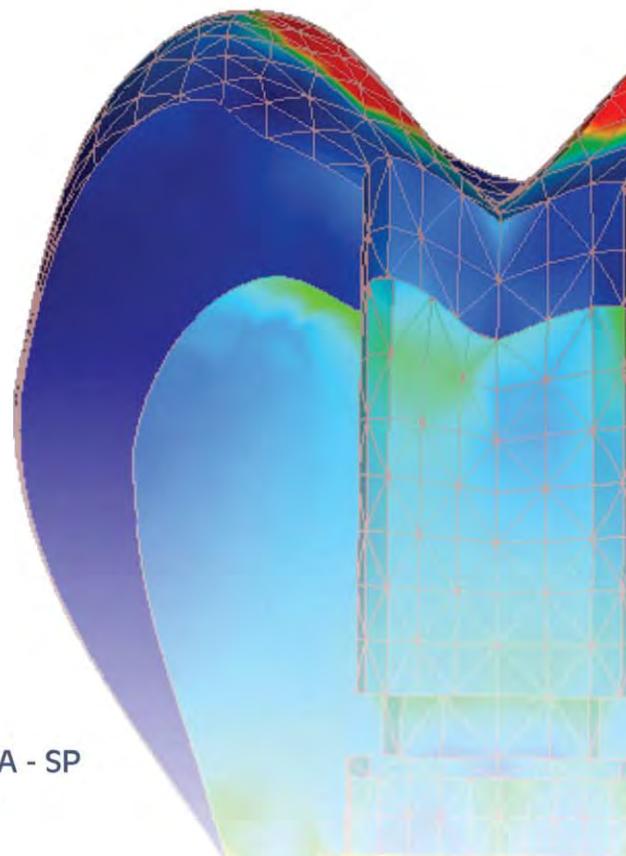


**Joel Ferreira Santiago Junior**

**Avaliação da influência de diferentes materiais oclusais na  
confeção de próteses fixas implantossuportadas unitárias com  
diferentes diâmetros dos implantes osseointegrados.  
Estudo pelo método dos elementos finitos  
tridimensionais**



ARAÇATUBA - SP  
2010

# **Joel Ferreira Santiago Junior**

## **Avaliação da influência de diferentes materiais oclusais na confecção de próteses fixas implantossuportadas unitárias com diferentes diâmetros dos implantes osseointegrados. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais**

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

Orientador: Prof. Adj. Eduardo Piza Pellizzer

Co-Orientador: Prof. Ass. Dr. Fellippo Ramos Verri

ARAÇATUBA – SP

2010

Catálogo na Publicação (CIP)

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

S235a

Santiago Junior, Joel Ferreira.

Avaliação da influência de diferentes materiais oclusais na confecção de próteses fixas implantossuportadas unitárias com diferentes diâmetros dos implantes osseointegrados. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais / Joel Ferreira Santiago Junior. - Araçatuba: [s.n.], 2010

187 f. : il. ; tab. + 1 CD-ROM

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, Araçatuba, 2010

Orientador: Prof. Adj. Eduardo Piza Pellizzer

Co-orientador: Prof. Ass. Dr. Fellippo Ramos Verri

1. Implante dentário 2. Prótese dentária fixada por implante  
3. Biomecânica

Black D3

CDD 617.69

## *Dados Curriculares*

### **Joel Ferreira Santiago Junior**

Nascimento	30/11/1985, Piraju/SP
Filiação	Joel Ferreira Santiago Ester de Campos Santiago
2004/2007	Graduação em Odontologia Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo
2008/2010	Obtenção dos créditos referentes ao Curso de Pós - Graduação em Odontologia, área de Implantodontia, em nível de Mestrado - Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP.

# *Deus*

Por uma etapa concluída...

Sonho concretizado...

Pelos desafios...

Pelos pais que ensinaram a conquistar oportunidades...

Meu irmão...

Família.

*Aos meus pais*

Ao meu pai, **Joel Ferreira Santiago**, pelo carinho, pelo apoio, pelas oportunidades e, principalmente, pelos princípios de trabalho, esforço e dignidade.

A minha mãe, **Ester de Campos Santiago**, pelo caráter, por direcionar-me, mostrar-me o caminho espiritual, pela humildade, por todo apoio, sempre.

Pais que não tiveram oportunidades, ensinaram-me o caminho para conquistá-las.

*Dedico esta Dissertação*

*Agradecimentos Especiais*



## *Orientador*

Ao meu orientador, Prof. Adj. **Eduardo Piza Pellizzer**, agradeço pelo direcionamento ensinando-me uma linha de pesquisa, por encaminhar minha formação e pela oportunidade de desenvolver este trabalho.

Seu apoio irrestrito tem permitido meu crescimento profissional e pessoal.

Muito obrigado por acreditar em mim e pelas múltiplas lições de respeito, ética, competência, dedicação, caráter.

## *Co-orientador*

Ao meu co-orientador, Prof. Ass. Dr. **Fellippo Ramos Verri**, agradeço pela amizade, por todo apoio sempre. Agradeço pelos conselhos, pela oportunidade de poder aprender. Expresso sincera admiração.

*"O grande líder é aquele que está disposto a desenvolver as pessoas até o ponto em que elas eventualmente o ultrapassem em seu conhecimento e habilidade."*

*(Fred A. Manske)*

## *Meu Irmão,*

Agradeço ao meu irmão, **Eliel de Campos Santiago**, e sua esposa, **Maria Ângela de Oliveira Santiago**, pelo carinho e apoio, em todos os momentos.

Meu irmão, por incentivar, por acreditar, por aconselhar. Por ensinar a busca pelo conhecimento, o desejo de superação, a persistência.

Por mostrar o valor do caminho espiritual (...) sem seu apoio, mesmo que distante, não teria sido possível. Sem seu direcionamento espiritual e o incentivo constante para os estudos, desde a infância, não teria concluído esta etapa tão importante para mim.

Somente a graduação pública já era um sonho, a pós-graduação em uma instituição de respeito, e distinta na área de Implantodontia passava além de minhas expectativas, distante da minha realidade (...) anseios (...). Esta conquista tem um brinde muito especial; depois de tantas dificuldades, espero poder retribuir o apoio!

## *Agradecimentos Especiais*

---

A **Isabella de Campos de Oliveira Santiago**, o que dizer desta sobrinha muito maravilhosa? Deus irá abençoá-la muito! Com certeza irei comemorar muitas de suas conquistas!

A **Isadora de Campos de Oliveira Santiago** também muito especial para mim. Tenho certeza de que um futuro brilhante a aguarda!

Ao tio **Elias Ferreira Santiago** pela demonstração de coragem, força e caráter, pela indicação dos caminhos do conhecimento, por ser um pilar espiritual na família.

Aos primos **Tales Verdum Santiago** e **Yara Verdum Santiago** apesar dos poucos momentos, admiro muito vocês, tenho certeza de que conquistarão todos os teus sonhos.

Aos meus tios **Paulo Ferreira Santiago, Eliseu, Orlando, Alexandre, Urias e Daniel**, minhas tias **Edna, Sara, Abigail e Isabel** meus agradecimentos pela estima e consideração.

A tia **Dina** agradeço o carinho, admiro-te muito, vossa dedicação, esforço, a capacidade para transformar e conquistar.

A minha prima **Michele** sou grato por todo apoio, amizade pelos momentos tão bons compartilhados, tenho certeza de que, em seus caminhos, muitas oportunidades surgirão. Eu agradeço muito pelos momentos em que estive ao lado de meus pais, durante esta etapa.

Aos meus tios **Alcides, Jamil, Jobe**, minhas tias **Rute, Derci, Maria, Neli, Helena, Shirley** serei eternamente grato pelo carinho e apoio recebido.

## *Agradecimentos Especiais*

---

Aos primos **Elizeu, Elisângela, Herbert, Débora, Lucas, Kléber, Richardson, Franciele, Paulo** pelas orações e sempre demonstração contínuas de confiança.

## *Mestres Pós-Graduação,*

Meus agradecimentos especiais para o Prof. Adj. **Marcelo Coelho Goiato**, Chefe de Departamento, pelo carinho e amizade desde o início em que cheguei à FOA-UNESP, pelas oportunidades e pelo exemplo, como pesquisador.

Meus agradecimentos especiais para o Prof. Titular **Humberto Gennari Filho**, pelo exemplo de professor, educador, orientador. Meus sinceros agradecimentos pelos conselhos, sempre.

Meus agradecimentos especiais para o Prof. Dr. **Paulo Renato Junqueira Zuim**, pela oportunidade de poder aprender, conselhos e oportunidades.

Meus agradecimentos especiais para o Prof.Dr. **Stefan Fiuza de Carvalho Dekon**, pela amizade, desde o início, pelos ensinamentos preciosos em Implantodontia.

Meus agradecimentos especiais para a Professora Dr<sup>a</sup>. **Maria Cristina Rosifini Alves Rezende** por todas as oportunidades, pela amizade sincera, pelos inúmeros conselhos, pelo apoio constante.

Meus agradecimentos especiais para o Professor Dr. **José Vitor Quinelli Mazaro** e Professora Dr<sup>a</sup>. **Daniela Micheline dos Santos** pelas oportunidades, pela amizade sincera.

## *Agradecimentos Especiais*

---

Meus agradecimentos especiais para o Prof.tit. **Michel Saad Neto** pelos conselhos, pelo carinho, pela amizade, pela oportunidade de poder aprender sempre um pouco mais espiritual, científica e clinicamente.

Meus agradecimentos especiais para o Prof.titular **Paulo Sérgio Perri de Carvalho**, um professor que dispensa comentários sobre o perfil acadêmico, científico e clínico. Agradeço pela formação dentro da FOB-USP e, aqui na FOA – UNESP, por todas as oportunidades, conselhos, possibilidades de crescimento pessoal.

Meus agradecimentos especiais para o Prof. Dr. **Alcides Gonini Júnior**, pela prontidão na aceitação deste convite e, pelo enriquecimento do mesmo.

Meus agradecimentos especiais ao Prof. Dr. **Estevão Tomomitsu Kimpara** e Professora Dr<sup>a</sup>. **Paula Carolina de Paiva Komori** e, pelo enriquecimento do mesmo.

Meus agradecimentos especiais para a Professora Dr<sup>a</sup>. **Alessandra Marcondes Aranega**, Chefe de departamento Clínica Integrada e Cirurgia, por todo apoio, perspectivas acadêmicas e conselhos.

Meus agradecimentos especiais para o Prof.Dr. **Idelmo Rangel Garcia- Jr** e **Prof. Dr. Osvaldo Magro Filho** pela boa vontade que conduziram minha formação neste curso de Mestrado, muito obrigado pela compreensão em todos os momentos de dificuldade.

Meus agradecimentos especiais para o Prof.Dr. **Wilson Roberto Pói** pelo apoio em cada momento deste curso.

## *Mestres -Graduação,*

Meus agradecimentos especiais para o Prof. Dr. **Carlos Ferreira dos Santos** pela oportunidade concedida de pertencer a uma família muito importante (PET-FOB). O crescimento que o PET (Programa de Ensino Tutorial 2005-2007) proporcionou foi muito importante para mim. Agradeço pelo exemplo de ética, caráter, determinação. Um exemplo a ser seguido por nós ex-petianos.

Meus agradecimentos especiais a Prof<sup>a</sup>.Dr<sup>a</sup>. **Maria Lúcia Rubo de Rezende**, orientadora de monografia; ``Sucesso em Longo prazo de Implantes osseointegrados em maxilas fissuradas - 2007``, pelo desenvolvimento de uma paixão; Implantodontia. Meus sinceros agradecimentos.

Meus agradecimentos especiais ao Prof. Dr. **Renato de Freitas** pela oportunidade de aprender em sua clínica durante a graduação.

Meus agradecimentos especiais para o Professor Dr. **Paulo Afonso Silveira Francisconi** pela amizade, por todo apoio durante a graduação, pelo exemplo de simplicidade e boa vontade.

Meus agradecimentos especiais para a **Professora Tit. Marília Afonso Rabelo Buzalaf** pela oportunidade de iniciação no caminho das pesquisas.

## *Agradecimentos Especiais*

---

### *Amigos,*

Meus agradecimentos especiais para **Andressa Sharllene Carneiro da Silva** por ser uma pessoa muito especial para mim. Por todo carinho com que me brindou nos últimos anos. Minha sincera admiração, meu muito obrigado!

Meus agradecimentos especiais para minha amiga **Mariane Miyashiro** por todos os momentos de incentivo. Seu apoio constante sempre foi imprescindível para mim.

Meus agradecimentos especiais para **Vitor Faria Munhoz, Éder P. Razabone**, Mestranda **Carolina Ortigosa Cunha**, Mestranda **Bruna Stucchi Centurion**, **Hugo Alberto Vidotti**, **Agnes Assao**, **Maria Fernanda**, **Marcelo Lupion Poleti** pela amizade desde graduação.

Meus agradecimentos especiais para os amigos de infância **Bruno Spadim Gervázio**, **Marco Antônio**, **Rafael Sanches** e **Diego**, pela amizade e convivência durante vários anos.

Meus agradecimentos especiais à Mestranda **Ellen Cristina Gaetti-Jardim** pela amizade, pelos momentos, conselhos.

Meus agradecimentos especiais à Mestranda **Pâmela Letícia dos Santos** por todo apoio, sempre.

Meus agradecimentos especiais para o mestrando **Bruno Machado de Carvalho** pelos ensinamentos e amizade.

Meus agradecimentos especiais ao Mestrando **Daniel Augusto de Faria Almeida**, pela convivência harmoniosa e amizade.

## *Agradecimentos Especiais*

---

Meus agradecimentos especiais à Doutoranda **Rosse Mary Fálcon Antenucci**, pelo carinho, pelo apoio.

Meus agradecimentos especiais à Doutoranda **Sandra Lúcia Danta de Moraes**, uma pessoa maravilhosa, a quem devo tanto apreço e apoio.

Meus agradecimentos especiais à secretária do Departamento de Cirurgia e Clínica Integrada, **Cleide Lemes da Silva**, pelo apoio constante, pela amizade sincera.

*Agradecimientos*



## *Agradecimentos*

---

Agradeço à Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, na pessoa do Diretor, Prof. Dr. **Pedro Felício Bernabé Estrada** pela oportunidade em realizar o Mestrado em Implantodontia.

Agradeço à Faculdade de Odontologia de Bauru – USP, na pessoa do Diretor, Prof. Dr. **Luiz Fernando Pegoraro** pela oportunidade de formar-me Cirurgião Dentista.

Aos professores que ministraram disciplinas na pós-graduação, departamento de **Prótese Dentária e Cirurgia e Clínica Integrada**, pela amizade e conhecimento.

Aos funcionários da Pós Graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba- UNESP, representados aqui por **Diogo Luís Reatto**, por toda atenção sempre!

Aos funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, aqui representados pela **Ana Cláudia Martins Grieger Manzatti**, por toda atenção e consideração!

Aos técnicos de laboratório do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, **Jander de Carvalho Inácio, Ana Marcelina, Eduardo Rodrigues, Sergio Augusto**, a secretária **Maria Lucia Bordan**, e ao secretário **Washington** pela amizade e boa convivência!

Aos funcionários do Departamento de Cirurgia e Clínica Integrada – FOA/UNESP: **Odair, Tina, Dirce, Gilmar, Bernadete, Eliseide, Meire, Maria, Katsuko, João** pelo carinho e amizade, sempre!

## *Agradecimentos*

---

À meus colegas de pós-graduação **Marcelo S. Abla, Carlos Alberto Fugiwara, Ellen Ramon Esper, Roberto M Hayacibara** pela convivência agradável e pelos ensinamentos. Meu muito obrigado.

À meus colegas de pós graduação **Amália Moreno, Thais, Aldiéris, Marcela, Liziane, Douglas, Paula, Bianca Tonella, Renato Ferraço**, pela amizade sincera, apoio sempre!

À meus colegas de pós graduação **Igor, Lamis, Rodolfo, Abrahão, Fernando, Heloísa, Jônatas, Pedro, Leonardo, Gabriel, Elisa, Cassiano, Walter, Franscilei, Jéssica e Talita** agradeço pela convivência harmoniosa sempre, pelas palavras de apoio!

Ao Prof Dr. **Jorge Vicente Lopes da Silva** e Prof. Dr. **Pedro Yoshito Noritomi**, do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer que atuaram no desenvolvimento da parte experimental deste trabalho. Meu muito obrigado.

À **FAPESP - Processo 2008/02040-1** pelo financiamento desta pesquisa e pelo apoio financeiro no caráter de bolsa de Mestrado.

À **Conexão Sistemas de Prótese Ltda.**, pelo apoio no desenvolvimento deste projeto.

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

*Epigrafe*



*Pedras no Caminho*

*Posso ter defeitos, viver ansioso e ficar irritado algumas vezes,  
Mas não esqueço de que minha vida  
É a maior empresa do mundo...  
E que posso evitar que ela vá à falência.  
Ser feliz é reconhecer que vale a pena viver  
Apesar de todos os desafios, incompreensões e períodos de crise.  
Ser feliz é deixar de ser vítima dos problemas e  
Se tornar um autor da própria história...  
É atravessar desertos fora de si, mas ser capaz de encontrar  
Um oásis no recôndito da sua alma...  
É agradecer a Deus a cada manhã pelo milagre da vida.  
Ser feliz é não ter medo dos próprios sentimentos.  
É saber falar de si mesmo.  
É ter coragem para ouvir um “Não”!!!  
É ter segurança para receber uma crítica,  
Mesmo que injusta...  
  
Pedras no caminho?  
Guardo todas, um dia vou construir um castelo*

*(autor desconhecido)*

*Realizando coisas justas, tornamo-nos justos, realizando coisas moderadas, tornamo-nos moderados, fazendo coisas corajosas, tornamo-nos corajosos.*

**Aristóteles**

*Resumo Geral*



## *Resumo Geral*

---

**Santiago-Junior, JF.** Avaliação da influência de diferentes materiais oclusais na confecção de próteses fixas implantossuportadas unitárias com diferentes diâmetros dos implantes osseointegrados. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista; 2010.

## *Resumo Geral*

A literatura científica ainda é escassa em relação à influência de diferentes materiais na confecção de próteses fixas implantossuportadas unitárias em relação aos diferentes diâmetros dos implantes osseointegrados na distribuição das tensões; as suas manifestações e repercussões na prática clínica ainda não estão totalmente esclarecidas, sendo a fundamentação científica indispensável. Assim, o objetivo desta dissertação foi avaliar a influência do material de revestimento oclusal na confecção de prótese fixa implantossuportada unitária com diferentes diâmetros de implantes osseointegrados. Para o estudo foram elaborados 08 modelos, representando cada qual uma secção de osso mandibular (osso esponjoso e cortical), com a presença apenas de um implante (Conexão Master Screw, Sistemas de Próteses, São Paulo, Brasil) do tipo hexágono externo de 3.75 mm x 10 mm (4 modelos) e de 5.00 mm x 10 mm (4 modelos) com coroas de porcelana feldspática, ou de resina acrílica, ou de resina composta ou coroa liga de NiCr. Para confecção dos modelos foram utilizados os programas de desenho assistido: Rhinoceros® 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA) e SolidWorks® 2006 (SolidWorks Corp, Massachusetts, USA). Os desenhos tridimensionais foram exportados para o

## *Resumo Geral*

---

programa de elementos finitos NEI Nastran® 9.0 (Noran Engineering, Inc, EUA), para geração da malha, aplicação da carga e análise. Os resultados foram visualizados através dos mapas de tensão von Mises de cada modelo proposto, a fim de avaliar as variações individuais da distribuição das tensões no implante e na coroa; no osso os resultados foram visualizados através dos mapas de tensão máxima principal. Na carga axial (200 N), o osso cortical não mostrou grandes diferenças entre todos os modelos e o osso trabecular sofreu um aumento das tensões por tração, com a diminuição do diâmetro do implante. Para cargas não-axiais (100 N), o osso cortical sofreu aumento significativo das tensões por tração no sentido de aplicação da carga, quando se diminuiu o diâmetro do implante. O osso trabecular mostrou essa mesma tendência, embora mais discreta. Concluiu-se que não houve diferenças no tecido ósseo pela variação do material oclusal; o material de cobertura oclusal não interfere na distribuição de tensões nos tecidos de suporte da prótese implantossuportada unitária. O uso de implantes de largo diâmetro auxiliam na transmissão das cargas oclusais para o tecido ósseo, diminuindo principalmente as tensões sob aplicação de cargas não-axiais.

**Palavras-chave:** Implante dentário. Prótese dentária fixada por implante.

Biomecânica.

## *Abstract*

---

**Santiago-Junior, JF.** Evaluation of the influence of different materials occlusal in the making of fixed prostheses implant-supported unitary with different diameters of the implants osseointegrated. A three-dimensional Finite Element Analysis [dissertation]. Araçatuba: UNESP - São Paulo State University; 2010.

## *Abstract*

The scientific literature is still scarce about the influence of different veneering materials used in fabricating superstructures for implant-retained fixed prostheses in relation to different implant diameters on stress distribution, and the manifestations and implications in clinical practice were not clarified. The aim of this dissertation was to evaluate the influence of occlusal material for single implant-supported fixed prostheses with different implant diameters. For this study were simulated 8 models, representing a section of the mandibular bone (trabecular and cortical bone) with a single external hexagonal implant (Master Screw, Conexão Sistema de Prótese Ltda., Sao Paulo, Brazil) of 3.75 x 10 mm (4 models) and 5.00 mm x10 mm (4 models) with a crown with different occlusal materials: feldspathic porcelain crowns, or acrylic resin or composite resin crown or NiCr alloy. The models were designed using computer-aided design softwares : Rhinoceros® 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, USA) and SolidWorks® 2006 (SolidWorks Corp., Massachusetts, USA). The three-dimensional designs were exported to the finite element program NEI Nastran® 9.0 (Noran Engineering, Inc, USA) for mesh generation, load application and analysis. The results were visualized through von Mises stress maps of each model, to assess individual variations of the stress distribution on the implant and crown; bone results

## *Abstract*

---

were visualized through maps of maximum principal stress. In axial loading (200 N), cortical bone showed no significant differences in all models, on the trabecular bone the tensile stress increased, with regular implant diameter. For non-axial loads (100 N), the cortical bone, the tensile stress increased significantly on the side common the load application, when it reduced the implant diameter; in the trabecular bone showed seemed stress patterns, although more discreetly. It was concluded that there was no difference in bone tissue by different occlusal material, the veneering material does not interfere with the stress distributions on supporting structures of the implant-supported prostheses. The wide diameter implants relieve in the transferred of occlusal loads on the bone, mainly by reducing the stress on non-axial loads.

**Key words:** Dental Implantation. Dental Prosthesis, Implant-Supported. Biomechanics.

*Listas e Sumário*



## *Lista de Figuras*

### *Capítulo 1*

<b>Figura 1-</b>	Corte Mapa Geral (Axial) – Coroa NiCr/Impl-5.00	<b>54</b>
<b>Figura 2 -</b>	Corte Mapa Geral (Axial) – Coroa Porc/Impl-5.00	<b>54</b>
<b>Figura 3 -</b>	Corte Mapa Geral (Axial) – Coroa RC/Impl-5.00	<b>55</b>
<b>Figura 4 -</b>	Corte Mapa Geral (Axial) – Coroa RA/Impl-5.00	<b>55</b>
<b>Figura 5 -</b>	Corte Mapa Geral (Oblíq) – Coroa NiCr/Impl-5.00	<b>56</b>
<b>Figura 6 -</b>	Corte Mapa Geral (Oblíq) – Coroa Porc/Impl-5.00	<b>56</b>
<b>Figura 7 -</b>	Corte Mapa Geral (Oblíq) – Coroa RC/Impl-5.00	<b>57</b>
<b>Figura 8 -</b>	Corte Mapa Geral (Oblíq) – Coroa RA/Impl-5.00	<b>57</b>
<b>Figura 9 -</b>	Corte Coroa (Axial) – Coroa NiCr/Impl-5.00	<b>59</b>
<b>Figura 10-</b>	Corte Coroa (Axial) – Coroa Porc/Impl-5.00	<b>59</b>
<b>Figura 11 -</b>	Corte Coroa (Axial) – Coroa RC/Impl-5.00	<b>60</b>
<b>Figura 12 -</b>	Corte Coroa (Axial) – Coroa RA/Impl-5.00	<b>60</b>
<b>Figura 13 -</b>	Corte Coroa (Oblíq) – Coroa NiCr/Impl-5.00	<b>61</b>
<b>Figura 14 -</b>	Corte Coroa (Oblíq) – Coroa Porc/Impl-5.00	<b>61</b>
<b>Figura 15 -</b>	Corte Coroa (Oblíq) – Coroa RC/Impl-5.00	<b>62</b>
<b>Figura 16 -</b>	Corte Coroa (Oblíq) – Coroa RA/Impl-5.00	<b>62</b>
<b>Figura 17 -</b>	Osso Cort Sup (Axial) – Coroa NiCr/Impl-5.00	<b>64</b>
<b>Figura 18 -</b>	Osso Cort Sup (Axial) – Coroa Porc/Impl-5.00	<b>64</b>
<b>Figura 19 -</b>	Osso Cort Sup (Axial) – Coroa RC/Impl-5.00	<b>65</b>
<b>Figura 20 -</b>	Osso Cort Sup (Axial) – Coroa RA/Impl-5.00	<b>65</b>
<b>Figura 21 -</b>	Osso Cort Inf (Axial) – Coroa NiCr/Impl-5.00	<b>66</b>

## *Listas de figuras*

---

<b>Figura 22 -</b>	Osso Cort Inf (Axial) – Coroa Porc/Impl-5.00	<b>66</b>
<b>Figura 23 -</b>	Osso Cort Inf (Axial) – Coroa RC/Impl-5.00	<b>67</b>
<b>Figura 24 -</b>	Osso Cort Inf (Axial) – Coroa RA/Impl-5.00	<b>67</b>
<b>Figura 25 -</b>	Osso Cort Sup (Oblíq) – Coroa NiCr/Impl-5.00	<b>68</b>
<b>Figura 26 -</b>	Osso Cort Sup (Oblíq) – Coroa Porc/Impl-5.00	<b>68</b>
<b>Figura 27 -</b>	Osso Cort Sup (Oblíq) – Coroa RC/Impl-5.00	<b>69</b>
<b>Figura 28 -</b>	Osso Cort Sup (Oblíq) – Coroa RA/Impl-5.00	<b>69</b>
<b>Figura 29 -</b>	Osso Cort Inf (Oblíq) – Coroa NiCr/Impl-5.00	<b>70</b>
<b>Figura 30 -</b>	Osso Cort Inf (Oblíq) – Coroa Porc/Impl-5.00	<b>70</b>
<b>Figura 31 -</b>	Osso Cort Inf (Oblíq) – Coroa RC/Impl-5.00	<b>71</b>
<b>Figura 32 -</b>	Osso Cort Inf (Oblíq) – Coroa RA/Impl-5.00	<b>71</b>
<b>Figura 33 -</b>	Osso trabecular (Axial) – Coroa NiCr/Impl-5.00	<b>73</b>
<b>Figura 34 -</b>	Osso trabecular (Axial) – Coroa Porc/Impl-5.00	<b>73</b>
<b>Figura 35 -</b>	Osso trabecular (Axial) – Coroa RC/Impl-5.00	<b>74</b>
<b>Figura 36 -</b>	Osso trabecular (Axial) – Coroa RA/Impl-5.00	<b>74</b>
<b>Figura 37 -</b>	Osso trabecular (Oblíq) – Coroa NiCr/Impl-5.00	<b>75</b>
<b>Figura 38 -</b>	Osso trabecular (Oblíq) – Coroa Porc/Impl-5.00	<b>75</b>
<b>Figura 39 -</b>	Osso trabecular (Oblíq) – Coroa RC/Impl-5.00	<b>76</b>
<b>Figura 40 -</b>	Osso trabecular (Oblíq) – Coroa RA/Impl-5.00	<b>76</b>

*Capítulo 2*

<b>Figura 1 -</b>	Osso Cort Sup (Axial) – Coroa NiCr/Impl-3.75	<b>102</b>
<b>Figura 2 -</b>	Osso Cort Sup (Axial) – Coroa Porc/Impl-3.75	<b>102</b>
<b>Figura 3 -</b>	Osso Cort Sup (Axial) – Coroa RC/Impl-3.75	<b>103</b>
<b>Figura 4 -</b>	Osso Cort Sup (Axial) – Coroa RA/Impl-3.75	<b>103</b>
<b>Figura 5 -</b>	Osso Cort Inf (Axial) – Coroa NiCr/Impl-3.75	<b>104</b>
<b>Figura 6 -</b>	Osso Cort Inf (Axial) – Coroa Porc/Impl-3.75	<b>104</b>
<b>Figura 7 -</b>	Osso Cort Inf (Axial) – Coroa RC/Impl-3.75	<b>105</b>
<b>Figura 8 -</b>	Osso Cort Inf (Axial) – Coroa RA/Impl-3.75	<b>105</b>
<b>Figura 9 -</b>	Osso Cort Sup (Axial) – Coroa NiCr/Impl-5.00	<b>106</b>
<b>Figura 10 -</b>	Osso Cort Sup (Axial) – Coroa Porc/Impl-5.00	<b>106</b>
<b>Figura 11 -</b>	Osso Cort Sup (Axial) – Coroa RC/Impl-5.00	<b>107</b>
<b>Figura 12 -</b>	Osso Cort Sup (Axial) – Coroa RA/Impl-5.00	<b>107</b>
<b>Figura 13 -</b>	Osso Cort Inf (Axial) – Coroa NiCr/Impl-5.00	<b>108</b>
<b>Figura 14 -</b>	Osso Cort Inf (Axial) – Coroa Porc/Impl-5.00	<b>108</b>
<b>Figura 15 -</b>	Osso Cort Inf (Axial) – Coroa RC/Impl-5.00	<b>109</b>
<b>Figura 16 -</b>	Osso Cort Inf (Axial) – Coroa RA/Impl-5.00	<b>109</b>
<b>Figura 17 -</b>	Osso Cort Sup (Oblíq) – Coroa NiCr/Impl-3.75	<b>112</b>
<b>Figura 18 -</b>	Osso Cort Sup (Oblíq) – Coroa Porc/Impl-3.75	<b>112</b>
<b>Figura 19 -</b>	Osso Cort Sup (Oblíq) – Coroa RC/Impl-3.75	<b>113</b>
<b>Figura 20 -</b>	Osso Cort Sup (Oblíq) – Coroa RA/Impl-3.75	<b>113</b>
<b>Figura 21 -</b>	Osso Cort Inf (Oblíq) – Coroa NiCr/Impl-3.75	<b>114</b>
<b>Figura 22 -</b>	Osso Cort Inf (Oblíq) – Coroa Porc/Impl-3.75	<b>114</b>
<b>Figura 23 -</b>	Osso Cort Inf (Oblíq) – Coroa RC/Impl-3.75	<b>115</b>

## *Listas de figuras*

---

<b>Figura 24 -</b>	Osso Cort Inf (Oblíq) – Coroa RA/Impl-3.75	<b>115</b>
<b>Figura 25 -</b>	Osso Cort Sup (Oblíq) – Coroa NiCr/Impl-5.00	<b>116</b>
<b>Figura 26 -</b>	Osso Cort Sup (Oblíq) – Coroa Porc/Impl-5.00	<b>116</b>
<b>Figura 27 -</b>	Osso Cort Sup (Oblíq) – Coroa RC/Impl-5.00	<b>117</b>
<b>Figura 28 -</b>	Osso Cort Sup (Oblíq) – Coroa RA/Impl-5.00	<b>117</b>
<b>Figura 29 -</b>	Osso Cort Inf (Oblíq) – Coroa NiCr/Impl-5.00	<b>118</b>
<b>Figura 30 -</b>	Osso Cort Inf (Oblíq) – Coroa Porc/Impl-5.00	<b>118</b>
<b>Figura 31 -</b>	Osso Cort Inf (Oblíq) – Coroa RC/Impl-5.00	<b>119</b>
<b>Figura 32 -</b>	Osso Cort Inf (Oblíq) – Coroa RA/Impl-5.00	<b>119</b>
<b>Figura 33 -</b>	Osso trabecular (Axial) – Coroa NiCr/Impl-3.75	<b>122</b>
<b>Figura 34 -</b>	Osso trabecular (Axial) – Coroa Porc/Impl-3.75	<b>122</b>
<b>Figura 35 -</b>	Osso trabecular (Axial) – Coroa RC/Impl-3.75	<b>123</b>
<b>Figura 36 -</b>	Osso trabecular (Axial) – Coroa RA/Impl-3.75	<b>123</b>
<b>Figura 37 -</b>	Osso trabecular (Axial) – Coroa NiCr/Impl-5.00	<b>124</b>
<b>Figura 38 -</b>	Osso trabecular (Axial) – Coroa Porc/Impl-5.00	<b>124</b>
<b>Figura 39 -</b>	Osso trabecular (Axial) – Coroa RC/Impl-5.00	<b>125</b>
<b>Figura 40 -</b>	Osso trabecular (Axial) – Coroa RA/Impl-5.00	<b>125</b>
<b>Figura 41 -</b>	Osso trabecular (Oblíq) – Coroa NiCr/Impl-3.75	<b>127</b>
<b>Figura 42 -</b>	Osso trabecular (Oblíq) – Coroa Porc/Impl-3.75	<b>127</b>
<b>Figura 43 -</b>	Osso trabecular (Oblíq) – Coroa RC/Impl-3.75	<b>128</b>
<b>Figura 44 -</b>	Osso trabecular (Oblíq) – Coroa RA/Impl-3.75	<b>128</b>
<b>Figura 45 -</b>	Osso trabecular (Oblíq) – Coroa NiCr/Impl-5.00	<b>129</b>
<b>Figura 46 -</b>	Osso trabecular (Oblíq) – Coroa Porc/Impl-5.00	<b>129</b>
<b>Figura 47 -</b>	Osso trabecular (Oblíq) – Coroa RC/Impl-5.00	<b>130</b>
<b>Figura 48 -</b>	Osso trabecular (Oblíq) – Coroa RA/Impl-5.00	<b>130</b>

## *Anexo A*

<b>Figura 1 -</b>	Posicionamento do dente artificial com ajuda do paralelômetro	<b>146</b>
<b>Figura 2 -</b>	Resina acrílica incolor (Ortoclass, Artigos Odontológicos Clássico.	<b>147</b>
<b>Figura 3 -</b>	Bloco de resina acrílica com dente artificial inserido	<b>147</b>
<b>Figura 4 -</b>	Coroa do dente artificial digitalizada	<b>148</b>
<b>Figura 5 -</b>	Coroa gerada no programa Rhinoceros 3D	<b>148</b>
<b>Figura 6 -</b>	Coroa finalizada com 10° de inclinação das cúspides	<b>149</b>
<b>Figura 7A -</b>	Vista oclusal da coroa parafusada	<b>151</b>
<b>Figura 7B -</b>	Imagem interna da coroa: Estrutura metálica (NiCr) e espessura da Porcelana	<b>151</b>
<b>Figura 8A -</b>	Implante e coroa conectados	<b>152</b>
<b>Figura 8B -</b>	Ossos trabecular e cortical.	<b>152</b>
<b>Figura 8C -</b>	Implante e coroa inseridos no osso	<b>152</b>
<b>Figura 9 -</b>	Malha de elementos finitos. Aplicação de carga oblíqua.	<b>155</b>
<b>Figura 10 -</b>	Malha de elementos finitos. Aplicação de carga axial	<b>156</b>

*Anexo E*

<b>Figura 1 -</b>	Osso Cort/Esp. (Axial) – Coroa NiCr	3.75	<b>178</b>
<b>Figura 2 -</b>	Osso Cort/Esp. (Axial) – Coroa Porc/NiCr	3.75	<b>178</b>
<b>Figura 3 -</b>	Osso Cort/Esp. (Axial) – Coroa RC/NiCr	3.75	<b>179</b>
<b>Figura 4 -</b>	Osso Cort/Esp. (Axial) – Coroa RA/NiCr	3.75	<b>179</b>
<b>Figura 5 -</b>	Osso Cort/Esp. (Axial) – Coroa NiCr	5.00	<b>180</b>
<b>Figura 6 -</b>	Osso Cort/Esp. (Axial) – Coroa Porc/NiCr	5.00	<b>180</b>
<b>Figura 7 -</b>	Osso Cort/Esp. (Axial) – Coroa RC/NiCr	5.00	<b>181</b>
<b>Figura 8 -</b>	Osso Cort/Esp. (Axial) – Coroa RA/NiCr	5.00	<b>181</b>
<b>Figura 9 -</b>	Osso Cort/Esp. (Oblíq) – Coroa NiCr	3.75	<b>183</b>
<b>Figura 10 -</b>	Osso Cort/Esp. (Oblíq) – Coroa Porc/NiCr	3.75	<b>183</b>
<b>Figura 11 -</b>	Osso Cort/Esp. (Oblíq) – Coroa RC/NiCr	3.75	<b>184</b>
<b>Figura 12 -</b>	Osso Cort/Esp. (Oblíq) – Coroa RA/NiCr	3.75	<b>184</b>
<b>Figura 13-</b>	Osso Cort/Esp. (Oblíq) – Coroa NiCr	5.00	<b>185</b>
<b>Figura 14 -</b>	Osso Cort/Esp. (Oblíq) – Coroa Porc/NiCr	5.00	<b>185</b>
<b>Figura 15 -</b>	Osso Cort/Esp. (Oblíq) – Coroa RC/NiCr	5.00	<b>186</b>
<b>Figura 16 -</b>	Osso Cort/Esp. (Oblíq) – Coroa RA/NiCr	5.00	<b>186</b>

*Lista de Tabelas*

*Capítulo 1*

<b>Tabela 1 -</b>	Especificações dos modelos.....	<b>48</b>
<b>Tabela 2 -</b>	Propriedades dos Materiais.....	<b>51</b>

*Capítulo 2*

<b>Tabela 1 -</b>	Especificações dos modelos.....	<b>95</b>
<b>Tabela 2 -</b>	Propriedades dos Materiais.....	<b>99</b>

*Lista de Abreviaturas e Siglas*

MEF	-	<i>Método dos Elementos Finitos</i>
MPa	-	<i>Mega Pascal</i>
GPa	-	<i>Giga Pascal</i>
3 D	-	<i>Tridimensional</i>
2 D	-	<i>Bidimensional</i>
N	-	<i>Newton</i>
mm	-	<i>Milímetros</i>
µm	-	<i>Micrômetro</i>
Impl	-	<i>Implante</i>
Porc	-	<i>Porcelana</i>
RC	-	<i>Resina Composta</i>
RA	-	<i>Resina Acrílica</i>
Oblíq	-	<i>Oblíqua</i>
Cort/Esp	-	<i>Cortical/Esponjoso</i>

## *Sumário*

<b>1 INTRODUÇÃO GERAL</b>	<b>38</b>
<b>2 CAPÍTULO 1 - Avaliação da influência do material de revestimento oclusal na distribuição de tensões em próteses implantossuportadas. Estudo através do método dos elementos finitos tridimensionais.</b>	<b>43</b>
2.1 RESUMO	44
2.2 INTRODUÇÃO	45
2.3 PROPOSIÇÃO	47
2.4 MATERIAIS E MÉTODO	48
2.5 RESULTADO	52
2.6 DISCUSSÃO	77
2.7 CONCLUSÃO	83
2.8 REFERÊNCIAS	84
<b>3 CAPÍTULO 2 – Análise da tensão óssea com diferentes diâmetros e materiais oclusais das próteses unitárias sobre implantes. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais.</b>	<b>89</b>
3.1 RESUMO	90
3.2 INTRODUÇÃO	91
3.3 PROPOSIÇÃO	94
3.4 MATERIAIS E MÉTODO	95
3.5 RESULTADO	100
3.6 DISCUSSÃO	131
3.7 CONCLUSÕES	135
3.8 REFERÊNCIAS	136
<b>ANEXOS</b>	<b>142</b>

# *Introdução Geral*



## 1. *Introdução Geral*

---

### 1 *Introdução Geral* \*

Os implantes osseointegrados têm sido utilizados satisfatoriamente na reabilitação do paciente parcial ou totalmente edêntulo, desde que foi comprovada a interação biológica entre o osso vivo e o titânio, considerada como uma conexão estrutural e funcional entre o tecido ósseo normal e o implante em função. (Branemark et al. 1969)<sup>1</sup>

No entanto, é fato concebido que a biomecânica de uma prótese implantossuportada é qualitativamente diferente daquela suportada por dente natural (Kim et al. 2004)<sup>2</sup>. A diferença principal é causada pela presença do ligamento periodontal circundando o dente natural, que tem a capacidade de absorver a tensão e permitir pequenos movimentos; já os implantes não têm essa capacidade, devido à interface implante/osso rígida (Gross et al. 2008)<sup>3</sup>. A possibilidade de se transferir sobrecarga ao implante, e deste ao osso circundante, pode acabar ultrapassando o limite fisiológico e provocar falha nas reabilitações ou, até mesmo, perda da osseointegração (Wang et al. 2002)<sup>4</sup>. Portanto, é essencial aperfeiçoar a distribuição da carga mastigatória por meio das próteses e destas para os implantes e o osso suporte.

