>10</sup> demonstram que, durante o carregamento clínico de um implante, a direção das forças quase nunca coincide com o seu longo eixo, o que proporcionaria uma absoluta carga axial. Pelo contrário, a força oclusal é aplicada em lugares diferentes e, frequentemente, em direções que criam braços de alavancas, podendo causar desfavoráveis tensões ao redor do implante, onde Blanes et al.<sup>28</sup> acrescentam que essas forças podem ser danosas ao implante e tecido ósseo, comprometendo taxas de previsibilidade que se espera dos implantes dentários Albrektsson et al.<sup>29</sup>. Quanto maior a distância, maior será o momento de flexão; assim a força transmitida ao implante e as tensões induzidas ao tecido ósseo serão maiores, onde Salvi e Bragger<sup>30</sup> observa que coroas mais longas atuam como potencializadoras das forças oclusais. Por essa razão, testamos cargas oblíquas, e nossos resultados encontram semelhança com os daqueles autores, uma vez que o aumento da altura da coroa para os modelos de hexágono externo e cone morse proporcionou uma maior concentração de tensões ao redor da crista óssea, no carregamento oblíquo.

Cehreli et al.<sup>22</sup> relatam que o implante tipo cone morse é mais favorável mecanicamente para a manutenção do osso marginal; nossos resultados mostram uma tendência a esta teoria, uma vez que, no carregamento oblíquo, vista inferior da cortical, o implante cone morse apresentou resultados bem favoráveis de distribuição de tensões, para todos modelos apresentados (coroas 10 mm; 12.5 mm e 15mm), entretanto, na vista superior da cortical, essa diferença não é expressiva.

Papavasiliou et al.<sup>31</sup> postularam os limites fisiológicos de resistência da cortical óssea humana como sendo de 140 MPa a 170 MPa de compressão e de 72 a 76 MPa em tração. Nossos resultados para a tensão de compressão estiveram na faixa de -26.25 MPa a -0.0625 MPa e, para a tensão de tração, os valores variaram entre 3.75 MPa e 30 MPa; portanto, para todos os modelos estudados, os níveis de tensão máxima principal no osso foram consistentes com a situação de compatibilidade óssea em resistir ao carregamento, concordando ainda com os mesmos limites fisiológicos descritos por Martin et al.<sup>32</sup>

Papavasiliou et al.<sup>31</sup> e Baggi et al.<sup>27</sup> observaram em relação ao osso cortical que as tensões foram mais altas quando comparadas ao osso trabecular. Nossos resultados concordam com estes autores, pois observamos essa característica em todos os modelos analisados e, ainda, concentração de tensões nas primeiras roscas e na interface osso cortical/implante independentemente do tipo de plataforma, sendo porém proporcionais ao aumento da coroa e em menor intensidade no cone morse. Essa teoria é explicada também por Koca et al.<sup>33</sup> e Rodriguez-Ciurana et al.<sup>34</sup> descrevendo que, como a cortical óssea possui módulo de elasticidade maior que o osso trabecular, quando submetida a forças transversais, atua como fulcro do sistema (momento de flexão), concentrando as maiores tensões em comparação ao osso trabecular, indicando que o osso peri-

implantar cortical pode ser mais susceptível à reabsorção óssea. A combinação de baixa qualidade óssea e sobrecarga oclusal são consideradas fatores críticos para o sucesso do implante, pois, na ausência de cortical óssea, existiria maior carregamento dessa região, conforme relatado em metodologia semelhante por Wang et al.<sup>35</sup> Rangert et al.<sup>7</sup> e Maeda et al.<sup>4</sup> acrescentam ainda que o tecido ósseo humano suporta de forma favorável uma eventual compressão, mas não apresenta boa resposta à tração.

Em todos os modelos (carregamento oblíquo) de osso trabeculado, independentemente da altura da coroa, as áreas de tensão de compressão estiveram no valor de  $-0.281$  MPa a  $-0.0625$  MPa e, as áreas de tensão de tração estiveram no valor de  $0.156$  a  $3$  MPa, estando de acordo com a faixa de valor de  $22$  a  $28$  MPa defendida por Papavasiliou et al.<sup>31</sup>, como limite de resistência a tração do osso trabeculado. Assim, teoricamente, os resultados das forças oblíquas não sobrecarregariam o tecido ósseo trabeculado.

Analisando o tecido ósseo, sob a análise de elementos finitos, pode-se ponderar que os implantes de hexágono externo e cone - morse são viáveis biomecanicamente. Porém, os implantes cone - morse demonstraram uma ligeira vantagem quando o objetivo foi a distribuição de tensões mais profundas no tecido ósseo, sem sobrecarga na região da crista óssea. Isto nos leva a ponderar sobre uma indicação mais segura desse modelo de implante em situações de próteses unitárias com alta proporção coroa/implante.

### 2.7 Conclusão

Baseados na metodologia utilizada e nos resultados obtidos, podemos concluir:

O aumento da coroa influenciou negativamente a tendência ao deslocamento no tecido ósseo.

O aumento da coroa influenciou negativamente a concentração das tensões no tecido ósseo.

O cone morse apresentou-se superior quanto a tendência ao deslocamento e a concentrações no tecido ósseo para todos modelos.

**2.8 Referências**

1. Gross MD. Occlusion in implant dentistry: a review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. *Aust Dent J* 2008;53:S60-S68.
2. Cehreli M, Sahin S, Akça K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *J Dent* 2004;32:123-132.
3. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. *Angle Orthodontist* 2004;74:3-15.
4. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short Communications. *J Oral Rehabil* 2006;33:75-78.
5. Akça K, Cehreli CM, Iplikçioğlu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant: a nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:444-454.
6. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:681-90.
7. Rangert BO, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-247.
8. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:85-97.
9. 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.