A biomecânica em Implantodontia busca entender os princípios para que o implante seja capaz de receber, distribuir e dissipar as tensões oriundas da mastigação; preservando a osseointegração, haja visto que, diferentemente do elemento dentário que possui a capacidade de intrusão no alvéolo de 25-100 µm (verticalmente) e de 56-108 µm (vestíbulo-lingual), o implante dentário possui a liberdade de intrusão de 3-5 µm e de 10-50 µm, respectivamente (Gross et al. 2008)<sup>3</sup>.

\*Listas de referências da Introdução Geral em Anexo D

## *1. Introdução Geral*

---

Um fator chave para o sucesso ou falha dos implantes dentários é a maneira pela qual a tensão é transferida ao osso circundante: a otimização da força mastigatória é relevante, pois uma sobrecarga no sistema, ao ultrapassar o limiar fisiológico de tolerância (individual), pode ocasionar falhas ou perdas nas reabilitações.

Os fatores biomecânicos desempenham importante papel para a longevidade dos implantes dentários. Dentre eles, o diâmetro, o comprimento do implante, a geometria da prótese, o componente protético, o material de revestimento oclusal são fatores críticos para a longevidade e estabilidade da prótese implantossuportada. (Ciftçi & Canay 2000<sup>5</sup>; Papavasiliou et al. 1996<sup>6</sup>, Stegaroiu et al. 1998<sup>7</sup>)

A íntima relação da interface implante/osso, uma conexão rígida, sem movimentos relativos do osso e titânio, permite a transferência da força mastigatória do implante para o osso; na ausência de fibrose, permite que a tensão seja transmitida de modo uniforme. (Skalak et al. 1983)<sup>8</sup>

No início da década de 80, acreditou-se que o desenho e o material de revestimento oclusal influenciavam o carregamento dos implantes e a deformação óssea ao redor. Assim, com o intuito de transmitir menor tensão ao tecido ósseo, postulou-se que a utilização de próteses confeccionadas com um material oclusal de resina poderia contribuir mais significativamente para dissipar forças oriundas da mastigação. A utilização de resina acrílica seria uma estratégia para agir como um amortecedor de forças de impacto, já que no sistema implante/osso não existe outra estrutura que permita isso. (Skalak et al. 1983)<sup>8</sup>

O estudo dos materiais de revestimento oclusal é tão importante quanto o planejamento do número de implantes (Benzing et al. 1995)<sup>9</sup>, isso ocorre porque a

## *1. Introdução Geral*

---

natureza da magnitude da carga necessária para causar a falha de um implante é desconhecida; então é indispensável que uma força funcional seja transmitida para o osso. A distribuição das tensões está diretamente relacionada com o módulo de elasticidade do material de revestimento; por exemplo, quanto mais rígido ele for, maior a transferência de tensão para o osso. (Ciftçi & Canay 2000)<sup>5</sup>

A literatura cita as resinas acrílicas, material com maior resiliência, como material com maior capacidade de absorver e dissipar energia, apresentando a estética, resistência, embebição e durabilidade como desvantagens. (Carlsson et al.2009<sup>10</sup>; Ciftçi & Canay 2000<sup>5</sup>) As resinas compostas seriam materiais mais promissores com relação à resistência, apresentando maior módulo de elasticidade que as resinas acrílicas e, conseqüentemente, menor possibilidade de fratura durante a mastigação. As resinas modificadas com partículas de vidro parecem ser materiais promissores para o futuro próximo, já que apresentam maior resiliência que as cerâmicas; no entanto apresentam maior dureza que as resinas acrílicas. A porcelana transfere maior parte da força recebida para a infraestrutura, devido ao alto módulo de elasticidade, possibilitando maior resistência ao desgaste, maior durabilidade, melhor estética (Ciftçi & Canay 2000)<sup>5</sup>. As coroas totais metálicas podem ser consideradas semelhantes a cerâmicas (ouro), podendo ser mais rígidas e atuam como uma unidade rígida, conduzindo a propagação mais rápida do impulso de uma força para o osso; (Gracis et al.1991<sup>11</sup>; Stegaroiu et al.2004<sup>12</sup>), sua utilização pode ser considerada inapropriada (Ciftçi & Canay 2000)<sup>5</sup>

A qualidade óssea também é considerada um fator de sucesso para o implante, ou seja, áreas com pobre qualidade óssea associadas a sobrecargas podem permitir maiores índices de falhas do implante dentário (Kim et al.2004)<sup>2</sup>. Desta forma, foi proposto, na literatura, um protocolo para se aumentar a densidade

## *1. Introdução Geral*

---

óssea, controlando-se o carregamento do implante e utilizando-se, inicialmente, materiais resinosos para o revestimento oclusal (Misch et al.1999)<sup>13</sup>.

Outro aspecto importante na distribuição de tensões em implantes diz respeito ao seu diâmetro. O aumento da área de interface implante/osso diminui a tensão formada no osso adjacente à aplicação de carga. Desse modo, em regiões com baixa qualidade e com disponibilidade óssea, o aumento do diâmetro seria uma indicação importante. (Bahat et al. 1996<sup>14</sup>; Aparício et al. 1998<sup>15</sup>; Petrie & Willians 2005<sup>16</sup>)

Uma base científica para a seleção de materiais de revestimento de próteses sobre implante é muito importante para o clínico. A literatura é escassa em estudos que avaliem a influência do material de revestimento de próteses implantossuportadas e, a ação dos mesmos em implantes com diferentes diâmetros, análise importante para promover futuros planejamentos e o desenvolvimento ou aprimoramento de materiais oclusais, utilizados em implantodontia.

Pesquisas que avaliem a distribuição de tensões no osso, com diferentes materiais oclusais de próteses implantossuportadas, ainda são escassas, tornando-se indispensável compreender se um material de revestimento oclusal poderia atenuar e melhorar a distribuição de tensões. Não menos importante, também, constitui - se o estudo das estruturas internas da prótese sobre implante, quando se analisa o comportamento de cada estrutura presente nesses modelos experimentais.

# *Capítulo 1*



## 2. Capítulo 1

---

### Avaliação da influência do material de revestimento oclusal na distribuição de tensões em próteses implantossuportadas. Estudo através do método dos elementos finitos tridimensionais.

#### 2.1 Resumo

**Proposta:** existem diversos materiais de cobertura oclusal para próteses fixas sobre implante. No entanto, ainda não existe um consenso entre os pesquisadores em relação ao melhor material de cobertura para que menor tensão seja transmitida ao implante e estruturas de suporte. Assim, este estudo avaliou a influência do material de cobertura oclusal em próteses fixas unitárias sobre implante, pelo método dos elementos finitos 3-D. **Materiais e método:** foram confeccionados 4 modelos, com auxílio dos programas de desenho assistido Rhinoceros 4.0 e SolidWorks 2006, além do programa InVesalius (CTI, São Paulo, Brasil). Cada modelo constituído por um bloco de osso mandibular com um implante de hexágono externo de 5.0 x 10 mm, variando-se o material de cobertura entre NiCr, porcelana, resina composta, resina acrílica. Carga axial de 200 N e oblíqua de 100 N foram aplicadas. **Resultados:** o modelo (B) com cobertura em porcelana apresentou menor transmissão de tensão para a infraestrutura de NiCr, seguido pela resina composta e resina acrílica. A transmissão de tensão para o implante foi semelhante entre todos os modelos. **Conclusão:** apesar das pequenas variações obtidas, conclui-se que, nas condições do estudo, não há diferenças significantes na distribuição de tensões ao implante e estruturas de suporte.

**Palavras-Chave:** Implante dentário. Prótese dentária fixada por implante.

Biomecânica.

## 2. Capítulo 1

---

### 2.2 Introdução \*

A Implantodontia é uma especialidade que atingiu grande previsibilidade nas últimas décadas. Os estudos recentes têm revelado a melhoria substancial da qualidade de vida de milhares de pacientes parcial e totalmente edêntulos reabilitados com implantes. Existem inúmeros critérios biológicos e biomecânicos que atuam para aprimorar a longevidade, sucesso e previsibilidade da técnica de reabilitação com implantes osseointegrados.<sup>1-9</sup>

Atualmente, para uma melhor reabilitação, indica-se o planejamento reverso, onde a técnica cirúrgica e o tratamento protético posterior, que são passos fundamentais para o êxito da reabilitação com implantes osseointegráveis, são planejados previamente à colocação dos implantes. Para tanto, é necessário um conhecimento cada vez maior da biomecânica dos implantes dentários.<sup>10-13</sup>

A biomecânica dos implantes dentários busca explicar os princípios mecânicos e biológicos envolvidos nas próteses sobre implante para que o implante seja capaz de receber, distribuir e dissipar as tensões oriundas da mastigação preservando a osseointegração, haja visto que, diferentemente do elemento dentário, que possui a capacidade de intrusão no alvéolo de 25-100  $\mu\text{m}$  (verticalmente) e, 56-108  $\mu\text{m}$  (vestíbulo-lingual), o implante dentário possui a liberdade de intrusão de apenas 3-5  $\mu\text{m}$  axialmente e de 10-50  $\mu\text{m}$  lateralmente.<sup>14,15</sup> Portanto, a otimização da distribuição das forças, para que o limiar fisiológico de tolerância óssea seja respeitado,<sup>16</sup> é essencial para a durabilidade do tratamento reabilitador.

Os fatores que podem interferir na previsibilidade do tratamento podem ser

\*O Artigo está colocado nas normas da Clinical Implant Dentistry and Related Research – Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação-FOA/UNESP

## *2. Capítulo 1*

---

técnica), no tecido ósseo (qualidade e quantidade óssea, condições para a osseointegração), no implante (macro-geometria, micro-geometria, dimensões) e, finalmente nas condições de oclusão/mecânica (material oclusal, forças mecânicas e desenho protético).<sup>7,17</sup>

O desenho da prótese sobre implante e o material de revestimento oclusal influenciam no carregamento e na deformação óssea ao redor do implante.<sup>11</sup> Mas ainda não existe um consenso entre o melhor material para superfície oclusal em prótese implantossuportada unitária. Alguns autores acreditam que as resinas dissipariam melhor as tensões<sup>5,10,18-20</sup>; no entanto, uma série de estudos demonstraram não haver diferença na utilização entre uma resina ou material cerâmico.<sup>21-24,29</sup> Por outro lado, alguns autores acreditam que a porcelana apresentar-se-ia como principal material de escolha para reabilitação.<sup>25-31</sup>

Assim, uma base científica para seleção do material de revestimento das próteses sobre implante é muito importante para o clínico, a fim de orientar futuros planejamentos e o desenvolvimento e/ou aprimoramento de materiais oclusais usados em Implantodontia.

### **2.3 Proposição**

O propósito deste estudo foi avaliar, pelo método dos elementos finitos tridimensionais, a influência do material de revestimento oclusal, em próteses implantossuportadas unitárias, na distribuição das tensões sob aplicação de cargas axiais e oblíquas.

## 2. Capítulo 1

### 2.4 Materiais e Método

Para este estudo foram confeccionados 4 modelos tridimensionais (Tabela 1), representados por uma secção de osso mandibular com um implante e uma coroa sobre implante. As dimensões do bloco do osso foram 25.46 mm de altura, 13.81 mm de largura e 13.25 mm de espessura, composto por osso trabecular no centro circundado por 1 mm de osso cortical, da região do segundo molar mandibular, simulando um osso tipo III.<sup>33</sup>

**Tabela 1 - Especificações dos modelos**

<b>Modelo</b>	<b>Descrição</b>
<b>A</b>	Implante unitário de 5.00 x 10 mm com coroa total NiCr
<b>B</b>	Implante unitário de 5.00 x 10 mm com coroa em infraestrutura (NiCr) com cobertura estética de porcelana feldspática
<b>C</b>	Implante unitário de 5.00 x 10 mm com coroa em infraestrutura metálica (NiCr) com cobertura estética em resina composta
<b>D</b>	Implante unitário de 5.00 x 10 mm com coroa em infraestrutura metálica (NiCr) com cobertura estética em resina acrílica

O osso (trabecular e cortical) foi obtido a partir da recomposição de uma Tomografia Computadorizada da secção transversal na região de molar; transferida ao programa InVesalius (CenPRA, São Paulo, Brasil). A partir da imagem bidimensional da tomografia, o programa InVesalius permite criar modelos virtuais tridimensionais. Posteriormente, o modelo foi exportado ao programa Rhinoceros®

\*Detalhamento e ilustrações da metodologia (Anexo A)

## *2. Capítulo 1*

---

3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA) para modelagem final das superfícies envolvidas no estudo.

A geometria de um implante rosqueável, hexágono externo de 5.00 x 10 mm (Conexão Master Screw, Sistemas de Próteses, São Paulo, Brasil) foi utilizada como referência para a elaboração do modelo do implante, bem como dos componentes utilizados na infraestrutura. Este foi desenhado e simplificado virtualmente usando o programa de desenho assistido SolidWorks<sup>®</sup> 2006 (SolidWorks Corp, Massachusetts, USA).

A coroa parafusada do tipo UCLA foi simulada com 4 diferentes materiais de revestimento oclusal: uma coroa total de NiCr, uma coroa com uma infraestrutura de Níquel-Cromo e porcelana feldspática<sup>35</sup>, um modelo com a infraestrutura de de NiCr e Resina Composta e, uma coroa com infraestrutura de NiCr com resina acrílica. A montagem da coroa com infraestrutura metálica e o implante foram realizados no programa SolidWorks<sup>®</sup>, para sua posterior inserção na porção óssea.

A superfície externa da coroa foi obtida a partir de um dente artificial, um segundo molar mandibular, obtido de um manequim odontológico experimental (Odonfix, Ind. Com. Mat. Odont. Ltda., Brasil), o qual foi digitalizado por meio de um *scanner* de superfície (Roland DG, São Paulo, Brasil). A imagem tridimensional digitalizada foi exportada ao programa Rhinoceros<sup>®</sup> 3D 4.0 para realização do detalhamento das superfícies, bem como a montagem final dos modelos inserindo o conjunto implante e infraestrutura como coroa no bloco ósseo. Após essa montagem, os conjuntos foram exportados para o programa FEMAP<sup>®</sup> 10, que é um programa para pré e pós-processamento de modelos de elementos finitos, que permite importação de geometrias, geração de malhas, configuração de propriedades mecânicas e modelos de materiais e simular comportamento físico.

## *2. Capítulo 1*

---

Assim, iniciou-se a geração das malhas de elementos finitos para análise. Inicialmente foram incorporadas as propriedades mecânicas correspondentes a cada material. A saber, módulo de Young e coeficiente de Poisson, que foram determinados a partir de valores obtidos na literatura, como mostrados na Tabela 2. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos.

Definidas as propriedades mecânicas dos materiais envolvidos, foram geradas as malhas de elementos finitos para cada estrutura envolvida no estudo. Para isso, utilizou-se o elemento sólido tetraédrico parabólico padrão do FEMAP 10, já que as estruturas simuladas eram sólidas.

O modelo foi definido estabelecendo as condições de contorno, restrição e carregamento que mais aproximasse de uma situação clínica real. Assim, como o comportamento do fenômeno observado ficou dentro do campo da linearidade, apesar de ser uma estrutura altamente complexa e, portanto a análise realizada foi do tipo linear. O bloco de osso foi fixado nos três planos do espaço, nas faces cortadas (laterais), sendo que a base ficou livre ou suspensa. Todas as superfícies de contato entre as estruturas do estudo foram simuladas por contato colado, ou seja, contato onde se impede que ocorra penetração, deslizamento ou afastamento entre as superfícies envolvidas. A única exceção, para se aproximar de uma situação clínica real, foi o contato entre a infraestrutura e o implante, que foi simulado do tipo justaposto. O carregamento total foi de 200 N em direção axial, realizado em 4 pequenas áreas de superfície, fracionados em 50 N em cada área, normal à superfície das vertentes triturantes, em cada cúspide.<sup>35</sup> O carregamento oblíquo foi de 100 N, feito através da supressão das cargas sobre as cúspides vestibulares, numa tentativa de aproximação de situação clínica real.

## 2. Capítulo 1

Finalizadas todas as configurações do problema matemático, a análise foi gerada no programa FEMAP 10 e exportada para resolução no núcleo de solução do programa de elementos finitos NEiNastran<sup>®</sup> 9.0 (Noran Engineering, Inc., EUA), para obtenção dos resultados. Após cálculo dos resultados, estes foram exportados novamente ao programa FEMAP 10 para visualização gráfica dos mapas de tensão e/ou deslocamento. Os resultados obtidos foram visualizados por meio de mapas de tensão de von Mises e Tensão Máxima Principal para indicar os níveis e padrões da concentração de tensão.

Todo o processamento dos modelos, incluindo a análise, foram executados em uma estação de trabalho da Sun (Sun Microsystems Inc., São Paulo, Brasil) com as seguintes características: Processador Opteron 64, AMD duplo núcleo, 4 GB de memória RAM, 250GB de HD.

**Tabela 2 - Propriedades dos Materiais**

<b>Estruturas</b>	<b>Módulo de Elasticidade (E) (GPa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson (<math>\nu</math>)</b>	<b>Referências</b>
Osso Trabecular	1.37	0.30	Sertgoz et al.1997 <sup>27</sup>
Osso Cortical	13.7	0.30	Sertgoz et al.1997 <sup>27</sup>
Titânio	110.0	0.35	Stegarioiu et al.1998 <sup>28</sup>
Liga NiCr	206.0	0.33	Anusavice & Hojjatie 1987 <sup>34</sup>
Porcelana Feldspática	82.8	0.35	Papavasiliou et al1996 <sup>21</sup>
Resina Acrílica	2.4	0.35	Stegarioiu et al.1998 <sup>28</sup>
Resina Composta	16.6	0.24	Stegarioiu et al.1998 <sup>28</sup>

## **2.5 Resultado**

Os resultados obtidos neste estudo foram plotados em mapas de tensão de von Mises e tensão máxima principal, ambos com unidades em Mega-Pascal (MPa). Algumas estruturas foram plotadas separadamente para melhor visualização dos resultados.

### **Mapa Geral**

Os mapas gerais de tensão de von Mises apresentaram valores de tensão máxima na região da superfície de carregamento. Em um corte sagital observou-se que na aplicação da carga axial (figuras 1, 2, 3 e 4) os modelos apresentaram tensões mais baixas quando comparados com a aplicação da carga oblíqua (figuras 5, 6, 7 e 8) no lado lingual (lado de aplicação da carga oblíqua). Essas tensões se localizaram na interface material restaurador/infraestrutura, interface infraestrutura/implante, pescoço e rosca do parafuso da coroa, plataforma do implante, até a primeira e/ou segunda rosca do implante. Já na aplicação das cargas oblíquas (figuras 5, 6, 7 e 8) observou-se que as tensões localizaram-se nas mesmas regiões, com concentração maior próxima à interface implante/infraestrutura do lado da aplicação da carga (lado lingual).

Observou-se que as maiores áreas de concentração de tensões localizaram-se na interface implante/infraestrutura e na primeira e/ou segunda rosca dos implantes. Analisando-se comparativamente observou-se que o modelo com cobertura em porcelana apresentou menor transmissão de tensão para a infraestrutura NiCr seguido pela resina composta e resina acrílica, o que pode ser

## *2. Capítulo 1*

---

verificado, pela observação da extensão da faixa de valor 3.125 MPa – 4.688 MPa.  
(figuras 2 e 6)

## 2. Capítulo 1

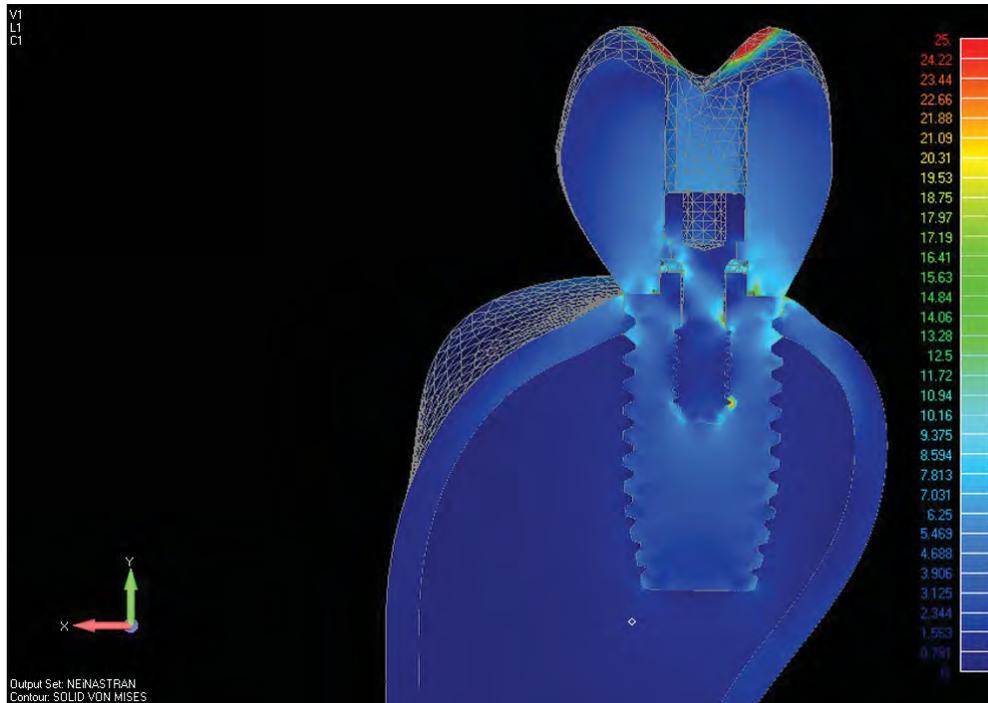


FIGURA 1 – Corte Mapa Geral (Axial) – Coroa NiCr/Implante-5.0 mm

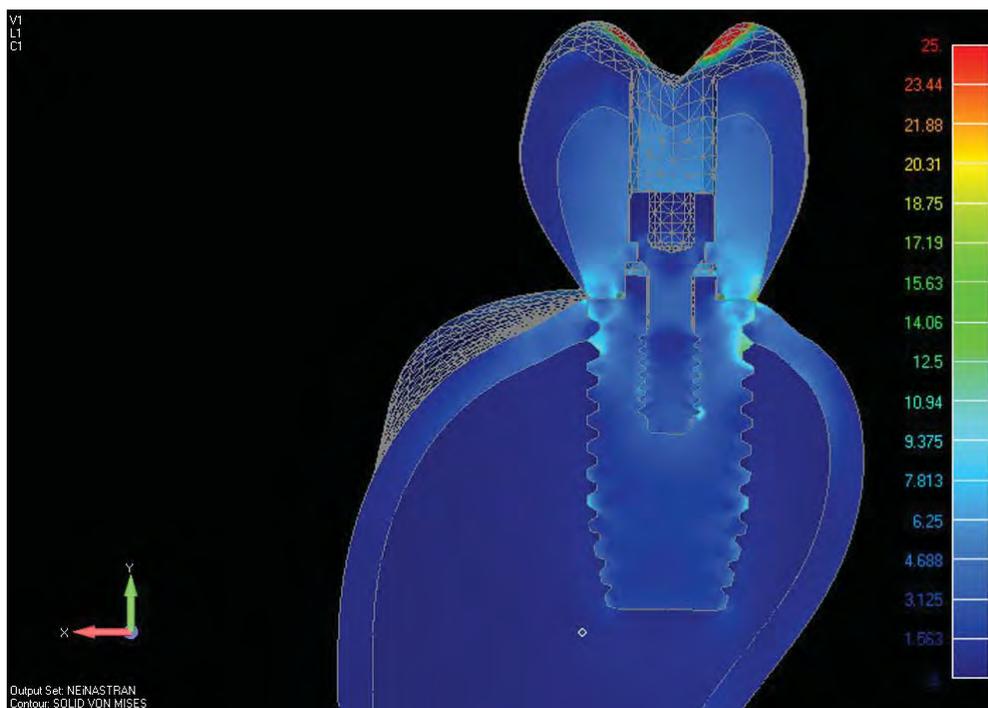
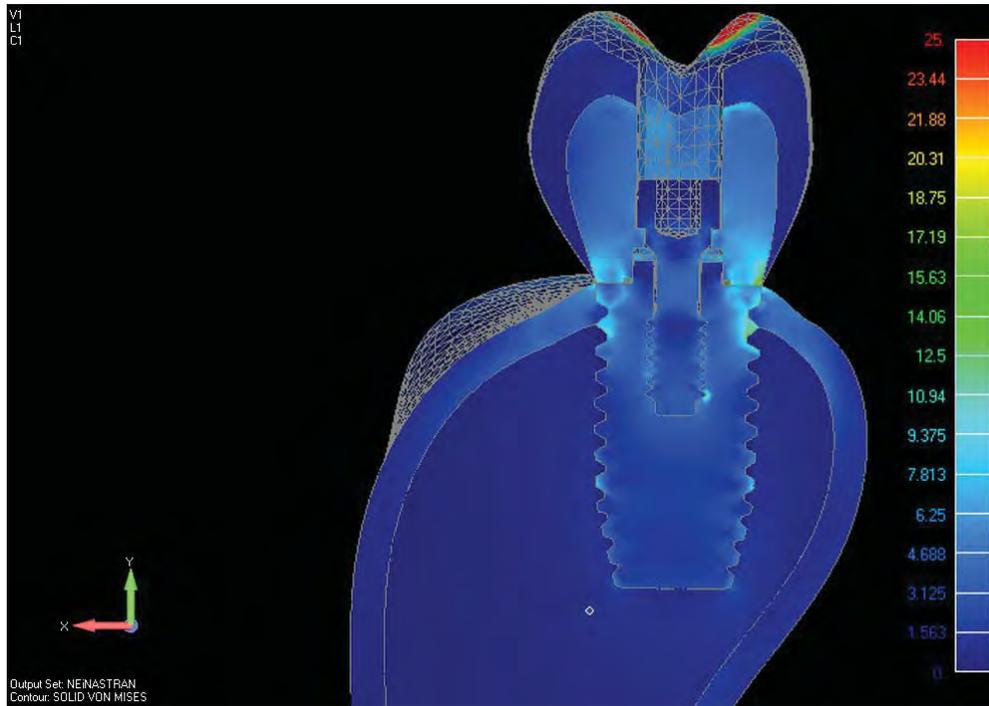
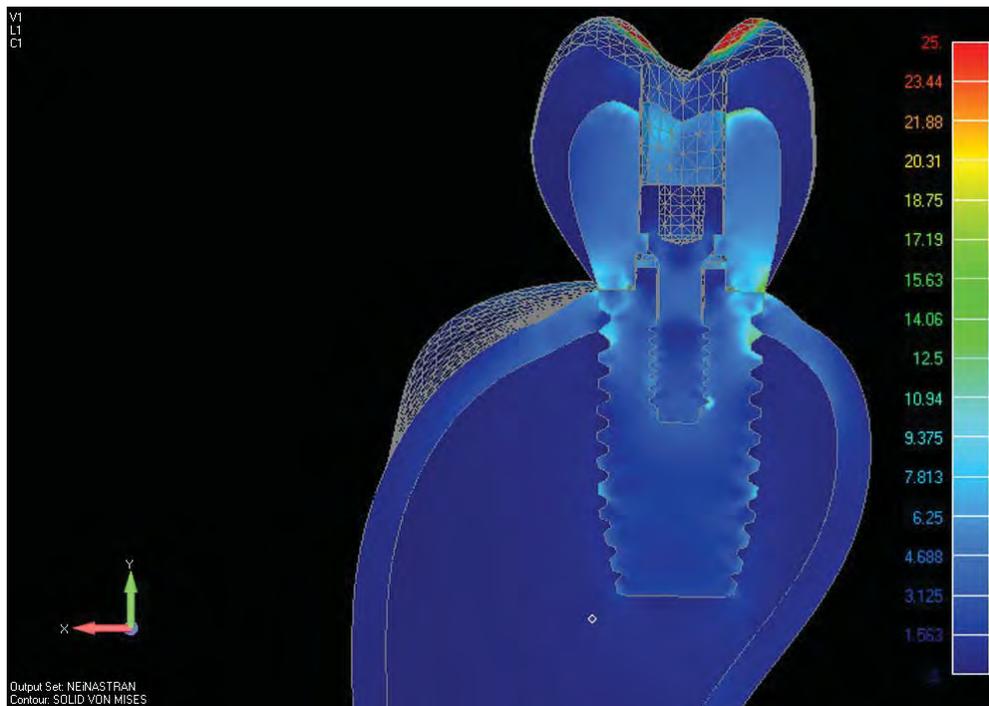


FIGURA 2 – Corte Mapa Geral (Axial) – Coroa Porcelana/Implante-5.0 mm

## 2. Capítulo 1



**FIGURA 3** – Corte Mapa Geral (Axial) – Coroa Resina Composta/Implante-5.0 mm



**FIGURA 4** – Corte Mapa Geral (Axial) – Coroa Resina Acrílica/Implante-5.0 mm

## 2. Capítulo 1

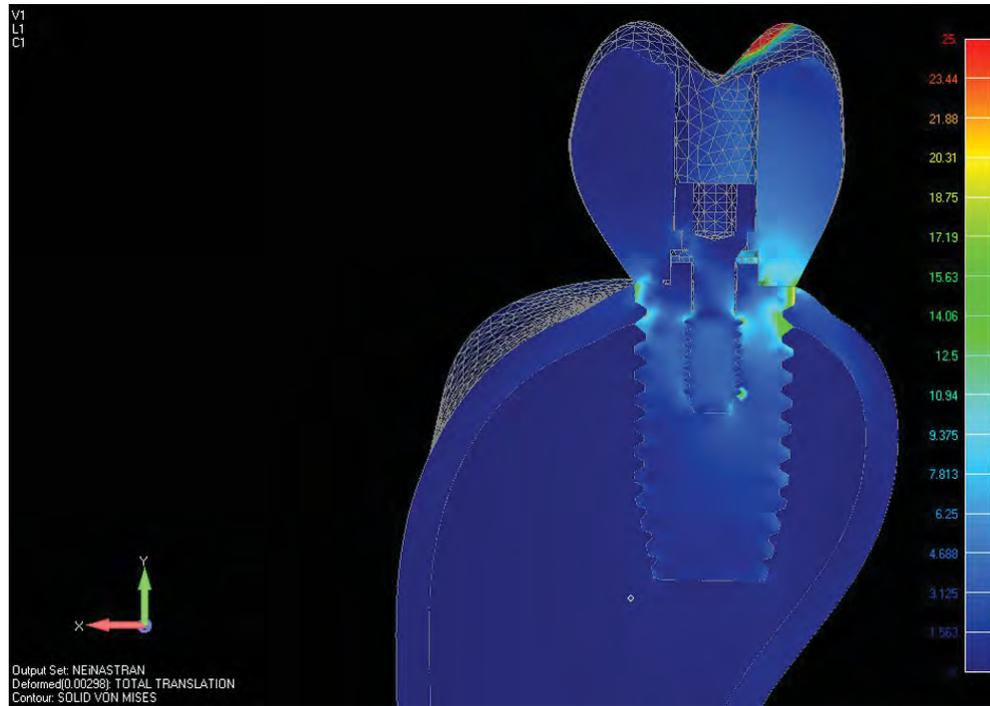


FIGURA 5 – Corte Mapa Geral (Obliqua) – Coroa NiCr/Implante-5.0 mm

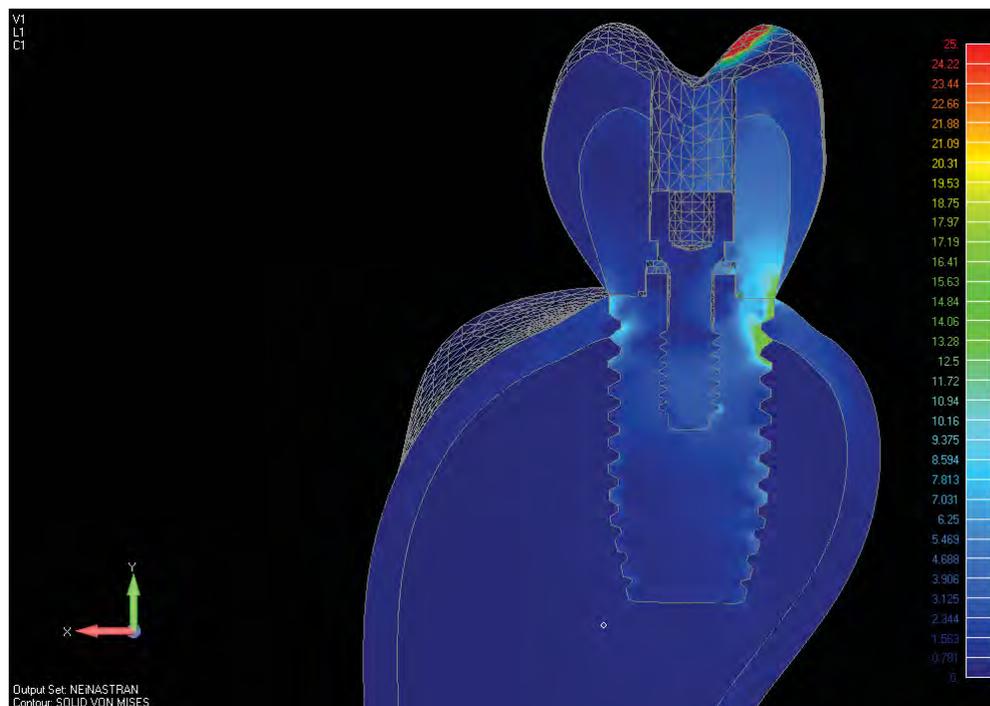


FIGURA 6 – Corte Mapa Geral (Obliqua) – Coroa Porcelana/Implante-5.0 mm

## 2. Capítulo 1

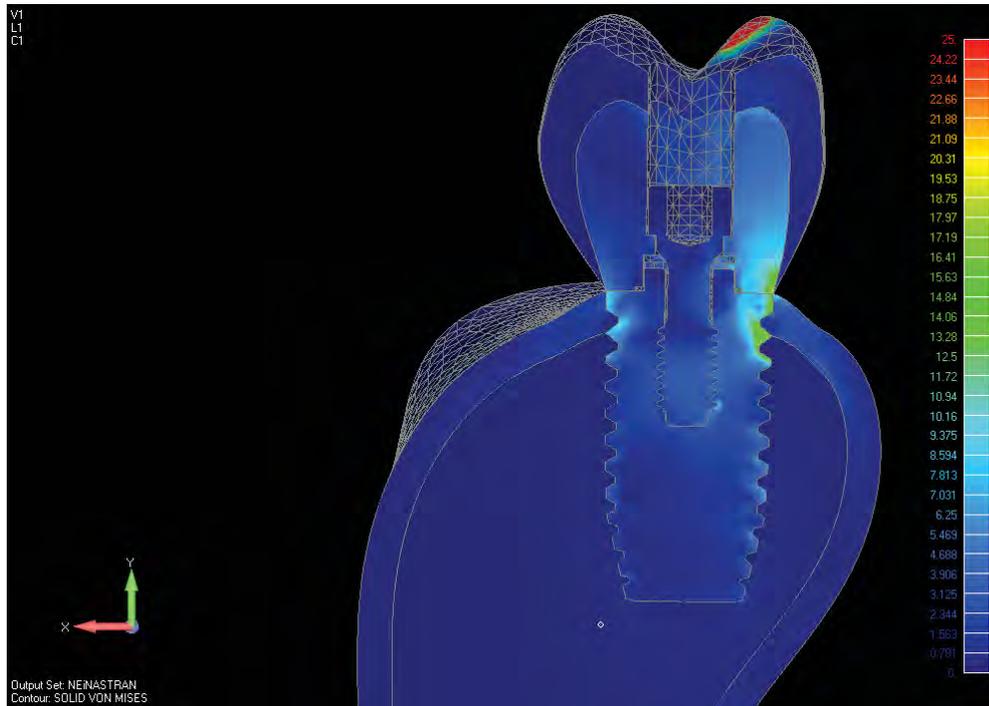


FIGURA 7 – Corte Mapa Geral (Oblíqua) – Coroa Resina Composta/Implante-5.0 mm

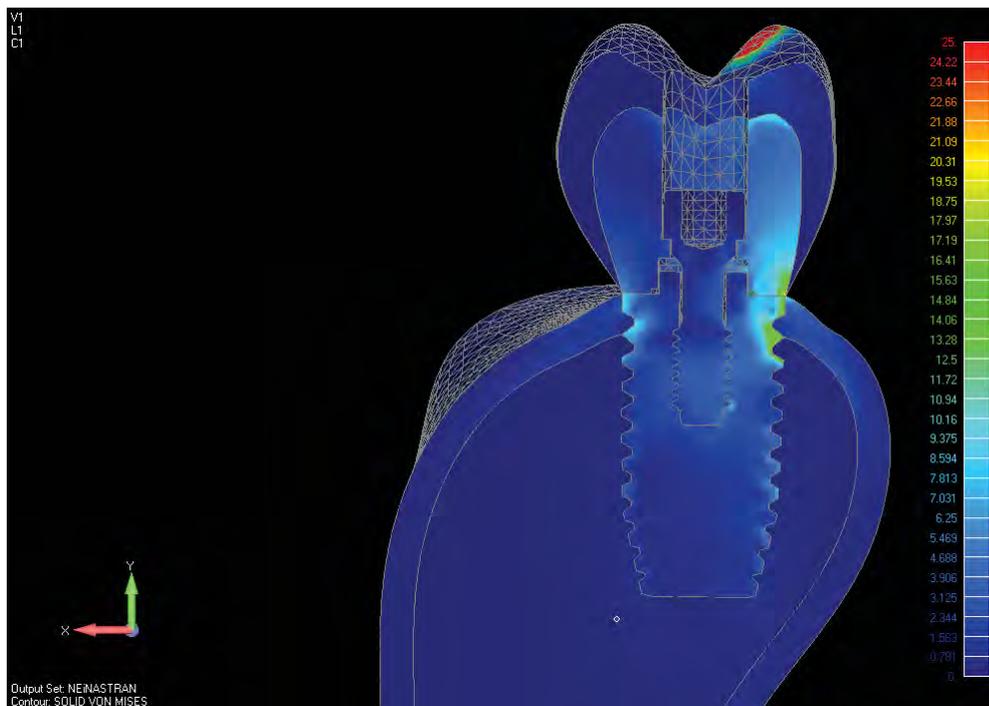


FIGURA 8 – Corte Mapa Geral (Oblíqua) – Coroa Resina Acrílica/Implante-5.0 mm

**Coroa**

Na aplicação das cargas axial e oblíqua (Figuras 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15 e 16) as mais altas tensões, sem considerar a região de carregamento que naturalmente concentra a maior parte da tensão, concentraram-se na interface infraestrutura (NiCr) e implante para os 4 modelos. O padrão de distribuição de tensões foi semelhante para as duas aplicações de carga.

Os modelos que apresentaram coroa com revestimento em porcelana apresentaram menor concentração de tensões na interface implante/coroa (Figuras 10 e 14). Observa-se ainda baixa concentração de tensões no material de revestimento e na interface porcelana/infraestrutura metálica.

Os modelos com coroa total em NiCr (figuras 9 e 13) apresentaram maiores concentrações de tensão próximo à interface implante/coroa, enquanto os demais também apresentaram área de concentração na região de interface estrutura metálica/material de revestimento oclusal. Os modelos com resina acrílica (figuras 12 e 16) apresentaram maiores concentrações de tensão na interface infraestrutura metálica/material restaurador quando comparados aos demais modelos em ambas as aplicações de carga.

## 2. Capítulo 1

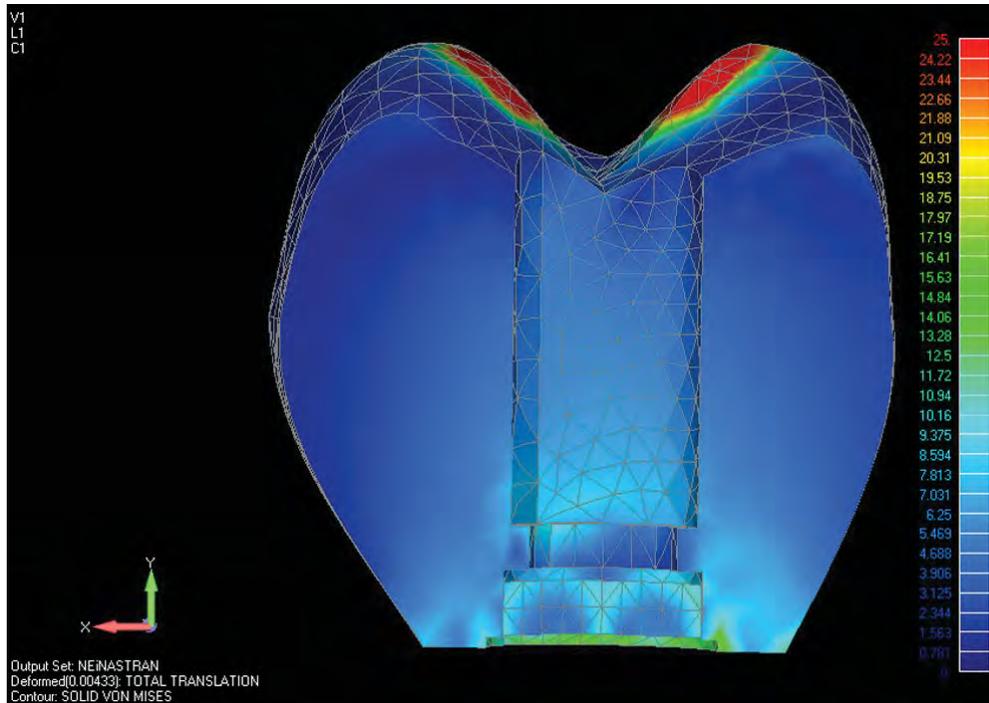


FIGURA 9 – Corte Coroa (Axial) – Coroa total NiCr-5.0 mm

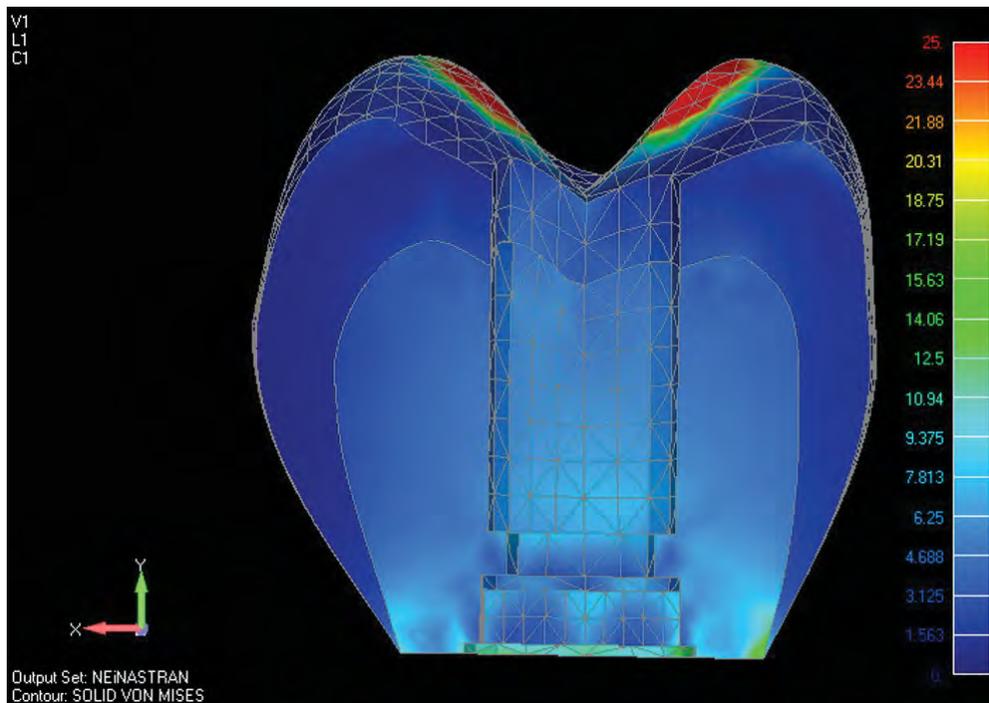


FIGURA 10 – Corte Coroa (Axial) – Coroa Porcelana/NiCr-5.0 mm

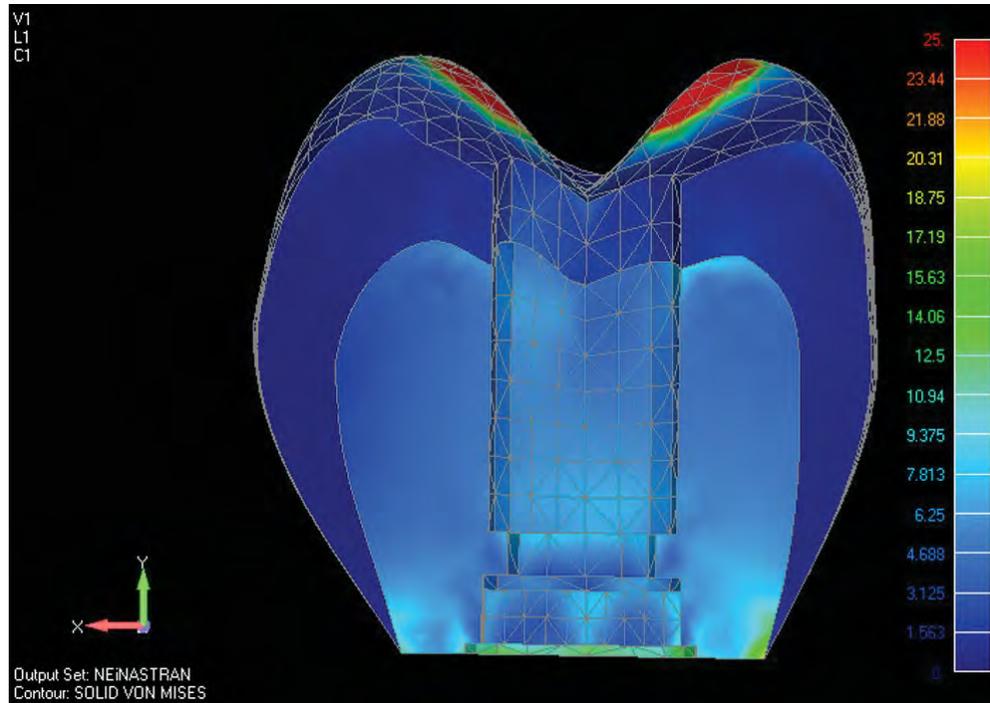


FIGURA 11 – Corte Coroa (Axial) – Coroa Resina Composta/NiCr-5.0 mm

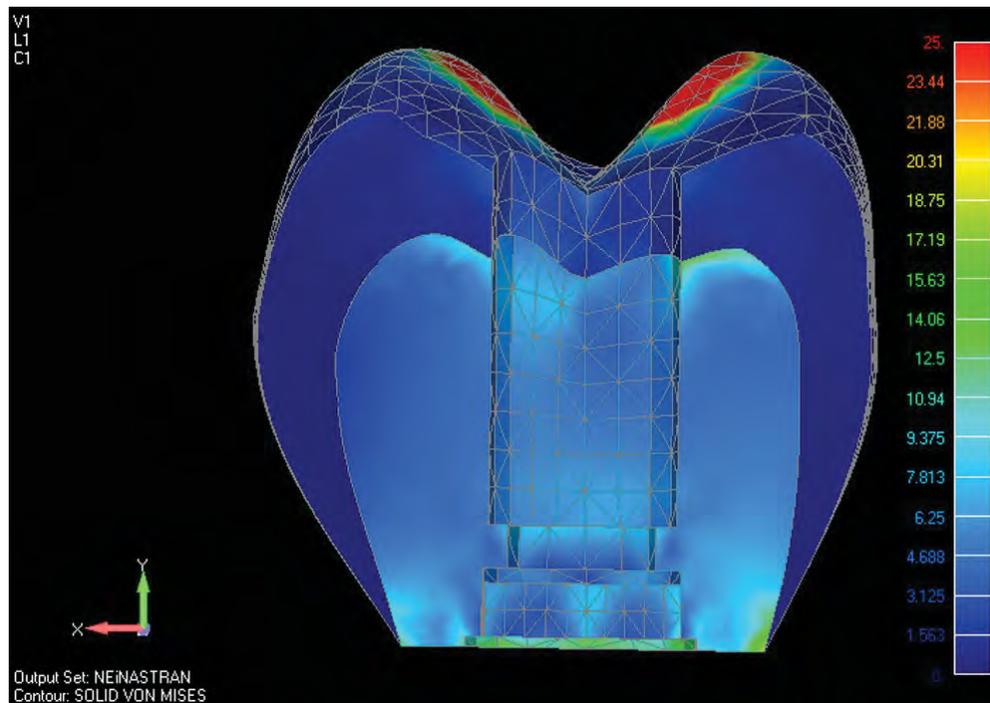


FIGURA 12 – Corte Coroa (Axial) – Coroa Resina Acrílica /NiCr-5.0 mm

## 2. Capítulo 1

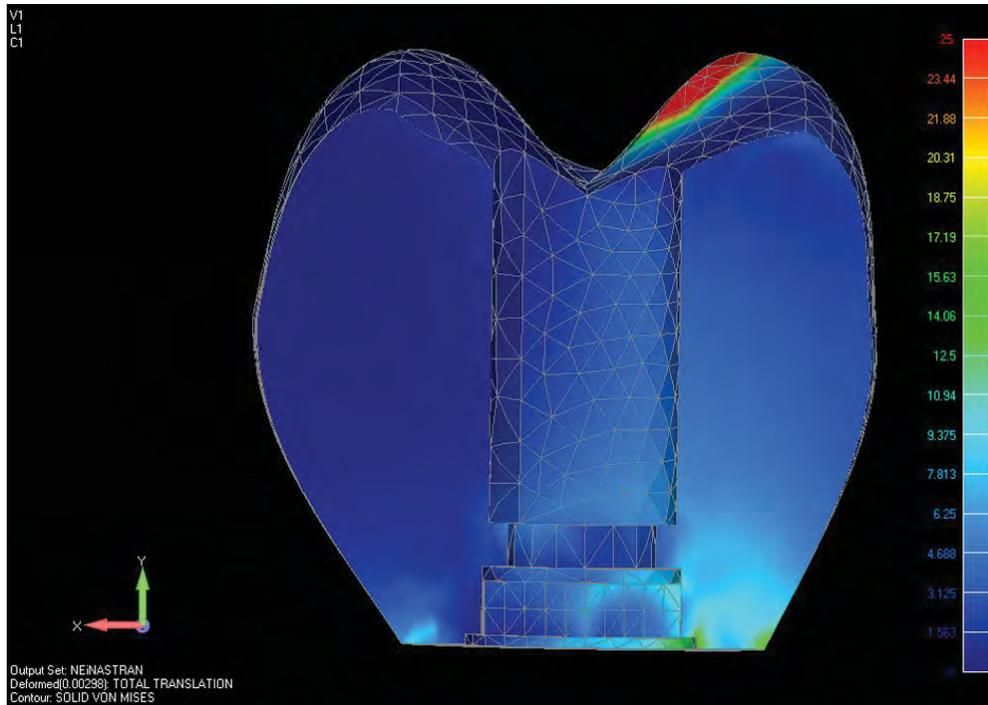


FIGURA 13 – Corte Coroa (Oblíqua) – Coroa NiCr-5.0 mm

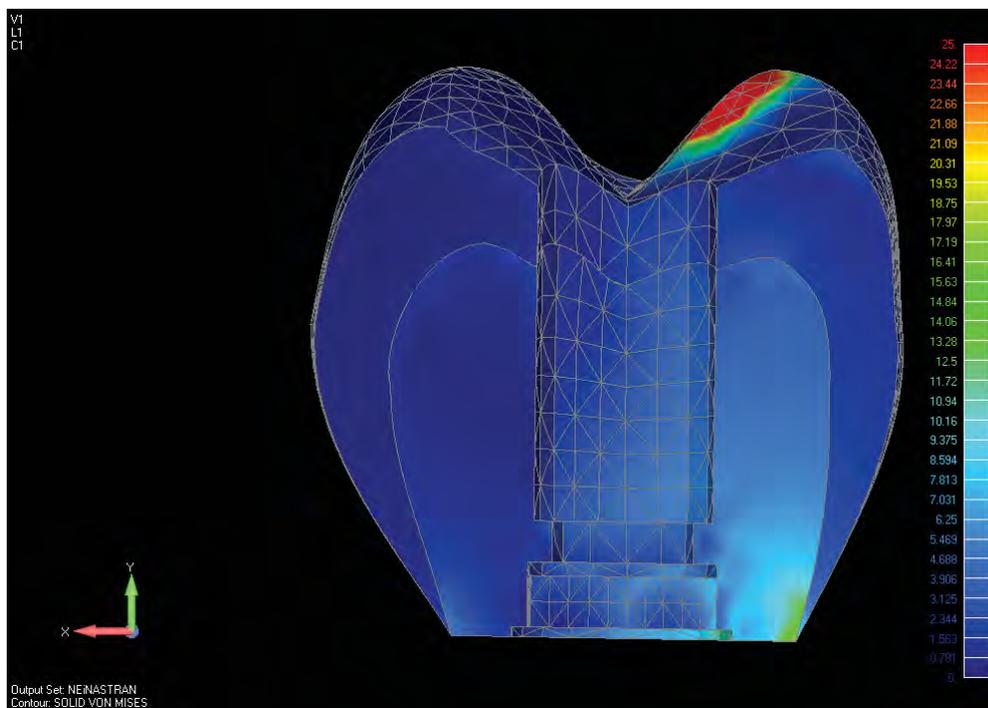


FIGURA 14 – Corte Coroa (Oblíqua) – Coroa Porcelana/NiCr-5.0 mm

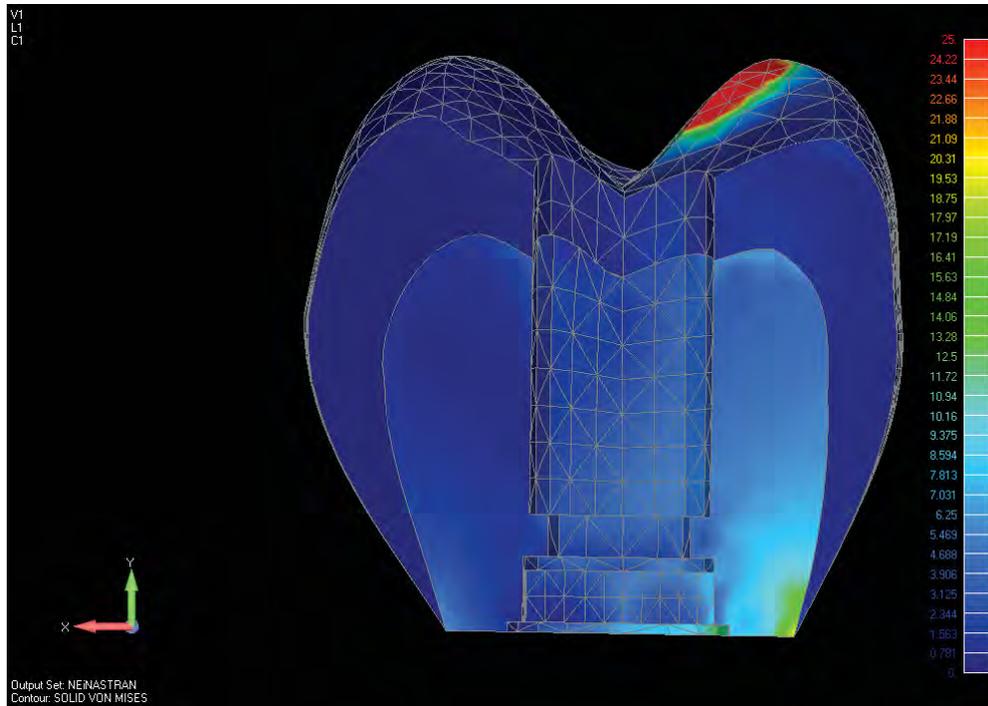


FIGURA 15 – Corte Coroa (Oblíqua) – Coroa Resina Composta/NiCr-5.0 mm

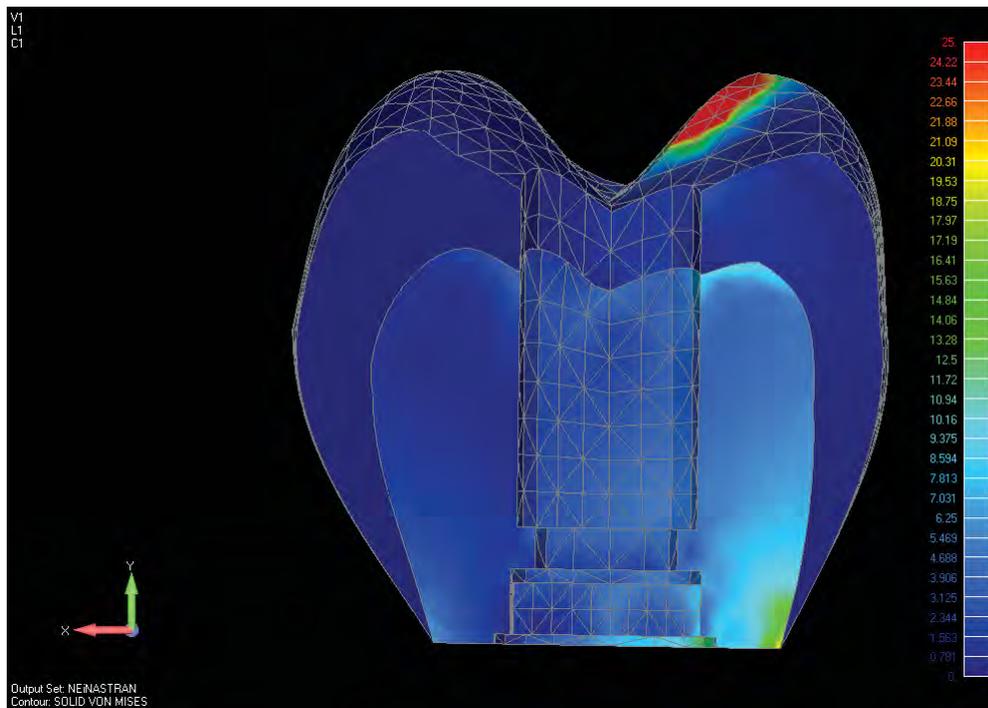


FIGURA 16 – Corte Coroa (Oblíqua) – Coroa Resina Acrílica/NiCr-5.0 mm

**Tensão Máxima Principal****Osso Cortical**

Para o carregamento axial, as figuras 17, 18, 19 e 20 (vista superior) e figuras 21, 22, 23 e 24 (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 -4.875 MPa – -0.375 MPa) e de tração na região inferior (ver franjas de valor 0.75 MPa – 12 MPa).

Para o carregamento oblíquo, as figuras 25, 26, 27, 28 (vista superior) e figuras 29, 30, 31, 32 (vista inferior) demonstram que as áreas de concentração de tensões são semelhantes e se localizam nas mesmas áreas.

Analisando comparativamente todos modelos, o modelo com coroa de NiCr (figuras 21 e 29) apresentou menor área de concentração de tensão na região inferior (tensões de tração), para as duas aplicações de carga (ver franjas de valor 1.063 MPa-5 MPa - figura 29). Além disso, os modelos que apresentaram cobertura oclusal de porcelana, resina composta e resina acrílica (figuras 22, 23, 24, 30, 31 e 32) mostraram concentrações de tensão no trajeto da interface osso cortical/osso trabecular se estendendo por uma região mais distante da região de interface osso/implante (ver franjas de valor 0.625 MPa – 5 MPa - figuras 30,31 e 32) Os modelos (porcelana, resina composta, resina acrílica) não apresentaram diferenças significativas na distribuição de tensões entre si.

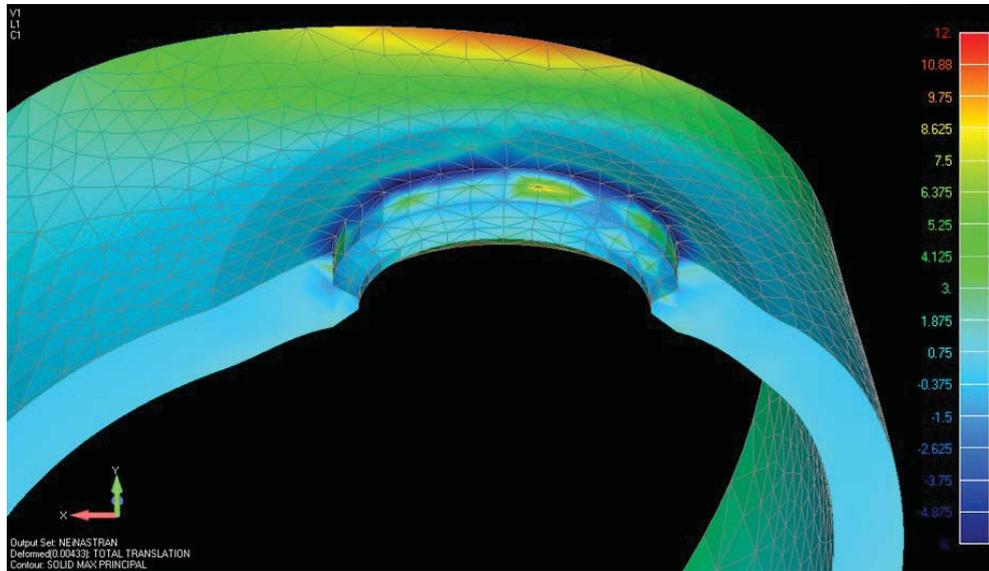


FIGURA 17 – Corte Osso Cortical Superior (Axial) – Coroa total NiCr-5.0 mm

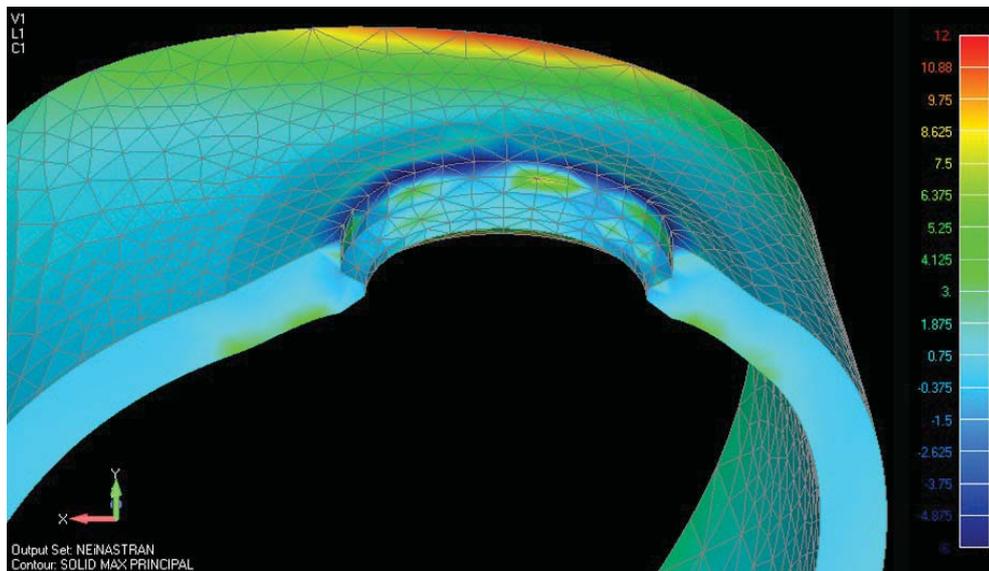
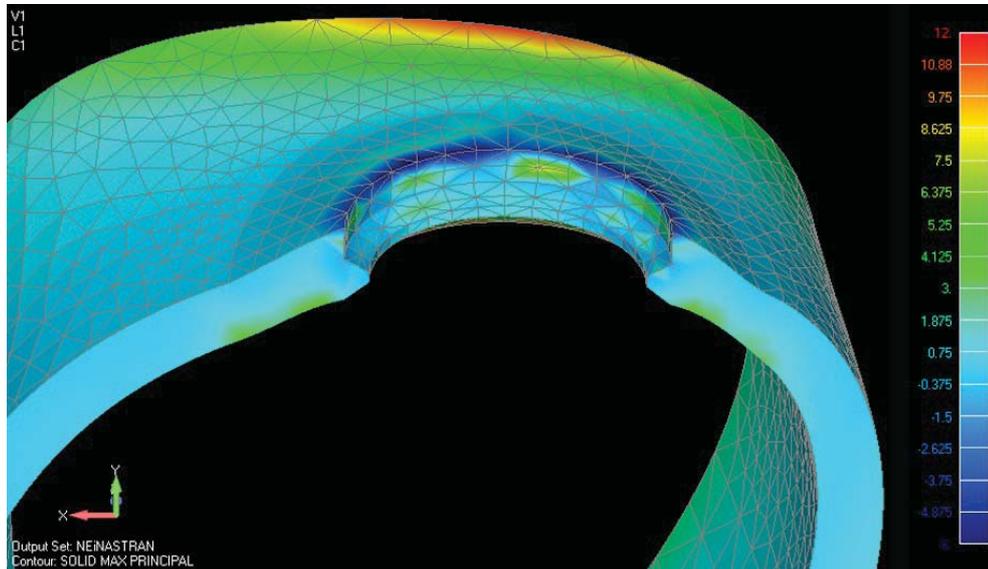
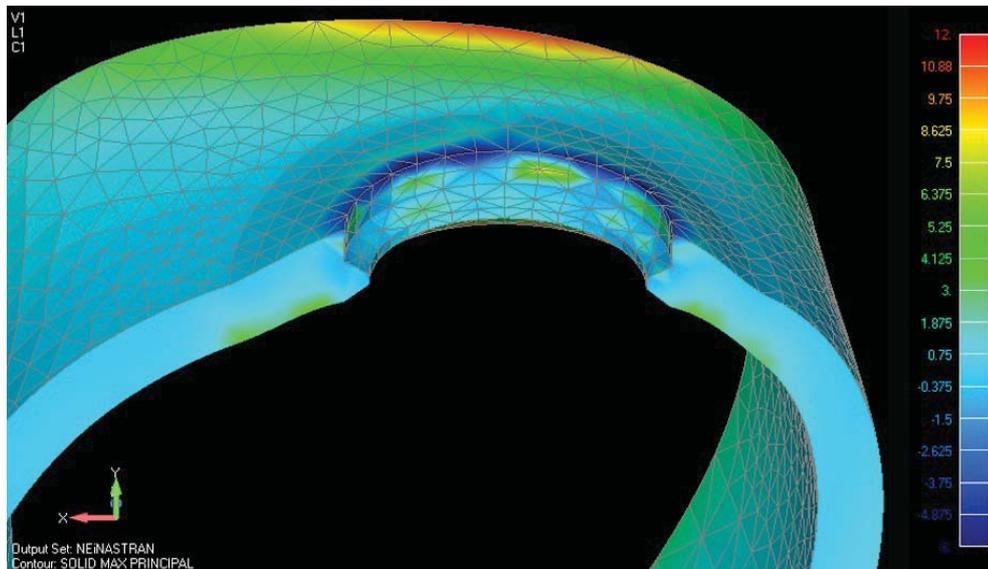


FIGURA 18 – Corte Osso Cortical Superior (Axial) – Coroa Porcelana/NiCr-5.0 mm

## 2. Capítulo 1

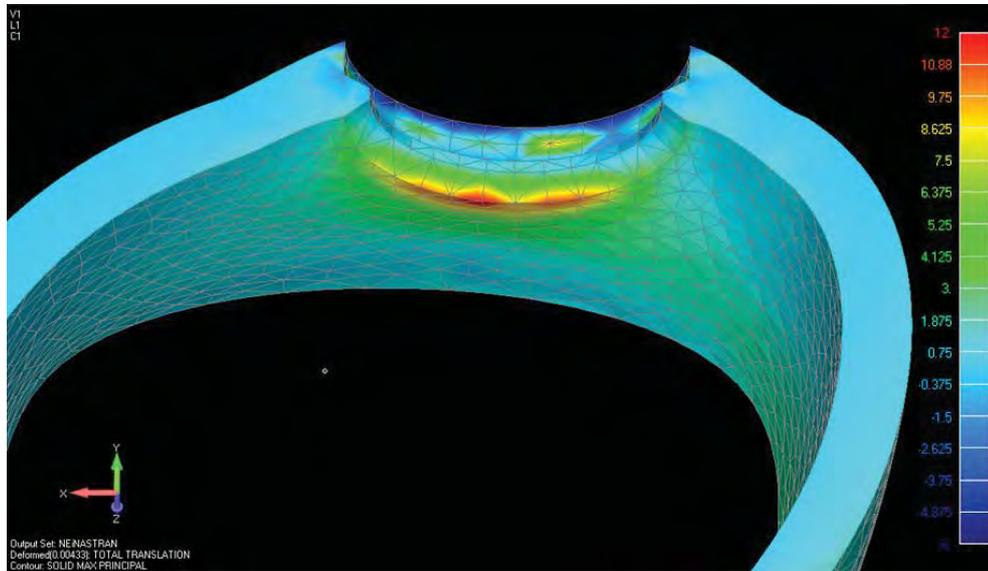


**FIGURA 19** – Corte Osso Cortical Superior (Axial) – Coroa Resina Composta/NiCr-5.0 mm

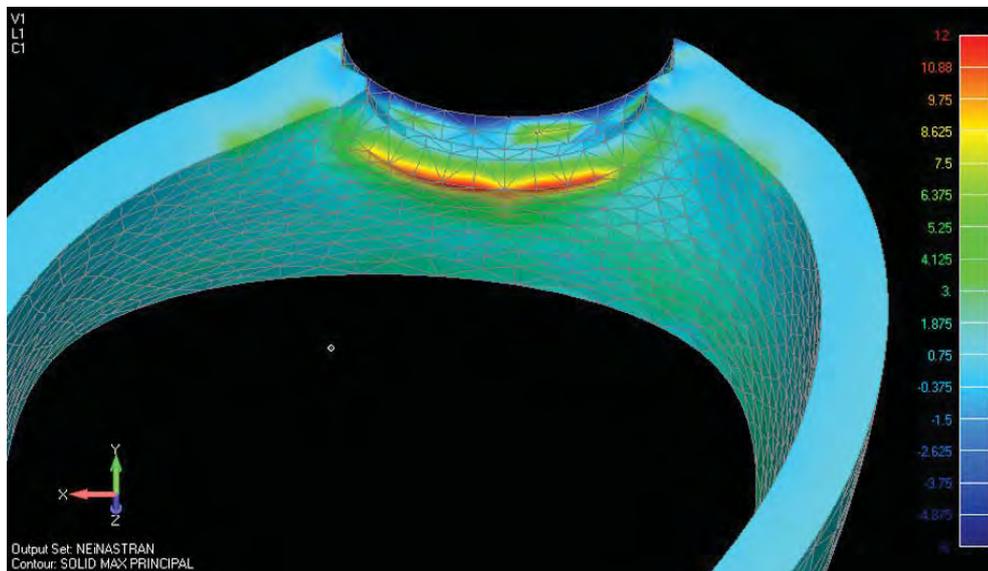


**FIGURA 20** – Corte Osso Cortical Superior (Axial) – Coroa Resina Acrílica/NiCr -5.0 mm

## 2. Capítulo 1



**FIGURA 21** – Corte Osso Cortical Inferior (Axial) – Coroa/NiCr-5.0 mm



**FIGURA 22** – Corte Osso Cortical Inferior (Axial) – Coroa Porcelana/NiCr-5.0 mm

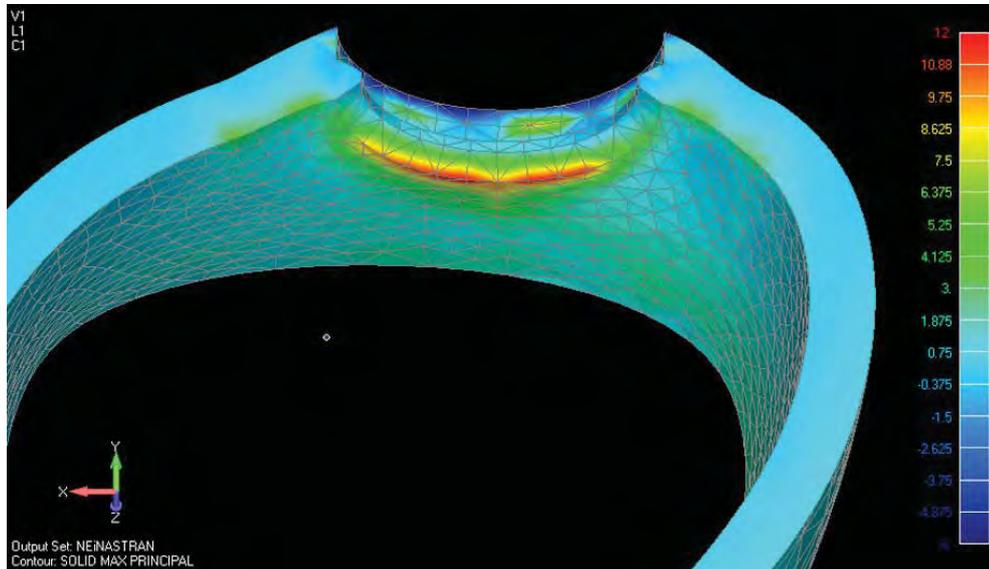


FIGURA 23 – Corte Osso Cortical Inferior (Axial) – Coroa Resina Composta/NiCr-5.0 mm

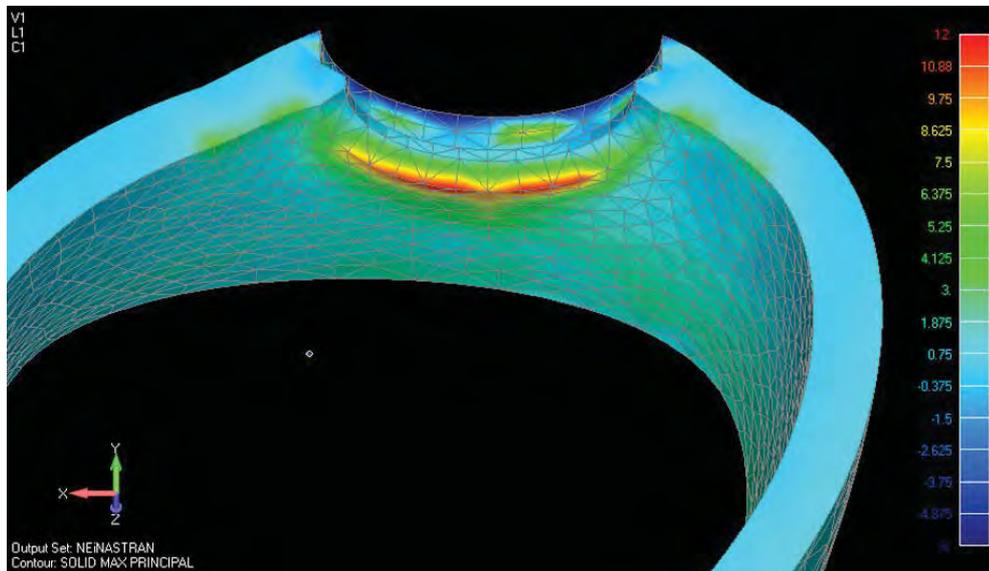


FIGURA 24 – Corte Osso Cortical Inferior (Axial) – Coroa Resina Acrílica/NiCr-5.0 mm

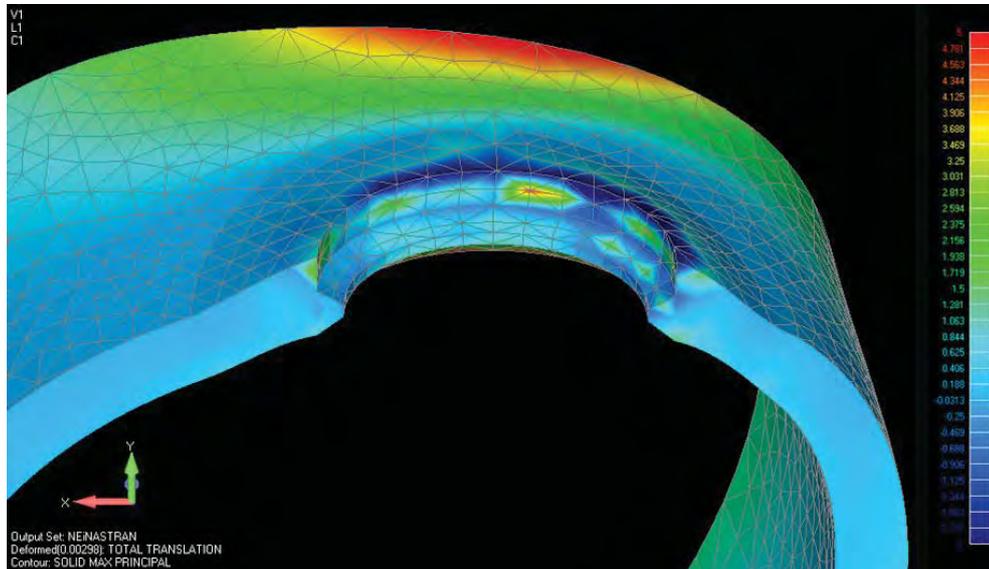


FIGURA 25 – Corte Osso Cortical Superior (Oblíqua) – Coroa total NiCr-5.0 mm

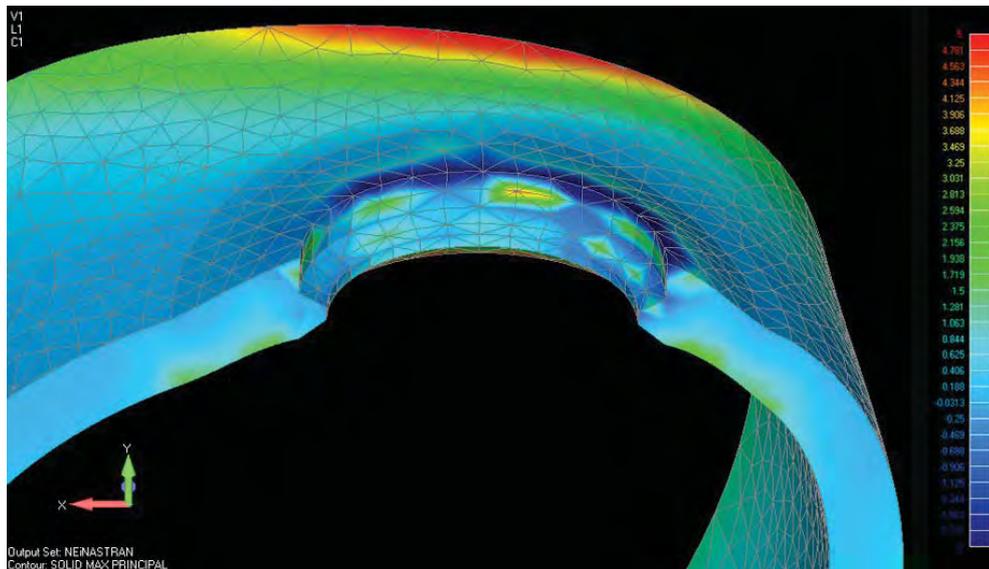
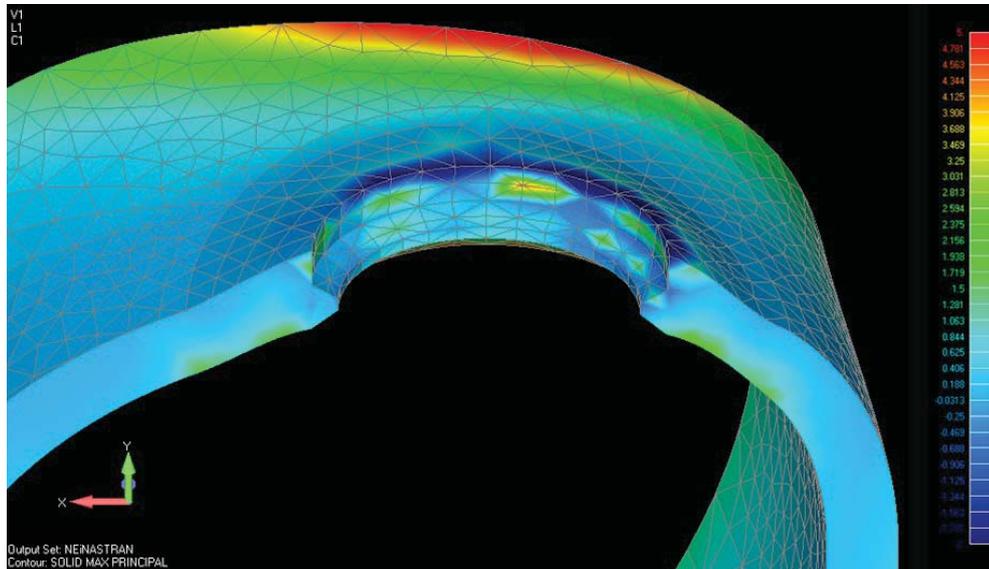
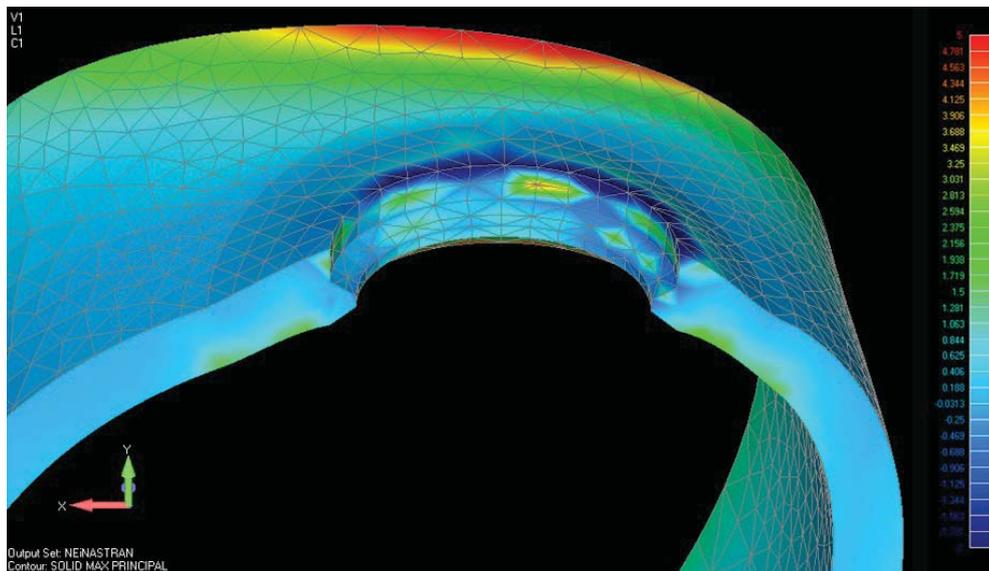