10. 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.
11. Gomez-Polo M, Bartens F, Sala L, Tamini F, Celemin A, Del Rio J. The correlation between crown-implant ratios and marginal bone resorption: a preliminary clinical study. *Int J Prosthodont*. 2010;23:33-7.
12. Misch CE, Goodacre CJ, Finley JM, Misch CM, Marinbach M, Dabrowsky T, English CE, Kois JC, Cronin RJ Jr. consensus conference panel report: crown-height space guidelines for implant dentistry-part 1. *Implant Dent* 2005;14:312-318.
13. Birdi H, Schulte J, Kovacs A, Weed M, Chuang SK. Crown-to-implant ratios of short length implants. *J Oral Implantol* 2010; 36:425-433.
14. Rokni S, Todescan R, Watson P, Pharoah M, Adegbenbo AO, Deporter D. An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:69-76.
15. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complications rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:275-282.
16. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns: preliminary results 0 to 84 months in function: a retrospective study. *J Periodontol* 2004;75:327-332
17. Schulte J, Flores AM, Weed M. Crown-to-implant ratios of single tooth implant-supported restorations. *J Prosthet Dent* 2007;98:1-5.

18. Rubo JH, Souza EA. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol* 2008;34:248-255.
19. 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.
20. Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J Dent Res* 1987;66:1493-1498.
21. 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.
22. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer: a photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:249-257.
23. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:156-158.
24. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:625-642.
25. Urdaneta RA, Rodriguez S, McNeil DC, Weed M, Chuang SK. The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking-taper implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:729-743.
26. Goodacre CJ, Bernal G, Runcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003;90:121-132.
27. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to

crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2008; 100: 422-431.

28. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:707-714.

29. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11-25.

30. Salvi GE, Bragger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:69-85.

31. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne S, Felton DA. Three dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996;76:633-640.

32. Martin RB, Burr DB, Sharkey NA. Skeletal tissue mechanics. New York: Springer; 1998.

33. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent* 2005;93:38-44.

34. Rodríguez-Ciurana X, Vela-Nebot X, Segalà-Torres M, Rodado-Alonso C, Méndez-Blanco V, Mata-Bugueroles M. Biomechanical repercussions of bone resorption related to biologic width: a finite element analysis of three implant-abutment configurations. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2009; 29: 479-487.

35. Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:231-237.

# Anexo A



---

**ANEXO A - Detalhamento e ilustrações da Metodologia: Confeção dos modelos****✓ Método dos elementos finitos**

O Método dos Elementos Finitos é uma análise matemática que consiste na subdivisão de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do meio original. Apresenta suas origens registradas no final do século XVIII quando Gauss propôs a utilização de funções para resolução de problemas matemáticos (Lotti et al. 2006).

Com o advento da computação no final da década de 50, cálculos mais complexos puderam ser executados. Sua formulação surge em 1955 por Argysris e Kelsey e por Turner, Clough, Martins e Topp (1956) propondo um método de análise estrutural (desenvolvimento de projeto de aeronaves para Boing) e, na década seguinte chamariam de Método dos Elementos Finitos (Lotti et al 2006). Assim o computador digital e a era da engenharia aeronáutica são os responsáveis pelo surgimento desta metodologia (Lotti et al. 2006; Soriano, 2003). Suas aplicações têm sido estendidas para a resolução de problemas de transferência de calor, fluxo de fluidos, transporte de massa e no campo eletromagnético.

Este método é uma técnica pela qual se pode 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. 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

## *Anexo A*

---

sobre este modelo após sua fixação, quando da aplicação de uma força, é calculada em cada um destes elementos e a integração do comportamento de cada elemento, resulta na determinação da resposta da estrutura à solicitação externa com a formação de áreas de tensão.

### ✓ **Softwares utilizados**

#### ***SolidWorks***

O SolidWorks é um modelador sólido paramétrico 3D que permite a construção de modelos tridimensionais muito próximos da realidade. Possui uma serie 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 baseado na tecnologia NURBS; que trabalha modelando sólidos apartir 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 Rhino atue como um "conversor", preenchendo lacunas entre diferentes softwares utilizados no processo de desenvolvimento de um projeto. Além disso, apresenta um eficiente conjunto de ferramentas para reparo de arquivos de outras extensões, principalmente IGES.

#### ***InVesalius***

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

### **Confecção dos modelos**

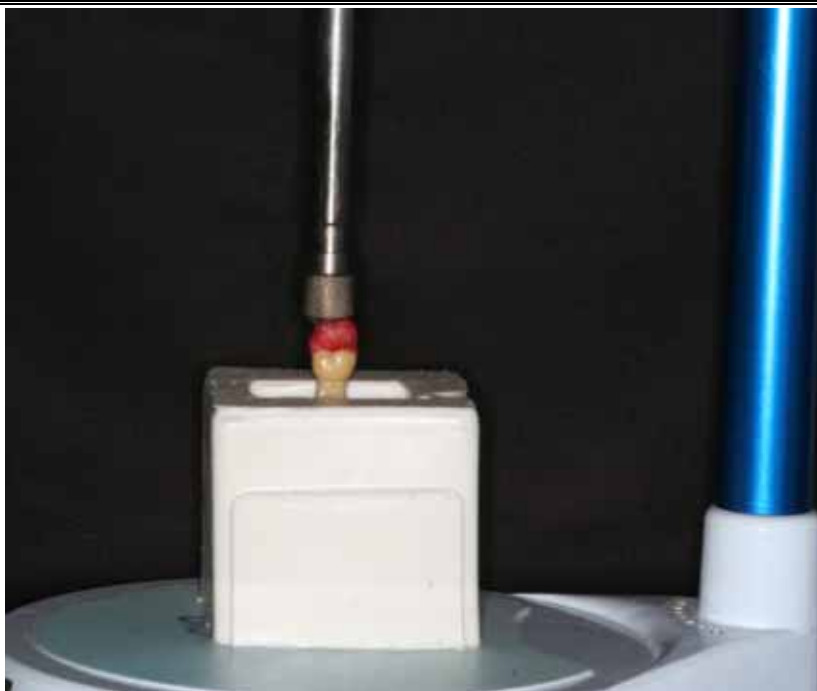
## *Anexo A*

---

### ✓ Coroa Metal-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 3.0 (Figura. 5) para modelagem das estruturas, sendo alguns detalhes refinados no programa SolidWorks<sup>®</sup> 2006. 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 inclinações de cúspides 20° (Figuras 6, 7 e 8); o tipo do material simulado da coroa foi uma liga de Níquel-Cromo (NiCr) e Porcelana feldspática (Figura 9A). Foram usadas três alturas de coroas : 10,00mm;12,5mm e 15,00mm. A espessura da porcelana e da estrutura metálica da coroa<sup>9</sup> (Figura 9B) foi desenhada no programa Rhinoceros<sup>®</sup> 3D 3.0. A região cervical da coroa foi refinada a fim de ser conectada ao intermediário do implante (UCLA), após a sua confecção. As medidas da coroa do dente segundo molar foram baseadas na literatura<sup>16</sup>.



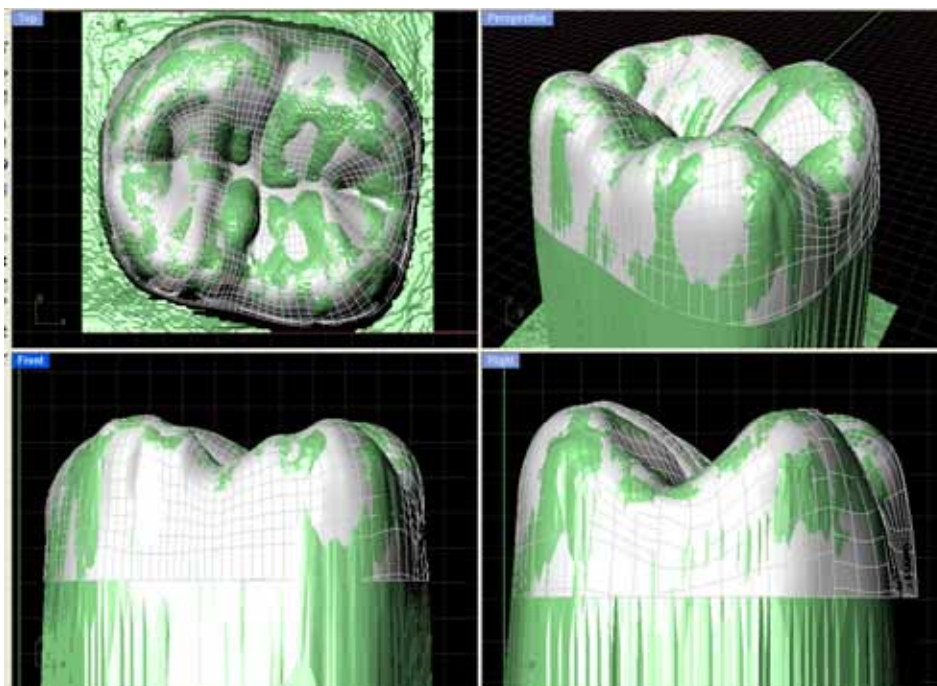
**FIGURA 1** - Posicionamento do dente artificial com ajuda do paralelômetro



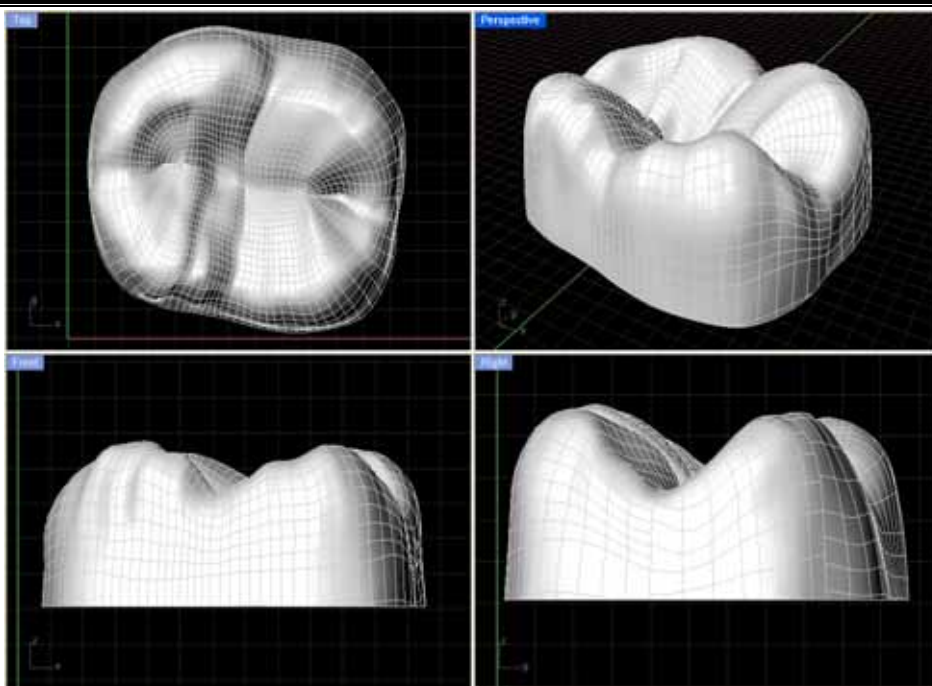
**FIGURA 2** - Resina acrílica incolor (Ortclass, Artigos Odontológico Clássico)