FIGURA 26 – Corte Osso Cortical Superior (Oblíqua) – Coroa Porcelana/NiCr-5.0 mm

## 2. Capítulo 1



**FIGURA 27** – Corte Osso Cortical Superior (Obliqua) – Coroa RC/NiCr-5.0 mm



**FIGURA 28** – Corte Osso Cortical Superior (Obliqua) – Coroa RA/NiCr-5.0 mm

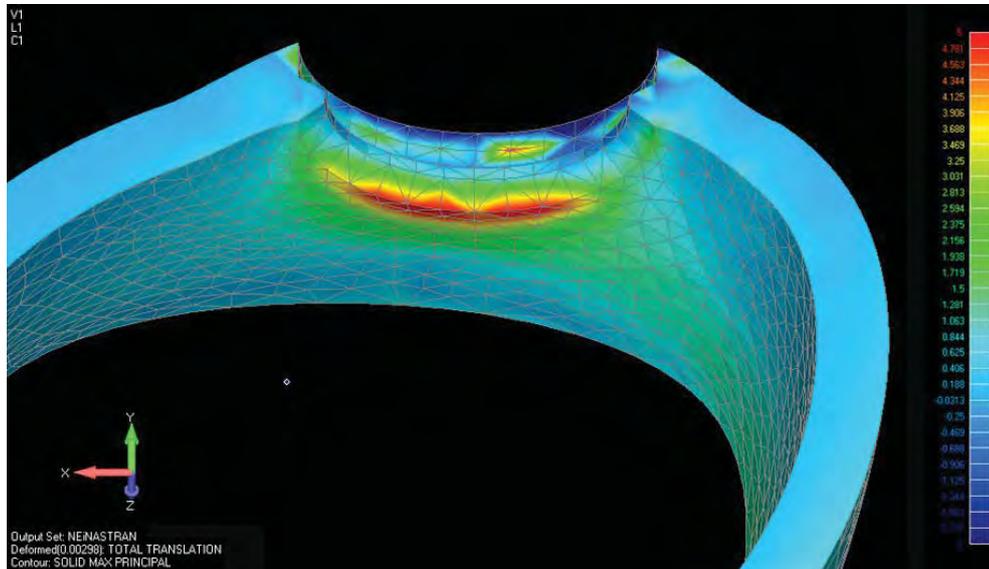


FIGURA 29 – Corte Osso Cortical Inferior (Obliqua) – Coroa total NiCr-5.0 mm

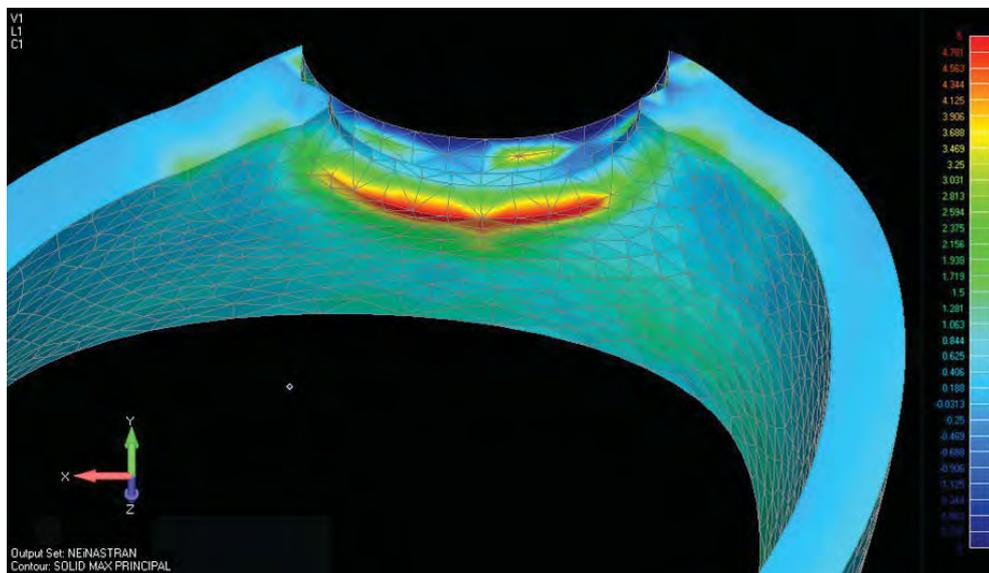
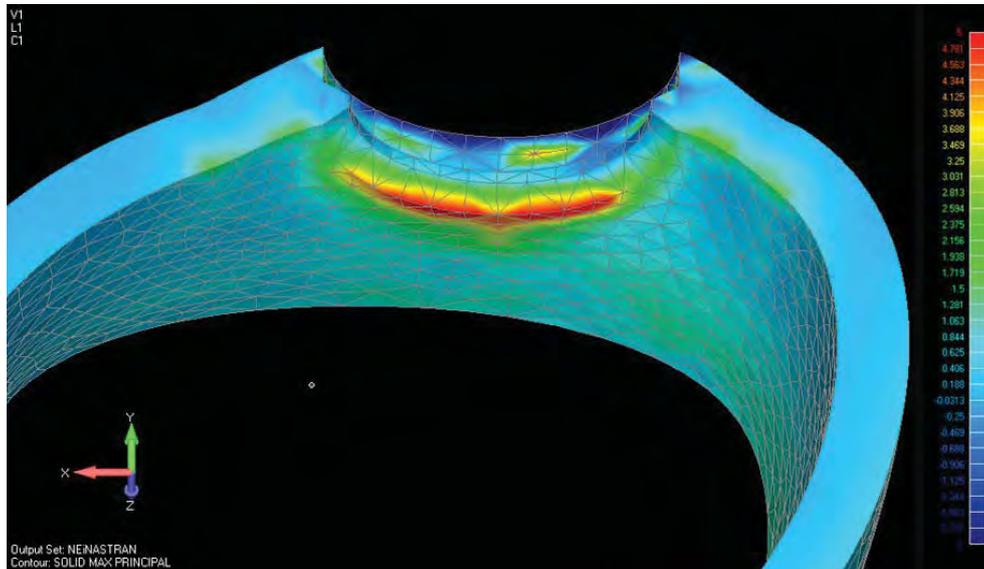
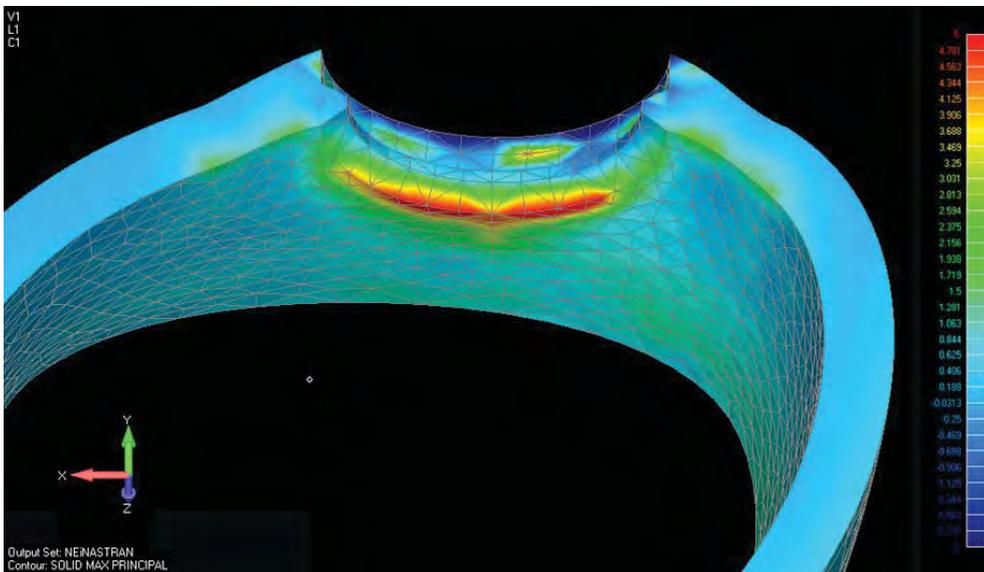


FIGURA 30 – Corte Osso Cortical Inferior (Obliqua) – Coroa Porcelana/NiCr-5.0 mm

## 2. Capítulo 1



**FIGURA 31** – Corte Osso Cortical Inferior (Obliqua) – Coroa RC/NiCr 5.0mm



**FIGURA 32** – Corte Osso Cortical Inferior (Obliquo) – Coroa RA/NiCr 5.0mm

**Osso trabecular**

Os mapas de tensão do osso trabecular estão representados nas figuras 33, 34, 35 e 36 (carga axial) e figuras 37, 38, 39 e 40 (carga oblíqua). A área de máxima tensão de compressão, em todos os modelos (axial), localizou-se no ápice do implante (ver franja de valor -0.5 MPa – -0.125 MPa).

Analisando-se comparativamente todos os modelos, em ambas as aplicações de carga, observou-se que o modelo coroa NiCr (figuras 33 e figuras 37) apresentou menor área de concentração de tensões compressivas no ápice do implante (ver franjas de valor -0.5 MPa – -0.125 MPa). Porém, as tensões de tração se distribuíram por uma maior área ao redor do implante quando comparado aos demais modelos (ver franja de valor 0.25 MPa – 1.125 MPa – figura 33). Em todos os modelos, as tensões de tração se distribuíram de forma semelhante ao redor do implante em direção lingual e vestibular.

## 2. Capítulo 1

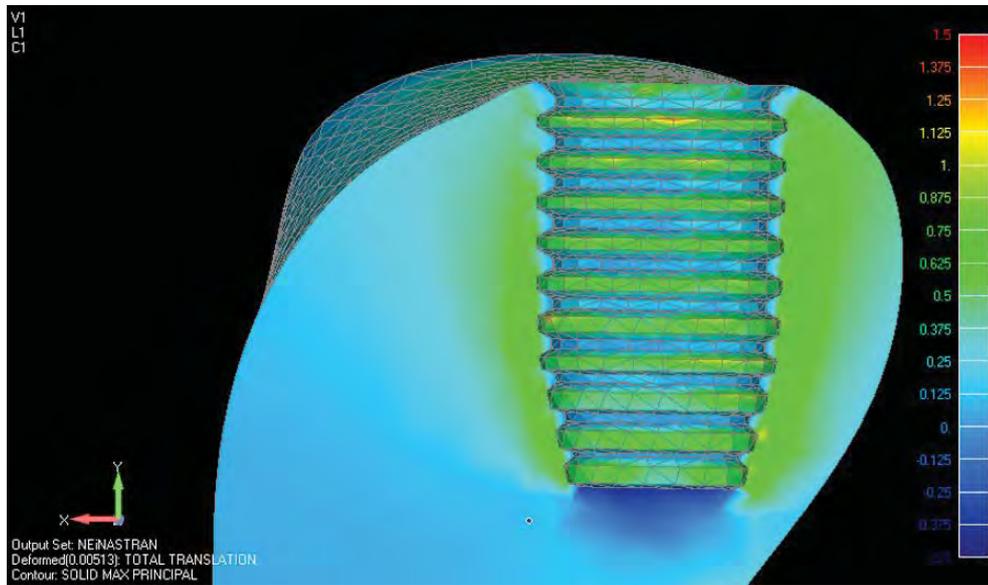


FIGURA 33 – Corte Osso trabecular (Axial) – Coroa total NiCr-5.0mm

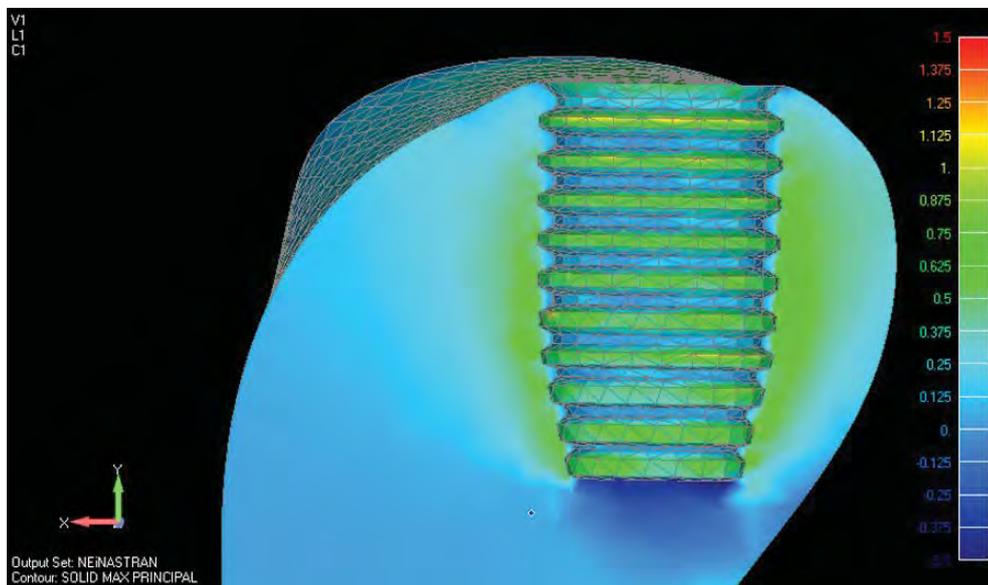


FIGURA 34 – Corte Osso trabecular (Axial) – Coroa Porcelana/NiCr-5.0mm

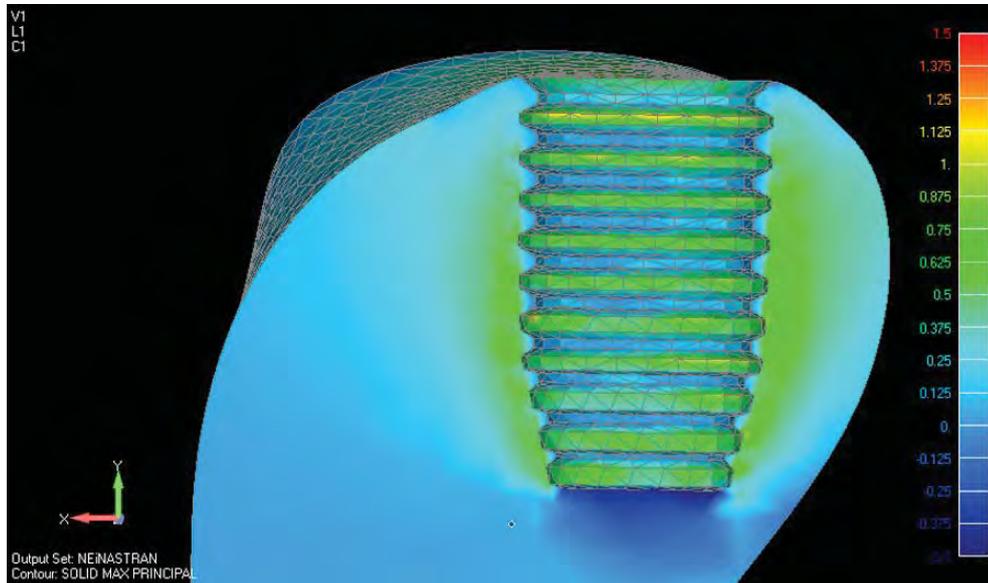


FIGURA 35 – Corte Osso trabecular (Axial) – Coroa RC/NiCr-5.0 mm

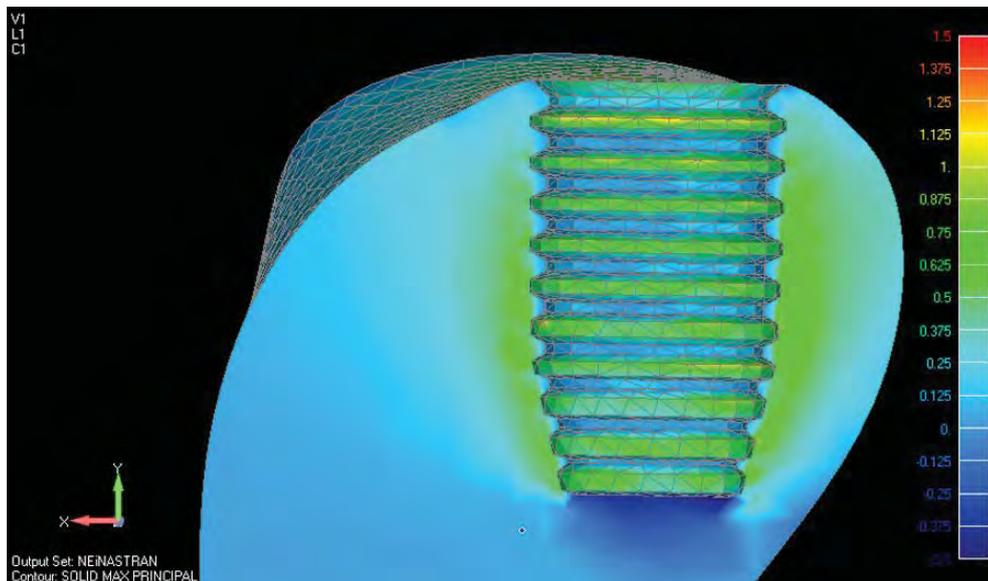


FIGURA 36 – Corte Osso trabecular (Axial) – Coroa RA/NiCr-5.0 mm

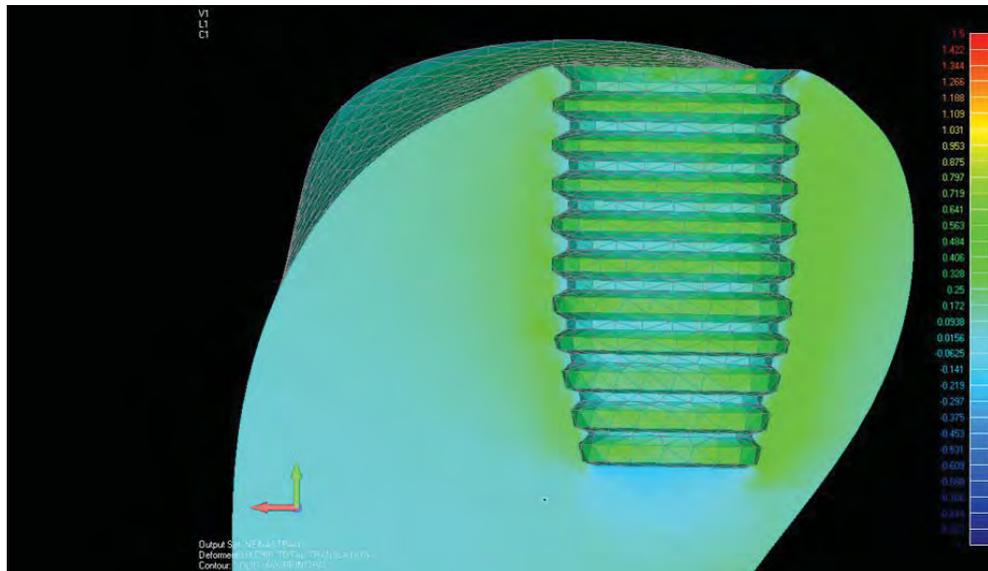


FIGURA 37 – Corte Osso trabecular (Obliquo) – Coroa total NiCr-5.0 mm

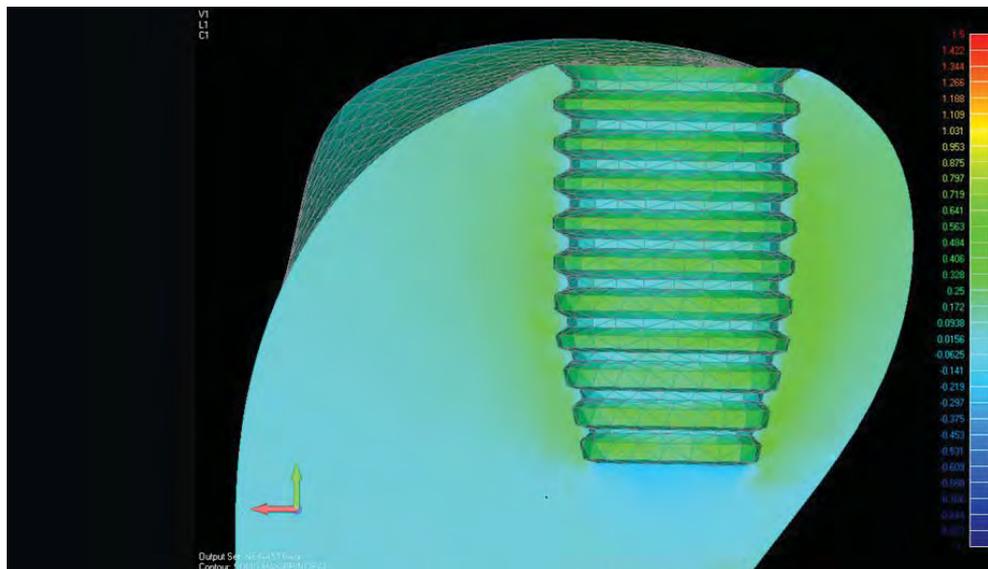


FIGURA 38 – Corte Osso trabecular (Obliquo) – Coroa Porcelana/NiCr-5.0 mm

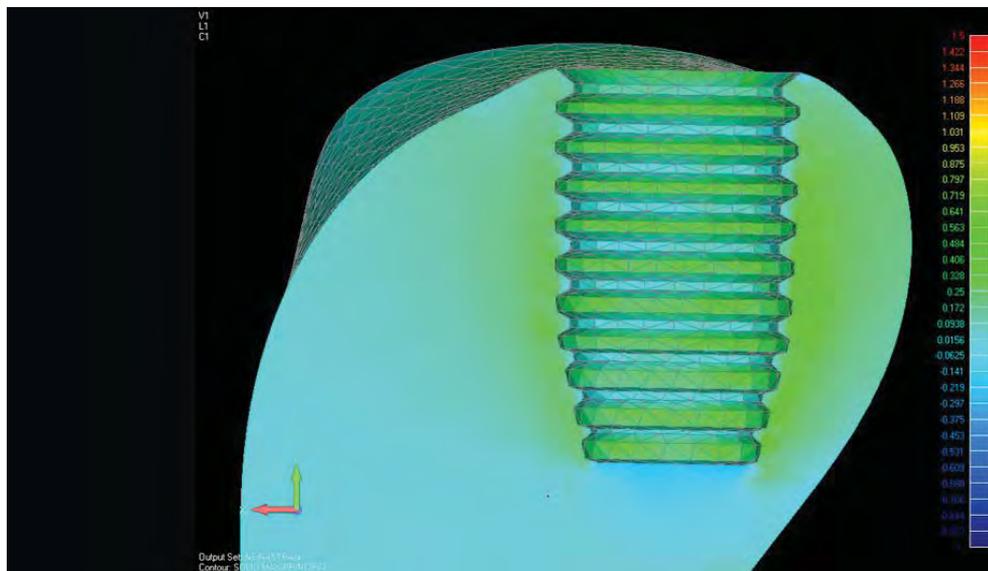


FIGURA 39 – Corte Osso trabecular (Oblíquo) – Coroa RC/NiCr-5.0 mm

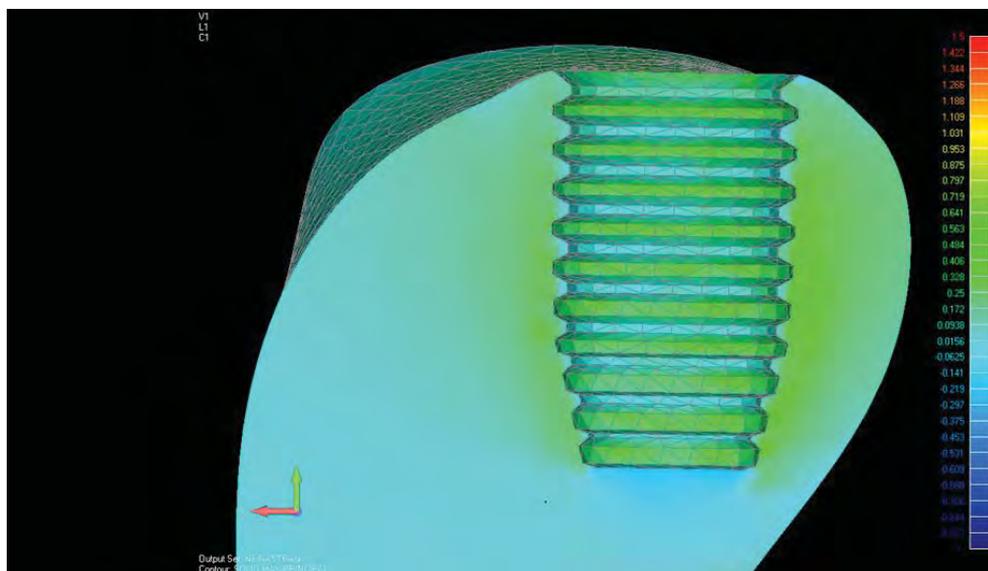


FIGURA 40 – Corte Osso trabecular (Oblíquo) – Coroa RA/NiCr-5.0 mm

## 2. Capítulo 1

---

### 2.6 Discussão

A utilização da análise de tensões von Mises permite a identificação de um valor de tensão a partir de uma força aplicada. 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>8</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 do limite de deformação reversível, ou seja, dentro do limite de proporcionalidade do material envolvido no estudo. Análises não lineares envolvem deformações plásticas.

Falhas mecânicas de implantes podem ser atribuídas a diversos fatores de sobrecarregamento destes, como forças não verticais, falta de suporte ósseo em volume e densidade, pequeno número de implante suportando uma prótese e incorreta angulação de implantes no osso.<sup>7,9</sup> O estudo do aperfeiçoamento dessas condições mecânicas é essencial para a evolução e aprimoramento da Implantodontia. Neste estudo, como o intuito foi avaliar apenas o material de cobertura oclusal, volume e quantidade ósseos, bem como a angulação do implante e o seu número, por ser uma prótese unitária, foram ideais. O único fator de risco do estudo foi o uso de cargas oblíquas.

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

## *2. Capítulo 1*

---

a mastigação funcional.<sup>1</sup> A carga mastigatória axial simulada, neste estudo, foi de 200 N, representando uma média registrada em pacientes com próteses sobre implantes.<sup>35</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.

Analisando-se o corte sagital dos mapas gerais de von Mises, observou-se maior tendência à concentração de tensão na interface infraestrutura metálica-implante, sendo a mesma propagada através do parafuso até a primeira ou segunda rosca do implante, como relatado por Çehreli et al.<sup>4</sup> Existe ainda concentração de tensões na interface material restaurador/infraestrutura metálica, principalmente quando o módulo de elasticidade dos dois materiais é bem divergente (resina acrílica/NiCr), estando de acordo com Stegaroiu et al.<sup>28</sup> Nesse sentido, os resultados obtidos neste estudo estão em conformidade com a literatura.

Diferenças muito significativas na distribuição de tensões de von Mises não foram encontradas entre os modelos estudados. Porém, o modelo com coroa total em Porcelana apresentou menor concentração de tensões na interface infraestrutura/material restaurador, sendo seguido do modelo em resina composta e em resina acrílica. Isso provavelmente se deve ao fato de que a diferença do módulo de elasticidade dos materiais oclusais não são capazes de alterar significativamente a distribuição de tensões conforme relatado por Bassit et al.<sup>29</sup>, no osso e em infraestruturas.

## 2. Capítulo 1

---

O mesmo ocorreu na interface entre implante e estrutura óssea, quando da análise de tensão máxima principal. Esses dados colaboram com pesquisas que comprovaram, por diferentes metodologias, como elementos finitos<sup>21,27,28,30</sup> e strain-gauge<sup>22,23,29,31</sup> a não existência de diferenças relevantes na utilização de próteses implantossuportadas de resinas ou de porcelana. Além disso, quando houve alguma diferença, esta chega a ser da ordem de 0.5 MPa, o que pode ser considerado desprezível diante dos limites fisiológicos do osso cortical e trabecular.

Um outro fator é que o tipo de modelo é muito variável entre os estudos citados.<sup>10,11,18,20,22,23,28,30,31</sup> Alguns estudos utilizaram próteses fixas de 3 elementos,<sup>10,23,28,30</sup> o que poderia alterar o resultado, levando-se em consideração a existência de um pântico.

Semelhante ao nosso modelos, outros estudos avaliaram implantes unitários.<sup>18,20,22,31</sup> Nossos resultados estão acordo com Soumeire & Dejou et al.<sup>22</sup> e Stegaroiu et al.<sup>31</sup> que observaram não existir diferença entre os diferentes materiais oclusais utilizados no carregamento de um único implante. No entanto, nosso resultado é divergentes dos demais como Skalak et al.<sup>18</sup>, Skalak et al.<sup>9</sup> e Gracis et al.<sup>20</sup>, que julgam a resina acrílica melhor opção para distribuição de tensões no osso, esses estudos, porém utilizaram a metodologia de strain gauge para a realização dos testes.

Empregando-se a mesma metodologia utilizada neste estudo, Papavasiliou et al.<sup>21</sup> observaram, em implante IMZ (Interpore International, Irvine, Calif.), a não existência de diferença na distribuição de tensões entre resina acrílica e porcelana feldspática, concluindo que as maiores condições de micro-fratura óssea foram cargas oblíquas, a magnitude da carga oclusal e a ausência de cortical óssea. Da mesma forma, Juodzbaly et al.<sup>5</sup>, observaram em Implante Osteofix Dental Implant

## *2. Capítulo 1*

---

System (Oulu, Finlândia) a não existência de diferença de distribuição de tensões entre resina modificada e porcelana, quando submetidos a cargas estáticas, concordando em parte com este estudo. No entanto, no carregamento dinâmico, a resina modificada apresentou redução das tensões de 6,5%. Ainda é importante ressaltar que nos estudos de Papavasiliou et al.<sup>21</sup> e Juodzbalys et al.<sup>5</sup> utilizou-se, para análise o critério de von Mises apenas, não sendo o tipo de análise mais indicada para o osso, considerando ser um material viscoelástico, que requer análise através de tensão máxima principal.<sup>8</sup>

Os resultados observados por Wang et al.<sup>30</sup> mostraram (implante Sulzer Calcitek, Carlsbad, CA) a não existência de melhoria na distribuição de tensões em coroas com diferentes materiais de revestimento (Ouro, Porcelana, Resina), esse resultado concorda em parte com nossos estudos, já que o autor também realizou análise de implantes espiantados.

Ainda em relação ao osso, as tensões foram mais altas para o osso cortical e estiveram localizadas nas primeiras roscas do implante. A cortical óssea possui módulo de elasticidade cerca de 7 a 10 vezes maior que o osso trabecular e, quando submetida a forças transversais, atua como fulcro<sup>17</sup>, concentrando as maiores tensões, em comparação ao osso trabecular. Nesse sentido, há um consenso na literatura sobre essa concentração,<sup>17,21</sup> o que não foi diferente neste estudo.

Em todos os modelos de osso cortical, as áreas de tensão de compressão -2 MPa - -0.25 MPa (carregamento oblíquo) e tração 0.75 MPa - 12 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>21</sup> sendo que o limite elástico seria aproximadamente 60 MPa. Em todos os modelos (carregamento

## 2. Capítulo 1

---

oblíquo) de osso trabeculado as áreas de tensão de compressão estiveram no valor de -1 MPa – -0.141 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>21</sup> Assim, teoricamente, os dados deste estudo não sobrecarregariam de maneira danosa os limites de deformação linear dos materiais envolvidos e, clinicamente.

O efeito protetor da resina acrílica foi estabelecido teoricamente por Skalak et al.<sup>18</sup> e por Skalak et al.<sup>19</sup>, clinicamente por Misch et al.<sup>32</sup> e em experimentos *in vitro* por por Gracis et al.<sup>20</sup> não foi observado neste estudo. Entretanto, resultados semelhantes aos observados neste estudo foram descritos pela literatura recente.

2,21,22,27-29

Assim, postula-se que o “efeito protetor” possa ser mais consequência do próprio desgaste da resina acrílica, que é muito mais intenso do que o da porcelana, e que, de certa forma, compensaria uma deficiência de ajuste oclusal.<sup>10</sup> Além disso, Juodzbalys et al.<sup>5</sup> acreditam que a espessura do material restaurador utilizado não seria capaz de imprimir redução na força de impacto oclusal, em comparação com o volume e a dureza da infraestrutura e implante. E, que, devido ao desgaste acentuado, poderia se desenvolver uma mastigação não funcional (patológica), em longo prazo, sendo, portanto, a reabilitação com resina mais prejudicial que a reabilitação com porcelana.<sup>10</sup>

Clinicamente, a cerâmica pode ser considerada como principal material oclusal de eleição, pois apresenta vantagens perante outros materiais (polímeros) tais como estética, facilidade de higienização, maior resistência à fratura e durabilidade.<sup>13,21,22</sup> Estudos longitudinais<sup>24,25,26</sup> e de revisão de literatura<sup>2,13,15,24</sup> suportam a afirmação de que a cerâmica seria material de primeira escolha nas reabilitações orais.

## *2. Capítulo 1*

---

Apesar de não existir neste estudo diferenças significativas entre utilizar porcelana, resina acrílica ou composta, extrapolando clinicamente, se houver contatos prematuros por deficiência de ajuste oclusal do profissional, principalmente nos movimentos lateroprotrusivos, a resina, material com maior resiliência, permitirá desgastes, entretanto a porcelana não permite o mesmo, já que é um material com maior resistência e maior dureza, assim poderá transmitir uma força acima do limiar fisiológico tolerado pelo osso. Portanto, um ajuste oclusal adequado pelo profissional é importante para garantir resultados mais duradouros para a reabilitação.

## *2. Capítulo 1*

---

### **2.7 Conclusão**

Com base na metodologia utilizada e nas condições do estudo foi possível concluir que:

- Não houve diferenças significantes na distribuição de tensões ao implante e estruturas suporte, variando-se o material de cobertura oclusal, independentemente do sentido de aplicação da carga mastigatória.

**2.8 Referências:**

1. 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.
2. Vidyasagar L, Apse P. Restorative factors that affect the biomechanics of the dental implant. *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal.* 2003;5:123-128.
3. Himmlová L, Dostálová T, Kácovsky A, Konvichová S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;91:20-25.
4. 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.
5. Juodzbaly G, Kubilius R, Eidukynas V, Raustia AM. Stress distribution in bone: single-unite implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant Dent.* 2005;14:166-175.
6. Petrie C, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: Influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:486-494.

## *2. Capitulo 1*

---

7. Georgiopoulos B, Kalioras B, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2 D finite element analysis. *J Oral Implantol.* 2007;33:243-256.
8. 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.
9. Abu-Hammad O, Khraisat A, Dar-Odeh N, Jagger DC, Hammerle CH. The staggered installation of dental implants and its effect on bone stresses. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2007;9:121-127.
10. 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.
11. Ciftçi Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant supported fix prosthesis using different veneering material. *Int J Prosthodont.* 2001;14:406-411.
12. Stegaroiu R, Khraisat A, Nomura S, Miyakawa O. Influence of superstructure materials on strain around an implant under 2 loading conditions: a technical investigation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:735-742.
13. Carlsson GE. Dental occlusion: modern concepts and their application in implant prosthodontics. *Odontology.* 2009;97:8-17.
14. 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. Capítulo 1*

---

15. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:26-35.
16. Hughes JM, Petit MA. Biological underpinnings of Frost's mechanostat thresholds: the important role of osteocytes. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2010;10:128-135.
17. 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.
18. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49:843-848.
19. Skalak R. Aspects of biomechanical considerations. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson editors. *Tissue integrated prostheses.* Chicago: Quintessence Publishing Co;1985:117-128.
20. Gracis SE, Nicholls JI, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodontics.* 1991;4: 282-91.
21. 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.
22. Soumeire J, Dejou J. Shock absorbability of various restorative materials used on implants. *J Oral Rehabil.* 1999;26:394-401.

## *2. Capítulo 1*

---

23. Hobkirk JA, Psarros KJ. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7:345-352.
24. Lambert FE, Weber HP, Susarla SM, Belser UC, Gallucci GO. Descriptive analysis of implant and prosthodontic survival rates with fixed implant-supported rehabilitations in the edentulous maxilla. *J Periodontol.* 2009;80:1220-30.
25. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent.* 1992;67:236-45.
26. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9:90-4.
27. 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.
28. 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.
29. Bassit R, Lindstrom H, Rangert B. In vivo registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2002;17:17-23.
30. 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.

## *2. Capítulo 1*

---

31. Stegaroiu R, Khraisat A, Nomura S, Miyakawa O. Influence of superstructure materials on strain around an implant under 2 loading conditions: a technical investigation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19:735-742.
32. Misch CE. Progressive bone loading. In: Misch CE, editor. *Contemporary Implant Dentistry*, 2<sup>nd</sup> ed. St. Louis: Mosby;1999:595-608.
33. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Brånemark PI, Zarb George, Tomas A. *Tissue-Integrated Prosthesis: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence;1985:199-209.
34. Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J Dent Res*. 1987;66: 1493-1498.
35. Falcón-Antenucci RM, Pellizzer EP, de Carvalho PS, Goiato MC, Noritomi PY. Influence of cusp inclination on stress distribution in implant-supported prostheses. A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont*. 2010;19:381-386.

# Capítulo 2



## 2. *Capítulo 2*

---

### **Análise da tensão óssea com diferentes diâmetros e materiais oclusais das próteses unitárias sobre implantes. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais**

#### **3.1 Resumo**

**Proposta:** o objetivo deste estudo foi avaliar a distribuição das tensões no tecido ósseo em prótese unitária com implantes de largo diâmetro e convencional, com diferentes materiais oclusais da coroa, por meio do método dos elementos finitos 3-D. **Materiais e método:** foram confeccionados 8 modelos, compostos por um bloco ósseo, com implante de diâmetros 3.75 e 5.0mm e coroa implantossuportada com diferente material oclusal: resina composta, resina acrílica, porcelana e coroa total NiCr. Foi aplicada uma carga axial (200N) e oblíqua (100N). **Resultados:** Na carga axial, o osso cortical não mostrou grandes diferenças entre todos os modelos e o osso trabecular sofreu um aumento das tensões de tração, com a diminuição do diâmetro do implante. Para cargas não-axiais, o osso cortical sofreu aumento significativo das tensões de tração do mesmo lado da aplicação da carga quando se diminuiu o diâmetro do implante. O osso trabecular mostrou essa mesma tendência, embora mais discreta. Não houve diferenças no tecido ósseo pela variação do material oclusal. **Conclusão:** o material de cobertura oclusal não interfere na distribuição de tensões nos tecidos de suporte da prótese implantossuportada unitária. O uso de implantes de largo diâmetro auxilia na transmissão das cargas oclusais para o tecido ósseo, diminuindo principalmente as tensões sob aplicação de cargas não-axiais.

**Palavras-Chave:** Implante dentário. Prótese dentária fixada por implante.

Biomecânica.

## 2. *Capítulo 2*

---

### 3.2 **Introdução\***

Os fatores biomecânicos desempenham importante papel para a longevidade dos implantes osseointegráveis.<sup>1-5</sup> As complicações mecânicas mais frequentes relatadas dizem respeito a fraturas de parafusos das próteses, fraturas de peças intermediárias, fratura de material estético ou da infraestrutura.<sup>6</sup> Para o sucesso da Implantodontia é necessário não apenas previsibilidade no tratamento, mas também aperfeiçoar a distribuição de tensões no conjunto prótese/implante/osso.

Os relatos a fim de se estabelecer fundamentos científicos para análise biomecânica do funcionamento do implante dentário vêm sendo intensificados, uma vez que a transferência da carga à interface osso-implante depende de alguns fatores, tais como: tipo de carga, propriedades do material do implante e da prótese, qualidade e quantidade de osso circundante, geometria do implante (comprimento, diâmetro e forma) e característica da superfície do implante.<sup>7-17</sup> É aceito que a intensidade da força mastigatória pode levar a uma sobrecarga do implante se for ultrapassado o limiar fisiológico ósseo de tolerância (individual), podendo ocasionar falhas nas reabilitações ou perdas dos implantes osseointegrados.<sup>18,19</sup> De qualquer forma, o material de cobertura oclusal recebe força mastigatória e a transmite para o implante e osso de sustentação.

Entende-se que não existe um consenso sobre o melhor material de revestimento oclusal para distribuição de tensões.<sup>19,20,21</sup> Alguns pesquisadores sustentam a capacidade do efeito de redução do impacto de forças, quando da utilização de resinas modificadas ou acrílicas.<sup>22,23,24</sup> Alguns estudos apontam não existirem diferenças significantes em modelos com diferentes materiais oclusais (porcelanas, resinas).<sup>15,21</sup> Estudos utilizando a metodologia de strain-gauge

\*O Artigo está colocado nas normas da revista *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* – Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação-FOA/UNESP

## *2. Capítulo 2*

---

avaliaram diferentes materiais oclusais, não se observando diferença na distribuição de tensão em coroas feitas de resina ou porcelana.<sup>15,25</sup>

Outro aspecto importante na distribuição de tensões em implantes diz respeito ao seu diâmetro. Em regiões onde existe espessura óssea suficiente, áreas pobres em qualidade óssea (osso tipo IV) e em imediata instalação após cirurgia de extração de um implante fraturado, a indicação de um implante de largo diâmetro é precisa.<sup>26</sup> A literatura aponta que o melhor benefício biomecânico para esses implantes seria a distribuição de tensões mais eficientes.<sup>9,26,27-31</sup>

Outro ponto importante diz respeito à deformação do material. Quando a deformação é colocada em um eixo horizontal e a tensão aplicada é colocada em um eixo vertical; essa relação permite obter a flexibilidade do material ou módulo de elasticidade. Quanto menor a força aplicada no osso, menor será a microdeformação e, portanto, uma forma de diminuir esse processo é aumentar a área funcional da interface osso implante<sup>32</sup>. Assim, a dissipação de tensões é otimizada com o aumento do seu diâmetro.