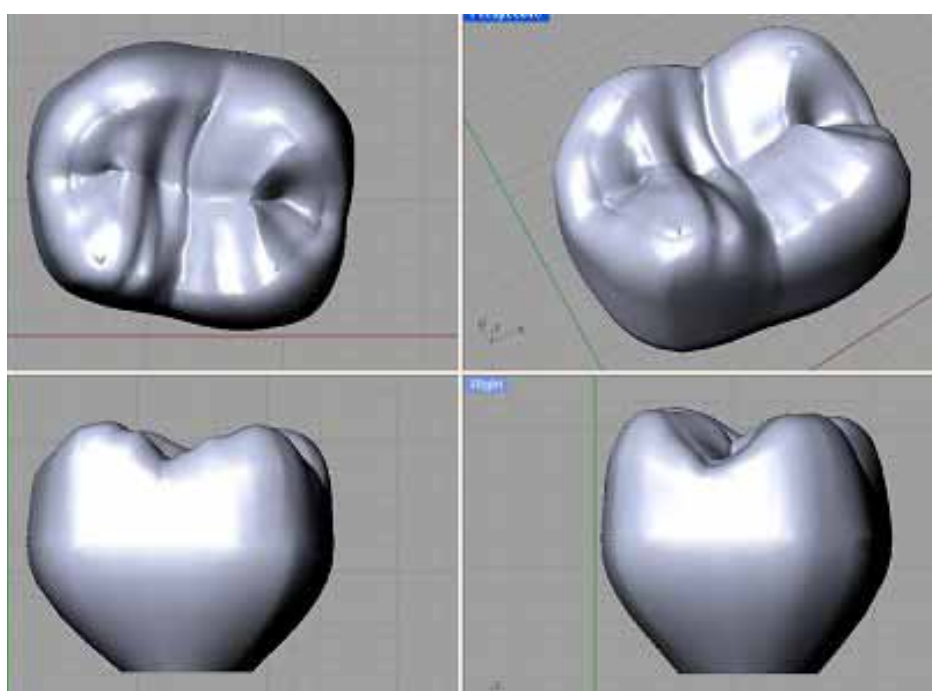
**FIGURA 3** - Bloco de resina acrílica com dente artificial inserido



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



**FIGURA 5** - Coroa gerada no programa Rhinoceros 3D.



**FIGURA 6** - Coroa finalizada com 20° de inclinação das cúspides

## *Anexo A*

---

### ✓ **Implante**

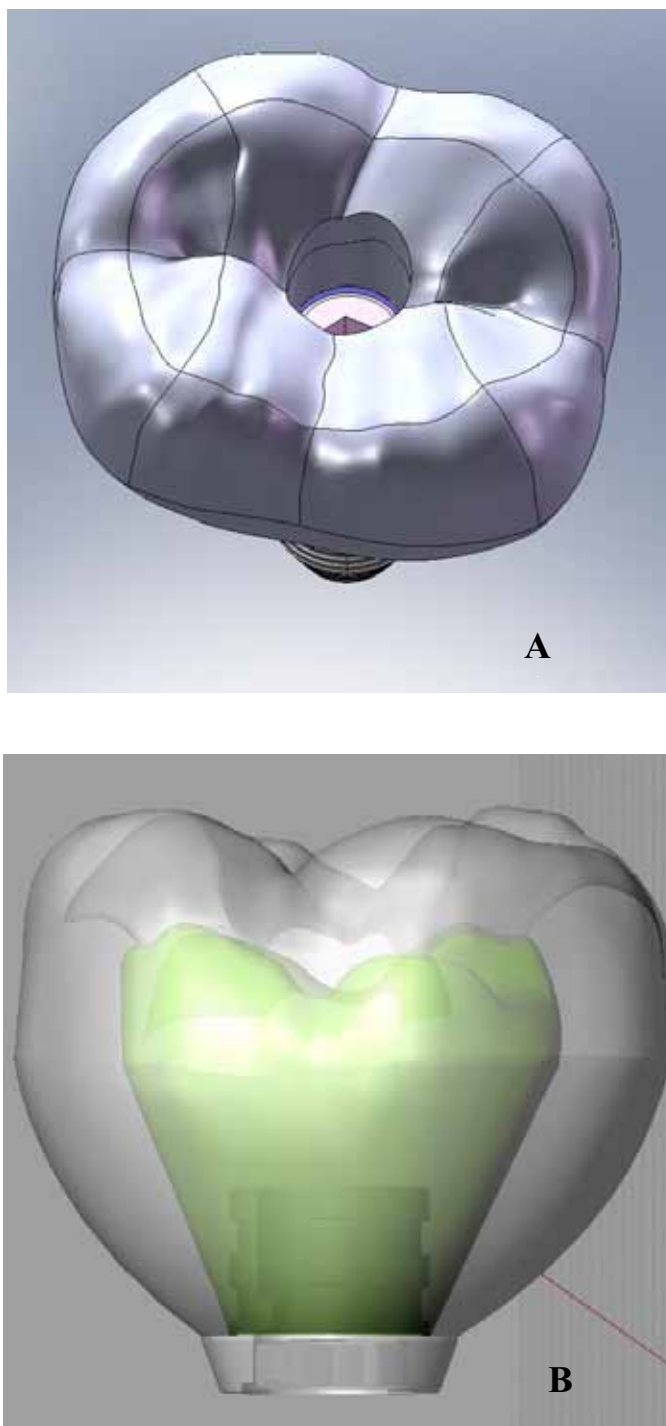
Foi utilizado como referência um implante tipo Master Screw (Conexão, São Paulo, Brasil), de forma rosqueável, hexágono externo com 10 mm de comprimento e 3,75 mm de diâmetro. Para a simplificação do modelo do implante, intermediário e parafuso utilizou-se o programa de desenho assistido SolidWorks® 2006.

Após a simplificação do modelo do implante, este foi exportado para o programa Rhinoceros® 3D 4.0 para ser conectado à coroa metalo-cerâmica do molar (Figura 10A). O conjunto foi exportado ao programa SolidWorks® 2006 para sua inserção na porção óssea (Figura 10C).