Entende-se que a magnitude e a localização da concentração de tensões é um ponto-chave para a longevidade dos implantes osseointegráveis. Portanto, aperfeiçoar o carregamento, principalmente considerando-se que a maior concentração de tensões ocorre na interface implante/pilar protético, é essencial. De acordo com o princípio de Saint Venant's, se forem aplicadas cargas concentradas em um modelo, os elementos na vizinhança imediata dos pontos de aplicação das cargas estarão submetidos a tensões muito elevadas, enquanto os outros elementos próximos da extremidade praticamente não serão afetados pelas cargas. Portanto, pode-se observar aumento de concentração de tensões até a junção

## *2. Capítulo 2*

---

implante/infraestrutura e isso pode aumentar a magnitude de tensão na região, podendo causar perda óssea.<sup>33</sup>

Do ponto de vista metodológico, o Método dos Elementos Finitos 3D (MEF-3D) tem se mostrado como uma ferramenta eficaz para examinar os comportamentos de carregamentos em próteses implantossuportadas, e osso peri-implantar.<sup>29,34</sup>

Diante do exposto, apesar das pesquisas que apresentam análise biomecânica em Implantodontia serem de grande relevância, pois aperfeiçoam a técnica de reabilitação com implantes, a literatura ainda é escassa em estudos que avaliam a influência do material de composição de próteses implantossuportadas unitárias com diferentes diâmetros de implantes osseointegráveis, sendo importante essa análise para orientar futuros planejamentos e o desenvolvimento ou aprimoramento de materiais na reabilitação com próteses implantossuportadas.

## *2. Capítulo 2*

---

### **3.3 Proposição**

O propósito deste estudo foi avaliar a influência de diferentes materiais de cobertura oclusal na confecção de próteses fixas implantossuportadas unitárias, com diferentes diâmetros de implantes osseointegráveis, na distribuição de tensões no tecido ósseo, sob aplicação de cargas axiais e oblíquas, pelo método dos elementos finitos tridimensionais.

## 2. Capítulo 2

---

### 3.4 Materiais e Método

Para este estudo foram confeccionados 8 modelos tridimensionais (Tabela 1), representados por uma secção de osso mandibular com um implante e uma coroa sobre implante. O bloco de osso, com 25,46 mm de altura, 13,81 mm de largura e 13,25 mm de espessura, é composto por osso trabecular, no centro, circundado por 1 mm de osso cortical, da região do segundo molar mandibular, simulando um osso tipo III.<sup>35</sup>

**Tabela 1 - Especificações dos modelos**

Modelo	Descrição
<b>A</b>	Implante unitário de 3.75 x 10 mm com coroa total NiCr
<b>B</b>	Implante unitário de 3.75 x 10 mm com coroa em infraestrutura de NiCr e com cobertura estética em porcelana feldspática
<b>C</b>	Implante unitário de 3.75 x 10 mm com coroa em infraestrutura metálica (NiCr) com cobertura estética em resina composta
<b>D</b>	Implante unitário de 3.75 x 10 mm com coroa em infraestrutura metálica (NiCr) com cobertura estética em resina acrílica
<b>E</b>	Implante unitário de 5.00 x 10 mm com coroa total NiCr
<b>F</b>	Implante unitário de 5.00 x 10 mm com coroa em infraestrutura de NiCr e com cobertura estética em porcelana feldspática
<b>G</b>	Implante unitário de 5.00 x 10 mm com coroa em infraestrutura metálica (NiCr) com cobertura estética em resina composta
<b>H</b>	Implante unitário de 5.00 x 10 mm com coroa em infraestrutura metálica (NiCr) com cobertura estética em resina acrílica

## 2. Capítulo 2

---

O osso (trabecular e cortical) foi obtido a partir da recomposição de uma tomografia computadorizada da secção transversal na região de molar; transferida ao programa InVesalius (CenPRA, São Paulo, Brasil). A partir da imagem bidimensional da tomografia, o programa InVesalius permite criar modelos virtuais tridimensionais. Posteriormente, o modelo foi exportado ao programa Rhinoceros<sup>®</sup> 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA) para modelagem final das superfícies envolvidas no estudo.

A geometria de dois implantes rosqueáveis, hexágono externo de 5.00 x 10 mm e hexágono externo de 3.75 x 10 mm (Conexão Master Screw, Sistemas de Próteses, São Paulo, Brasil) foi utilizada como referência para a elaboração dos modelos de implante, bem como dos componentes utilizados na infraestrutura. Estes foram desenhados e simplificados virtualmente usando o programa de desenho assistido SolidWorks<sup>®</sup> 2006 (SolidWorks Corp, Massachusetts, USA).

A coroa parafusada do tipo UCLA foi simulada com 4 diferentes materiais de revestimento oclusal: uma coroa total de NiCr, uma coroa com uma infraestrutura de Níquel-Cromo e porcelana feldspática<sup>36</sup>, um modelo com a infraestrutura de de NiCr e Resina Composta e, uma coroa com infraestrutura de NiCr com resina acrílica. A montagem da coroa com infraestrutura metálica e o implante foram realizados no programa SolidWorks<sup>®</sup>, para sua posterior inserção na porção óssea.

A superfície externa da coroa foi obtida a partir de um dente artificial, um segundo molar mandibular, obtido de um manequim odontológico experimental (Odonfix, Ind. Com. Mat. Odont. Ltda., Brasil), o qual foi digitalizado por meio de um *scanner* de superfície (Roland DG, São Paulo, Brasil). A imagem tridimensional digitalizada foi exportada ao programa Rhinoceros<sup>®</sup> 3D 4.0 para realização do detalhamento das superfícies, bem como para a montagem final dos modelos,

## *2. Capítulo 2*

---

inserindo o conjunto implante e pilar protético como coroa no bloco ósseo. Após essa montagem, os conjuntos foram exportados para o programa FEMAP<sup>®</sup> 10, um programa para pré e pós-processamento de modelos de elementos finitos, que permite importação de geometrias, geração de malhas, configuração de propriedades mecânicas e modelos de materiais e simulação de comportamento físico.

Assim, iniciou-se a geração das malhas de elementos finitos para análise. Inicialmente foram incorporadas as propriedades mecânicas correspondentes a cada material, a saber, módulo de Young e coeficiente de Poisson, determinados a partir de valores obtidos na literatura, como mostrados na Tabela 2. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos.

Definidas as propriedades mecânicas dos materiais envolvidos, foram geradas as malhas de elementos finitos para cada estrutura envolvida no estudo. Para isso, utilizou-se o elemento sólido tetraédrico parabólico padrão do FEMAP 10, já que as estruturas simuladas eram sólidas.

O modelo foi definido estabelecendo-se as condições de contorno, restrição e carregamento que mais se aproximassem de uma situação clínica real. Assim, como o comportamento do fenômeno observado ficou dentro do campo da linearidade, apesar de ser uma estrutura altamente complexa, a análise realizada, portanto, foi do tipo linear. O bloco de osso foi fixado nos três planos do espaço, nas faces cortadas (laterais), tendo a base ficado livre ou suspensa. Todas as superfícies de contato entre as estruturas do estudo foram simuladas por contato colado, ou seja, contato onde se impede que ocorra penetração, deslizamento ou afastamento entre as superfícies envolvidas. A única exceção, para se aproximar de uma situação clínica real, foi o contato entre o pilar protético e o implante, simulado do tipo

## *2. Capítulo 2*

---

justaposto. O carregamento total foi de 200N<sup>36</sup> em direção axial, realizado em 4 pequenas áreas de superfície, fracionados em 50N em cada área, normal à superfície das vertentes triturantes, em cada cúspide. O carregamento oblíquo foi de 100 N, feito através da supressão das cargas sobre as cúspides vestibulares, numa tentativa de aproximação de situação clínica real.

Finalizadas todas as configurações do problema matemático, a análise foi gerada no programa FEMAP 10 e exportada para resolução no núcleo de solução do programa de elementos finitos NEiNastran<sup>®</sup> 9.0 (Noran Engineering, Inc., EUA), para obtenção dos resultados. Após cálculo dos resultados, estes foram exportados novamente ao programa FEMAP 10 para visualização gráfica dos mapas de tensão e/ou deslocamento. Os resultados obtidos foram visualizados por meio de mapas de tensão de von Misses e Tensão Máxima Principal para indicar os níveis e padrões da concentração de tensão.

Todo o processamento dos modelos, incluindo a análise, foi executado em uma estação de trabalho da Sun (Sun Microsystems Inc., São Paulo, Brasil) com as seguintes características: Processador Opteron 64, AMD duplo núcleo, 4 GB de memória RAM, 250GB de HD.

## 2. Capítulo 2

---

**Tabela 2 - Propriedades dos Materiais**

<b>Estruturas</b>	<b>Módulo de Elasticidade (E) (GPa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson (<math>\nu</math>)</b>	<b>Referências</b>
Osso Trabecular	1.37	0.30	Sertgoz et al. <sup>16</sup>
Osso Cortical	13.7	0.30	Sertgoz et al. <sup>16</sup>
Titânio	110.0	0.35	Stegarioiu et al. <sup>13</sup>
Liga NiCr	206.0	0.33	Hojjatie & Anusavice <sup>37</sup>
Porcelana Feldspática	82.8	0.35	Papavasiliou et al <sup>14</sup>
Resina Acrílica	2.4	0.35	Stegarioiu et al. <sup>13</sup>
Resina Composta	16.6	0.24	Stegarioiu et al. <sup>13</sup>

## 2. *Capítulo 2*

---

### 3.5 Resultado

Os resultados obtidos neste estudo foram plotados em mapas de tensão de máxima principal, com unidades em Mega-Pascal (MPa). Algumas estruturas foram plotadas individualmente para melhor visualização dos resultados.

#### **Tensão máxima principal**

#### **Osso Cortical**

##### ➤ Força Axial

As figuras 1, 2, 3, 4 (corte osso cortical vista superior – Implante de 3.75mm), 5, 6, 7, 8 (corte osso cortical vista inferior – implante de 3.75mm), 9, 10, 11, 12 (corte osso cortical vista superior – implante de 5.00mm), 13, 14, 15 e 16 (corte osso cortical vista inferior – implante de 5.00mm) ilustram os mapas de tensão máxima principal do osso cortical para aplicação de força axial.

Em todos os modelos, observa-se que as áreas de concentração de tensões se localizaram próximas à interface osso/implante, sendo de compressão (valores negativos) na região superior e de tração (valores positivos) na região inferior.

Verificou-se que o aumento do diâmetro (3.75mm / 5.00mm) foi o fator mais favorável para dissipação de tensões. As tensões de compressão (figuras 1-4,9-12) apresentam um padrão de distribuição muito semelhante -6 MPa - -0.375 MPa, nos

## *2. Capítulo 2*

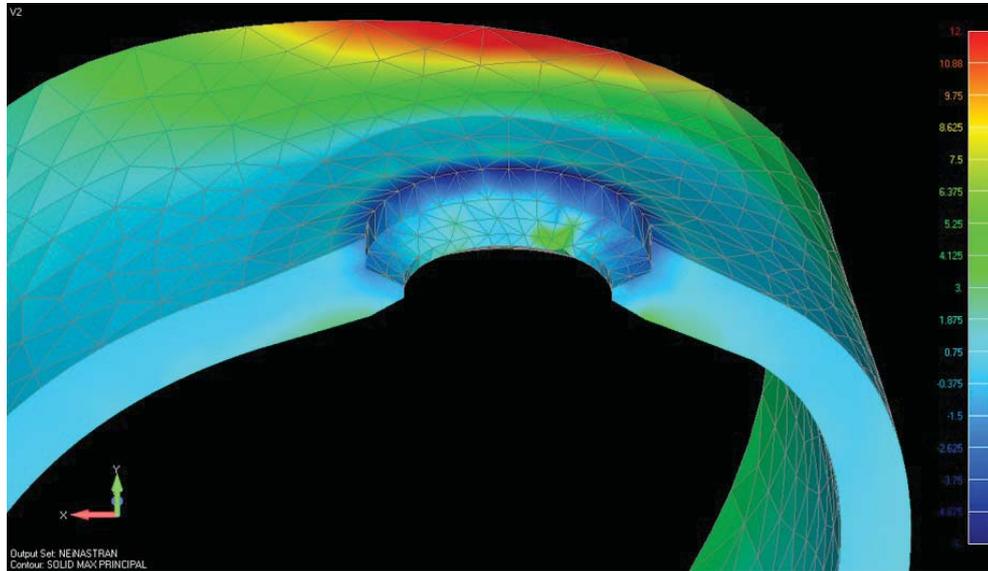
---

modelos de implantes estudados. As tensões de tração (figuras 5-8,13-16) demonstram melhor padrão de distribuição de tensões nos implantes de largo diâmetro, no valor de 0.75 MPa – 12 MPa.

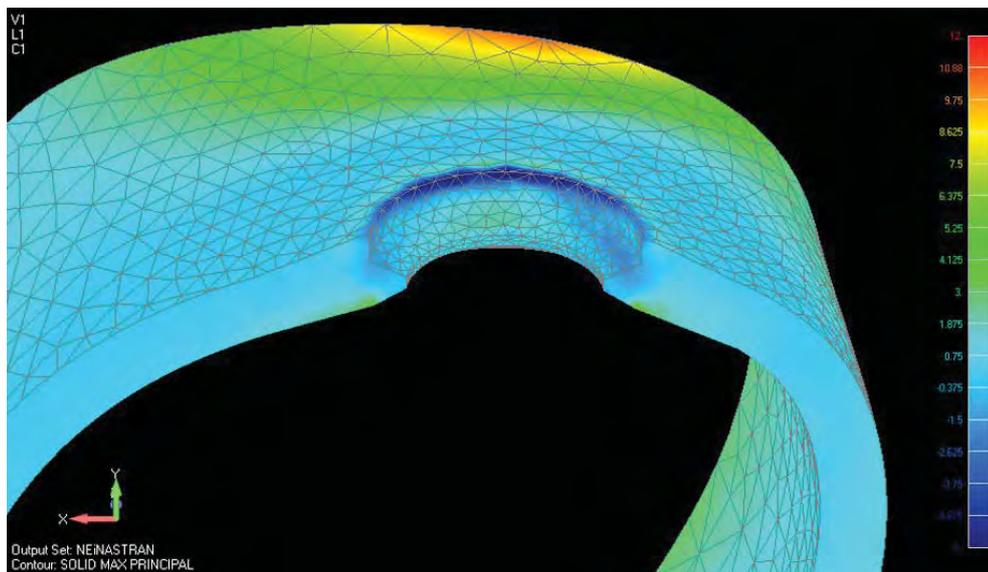
Analisando-se comparativamente os diferentes materiais de revestimento oclusal, observou-se não existirem diferenças significativas. O modelo coroa total NiCr (implante 3.75-figura 5) apresentou discreta maior concentração de tensões, no valor de 0.75 MPa – 12 MPa, quando comparada com os demais modelos de mesmo diâmetro (figuras 6,7 e 8). Os demais modelos não apresentaram diferenças significativas na distribuição de tensões (porcelana, resina composta, resina acrílica).

## 2. Capítulo 2

---

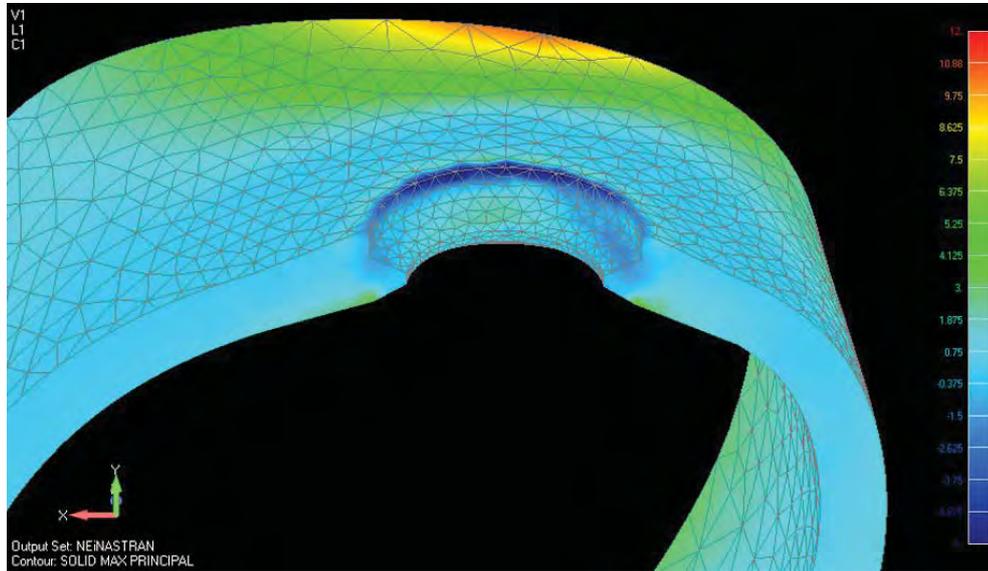


**FIGURA 1** –Coroa Osso Cortical Sup (axial)- Coroa total NiCr–3.75 mm

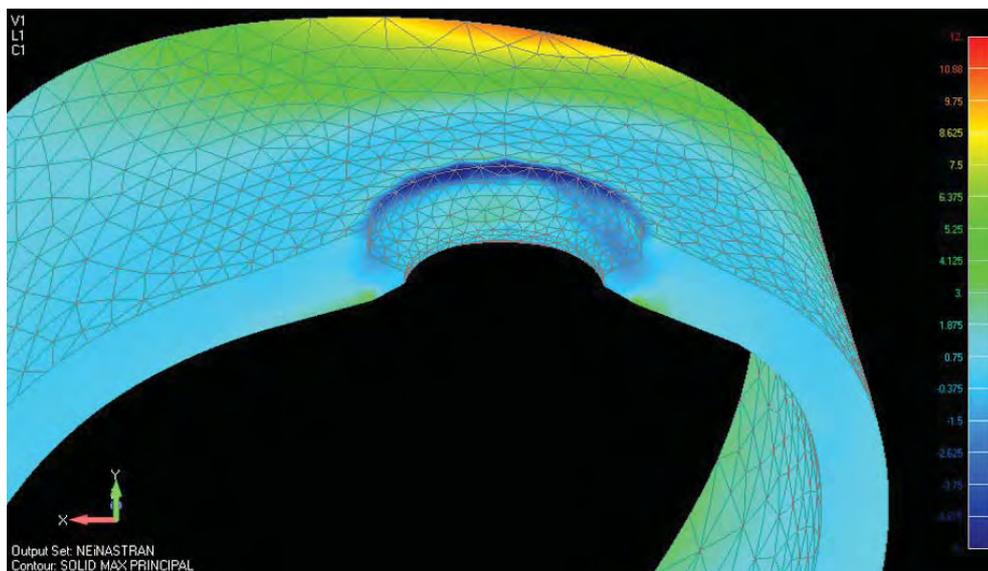


**FIGURA 2** – Corte Osso Cortical Superior (Axial) – Coroa Porcelana/NiCr–3.75 mm

## 2. Capítulo 2



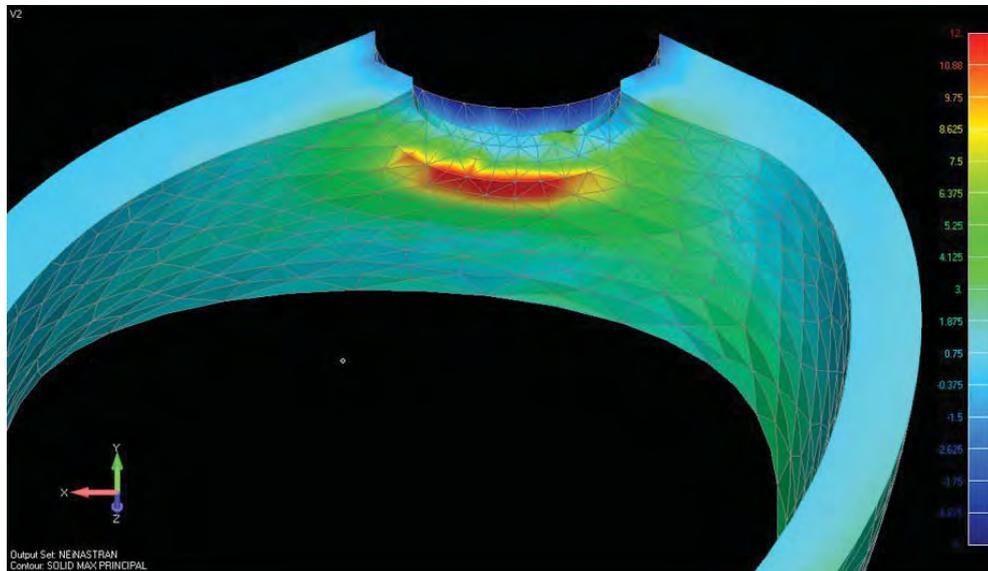
**FIGURA 3** – Corte Osso Cortical Superior (Axial) – Coroa RC/NiCr–3.75 mm



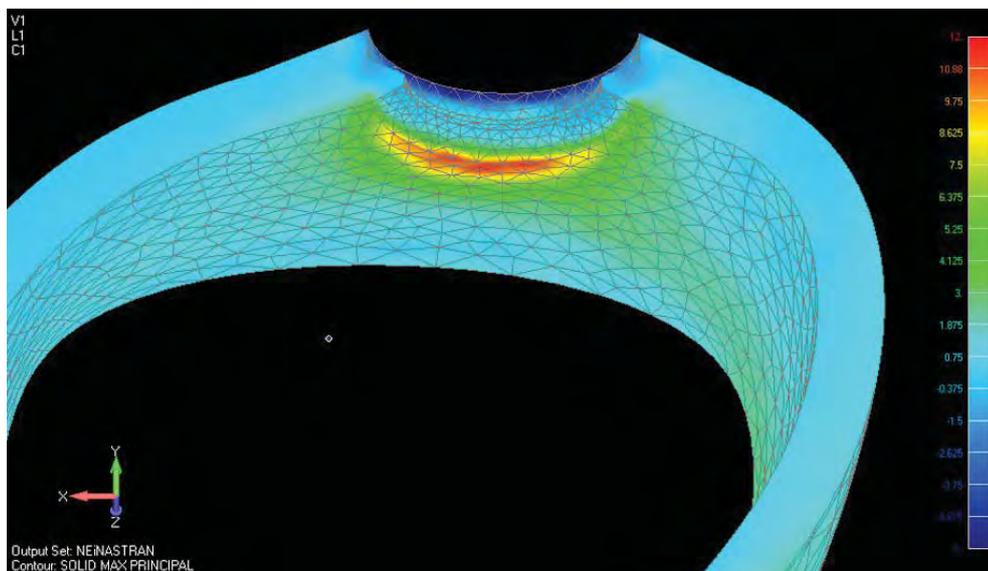
**FIGURA 4** – Corte Osso Cortical Superior (Axial) – Coroa RA/NiCr–3.75 mm

## 2. Capítulo 2

---



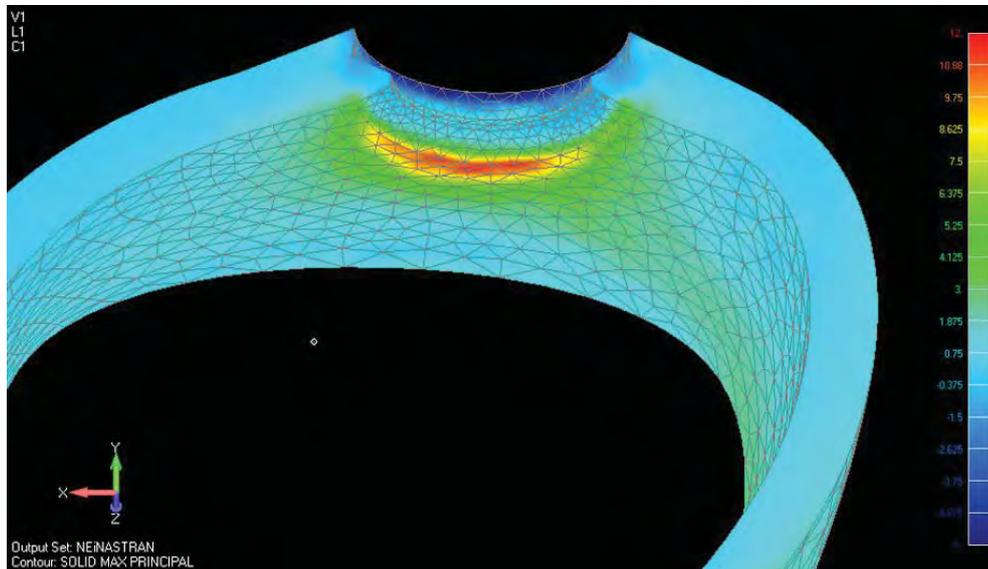
**FIGURA 5** – Corte Osso Cortical Inferior (Axial) – Coroa NiCr – 3.75mm



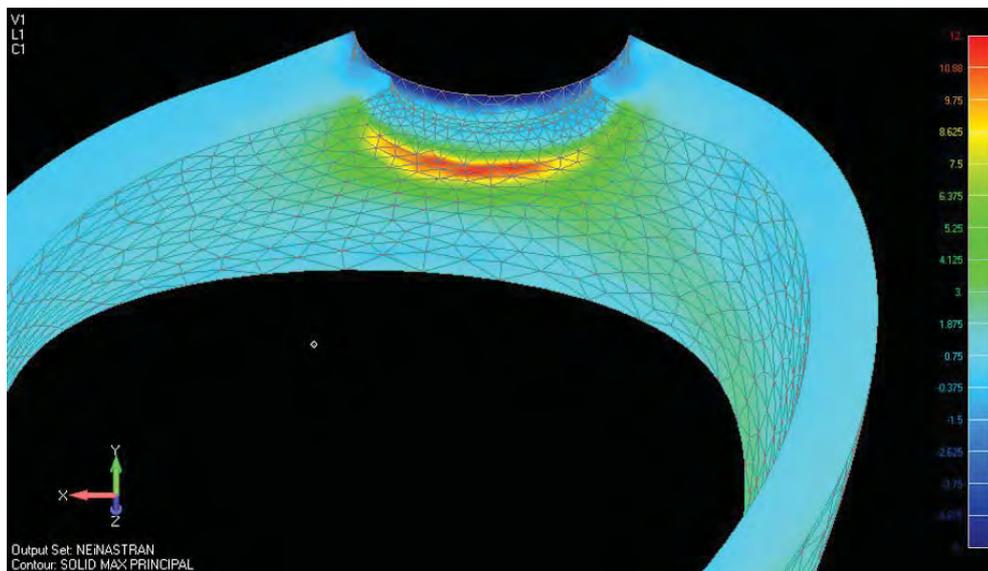
**FIGURA 6** – Corte Osso Cortical Inferior (Axial) – Coroa Porcelana/NiCr–3.75 mm

## 2. Capítulo 2

---

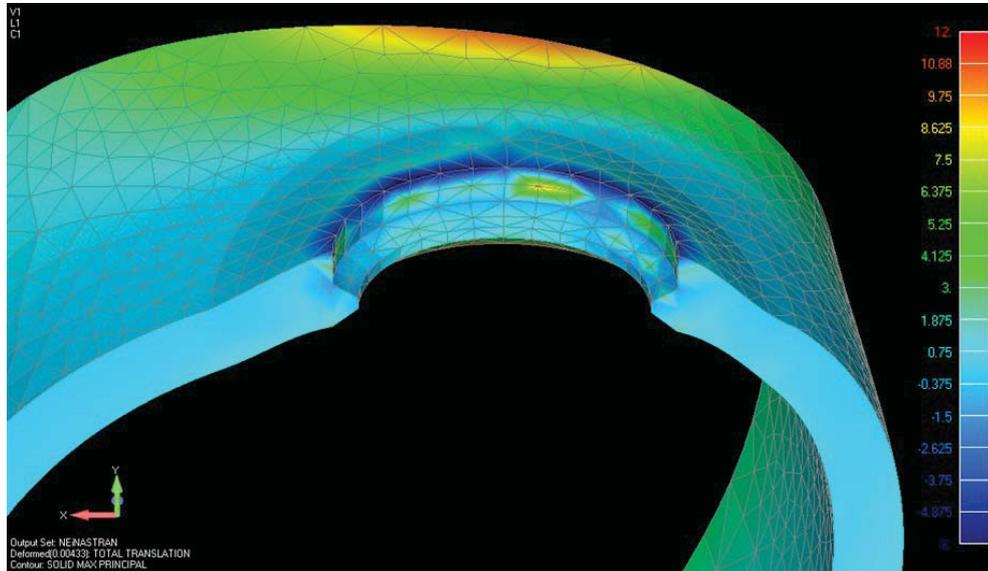


**FIGURA 7** – Corte Osso Cortical Inferior (Axial) – Coroa RC/NiCr-3.75 mm

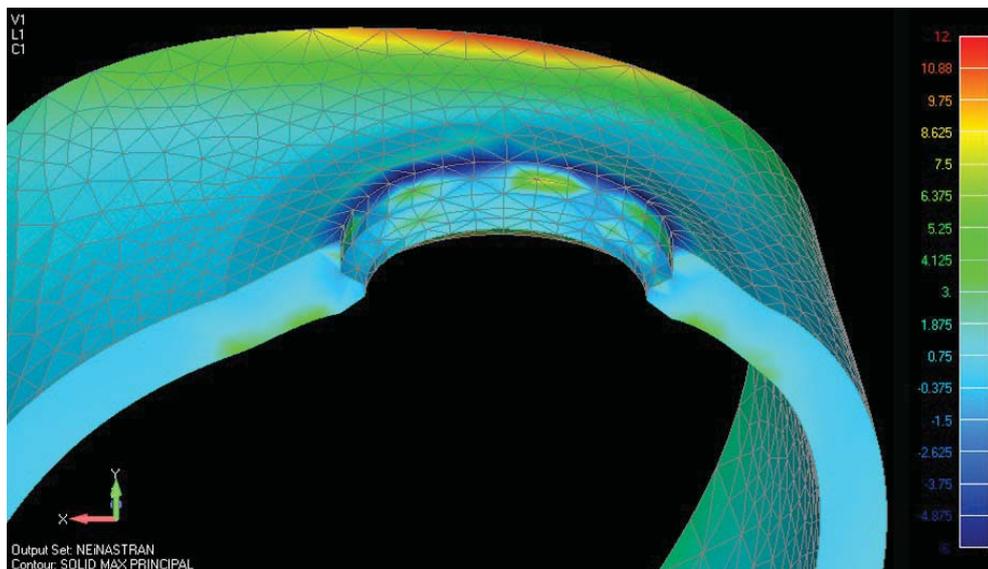


**FIGURA 8** – Corte Osso Cortical Inferior (Axial) – Coroa RA/NiCr-3.75 mm

## 2. Capítulo 2



**FIGURA 9** – Corte Osso Cortical Superior (Axial) – Coroa total NiCr-5.0 mm



**FIGURA 10** – Corte Osso Cortical Superior (Axial) – Coroa Porcelana/NiCr-5.0 mm

## 2. Capítulo 2

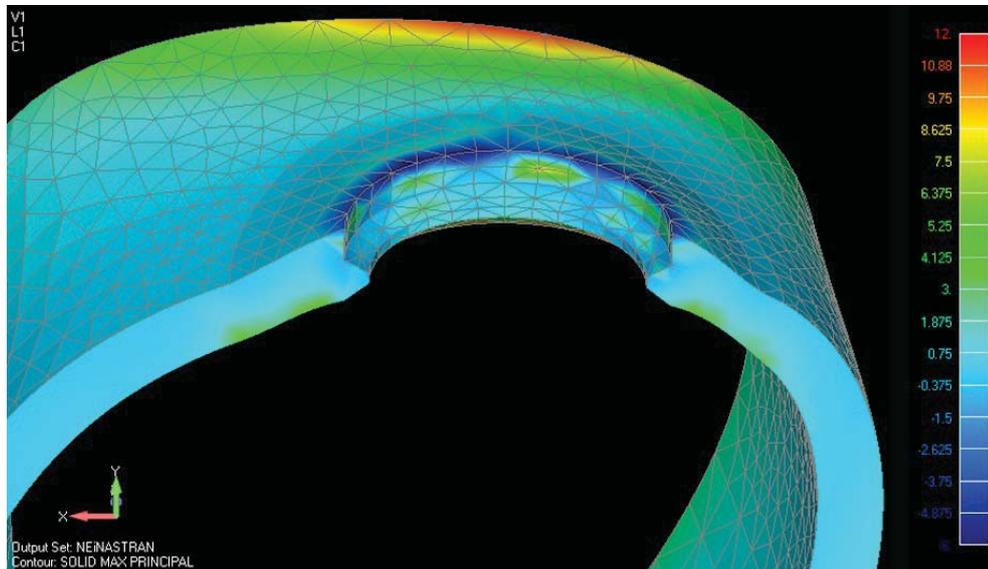


FIGURA 11 – Corte Osso Cortical Superior (Axial) – Coroa RC/NiCr-5.0 mm

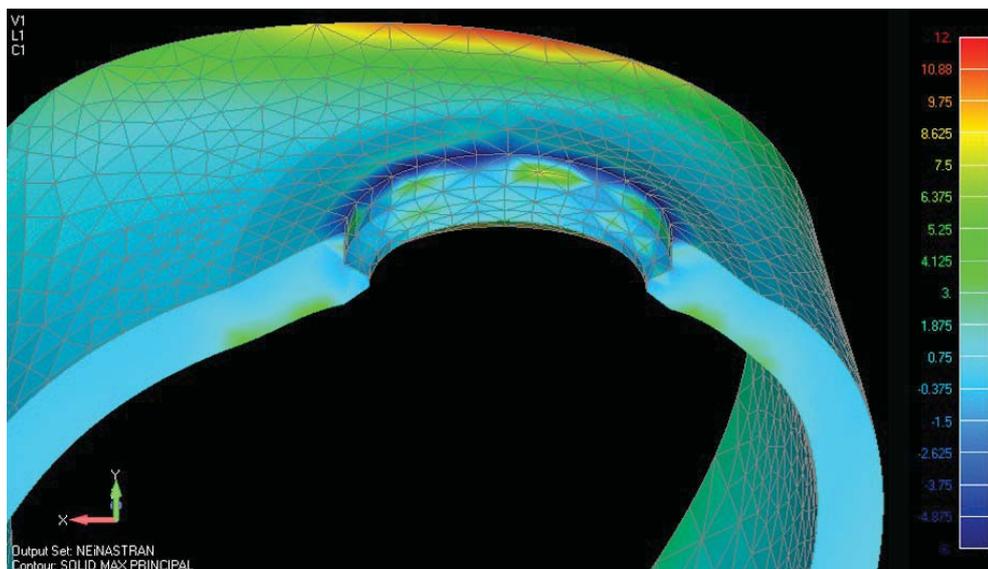
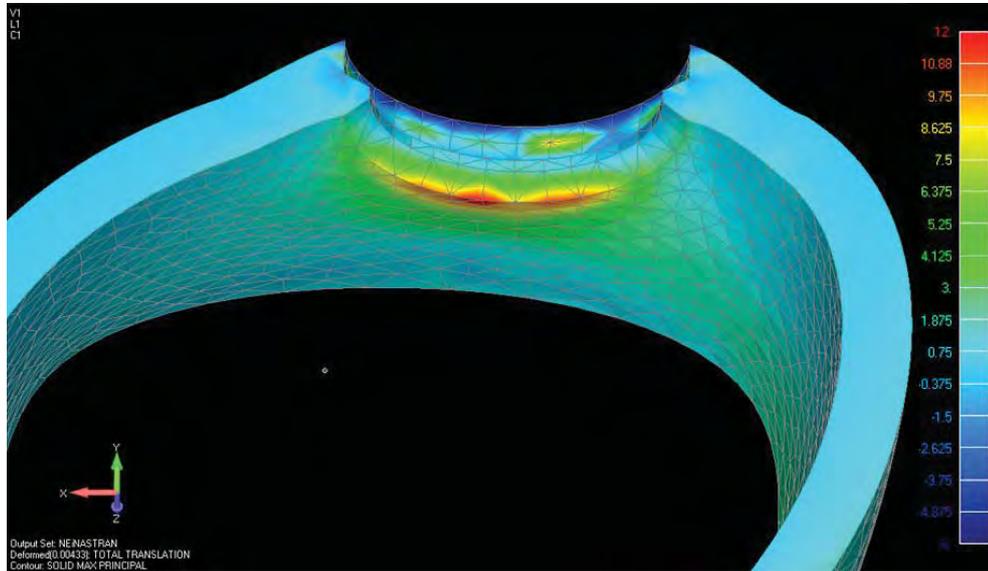
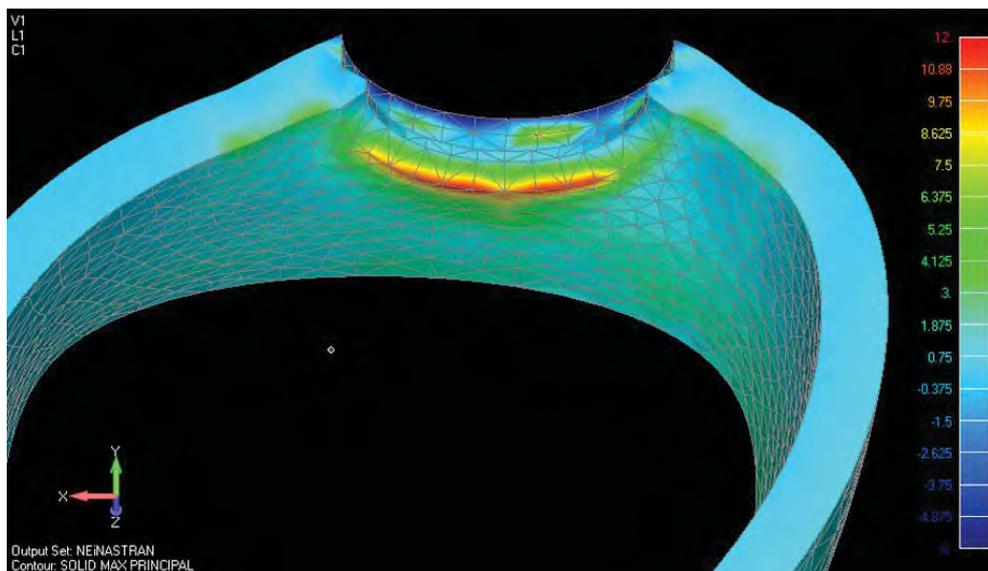


FIGURA 12 – Corte Osso Cortical Superior (Axial) – Coroa RA/NiCr-5.0 mm

## 2. Capítulo 2



**FIGURA 13** – Corte Osso Cortical Inferior (Axial)–Coroa total NiCr-5.0 mm



**FIGURA 14** – Corte Osso Cortical Inferior (Axial)–Coroa Porcelana/NiCr-5.0 mm

2. Capítulo 2

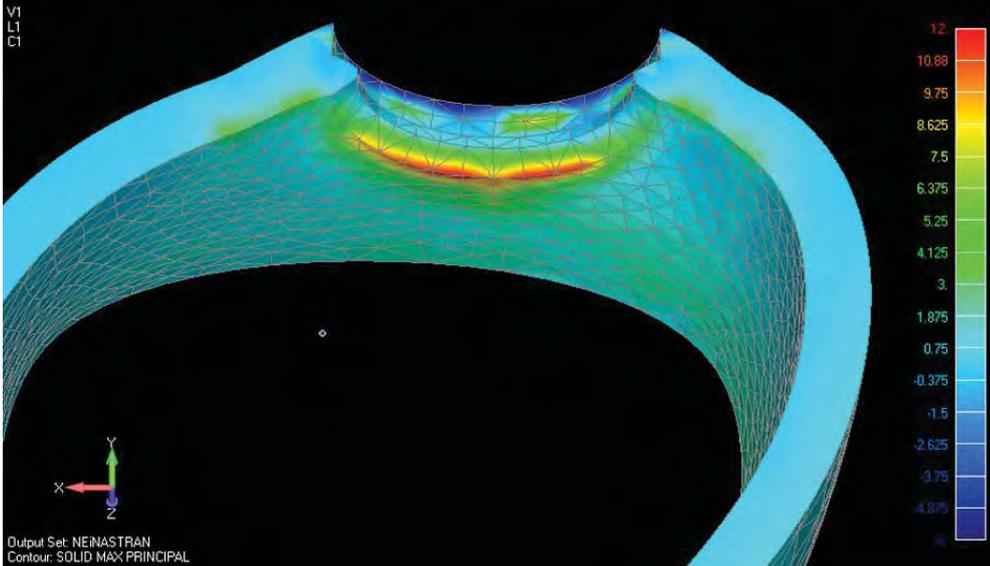


FIGURA 15 – Corte Osso Cortical Inferior (Axial) – Coroa RC/NiCr-5.0 mm

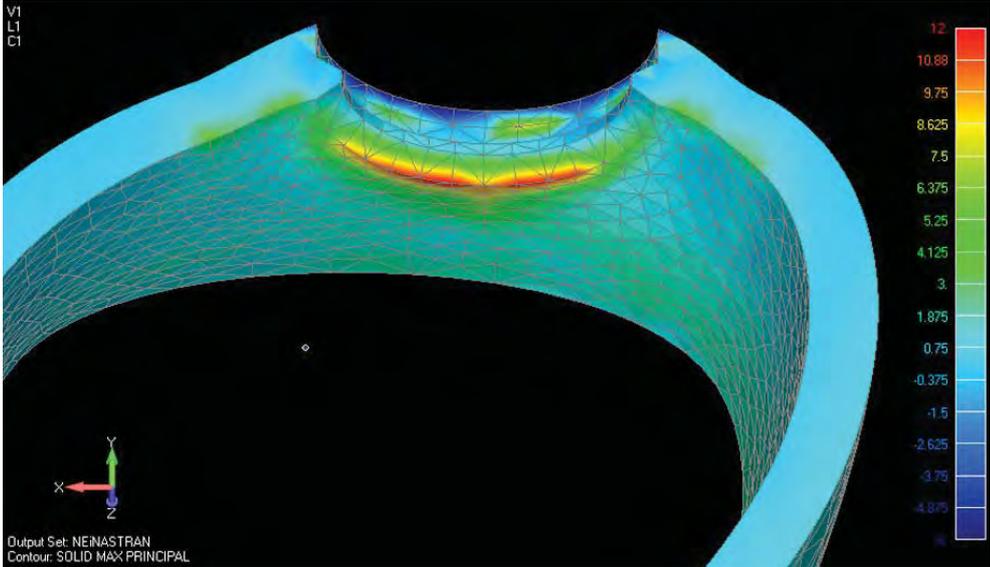


FIGURA 16 – Corte Osso Cortical Inferior (Axial) – Coroa RA/ NiCr-5.0 mm

## 2. Capítulo 2

---

### ➤ Força Oblíqua

As figuras 17, 18, 19, 20 (corte osso cortical vista superior – Implante de 3.75 mm), 21, 22, 23, 24 (corte osso cortical vista inferior – implante de 3.75 mm), 25, 26, 27, 28 (corte osso cortical vista superior – implante de 5.00mm), 29, 30, 31 e 32 (corte osso cortical vista inferior – implante de 5.00mm) ilustram os mapas de tensão máxima principal do osso cortical, para aplicação de força axial.

Em todos os modelos, observa-se que as áreas de concentração de tensões se localizaram próximas à interface osso/implante e áreas de cortical adjacente que circundam o implante, sendo de compressão (valores negativos) na região superior e de tração (valores positivos) na região inferior.

Na aplicação de carga oblíqua, também se observou que o aumento do diâmetro (3.75mm / 5.00mm) foi o fator mais favorável para dissipação de tensões. A força de compressão localizou-se mais concentrada, no valor de -2 MPa - -0.25MPa, nos modelos A,B,C e D (figuras 17-20), quando estes são comparados aos modelos E,F,G e H (figuras 25-28). As tensões de tração demonstraram melhor padrão de distribuição de tensões nos implantes de largo diâmetro.

Analisando-se comparativamente os diferentes materiais de revestimento oclusal, observou-se não existirem diferenças significativas em todos os modelos submetidos à carga oblíqua. O modelo coroa total NiCr (implante 3.75-figura 17 e 21) apresentou discreta maior área de concentração de tensões, no valor de -2 MPa – - 0.25 MPa (força compressiva) e de 0.625 MPa - 5 MPa (força de tração), quando comparado com os demais modelos de mesmo diâmetro. Os demais modelos não

## *2. Capítulo 2*

---

apresentaram diferenças significativas, na distribuição de tensões (porcelana, resina composta e resina acrílica).

## 2. Capítulo 2

---

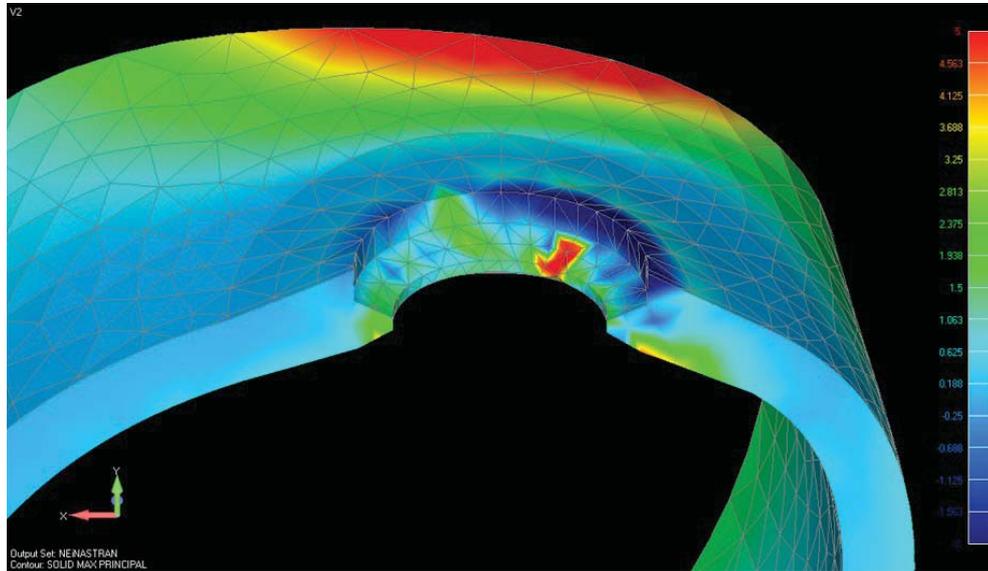


FIGURA 17 – Corte Osso Cortical Superior (Obliqua) – Coroa total NiCr - 3.75mm

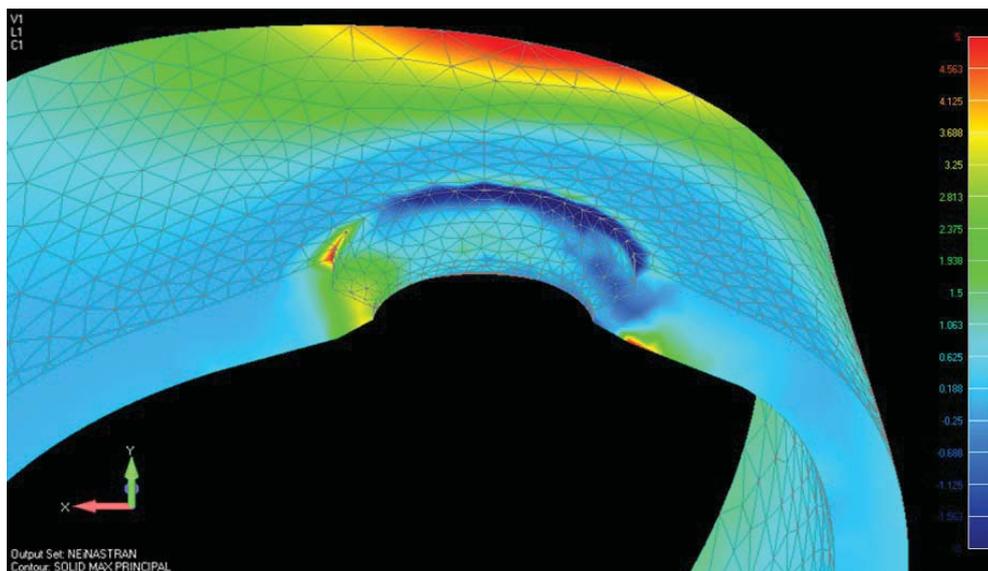
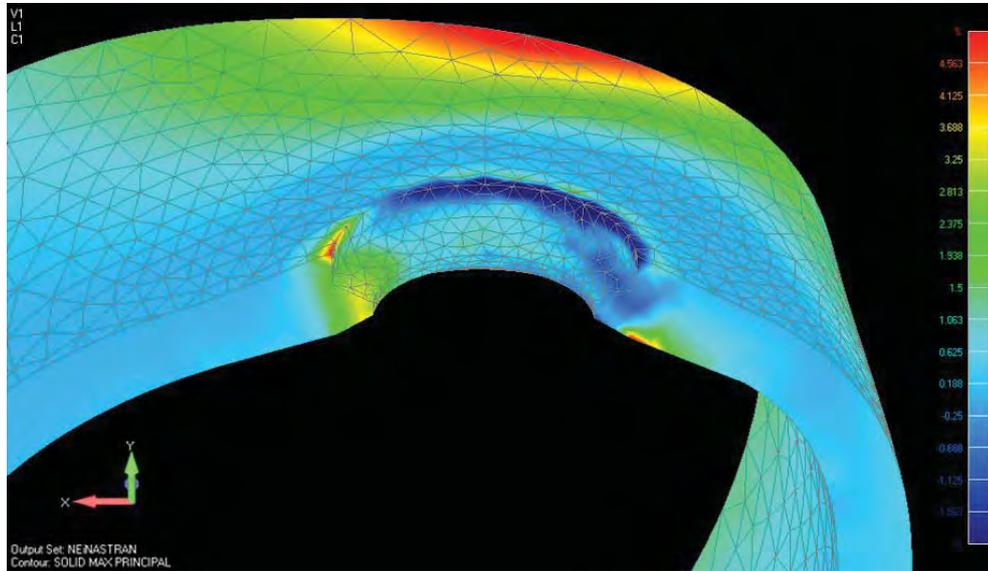


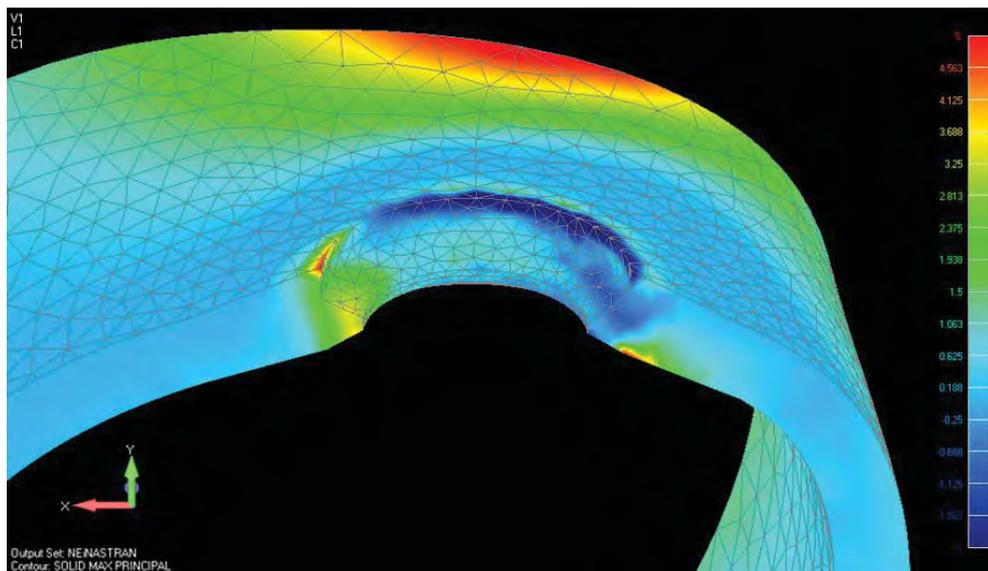
FIGURA 18 – Corte Osso Cortical Superior (Obliquo) – Coroa Porcelana/NiCr - 3.75mm

## 2. Capítulo 2

---

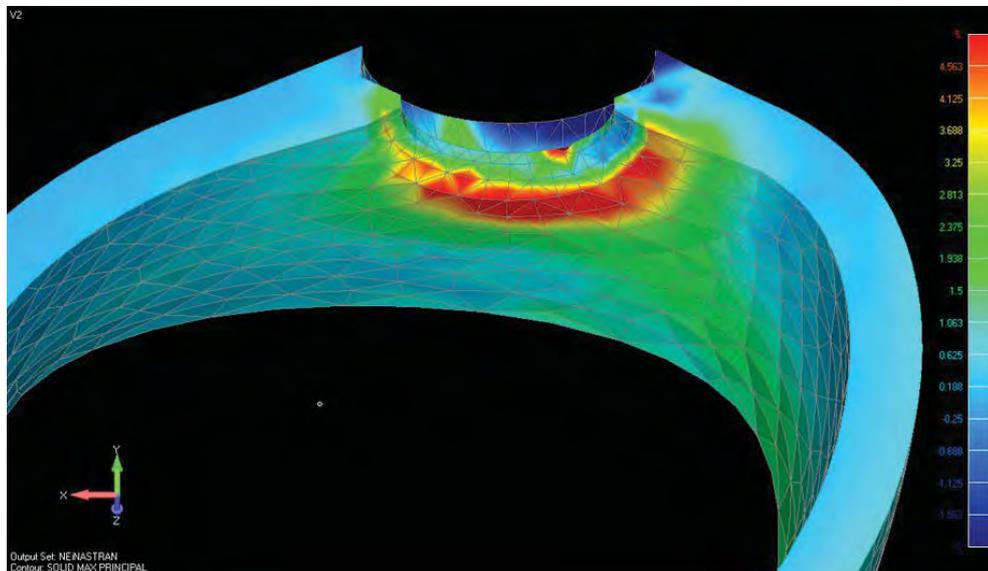


**FIGURA 19** – Corte Osso Cortical Superior (Oblíquo) – Coroa RC/NiCr - 3.75mm

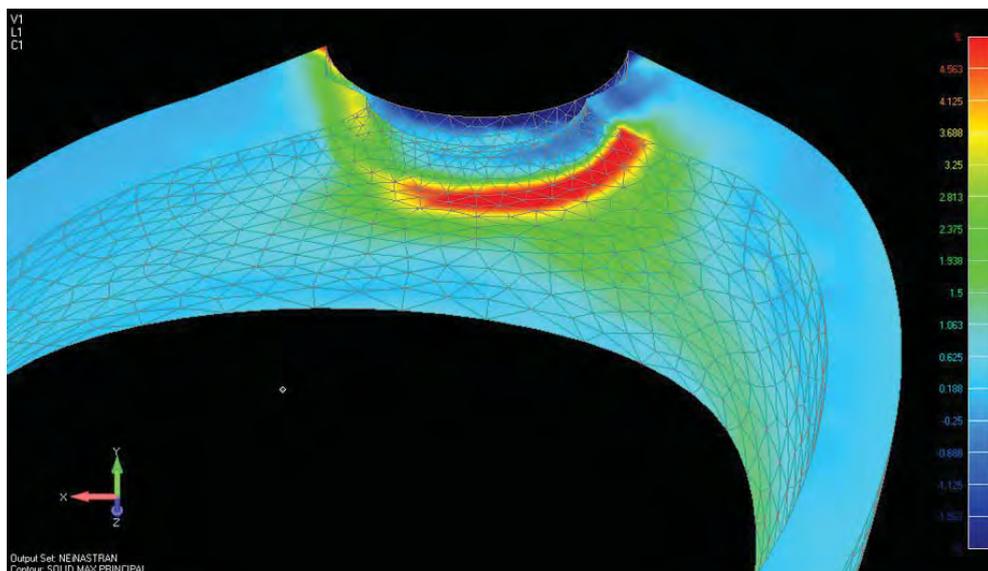


**FIGURA 20**– Corte Osso Cortical Superior (Oblíquo) – Coroa RA/NiCr - 3.75mm

## 2. Capítulo 2

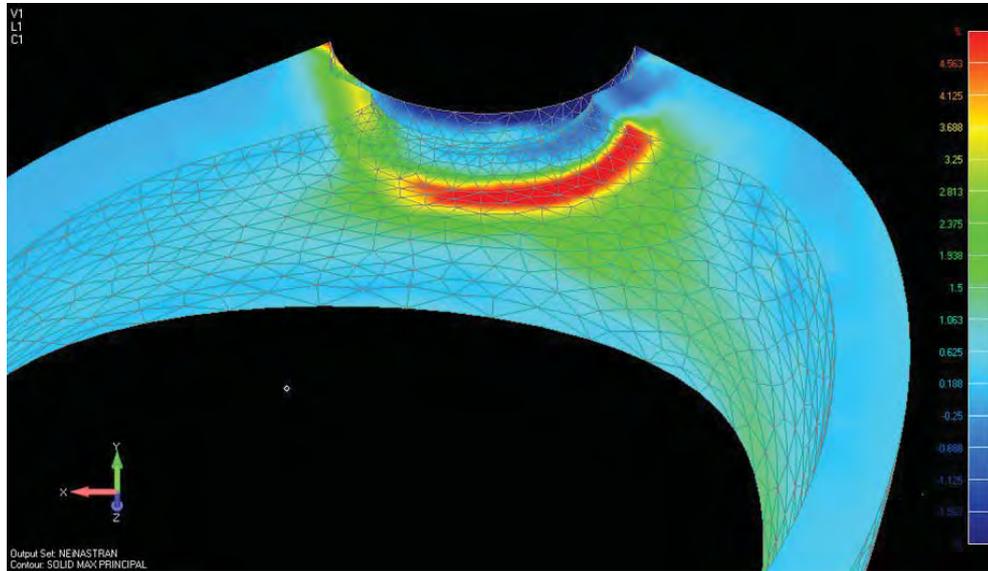


**FIGURA 21** – Corte Osso Cortical Inferior (Oblíquo) – Coroa total NiCr - 3.75mm

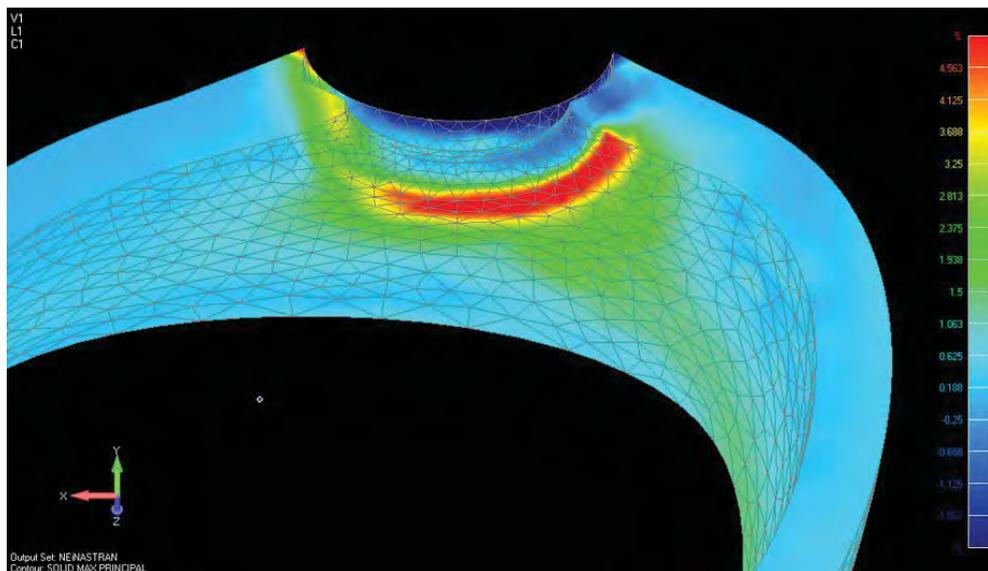


**FIGURA 22** – Corte Osso Cortical Inferior (Oblíquo) – Coroa Porcelana/NiCr - 3.75mm

## 2. Capítulo 2

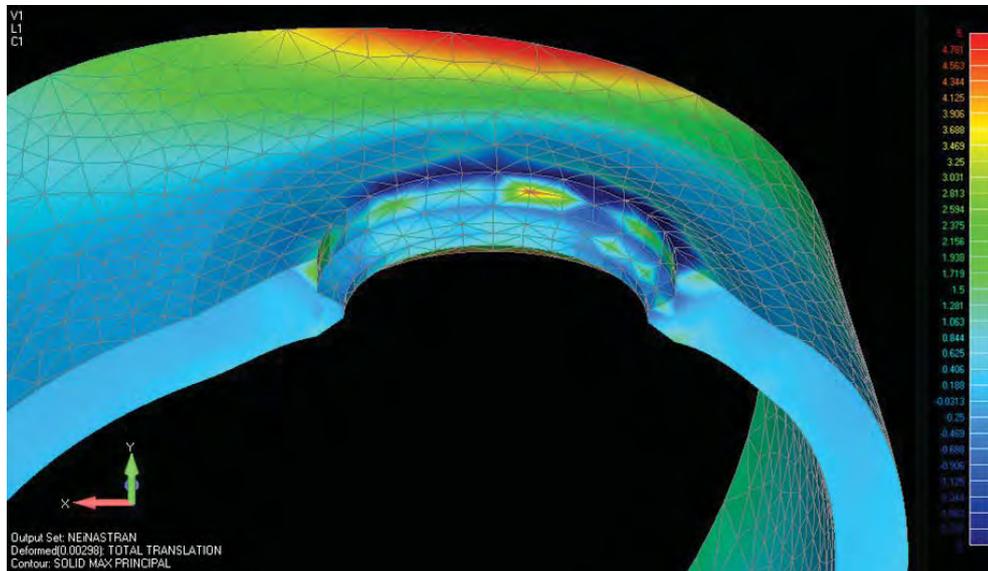


**FIGURA 23** – Corte Osso Cortical Inferior (Obliquo) – Coroa RC/NiCr - 3.75mm

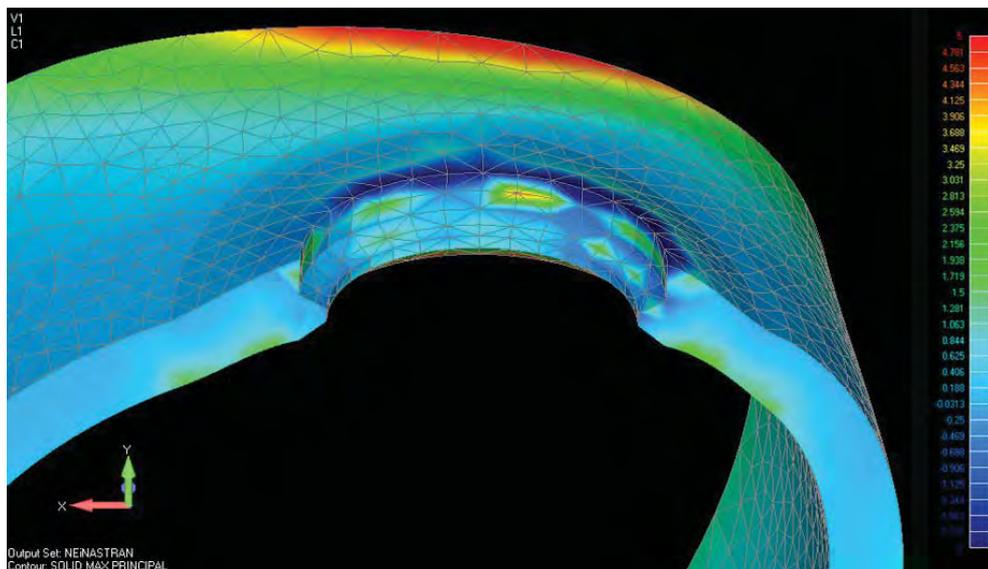


**FIGURA 24** – Corte Osso Cortical Inferior (Obliquo) – Coroa RA/NiCr - 3.75mm

## 2. Capítulo 2

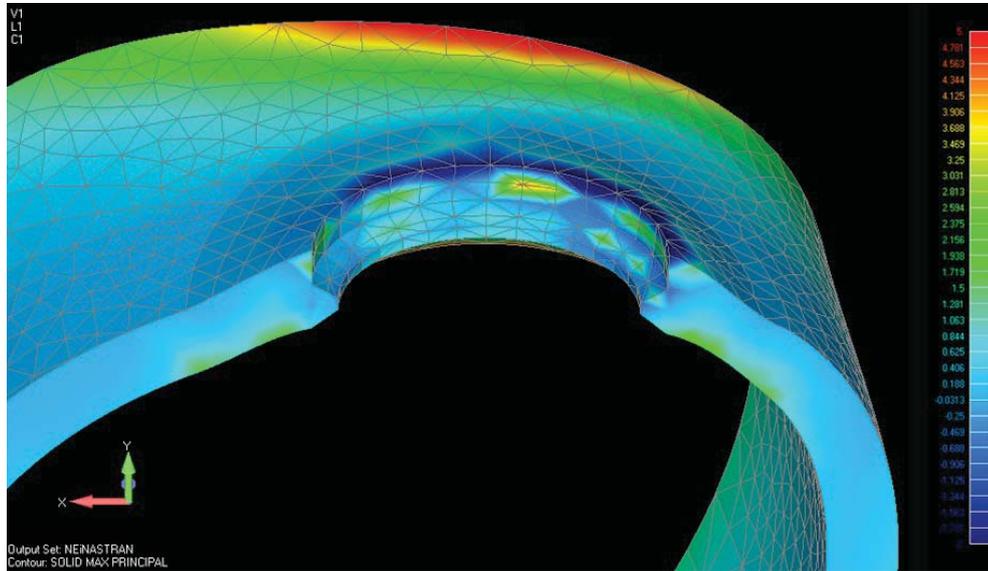


**FIGURA 25** – Corte Osso Cortical Superior (Obliqua) – Coroa total NiCr - 5.0mm

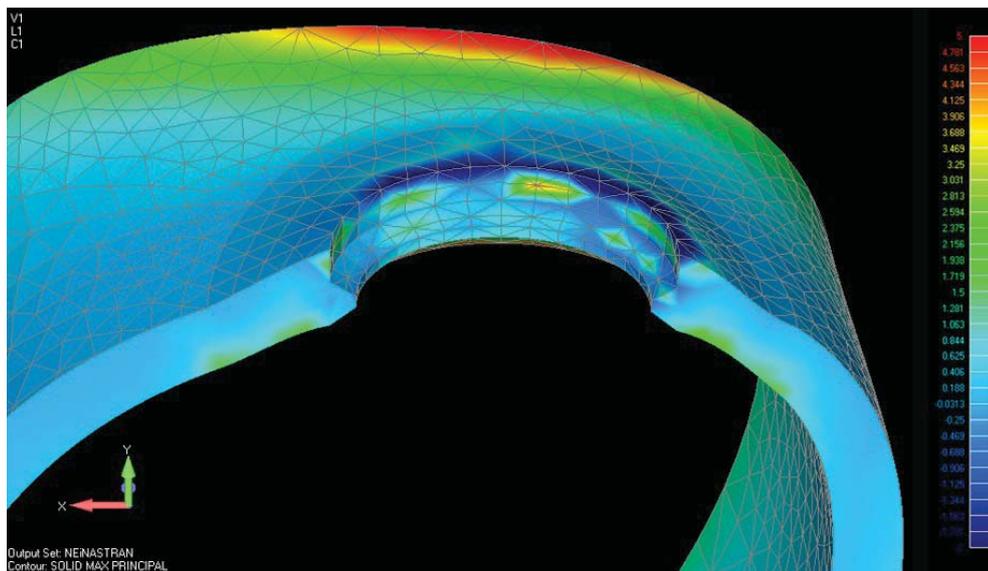


**FIGURA 26** – Corte Osso Cortical Superior (Obliquo) – Coroa Porcelana / NiCr - 5.0mm

## 2. Capítulo 2



**FIGURA 27** – Corte Osso Cortical Superior (Obliquo) – Coroa RC / NiCr - 5.0mm



**FIGURA 28** – Corte Osso Cortical Superior (Obliquo) – Coroa RA/NiCr - 5.0mm

2. Capítulo 2

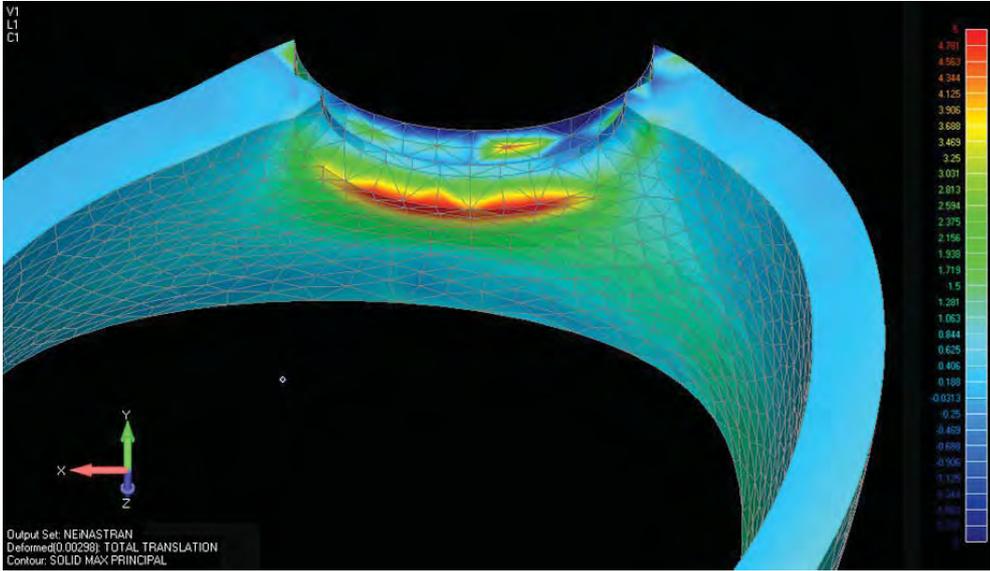


FIGURA 29 – Corte Osso Cortical Inferior (Obliquo) – Coroa total NiCr - 5.0mm

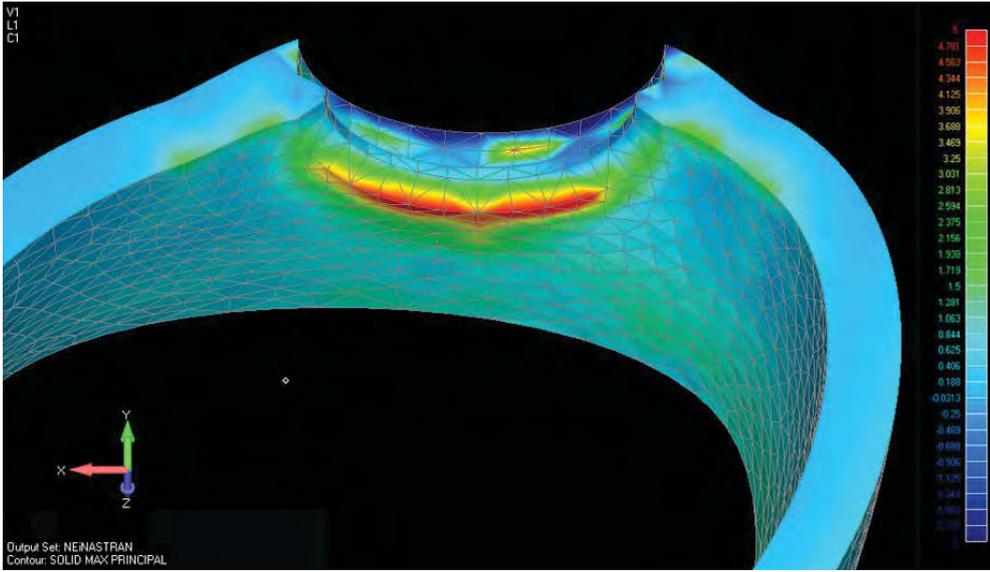


FIGURA 30 – Corte Osso Cortical Inferior (Obliquo) – Coroa Porcelana / NiCr - 5.0mm

## 2. Capítulo 2

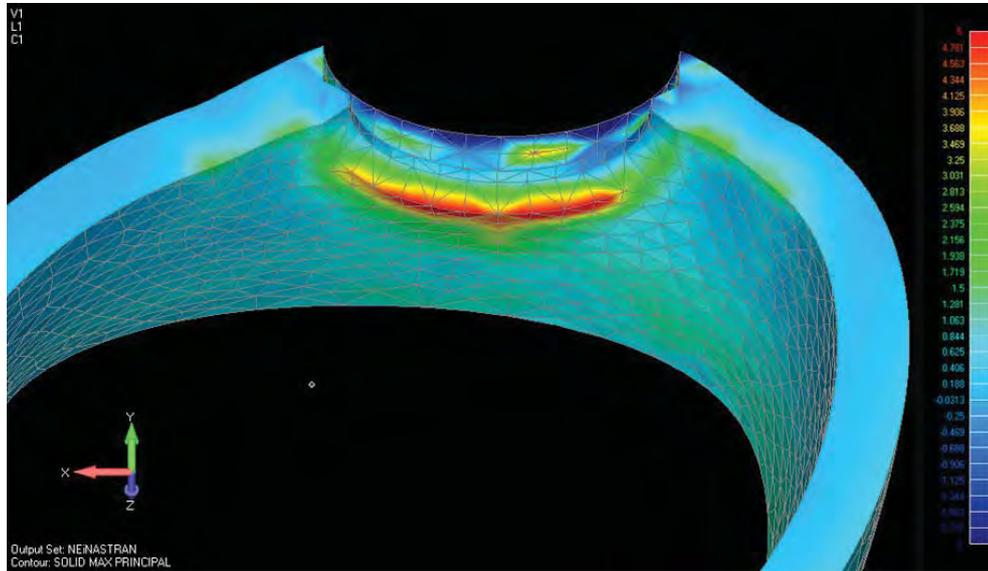


FIGURA 31 – Corte Osso Cortical Inferior (Obliquo) – Coroa RC / NiCr - 5.0mm

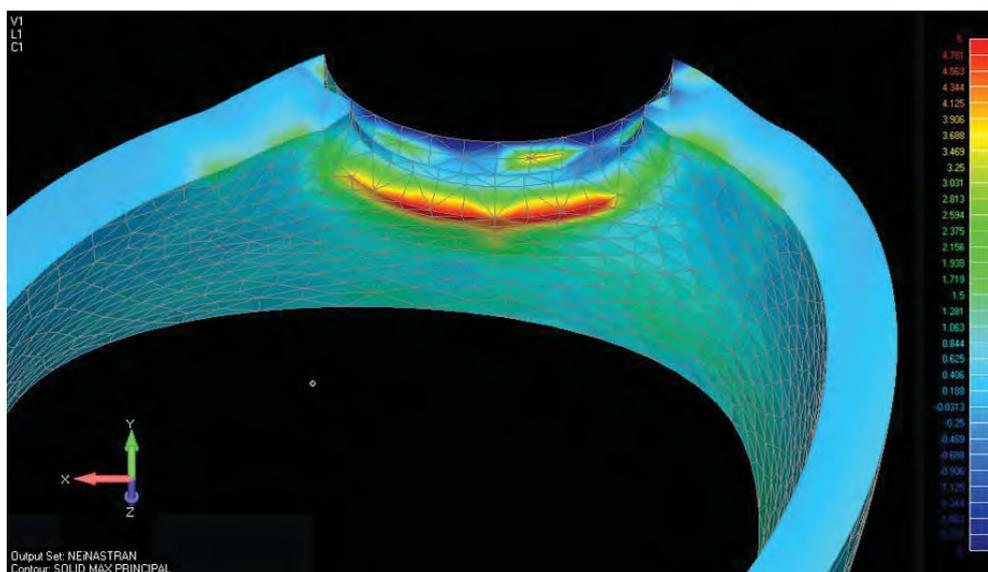


FIGURA 32 – Corte Osso Cortical Inferior (Obliquo) – Coroa Resina Acr / NiCr - 5.0mm

## 2. Capítulo 2

---

### Osso trabecular

#### ➤ Força Axial

Observa-se que as áreas de concentração de tensões se localizaram próximas à interface osso/implante, sendo de compressão (valores negativos), no ápice e, de tração (valores positivos), ao redor do implante

As figuras 33, 34, 35 e 36 (Implante de 3.75mm) e as figuras 37, 38, 39 e 40 (Implante de 5.00mm) ilustram 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 -1 MPa – -0.125 MPa para o implante de 3.75mm); e franja de valor -1 MPa – -0.125 MPa para o implante de 5.0mm.

Analisando-se comparativamente todos os modelos, em ambas as aplicações de carga verificou-se que o modelo de implante largo diâmetro (5.0mm) com coroa total NiCr (figura 37) apresentou menor área de concentração de tensões compressivas no ápice do implante (ver franjas de valor -0.344 MPa – -0.00938 MPa). Não se observaram diferenças significativas com relação aos demais materiais utilizados.

As tensões de tração se distribuíram por uma maior área ao redor dos implante de largo diâmetro quando comparadas ao modelo de diâmetro regular (ver franja de valor 0.313 MPa – 1.188 MPa).

## *2. Capítulo 2*

---

Em todos os modelos, as tensões de tração se distribuíram de forma semelhante ao redor do implante ocorrendo no entanto, em menor intensidade, nos implantes de maior diâmetro (figuras 37,38,39 e 40).