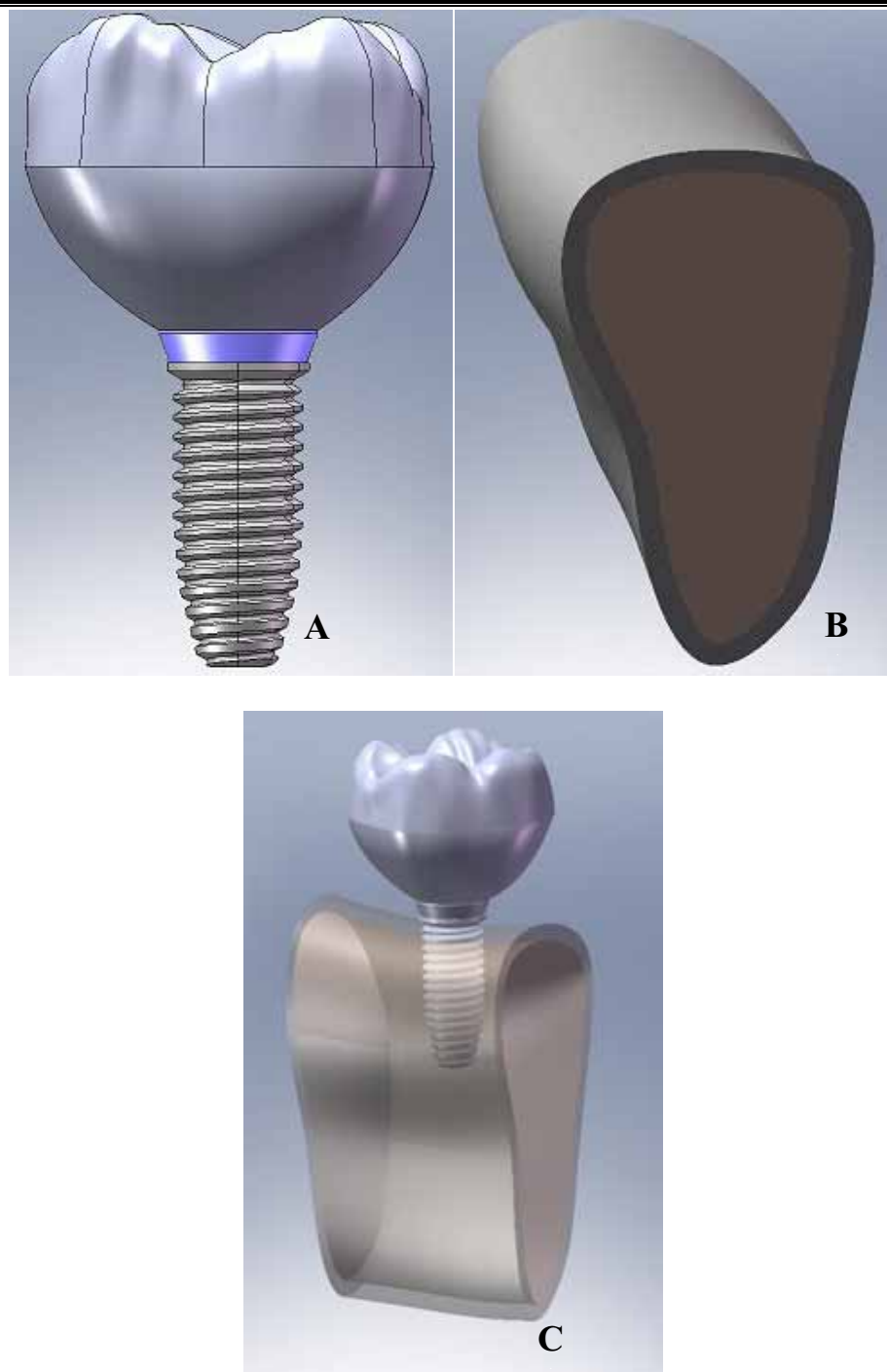
### ✓ **Ossos trabecular e cortical**

Os ossos trabecular e cortical foram obtidos a partir da recomposição de uma Tomografia Computadorizada da seção transversal na região de molar; transferida ao programa Invesalius (CenPRA, São Paulo, Brasil), que gerou a mandíbula em formato tridimensional e posteriormente ao programa Rhinoceros® 3D 4.0 o qual fez a conversão e edição no formato adequado para que a geometria possa ser inserida no pre-processador FEMAP (ferramenta incorporada ao NeiNastran® para edição de modelos), para a análise de elementos finitos CAD.

As dimensões do bloco do osso gerado foram 25,46 mm de altura, 13,81 mm de largura e 13,25 mm de espessura (Figura 10B), composto por osso trabecular no centro circundado por 1 mm de osso cortical da região do segundo molar mandibular.



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



**FIGURA 8** - Implante e coroas conectados (A); Ossos trabecular e cortical (B);  
Implante e coroa inserido no osso (C).

### ✓ **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> 9.0 (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>, 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. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos.

**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 de 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 (Figuras 11 e 12). 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

## *Anexo A*

---

distorção dos elementos de uma malha tetraédrica é uma característica intrínseca das propriedades geométricas desse tipo de elemento, mas também depende de um controle de malha adequado. O controle da malha é realizado de modo que seja uma malha adequada para representar fenômenos físicos envolvidos e que seja possível gerar.

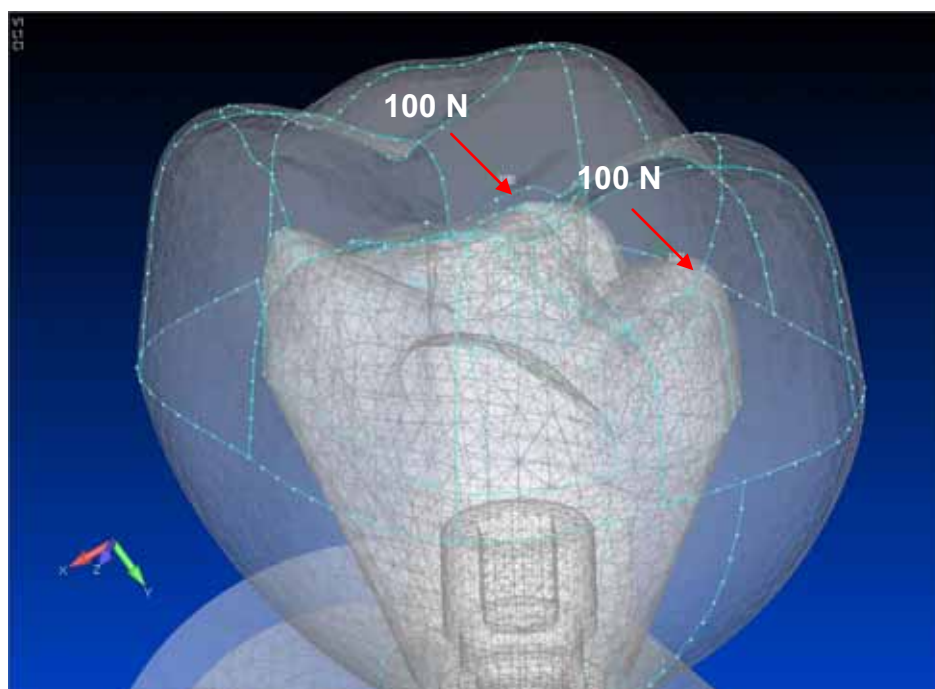
O modelo foi definido estabelecendo as condições de vínculo ou restrição e carga para a análise dos resultados em função da solicitação imposta. O bloco de osso foi fixado nos três eixos nas faces cortadas (laterais) e a base livre ou suspensa. O implante foi fixado por contato colado ao osso cortical 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 nodal; em direção oblíqua realizado em 2 pontos, fracionada em 100 N em cada ponto (Figura 11), perpendiculares as vertentes internas, sendo proporcional a inclinação das vertentes das cúspides mesio-vestibular e disto-vestibular, da coroa metalo-cerâmica do segundo molar mandibular. Posteriormente aplicou-se uma carga axial de 200N em 4 pontos (50 N) nas vertentes internas da coroa do segundo molar mandibular (Figura 12).

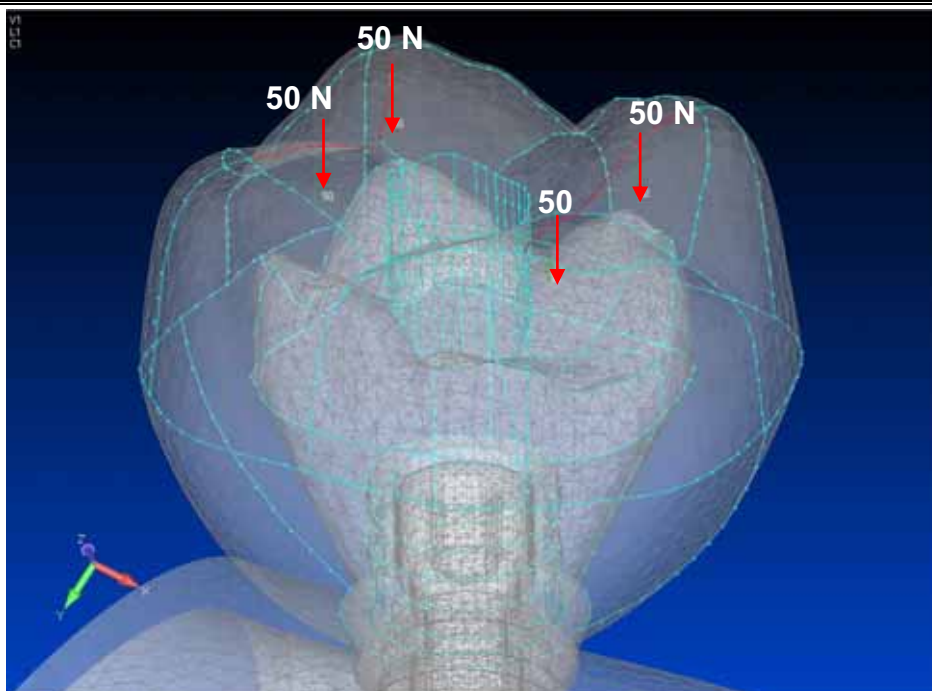
Configuradas as condições de contorno foi necessário configurar as condições da análise a ser realizada. Por se tratar de uma estrutura complexa, algumas análises preliminares foram necessárias para determinar a natureza do comportamento mecânico do conjunto; após o que se concluiu que havia possibilidade de utilizar análise do tipo linear. Finalizada as configurações da análise foi executado o núcleo de solução NEiNastran<sup>®</sup> 9.0, gerando os resultados.

## *Anexo A*

A análise foi executada em uma estação de trabalho (Sun Microsystems Inc., São Paulo, Brasil) com as seguintes características: Opteron 64, AMD duplo núcleo, 4 GB de memória RAM, 250GB de HD, usando o programa de elementos finitos NEi Nastran® 9.0. Os resultados foram visualizados por meio de mapas de tensão de von Mises para indicar os níveis e padrões da concentração de tensão.



**FIGURA 9** - Malha de elementos finitos. Aplicação de carga oblíqua



**FIGURA 10** - Malha de elementos finitos. Aplicação de carga axial

*Anexo A***Referências;**

---

1. Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J Dent Res.* 1987;66:1493-1498
2. Ciftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;3:275-280.
3. Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Junior JL. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2006;11:35-43.
4. Sertgoz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont.* 1997;10:19-27.
5. Soriano HL. Método de elementos finitos em análises estruturais. In: Soriano HL. São Paulo: Edusp; 2003.
6. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama H, Miyakama O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13:781-790.

# Anexo B



**Anexo B** – Normas da revista selecionada par a publicação do Capítulo 1.



**CLINICAL IMPLANT DENTISTRY**  
and Related Research

## **Clinical Implant Dentistry and Related Research**

**Edited by:**

William Becker and Lars Sennerby

**Print ISSN:** 1523-0899

**Online ISSN:** 1708-8208

**Frequency:** Quarterly

**Current Volume:** 12 / 2010

**ISI Journal Citation Reports® Ranking:** 2009: Dentistry, Oral Surgery &

Medicine: 9 / 64

**Impact Factor:** 2.452

### **Top Permissions and Copyright Information**

**\*PLEASE NOTE:** If the links highlighted here do not take you to those web sites, please copy and paste address in your browser.

#### **Permission to reproduce Wiley journal Content:**

Effective immediately, requests to reproduce material from John Wiley & Sons journal content are being handled through the Rightslink® online service. Wiley no longer accepts requests or forms for Wiley journal content sent via email, fax or mail.