## 2. Capítulo 2

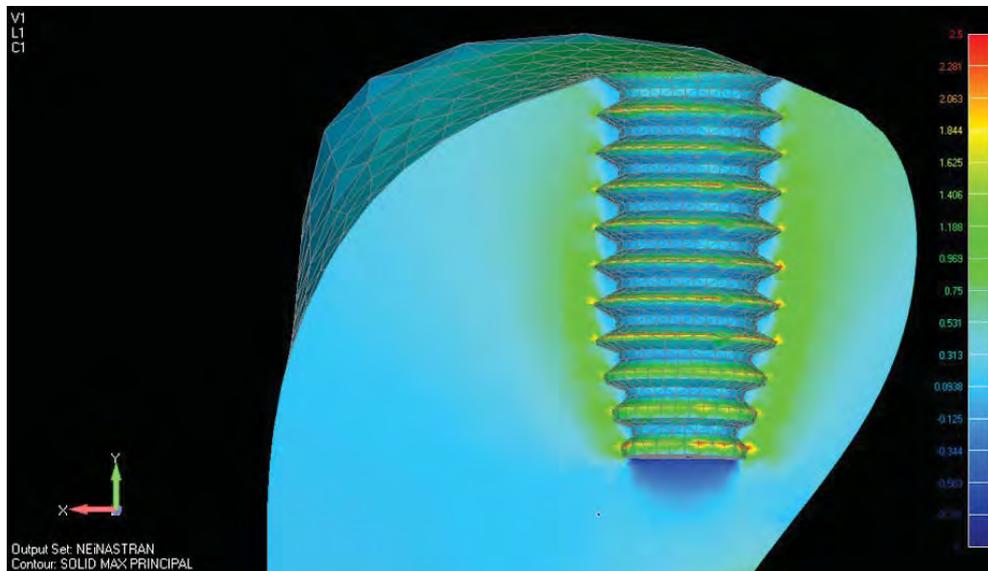


FIGURA 33 – Corte Osso Trabecular (Axial) – Coroa total NiCr - 3.75mm

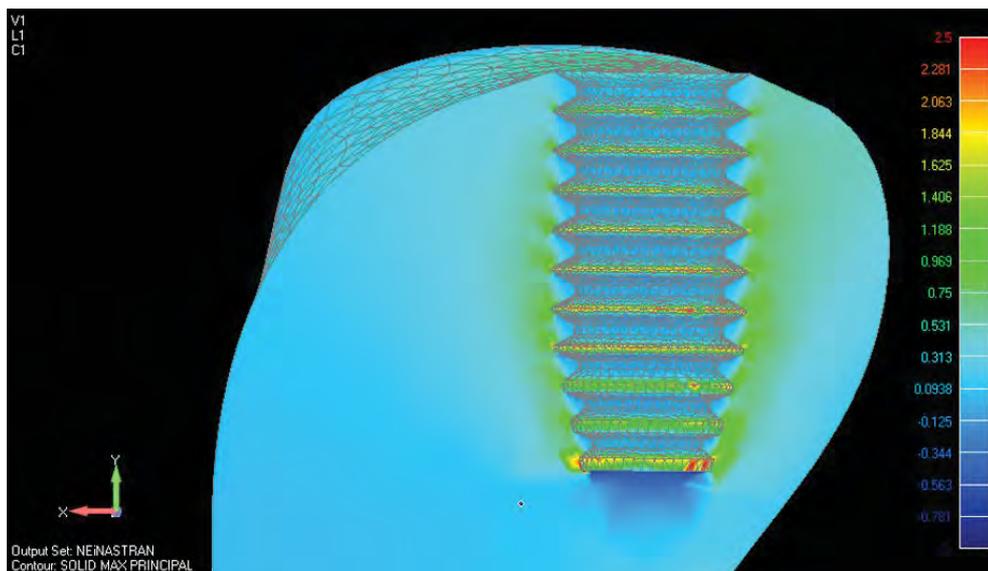


FIGURA 34 – Corte Osso trabecular (Axial) – Coroa Porcelana/ NiCr - 3.75mm

## 2. Capítulo 2

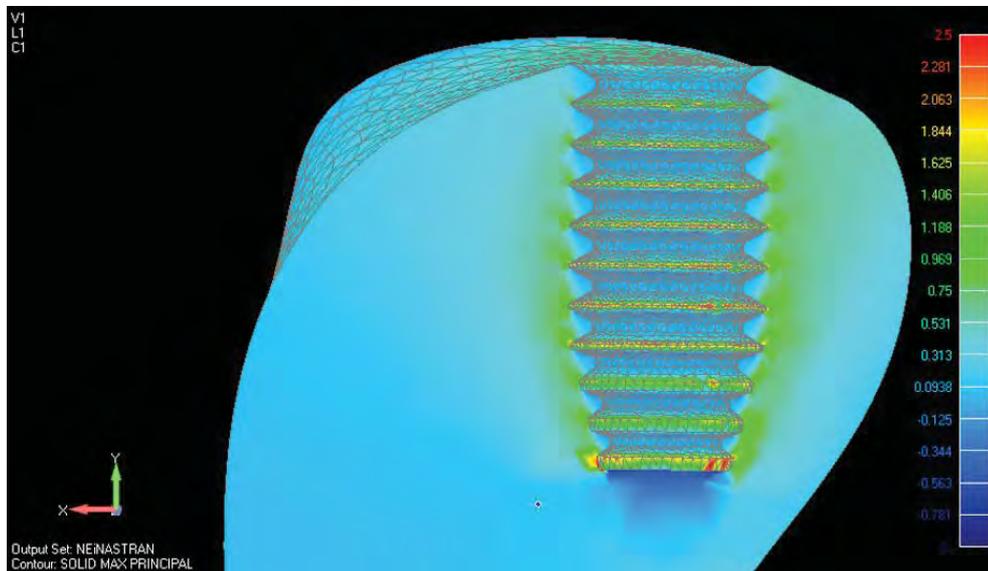


FIGURA 35 – Corte Osso Trabecular (Axial) – Coroa RC/NiCr - 3.75mm

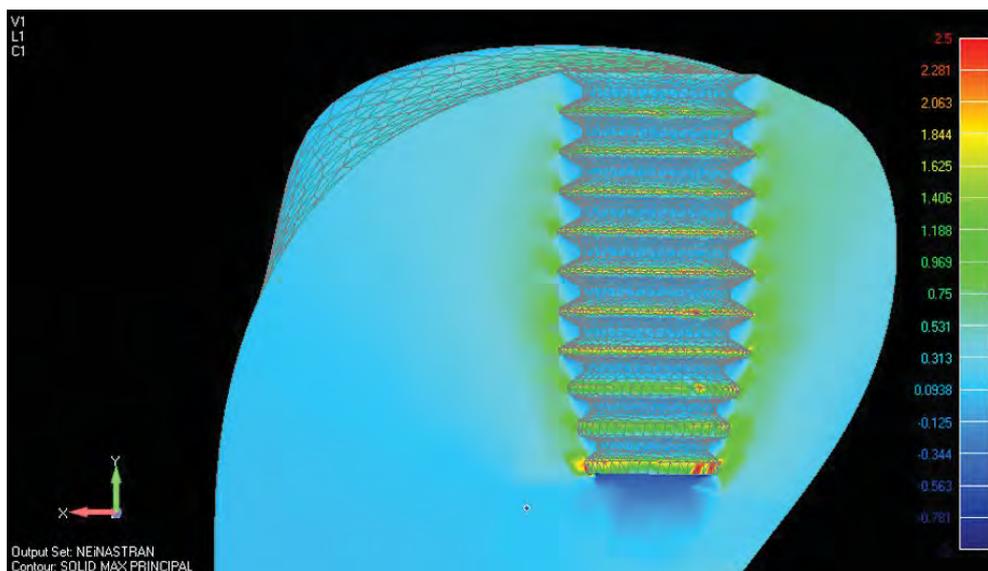


FIGURA 36 – Corte Osso Trabecular (Axial) – Coroa RA/NiCr - 3.75mm

## 2. Capítulo 2

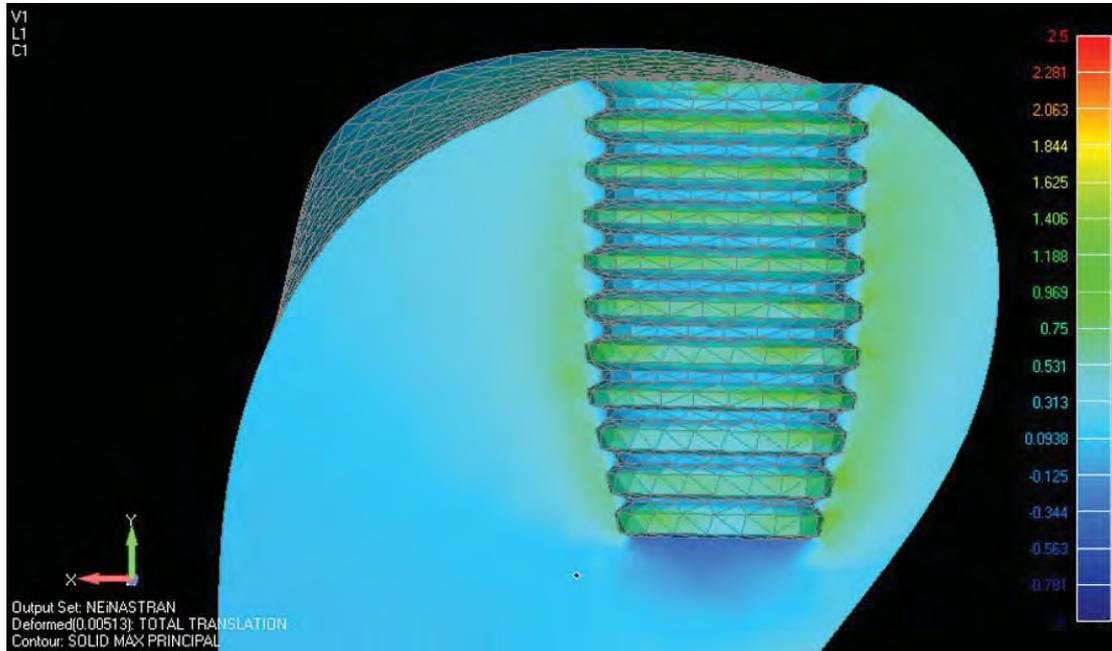


FIGURA 37 – Corte Osso trabecular (Axial) – Coroa total NiCr- 5.00mm

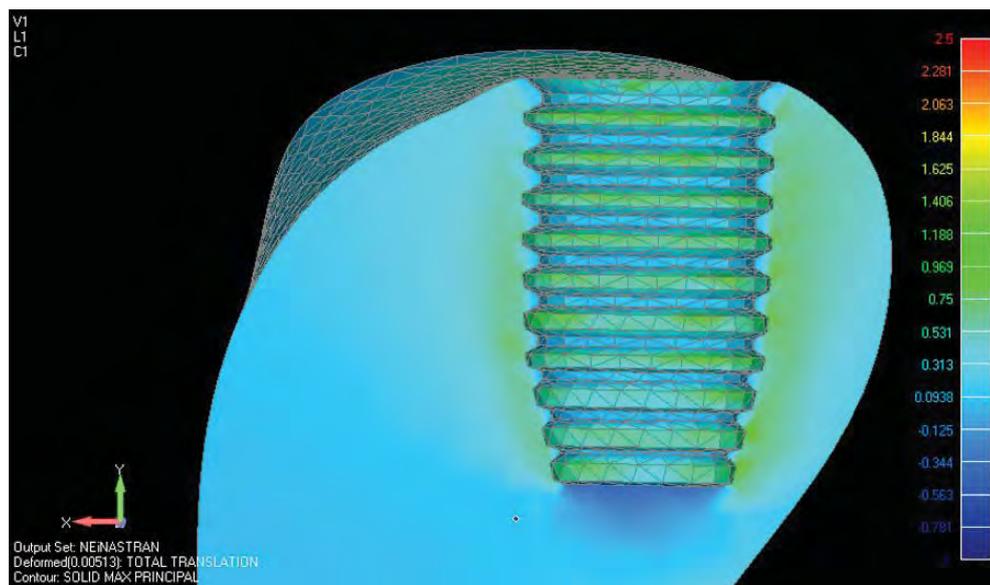


FIGURA 38 – Corte Osso trabecular (Axial) – Coroa Porcelana/NiCr- 5.0mm

## 2. Capítulo 2

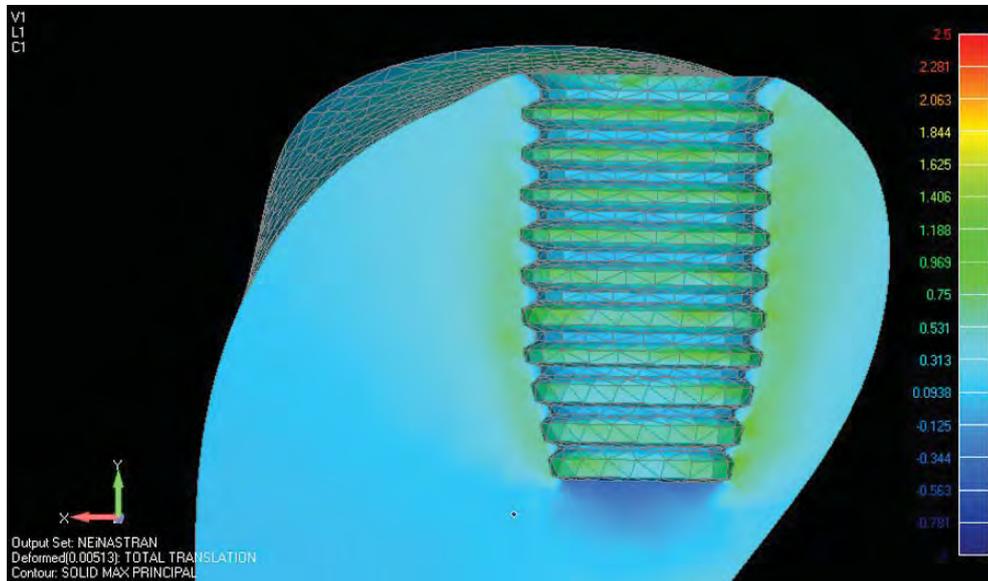


FIGURA 39 – Corte Osso trabecular (Axial) – Coroa RC/NiCr- 5.0mm

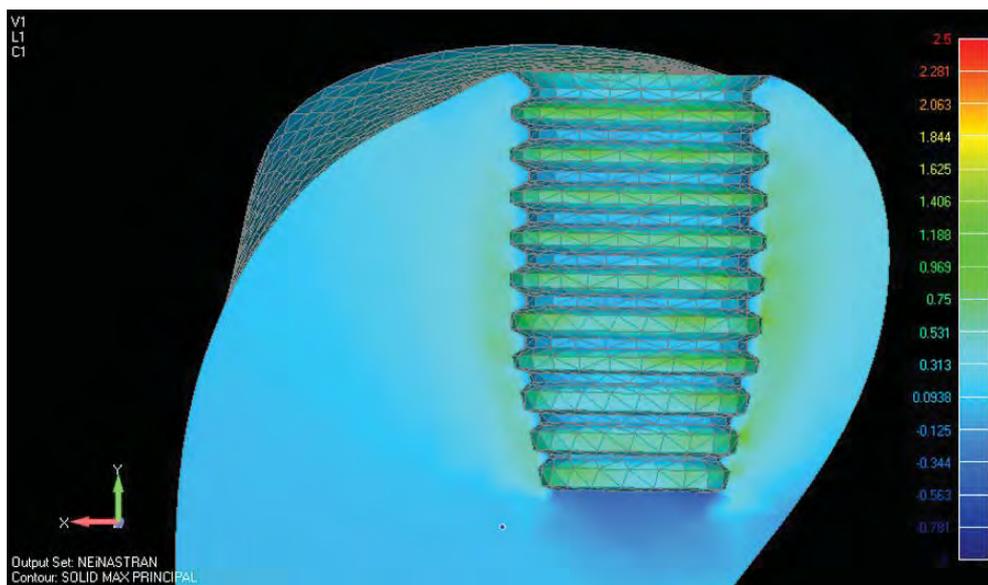


FIGURA 40 – Corte Osso trabecular (Axial) – Coroa RA/NiCr- 5.0mm

## 2. Capítulo 2

---

### Osso trabecular

#### ➤ Força Oblíqua

Para aplicação de carga oblíqua, observou-se que as áreas de concentração de tensões localizaram-se próximas à interface osso/implante, sendo de compressão (valores negativos) no ápice, e tração (valores positivos), ao redor do implante

As figuras 41, 42, 43 e 44 (Implante de 3.75mm) e as figuras 45, 46, 47 e 48 (Implante de 5.00mm) ilustram 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 -1 MPa – -0.0625 MPa).

Analisando-se comparativamente todos os modelos, em ambas as aplicações de carga constatou-se que o modelo de implante largo diâmetro (5.0mm) com coroa total NiCr (figura 45) apresentou menor área de concentração de tensões compressivas no ápice do implante (ver franjas de valor -1 MPa – -0.0625 MPa). Não se observaram diferenças significativas com relação aos demais materiais utilizados.

As tensões de tração se distribuíram em área semelhante para todos os modelos ao redor dos implantes, sendo consideradas de maior intensidade nos implantes regulares (figuras 41, 42, 43 e 44 - ver franja de valor 0.25 MPa – 1.5 MPa). Os implantes de largo diâmetro apresentaram menor concentração de tensões de tração (figuras 45, 46, 47 e 48); ver franjas de valor 0.25MPa - 0.719MPa.

## 2. Capítulo 2

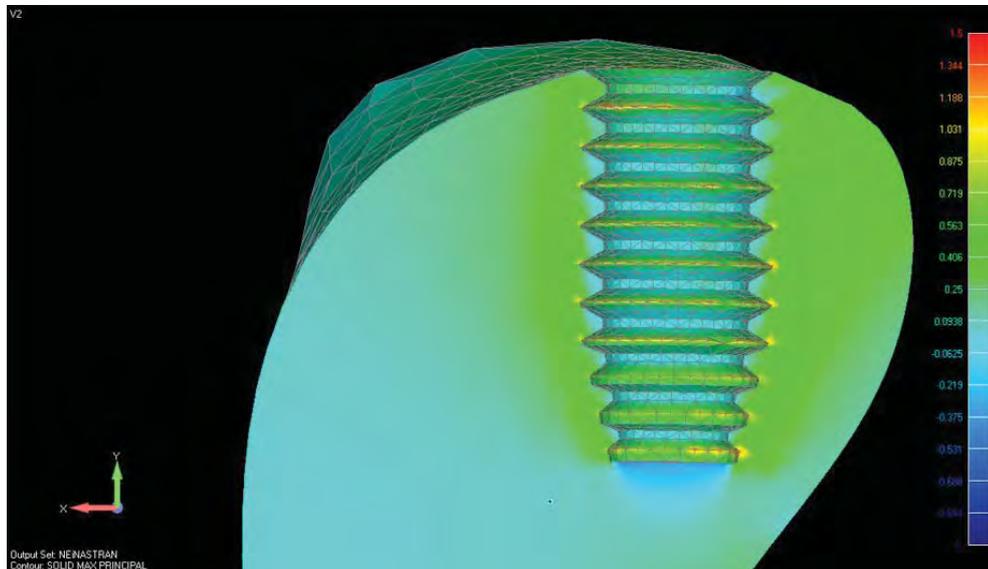


FIGURA 41– Corte Osso Trabecular (Obliquo) – Coroa total NiCr 3.75mm -

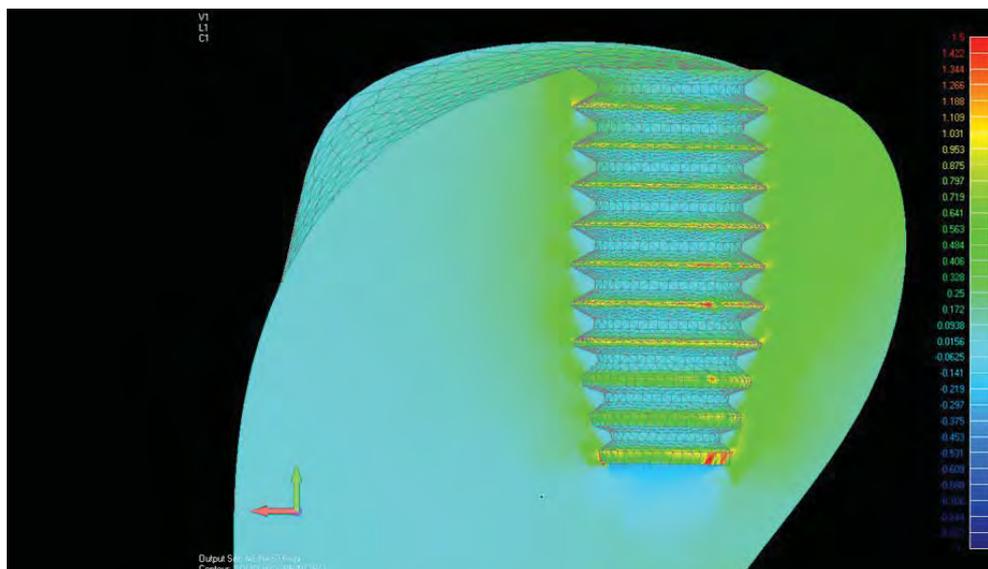


FIGURA 42 – Corte Osso Trabecular (Obliquo) – Coroa Porcelana/NiCr-3.75mm

## 2. Capítulo 2

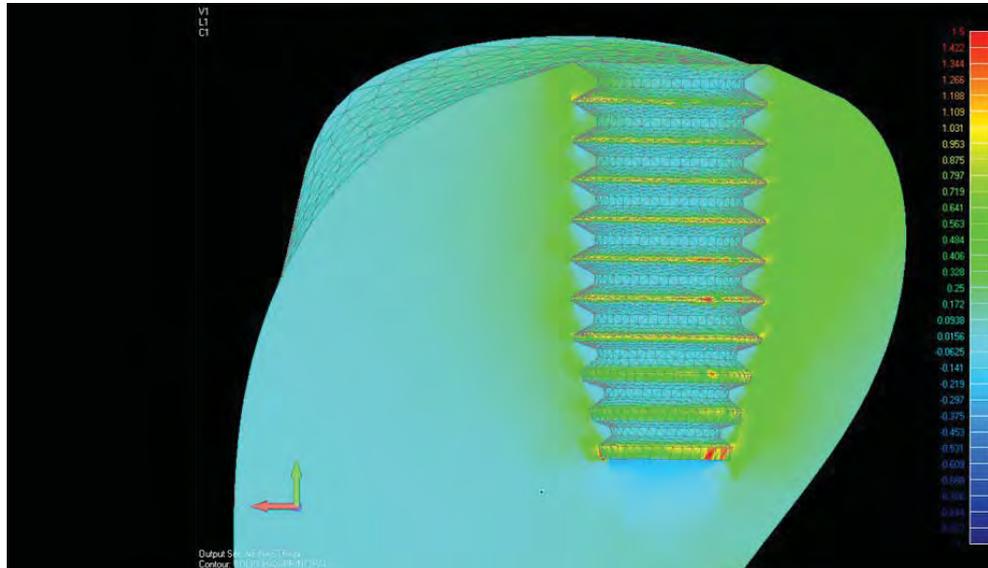


FIGURA 43 – Corte Osso Trabecular (Oblíquo) – Coroa RC/NiCr-3.75mm

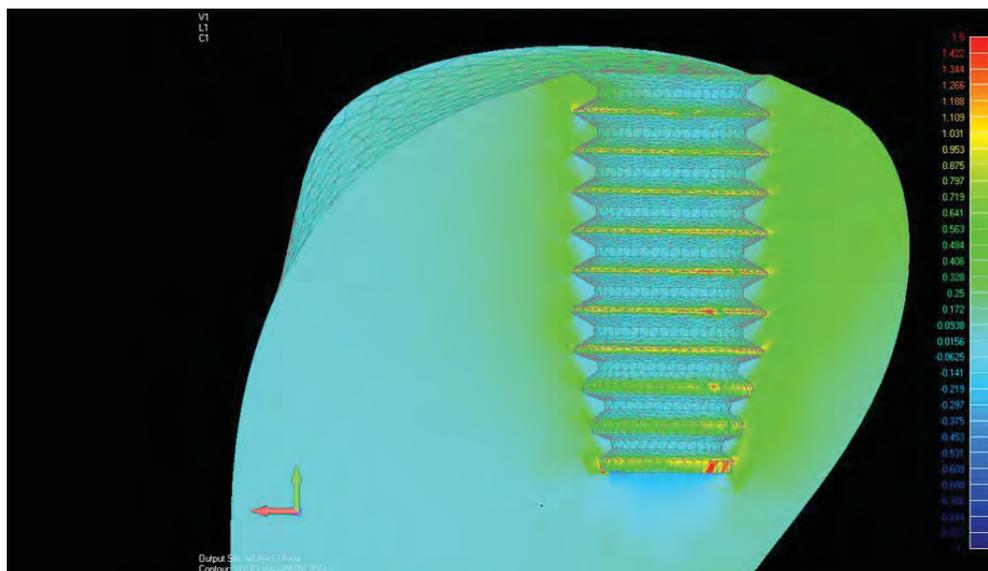


FIGURA 44 – Corte Osso Trabecular (Oblíquo) – Coroa RA/NiCr-3.75mm

## 2. Capítulo 2

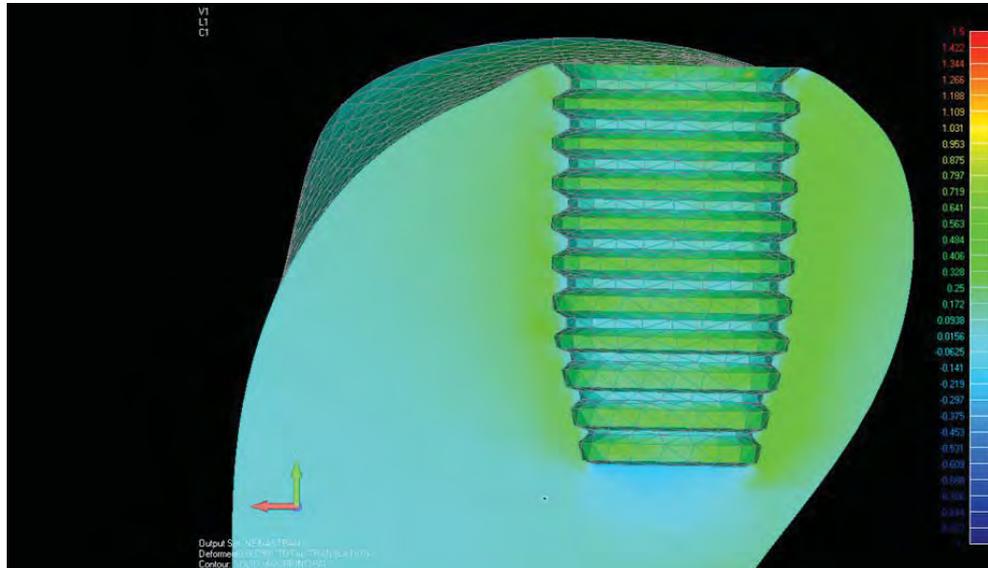


FIGURA 45 – Corte Osso trabecular (Oblíquo) – Coroa total NiCr-5.00mm

/

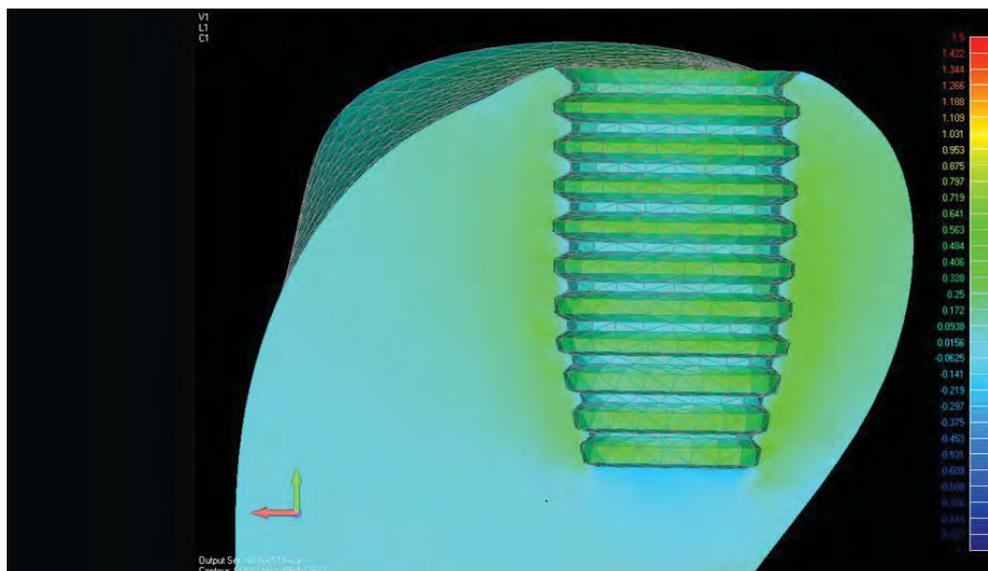


FIGURA 46 – Corte Osso trabecular (Oblíquo) – Coroa Porcelana/NiCr-5.00mm

## 2. Capítulo 2

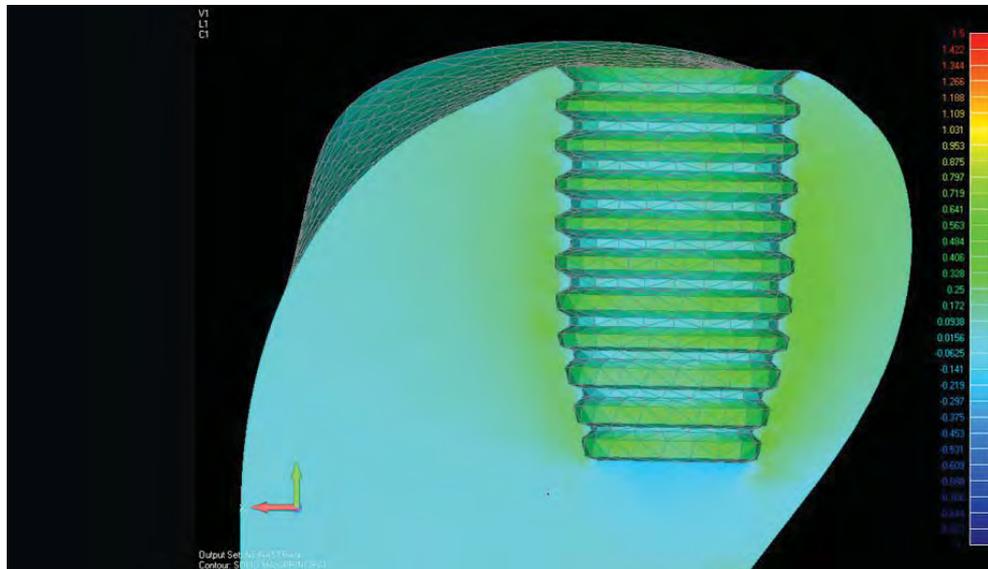


FIGURA 47 – Corte Osso trabecular (Oblíquo) – Coroa RC/NiCr-5.00mm

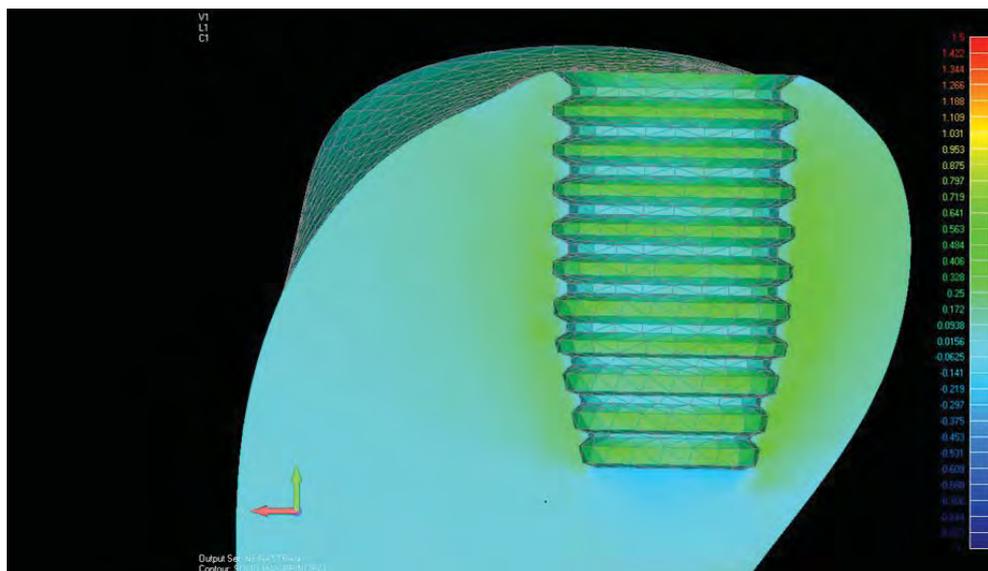


FIGURA 48 – Corte Osso trabecular (Oblíquo) – Coroa RA/NiCr-5.00mm

\*Em anexo E – Figuras - Corte Geral – Osso Cortical/Trabecular -

## 2. Capítulo 2

---

### 3.6 Discussão

Segundo alguns estudos, o desenho<sup>14</sup> e o material de revestimento oclusal influenciam no carregamento dos implantes e na deformação óssea ao seu redor.<sup>3,13,14</sup> Apesar de a porcelana ser amplamente aceita para o revestimento oclusal e conferir excelente resultado estético,<sup>4,5</sup> a resina acrílica parece ser mais eficiente que a porcelana, em termos de redução das forças de impacto, possivelmente devido ao menor módulo de elasticidade (quanto mais resiliente o material teoricamente maior quantidade de tensão será dissipada).<sup>3,22-24</sup> Entende-se que a influência exercida pelo material de revestimento na transmissão de tensões é importante, pois o comportamento do osso, na região peri-implantar, também está relacionado à magnitude e concentração de tensão transmitida ao implante,<sup>14</sup> ou seja, se forças oclusais incidirem e se não houver dissipação das mesmas, poder-se-á romper com a osseointegração. Apesar destes fatores, constatou-se neste estudo que não existiu diferença significativa na distribuição de tensões no tecido ósseo entre os diferentes materiais oclusais analisados.

Observou-se em relação ao osso cortical que as tensões foram mais altas quando comparadas ao osso trabecular, para todos os modelos analisados, e estiveram concentradas nas primeiras roscas e na interface osso cortical/implante, conforme observado em outros estudos.<sup>1,8,13,14,38</sup> Como a cortical óssea possui módulo de elasticidade maior que o osso trabecular, quando submetida a forças transversais, esta cortical atua como fulcro do sistema (momento de flexão), concentrando as maiores tensões em comparação ao osso trabecular, indicando que o osso peri-implantar pode ser mais susceptível a perda óssea, de acordo com alguns estudos.<sup>39,40</sup>

## 2. Capítulo 2

---

A transmissão das tensões do implante para o osso ocorre através da interface de contato e está relacionada com a rigidez dos materiais envolvidos. Entende-se que quanto mais íntima a relação do osso com o implante, melhor será esta distribuição<sup>23</sup> e que, dependendo da tensão transmitida ao osso, podem ocorrer micro-deformações patológicas.<sup>20</sup> Nos modelos estudados, a distribuição de tensões esteve dentro dos limites fisiológicos de resistência da cortical óssea humana de 140 MPa a 170 MPa de compressão e 72 MPa a 76 MPa em tração.<sup>14</sup> 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. Além disso, cabe ressaltar que este estudo é linear, e, portanto, deformações reversíveis são propostas para a análise da situação clínica. Neste trabalho, utilizaram-se força axial (200N) e força oblíqua (100N), com o intuito de se aproximar de uma condição natural do ciclo mastigatório, semelhante a outros estudos<sup>36</sup>. Estas forças, clinicamente, estão em conformidade com forças fisiológicas e, portanto, reforçam a citação feita anteriormente.

Osso é considerado um material relativamente frágil e, portanto, quando estirado além de seu limite elástico, poderá fraturar-se. Para este tipo de análise, a interpretação dos resultados é mais coerente quando realizada através da tensão máxima principal (tensão de tração e compressão), já que um nível razoável de tração ou compressão, embora a tensão total (somatório de tensões) não seja alta, já pode pôr em falha todo o sistema. Portanto, o osso poderá ter maior possibilidade de falha quando a tensão de tração for igual ou superior à máxima tensão de tração, ou quando a tensão de compressão for maior ou igual à máxima tensão de compressão do osso.<sup>31</sup> Este é o motivo, portanto, de não se utilizarem tensões de von Mises, que são mais coerentes para análises de materiais dúcteis.

## 2. Capítulo 2

---

Como já mencionado, neste estudo não se observaram diferenças expressivas na distribuição de tensões no osso quando a variável foi o material oclusal. Tais constatações estão em acordo com estudos que utilizaram a mesma metodologia e não encontraram diferenças significantes.<sup>8,14,20</sup> Pôde-se ainda confrontar diferentes materiais oclusais em implantes de diâmetro regular (3.75mm) e largo diâmetro (5.00mm), não se observando diferenças significativas entre os materiais oclusais estudados (coroa NiCr, porcelana, resina acrílica e resina composta); o que leva ao raciocínio de que o aumento do diâmetro do implante é mais interessante do ponto de vista da distribuição de cargas oclusais ao osso de suporte, do que o material de recobrimento da coroa protética.

Esta melhoria da distribuição de tensão com o aumento do diâmetro do implante pode ser observada quando analisamos os modelos no carregamento axial (cortical inferior – força de tração) e no carregamento oblíquo (cortical inferior - força de tração). Isto se encontra respaldado em uma série de ensaios que comprovaram ser o aumento do diâmetro um fator relevante para dissipação de tensões.<sup>9,10,11,29,30,31</sup>

Os resultados obtidos para o osso trabecular mostraram baixos níveis de tensões, quando comparados com os do osso cortical. Este dado está de acordo com estudos científicos,<sup>14,31,34</sup> que relataram menor concentração no osso trabeculado apical. 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 desta região, conforme relatado em metodologia semelhante por Wang et al.<sup>20</sup> e Papavasiliou et al.<sup>14</sup>

Considerando que o aumento do diâmetro foi mais relevante para a melhoria da distribuição de tensões do que os diferentes materiais oclusais envolvidos, este

## *2. Capítulo 2*

---

achado pode dar indícios para o uso de porcelana como material oclusal de escolha quando se considera um implante 100 % osseointegrado, haja visto que a maior rigidez deste material não influenciou nos resultados. No entanto, a maior resistência conferida pela porcelana (módulo de elasticidade maior) exige um ajuste oclusal minucioso, para que não ocorra sobrecarga prematura nos implantes, principalmente em movimentos látero-protrusivos, os quais seriam atenuados com a utilização de resina, pois esta poderia se desgastar mais facilmente que a porcelana. Cabe ressaltar os efeitos deletérios que um ponto de contato prematuro pode ocasionar em uma oclusão sadia, o que deve ser sempre evitado.<sup>4</sup>

Dessa forma, levando em consideração todos os dados obtidos, o maior benefício observado, com relação à distribuição de tensões, está na possibilidade de se utilizarem implantes com maior diâmetro, quando a realidade clínica permitir. Portanto, um planejamento reverso e um exame tomográfico minucioso são essenciais para o sucesso do tratamento, independentemente da escolha do material de recobrimento protético.

## *2. Capítulo 2*

---

### **3.7 Conclusões**

Com base na metodologia empregada e nas condições do estudo, foi possível concluir que:

1. O material de cobertura oclusal não interfere na distribuição de tensões nos tecidos de suporte da prótese implantossuportada unitária.
2. O uso de implantes de largo diâmetro auxilia na transmissão das cargas oclusais para o tecido ósseo, diminuindo principalmente as tensões sob aplicação de cargas não-axiais.

## 2. *Capítulo 2*

---

### 3.8 Referências

1. Rangert BO, Jemt T, Jorneus L. Force and moments on Branemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4:241-247.
2. Van Steenberghe D, Naert I, Jacobs R, Quirynen M. Influence of inflammatory reactions vs. occlusal loading on peri-implant marginal bone level. *Adv Dent Res*. 1999;13:130-135.
3. 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.
4. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9:90-4.
5. Carlsson GE. Dental occlusion: modern concepts and their application in implant prosthodontics. *Odontology*. 2009;97:8-17.
6. Davarpanah M, Martinez H, Tecucianu JF, Celletti R, Lazzara R. Small-diameter implants: indications and contraindications. *J Esthet Dent*. 2000;12:186-194.
7. Georgiopoulos B, Kalioras B, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2 D finite element analysis. *J Oral Implantol*. 2007;23:243-256.
8. Juodzbaly G, Kubilius R, Eidukynas V, Raustia AM. Stress distribution in bone: single-unite implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant Dent*. 2005;14:166-175.

## 2. *Capítulo 2*

---

9. Petrie C, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: Influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:486-494.
10. Himmlová L, Dostálová T, Kácovsky A, Konvichová S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;91:20-25.
11. Iplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent.* 2002;30:41-46.
12. 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.
13. 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.
14. 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.
15. Stegaroiu R, Khraisat A, Nomura S, Miyakawa O. Influence of superstructure materials on strain around an Implant Under 2 loading conditions: a technical investigation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:735-742.

## 2. *Capítulo 2*

---

16. Sertgoz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodontics*. 1997;10:19-27.
17. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark Implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7:40-44.
18. Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11:660-666.
19. Ciftçi Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant supported fix prosthesis using different veneering material. *Int J Prosthodont*. 2001;14:406-411.
20. 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.
21. Bassit R, Lindstrom 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.
22. Skalak R. Aspects of biomechanical considerations. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson editors. *Tissue integrated prostheses*. Chicago: Quintessence Publishing Co;1985:117-128.
23. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983;49:843-848.

## 2. *Capítulo 2*

---

24. Gracis SE, Nicholls JI, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont.* 1991;3:282-291.
25. Hobkirk JA, Psarros KJ. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7:345-352.
26. Langer B, Langer L, Herrmann I, Jorneus L. The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *Int J Oral Max Implants.* 1993;3:400-408.
27. 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.
28. Aparício C, Orozco P. Use of 5mm diameter implants: periotest values related to a clinical and radiographic evaluation. *Clin Oral Implants Res.* 1998;9:398-406.
29. Jarvis WC. Biomechanical advantages of wide-diameter implants. *Compend Contin Educ Dent.* 1997;18:687-692.
30. Verri FR, Pellizzer EP, Rocha EP, Pereira JA. Influence of length and diameter of implants associated with distal extension removable partial dentures. *Implant Dent.* 2007;16:270-80.
31. 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.

## 2. *Capítulo 2*

---

32. Misch CE, Degidi M. Five-year prospective study of immediate/early loading of fixed prostheses in completely edentulous jaws with a bone quality-based implant system. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5:17-28.
33. 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.
34. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Loading of bone surrounding implants through three-unit fixed partial denture fixation: a finite-element analysis based on in vitro and in vivo strain measurements. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17:345-50.
35. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Brånemark PI, Zarb George, Tomas A. *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago: Quintessence;1985:199-209
36. Falcón-Antenucci RM, Pellizzer EP, de Carvalho PS, Goiato MC, Noritomi PY. Influence of cusp inclination on stress distribution in implant-supported prostheses. A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont.* 2010;19:381-6.
37. Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J Dent Res.* 1987;66:1493-1498.
38. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont.* 1995;8:421-433.
39. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants

## *2. Capítulo 2*

---

placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent.* 2005;93:38-44.

40. 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.

# *Anexo A*



**ANEXO A - Detalhamento da Metodologia****✓ 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 a 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 Argyris 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 (Soriano 2003; Lotti et al. 2006).

De uma forma geral, este método é utilizado para se estudar protótipos antes de sua confecção. Então, inicialmente o protótipo é desenhado (SolidWorks Corporation, USA – AutoCAD, Autodesk USA), posteriormente após simplificações que são necessárias, a estrutura criada será subdividida em elementos que mantêm as propriedades de quem os originou, em um programa específico de MEF (Patran e Nastran - MSC Software, USA / Cosmos – SolidWorks Corporation, USA). Estes elementos são unidos entre si através de pontos denominados ``nós``, originando a

## *Anexo A*

---

malha ou uma rede. Conseqüentemente, aplicação de uma força neste sistema gera uma reação denominada tensão. (Lottie et al. 2006).

### **Softwares utilizados**

#### ***Solidworks***

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

#### ***Rhinoceros***

O Rhinoceros 3D é um *software* de modelagem tridimensional baseado na tecnologia NURBS; que trabalha modelando sólidos a partir de superfícies complexas. Um dos aspectos mais interessantes do programa, é a vasta gama de opções de importação e exportação de que dispõe. A grande quantidade de formatos disponíveis permite que o Rhinoceros atue como um "conversor", preenchendo lacunas entre diferentes softwares utilizados no processo de desenvolvimento de um projeto. Além disso, apresenta um eficiente conjunto de ferramentas para reparo de arquivos de outras extensões.