#### **Simply follow the steps below to obtain permission via the Rightslink® system:**

- Locate the article you wish to reproduce on Wiley InterScience ([www.interscience.wiley.com](http://www.interscience.wiley.com))

## *Anexo B*

---

- Navigate to the abstract page.
- Click on the 'Request Permissions' link, just below the journal image (Please see example screen shot below)
- Follow the online instructions and select your requirements from the drop down options and click on 'quick price' to get a quote
- Create a RightsLink® account to complete your transaction (and pay, where applicable)
- Read and accept our Terms & Conditions and Download your license
- For any technical queries please contact [customercare@copyright.com](mailto:customercare@copyright.com)
- For further information and to view a Rightslink® demo please visit [www.wiley.com](http://www.wiley.com) and select Rights& Permissions.

**AUTHORS** - If you wish to reuse your own article (or an amended version of it) in a new publication of which you are the author, editor or co-editor, prior permission is not required (with the usual acknowledgements). However, a formal grant of license can be downloaded free of charge from Rightslink if required.

### **Photocopying**

Teaching institutions with a current paid subscription to the journal may make multiple copies for teaching purposes without charge, provided such copies are not resold or copied. In all other cases, permission should be obtained from a reproduction rights organisation (see below) or directly from Rightslink®.

### **Copyright Licensing Agency**

Institutions based in the UK with a valid photocopying and/or digital license with the Copyright Licensing Agency may copy excerpts from Wiley and Wiley Blackwell books and journals under the terms of their license. For further information go to [CLA](http://CLA).

### **Copyright Clearance Center**

Institutions based in the US with a valid photocopying and/or digital license with the Copyright Clearance Center may copy excerpts from Wiley and Wiley Blackwell books and journals under the terms of their license, please go to [CCC](http://CCC).

**Other Territories:** Please contact your local reproduction rights organisation.

For further information please visit [www.wiley.com](http://www.wiley.com) and select Rights& Permissions.

**Please continue to contact John Wiley & Sons directly for the following:**

- Permission to use material from a Wiley book
- Wiley or Wiley-Blackwell journal articles that do not contain the Rightslink "Request Permissions" link

*Anexo B*

---

- Wiley or Wiley-Blackwell journal articles that are not available on Wiley InterScience

Please be sure to include the following information:

- The title, author(s) and page extent of the article you wish to republish, or, in the case where you do not wish to reproduce the whole article, details of which section(s), with a word count where relevant.
- The journal title, volume/issue number and year of publication in which the article appeared, and the page numbers of the article.
- The title, editor(s)/author(s), price, print run, publication date and publisher of the publication in which you wish to reprint the Journal material.
- If the material is being edited or amended in any way, a copy of the final material as it will appear in your publication.
- Contact details for yourself, including a postal address.

At present, the response time for permission requests processed outside of Rightslink is around 20 working days. We are continuing to make every effort to improve our response times.

Permissions Department

John Wiley & Sons Ltd.

The Atrium, Southern Gate, Chichester

West Sussex, PO19 8SQ

Email: [PermissionsUK@wiley.com](mailto:PermissionsUK@wiley.com)

Fax: +44 (0) 1243 770620

or

Permissions Department

John Wiley & Sons Inc.

111 River Street MS 4-02

Hoboken, NJ07030-5774

Email: [PermissionsUS@wiley.com](mailto:PermissionsUS@wiley.com)

Fax: (201) 748-6008

---

## 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 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

## *Anexo B*

---

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, 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.

## *Anexo B*

---

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 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.

# Anexo C



**Anexo C** – Normas da revista selecionada par a publicação do Capítulo 2.



**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 re-view 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.

•**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

## *Anexo C*

---

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.

•**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, 1985:117–128.

**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.

**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 D



---

**ANEXO D – Referências Bibliográficas da Introdução Geral****Referências**

1. Adell R. Long-term treatment results. In Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T eds: Tissue-integrated prostheses. Chicago: Quintessence; 1985. p. 175.
2. Bidez MW, Misch CE. Clinical biomechanics in implant dentistry. In: Misch CE. Contemporary implant dentistry. 3 ed. St. Louis: Mosby, 2008. p. 543-555.
3. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. Clin Oral Implant Res 2007;18:707-714.
4. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. Clin Oral Implants Res. 2004 Apr;15(2):249-57.
5. Cehreli M, Sahin S, Akça K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. J Dent 2004; 32:123-132.
6. Ciftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:571-582.
7. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review literature. J Prosthet Dent 2001; 85: 585-598.

8. Keltjens HM, Kayser AF, Hertel R, Battistuzzi PG. Distal extension removable partial dentures supported by implants and residual teeth: considerations and case reports. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:208-213.
9. Lekholm U, van Steenberhe D, Hermann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J, et al.. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 627-635.
10. Levine RA, Clem III DS, Wilson TG, Higginbottom F, Saunders SL. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: preliminary results at 6 or more months of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:237-242.
11. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant–abutment connections: a short Communications. *J Oral Rehabil* 2006;33:75-78.
12. Misch CE, Bidez MW. Implant protected occlusion, a biomechanical rationale. *Compendium* 1994;15:1330,1332;1334.
13. Misch CE, Goodacre CJ, Finley JM, Misch CM, Marinbach M, Dabrowsky T et al. Consensus conference panel report: crown-height space guidelines for implant dentistry-part 2. *Implant Dent* 2006;15:113-121.
14. Misch CE. Goodacre CJ, Finley JM, Misch CM, Marinbach M, Dabrowsky T, et al. Consensus Conference Panel Report: Crown-height space guidelines for implant dentistry-part 1. *Implant Dent* 2005;14:312-318.
15. Misch CE. Short dental implants: a literature review and rationale for Use. *Dent today* 2005; 24:64-6,68.

16. Moberg LE, Köndell PA, Sagulin GB, Bolin A, Heimdahl A, Gynther GW. Brånemark System and ITI Dental Implant System for treatment of mandibular edentulism: a comparative randomized study: 3-year follow-up. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:450-461.
17. Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ. Short implants--an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:86-93.
18. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996;76:633-640.
19. Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Noritomi PY. A visão biomecânica dos implantes de encaixe externo e interno. In: Carvalho PSP, coord. *Osseointegração: visão contemporânea da implantodontia*. São Paulo: Quintessence; 2009. p.165-184.
20. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:625-642.
21. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Force and moments on Branemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4: 241-247.
22. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-848.
23. Sreekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res* 2010;21:425-432.

24. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:781-790.
25. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1993;13:409-431.
26. Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:231-237.

# Anexo E



## **Implante**

Na aplicação das cargas axial e oblíqua (Figura 1 e 2), as mais altas tensões concentraram-se principalmente na plataforma do implante até a primeira rosca para os seis modelos observados, estendendo-se em menor intensidade até a sétima rosca (11.25 – 24.38 MPa). O padrão de distribuição de tensões não foi semelhante para as duas aplicações de carga.

Os modelos com coroas mais longas (B e C) apresentaram discreto aumento de concentração de tensões (Figuras 1), para o carregamento axial (1.75 – 30 MPa). Observa-se ainda baixa concentração de tensões no terço apical para os três modelos.

No carregamento oblíquo foi bem maior a concentração de tensões para todos os modelos, no sentido de aplicação da carga (100N), com ênfase para as regiões como: plataforma do implante, na faixa de 250 MPa; região de primeira e quarta rosca do implante, na faixa de 109.4 - 250 MPa; segundo passo de rosca do parafuso da prótese na faixa de 109.4 - 250 MPa. No terço apical, foi observado baixo nível de tensões para todos os modelos analisados. (15.63 MPa)

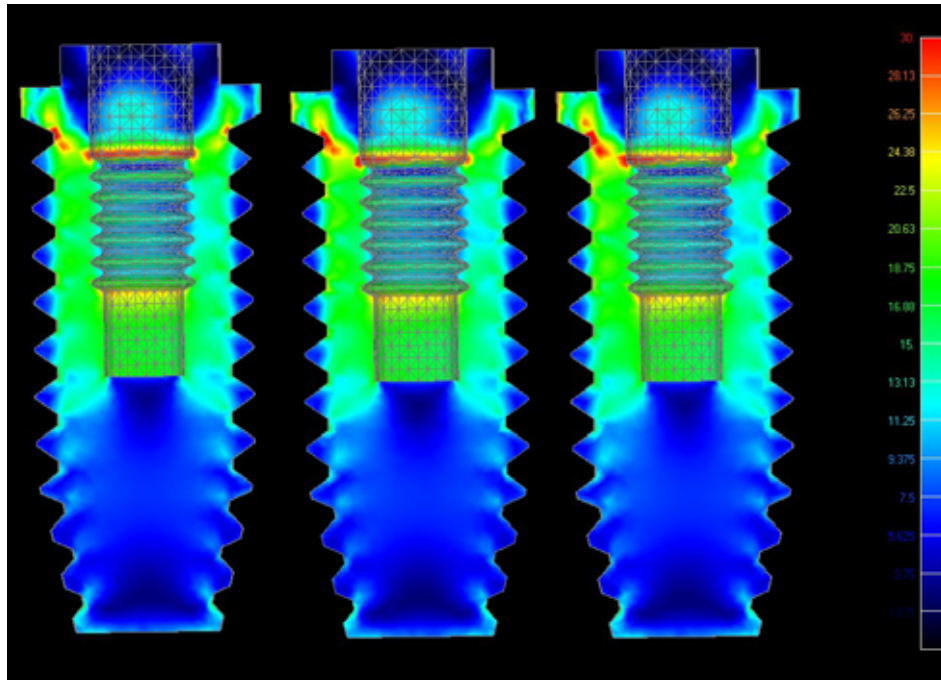


Figura 1– Corte Implante - (Axial) – Coroa 10, 12.5 e 15 mm/Hexágono Externo

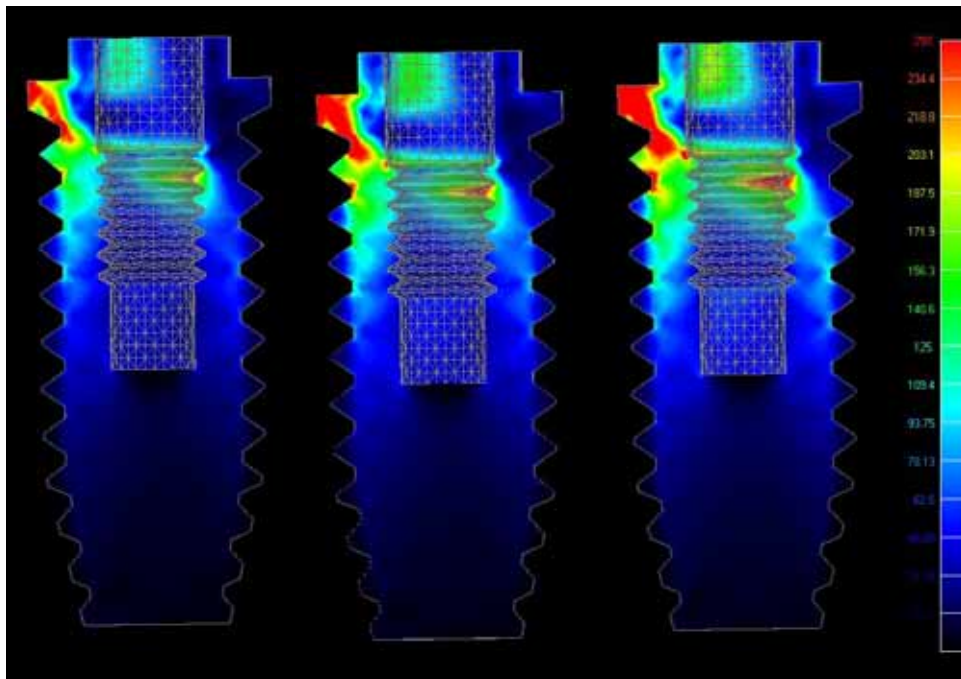


Figura 2 – Corte Implante - (Obliquo) – Coroa 10, 12.5 e 15 mm/Hexágono Externo



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"  
Campus de Araçatuba

Rua José Bonifácio, 1193 - Fone: (18) 3636-3237 - Araçatuba - SP