#### ***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 (3D).

## Confecção dos modelos

### ✓ Coroa

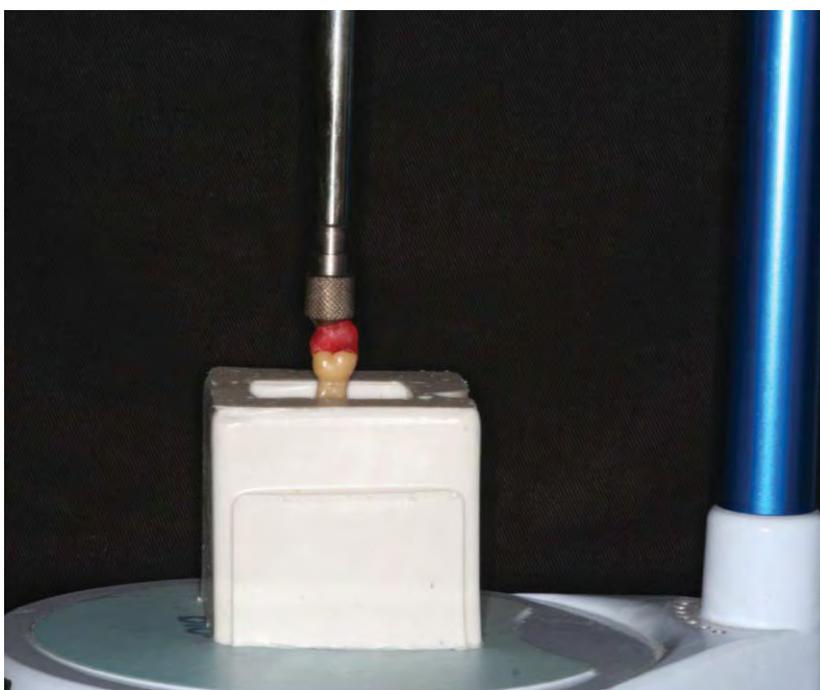
A coroa foi desenhada a partir de um dente artificial, segundo molar mandibular, obtido de um manequim odontológico experimental. O qual foi inserido em sentido vertical até o nível da coroa, em um molde retangular de silicone, com ajuda de um delineador Bio-Art B 2 (Equipamentos Odontológicos Ltda,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

Posteriormente, o molde foi preenchido com resina acrílica autopolimerizável incolor (Ortoclass, Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, Brasil) (Figura 2), Obtendo-se um bloco de resina incolor com o dente artificial exposto a partir da coroa (Figura 3), a qual foi digitalizada por meio de um *scanner* 3D MDX-20. Após a digitalização da coroa (Figura 4); o modelo 3D foi gerado pelo programa de desenho assistido Rhinoceros<sup>®</sup> 3D 4.0 (Figura 5) para modelagem das estruturas, sendo alguns detalhes refinados no programa SolidWorks<sup>®</sup> 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 inclinação de cúspides (10°) (Figuras 6); o tipo do material simulado da coroa foi uma liga de Níquel-Cromo (NiCr) com Porcelana feldspática (Figura 8A), resina composta, resina acrílica, e uma coroa total de NiCr. A espessura da porcelana e da estrutura metálica da coroa (Figura 7B) foram desenhadas no programa Rhinoceros<sup>®</sup> 3D 4.0. 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 molar foram baseadas na literatura.

*Anexo A*

---

Foram escolhidas 4 coroas diferentes a fim de poder analisar diferentes materiais oclusais no efeito da distribuição de tensões no osso/coróa/implante. Buscou-se também materiais que apresentassem propriedades físicas diferentes a fim de se avaliar a viabilidade de polímeros com baixo módulo de elasticidade.



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



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



FIGURA 3 - Bloco de resina acrílica com dente artificial inserido

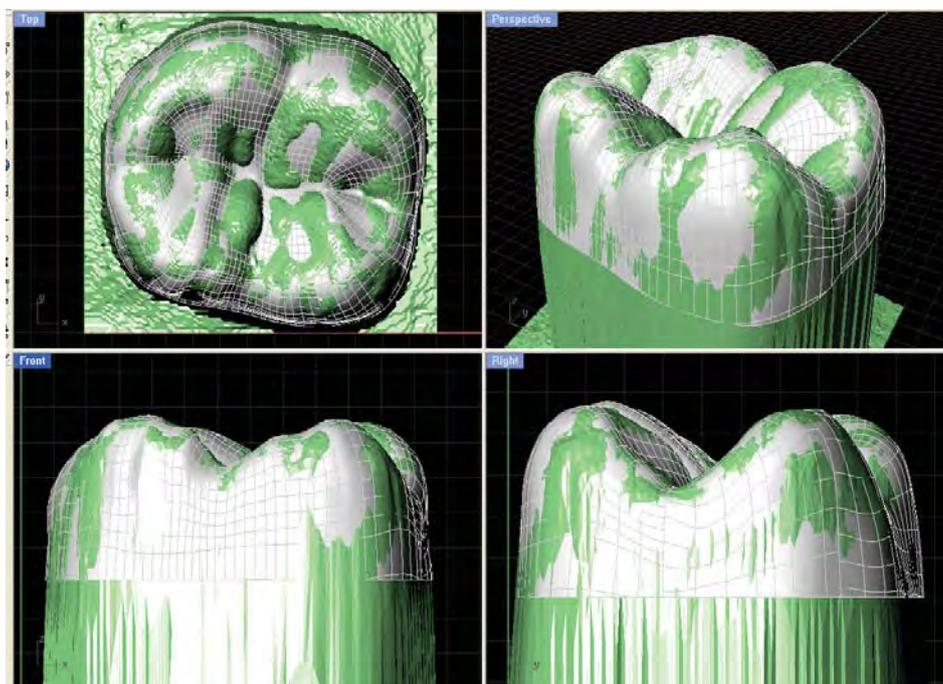


FIGURA 4 - Coroa do dente artificial digitalizada

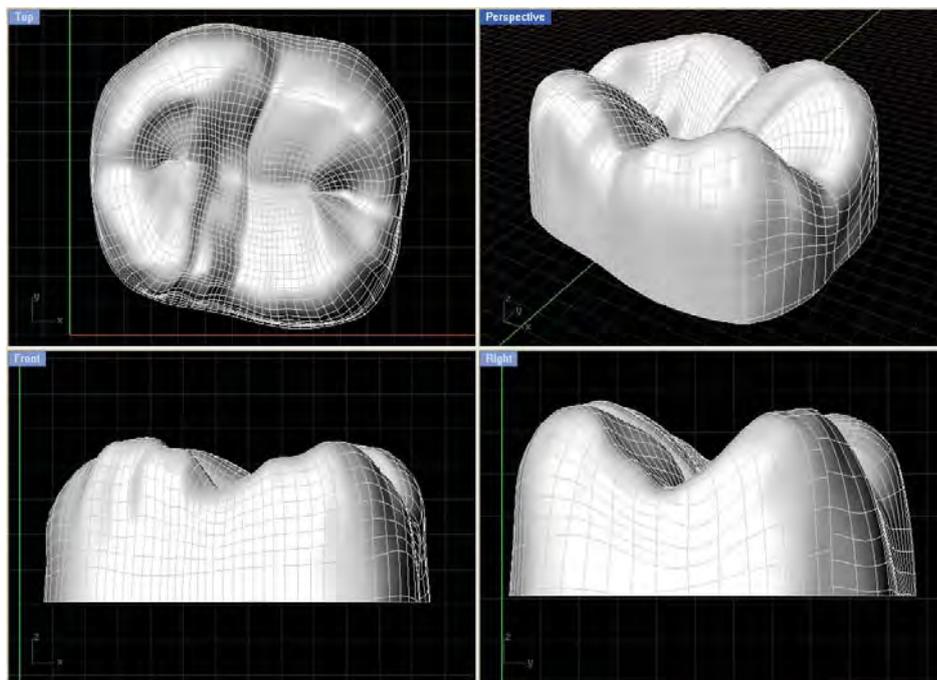
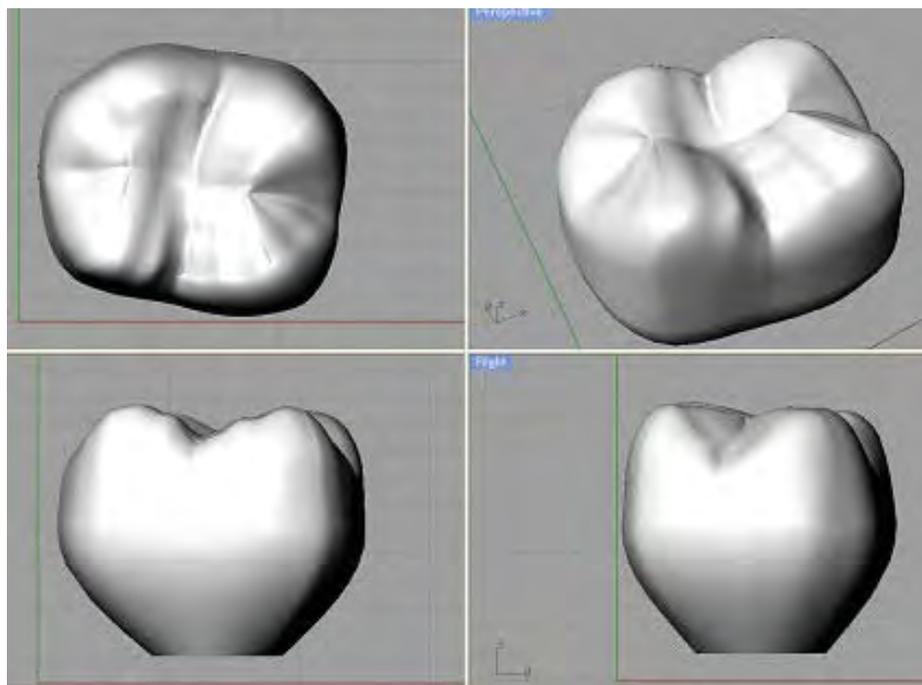


FIGURA 5 - Coroa gerada no programa Rhinoceros 3D.



**FIGURA 6** - Coroa finalizada com 10° de inclinação das cúspides.

#### ✓ **Implante**

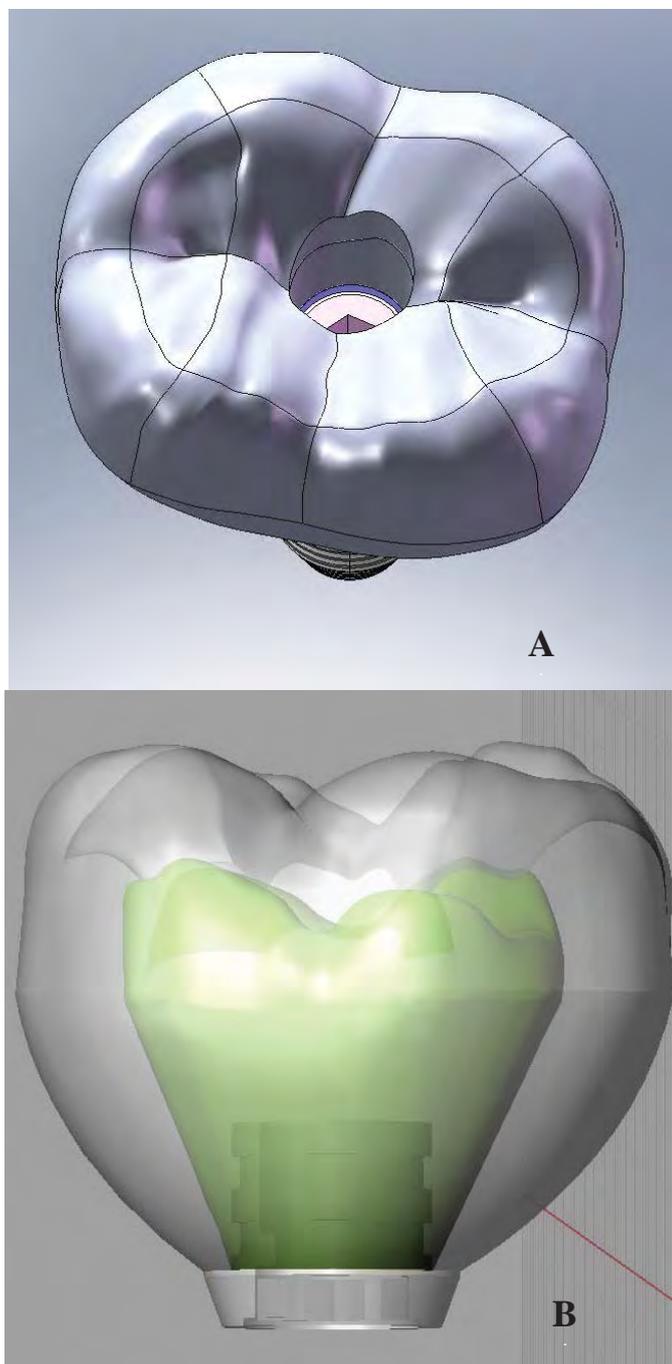
Foi utilizado como referência um implante tipo Master Screw (Conexão, Sistemas de Próteses, São Paulo, Brasil), de forma rosqueável, hexágono externo com 10 mm de comprimento e 3.75 mm de diâmetro, e um implante hexágono externo de 5.0mm x 10mm. Para a simplificação do modelo do implante, intermediário 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 as coroas do molar (Figura 8A). O conjunto foi exportado ao programa SolidWorks® 2006 para sua inserção na porção óssea (Figura 8C).

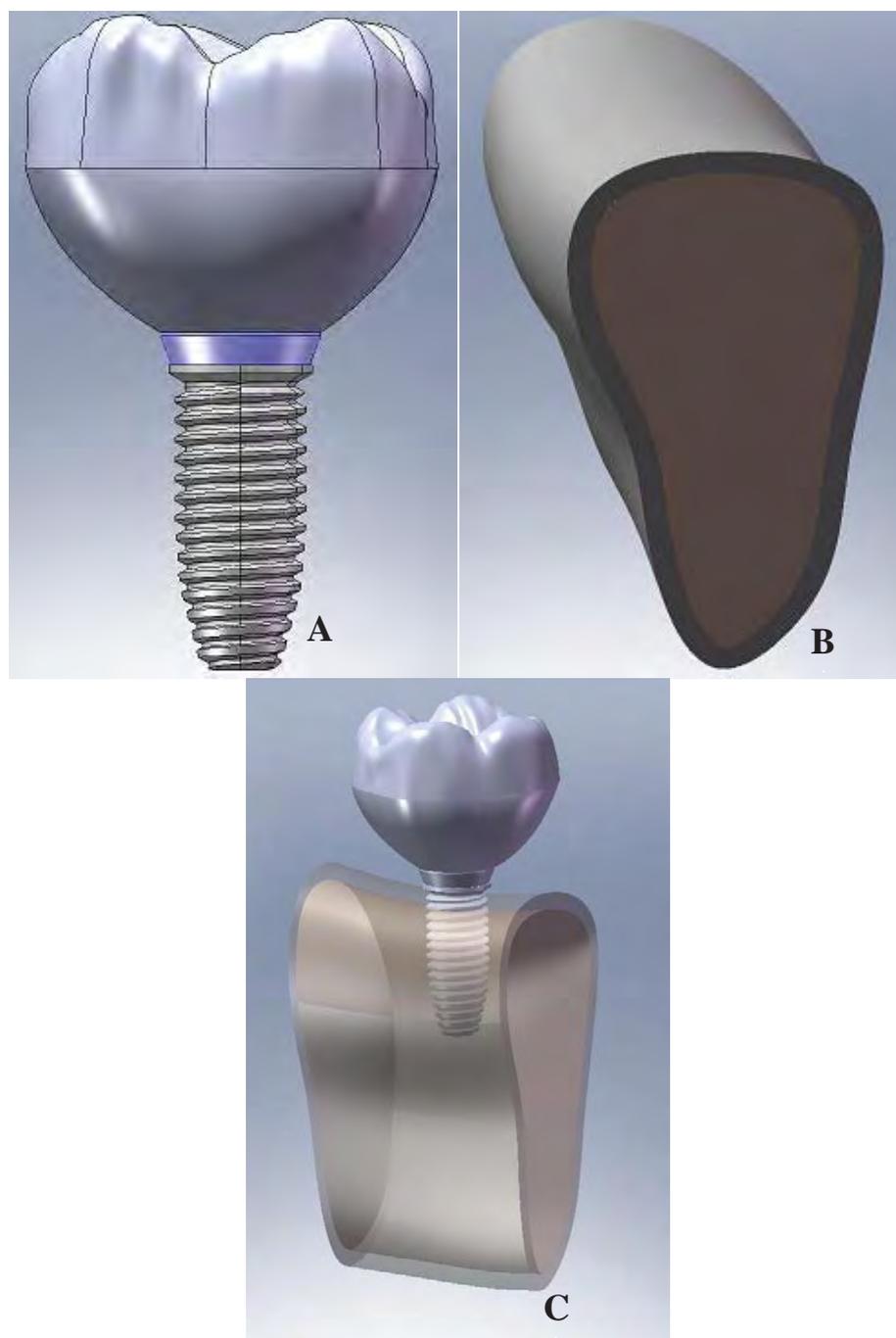
✓ **Osso trabecular e cortical**

O osso (trabecular e cortical) foi obtido 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 uma mandíbula em formato tridimensional e posteriormente ao programa Rhinoceros<sup>®</sup> 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<sup>®</sup> 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 8B), 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 coroa conectados (A); Ossos trabecular e cortical (B);  
Implante e coroa inseridos 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 (Hojjatie & Anusavice 1987; Sertgoz et al.1997; Stegaroiu et al.1998; Ciftçi & Canay 2000)

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 em um mesmo ponto do elemento estrutural.

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

Definidas as propriedades mecânicas dos materiais envolvidos, foi realizado o processo de geração da malha de elementos finitos (Figuras 9 e 10). Para isso, utilizou-se o elemento sólido tetraédrico parabólico, que se caracteriza geometricamente como uma pirâmide de base triangular, com um nó em cada.

## *Anexo A*

---

vértice e um nó ao centro de cada aresta, totalizando 10 nós por elemento. A baixa distorção dos elementos de uma malha tetraédrica é uma característica intrínseca das propriedades geométricas desse tipo de elemento, mas também depende de um controle de malha adequado. O controle da malha é realizado de modo que se assemelha a uma malha adequada para representar fenômenos físicos envolvidos e que seja possível gerar.

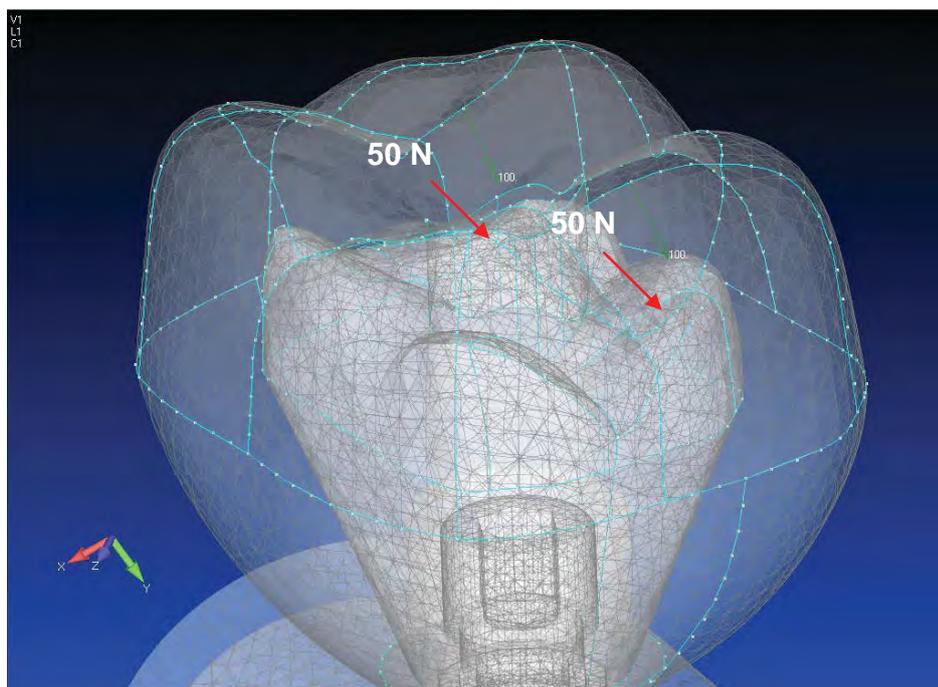
O modelo foi definido estabelecendo as condições de vínculo ou restrição e carga para a análise dos resultados em função da solicitação imposta. O bloco de osso foi fixado nos três eixos nas faces cortadas (laterais) e a base livre ou suspensa. O implante foi fixado por contato colado ao osso cortical 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 100 N nodal; em direção oblíqua realizado em 2 pontos, fracionados em 50 N em cada ponto (Figura 9), perpendicular as vertentes internas, sendo proporcional a inclinação das vertentes das cúspides mesio-vestibular e disto-vestibular, das coroas 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 9 e 10).

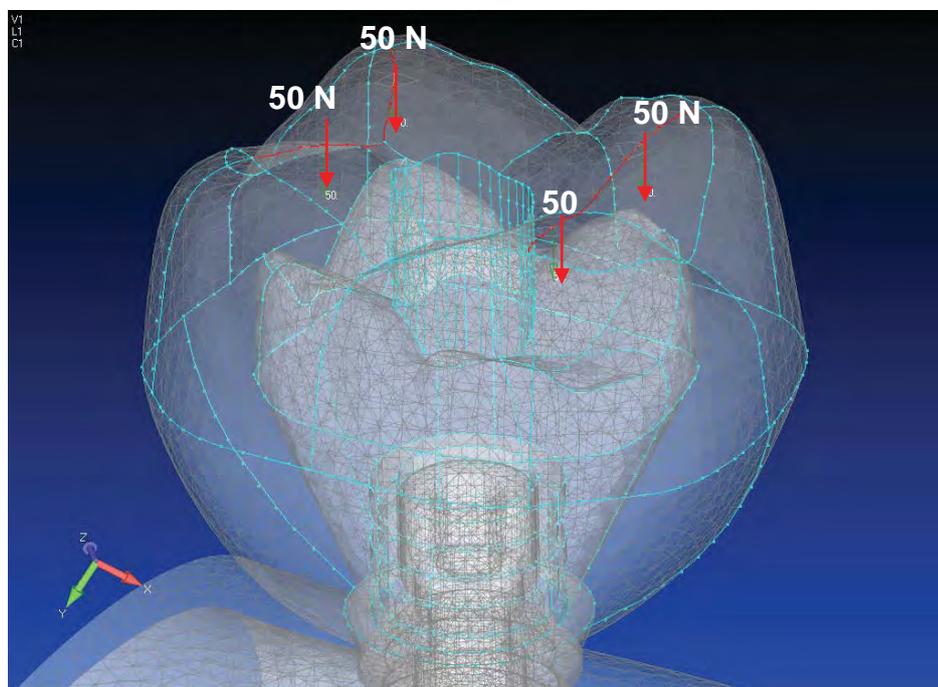
Configuradas as condições de contorno foi necessário configurar as condições da análise a ser realizada. Por se tratar de uma estrutura complexa, algumas análises preliminares foram necessárias para determinar a natureza do comportamento mecânico do conjunto; posteriormente concluiu-se que havia possibilidade de utilizar análise do tipo linear. Finalizadas 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<sup>®</sup> 9.0. Os resultados foram visualizados por meio de mapas de tensão de von Misses e Tensão Máxima Principal 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.

**Referências;**

1. 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.
2. Soriano HL. Método de elementos finitos em análises estruturais. In: Soriano HL. São Paulo: Edusp; 2003.
3. 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.
4. 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.
5. 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.
6. Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. J Dent Res. 1987;66:1493-1498

*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))

- 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

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.

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**

1. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3:81-100.
2. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:26-35.
3. Gross MD. Occlusion in implant dentistry. A review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. *Aust Dent J.* 2008;53:S60-S68.
4. 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.
5. 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.
6. 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.

7. 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.
8. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*.1983;49:843-848.
9. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;102:188-98.
10. Carlsson GE. Dental occlusion: modern concepts and their application in implant prosthodontics. *Odontology*. 2009;97:8-17.
11. Gracis SE, Nicholls JI, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodontics* 1991;4: 282-291.
12. Stegaroiu R, Khraisat A, Nomura S, Miyakawa O. Influence of superstructure materials on strain around an implant under 2 loading conditions: a technical investigation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:735-742.
13. Misch CE. Progressive bone loading. In: Misch CE, editor. *Contemporary Implant Dentistry*, 2<sup>nd</sup> ed. St. Louis: Mosby;1999:595-608.
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. Aparício C, Orozco P. Use of 5mm diameter implants: periotest values related to a clinical and radiographic evaluation. *Clin Oral Implants Res*.1998;9:398-406.

16. Petrie C, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: Influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three dimensional finite element analysis. Clin Oral Implants Res. 2005;16:486-494.

*Anexo E*



## ANEXO E – Figuras Osso Cortical/trabecular

### Tensão Máxima principal

#### ➤ Força Axial

As Figuras 1, 2, 3 e 4 ilustram os mapas de tensão máxima principal do osso cortical/trabeculado (axial) dos modelos para implantes de 3.75mm. As figuras 5, 6, 7 e 8 ilustram os mapas de tensão máxima principal do osso cortical/trabeculado (axial) dos modelos para implantes de 5.00mm.

Nestas figuras observa - se que as áreas de concentração de tensões para o osso cortical se localizaram próximas à face proximal do implante e na primeira rosca do implante. Com relação ao osso trabeculado observou-se que para todos os modelos as concentrações de tensões acompanharam a interface rosca/osso e, apresentaram maior concentração de compressão na região apical do implante. Houve melhor distribuição de tensões de compressão para os implantes de largo diâmetro (cortical óssea), além de melhor distribuição de tensões de tração (osso trabeculado).

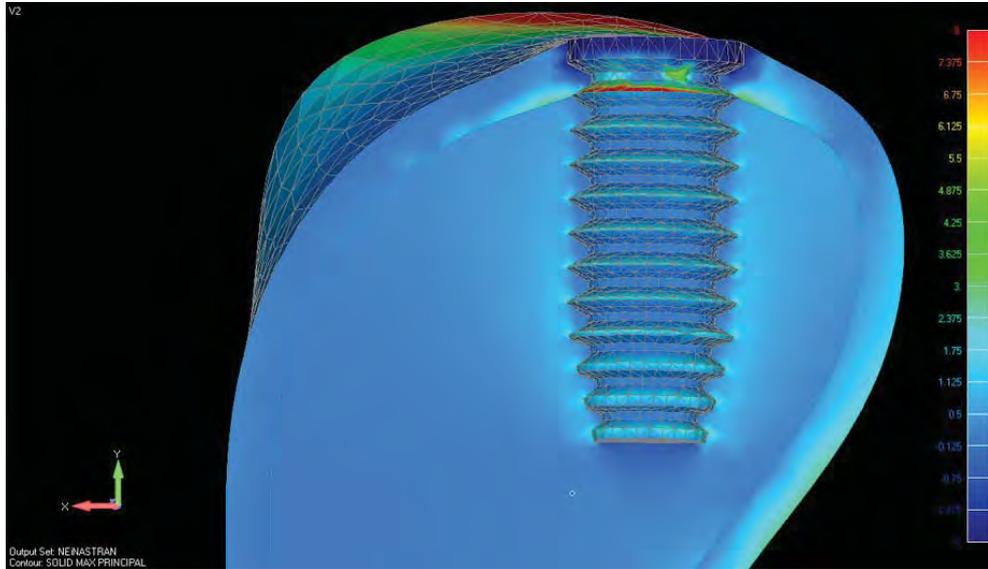


FIGURA 1 – Corte Geral Osso (Axial) – Coroa total NiCr-3.75mm

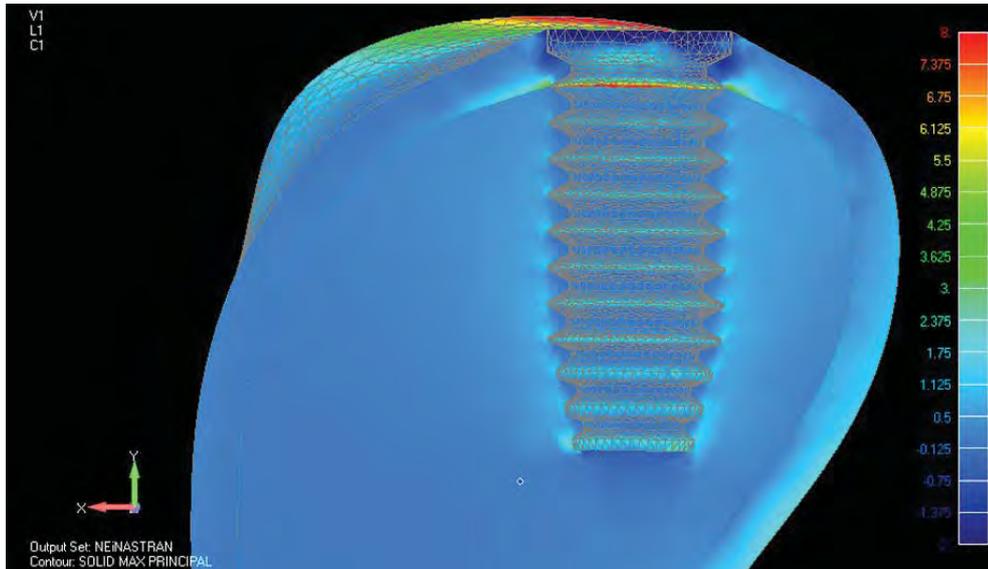


FIGURA 2 – Corte Geral Osso (Axial) – Coroa Porcelana/NiCr-3.75mm

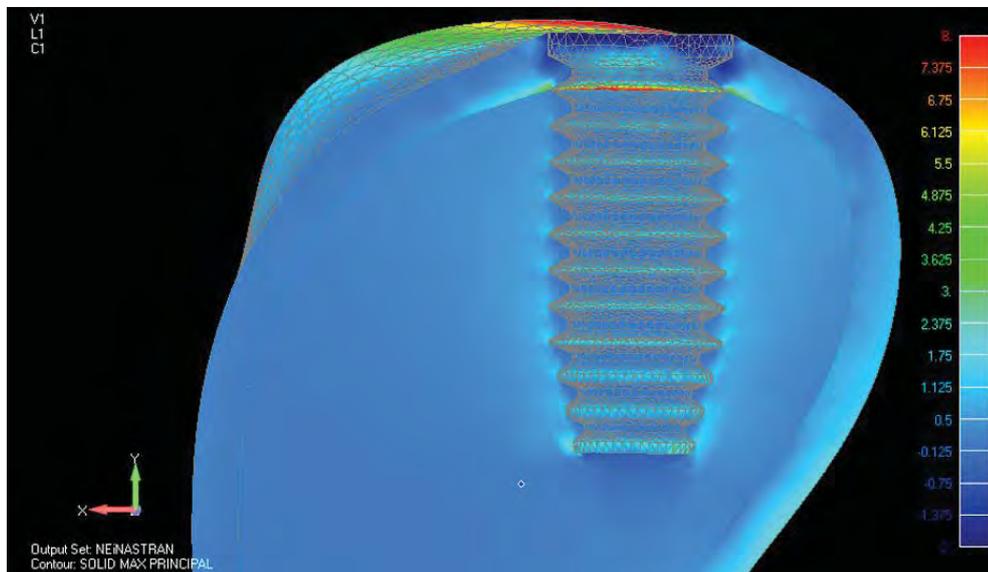


FIGURA 3 – Corte Geral Osso (Axial) – Coroa Resina Composta/NiCr-3.75mm

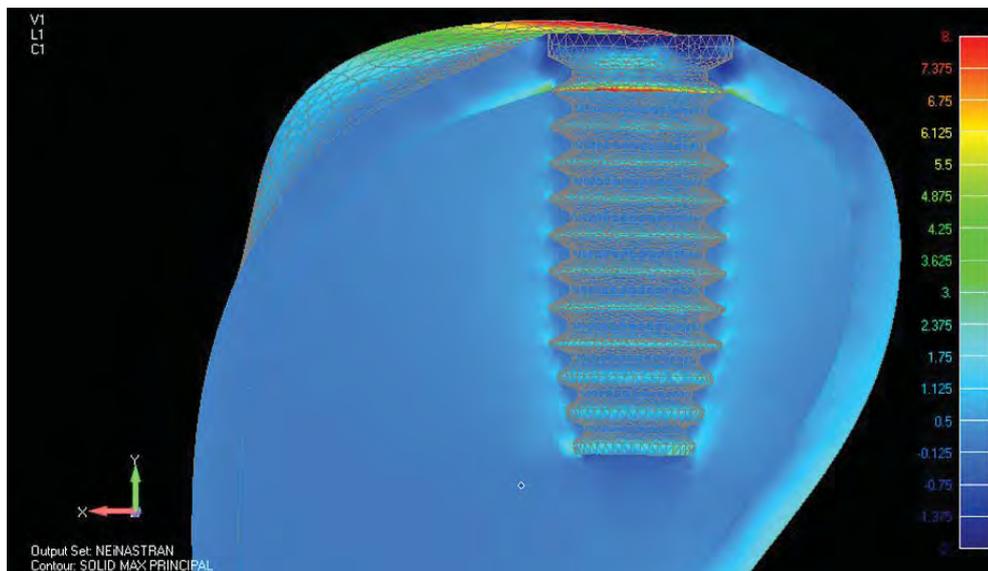


FIGURA 4 – Corte Geral Osso (Axial) – Coroa Resina Acrílica/NiCr-3.75mm

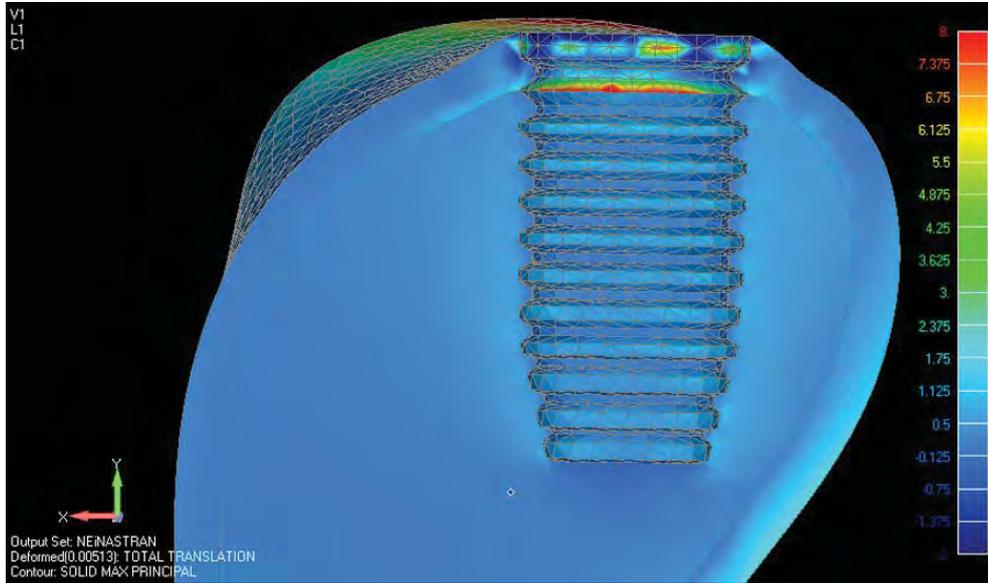


FIGURA 5 – Corte Geral Osso (Axial) – Coroa total NiCr-5.00mm

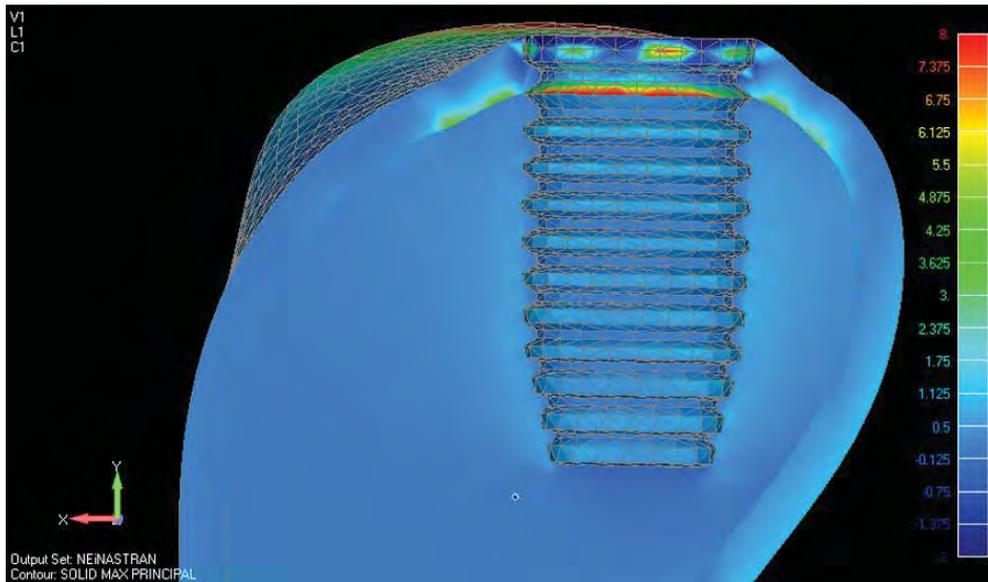
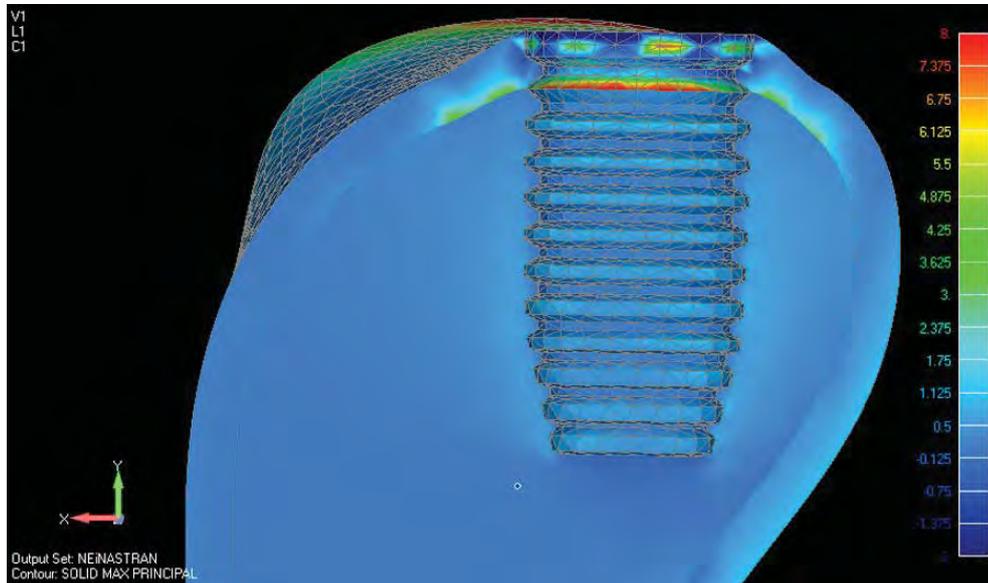
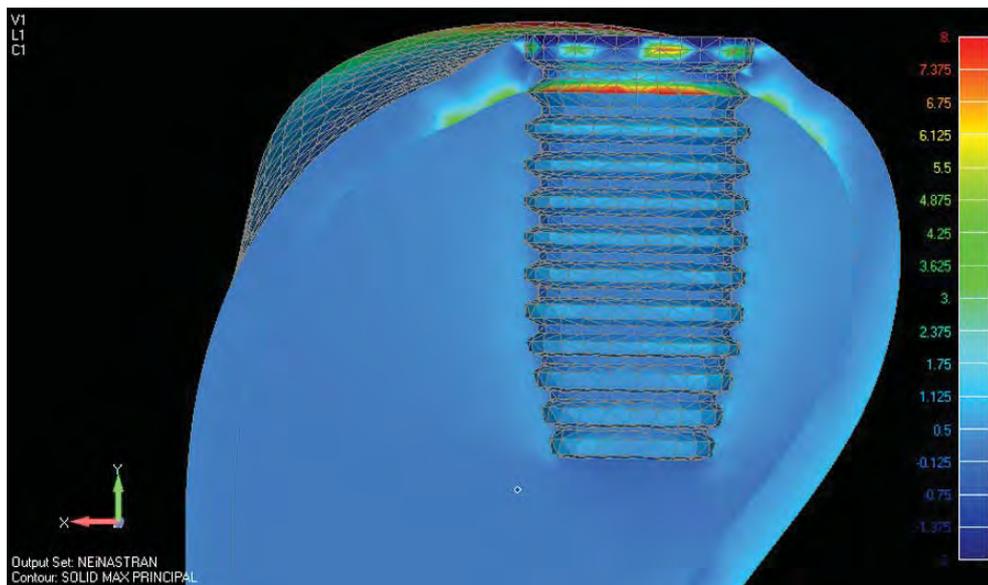


FIGURA 6 – Corte Geral Osso (Axial) – Coroa Porcelana/NiCr-5.00mm



**FIGURA 7** – Corte Geral Osso (Axial) – Coroa Resina Composta/NiCr-5.00mm



**FIGURA 8** – Corte Geral Osso (Axial) – Coroa Resina Acrilica/NiCr-5.00mm

➤ Força Oblíqua

As Figuras 9, 10, 11 e 12 ilustram os mapas de tensão máxima principal do osso cortical/trabeculado (carga oblíqua) dos modelos para implantes de 3.75mm. As figuras 13, 14, 15 e 16 ilustram os mapas de tensão máxima principal do osso cortical/trabeculado (carga oblíqua) dos modelos para implantes de 5.00mm.

Nestas figuras observa - se que as áreas de concentração de tensões para o osso cortical se localizaram próximas à face proximal do implante e na primeira rosca do implante. Com relação ao osso trabeculado observou-se que para todos os modelos as concentrações de tensões acompanharam a interface rosca/osso e, apresentaram maior concentração na região apical do implante.

Houve melhor distribuição de tensões de compressão para os implantes de largo diâmetro (cortical óssea), além de melhor distribuição de tensões de tração (osso trabeculado).

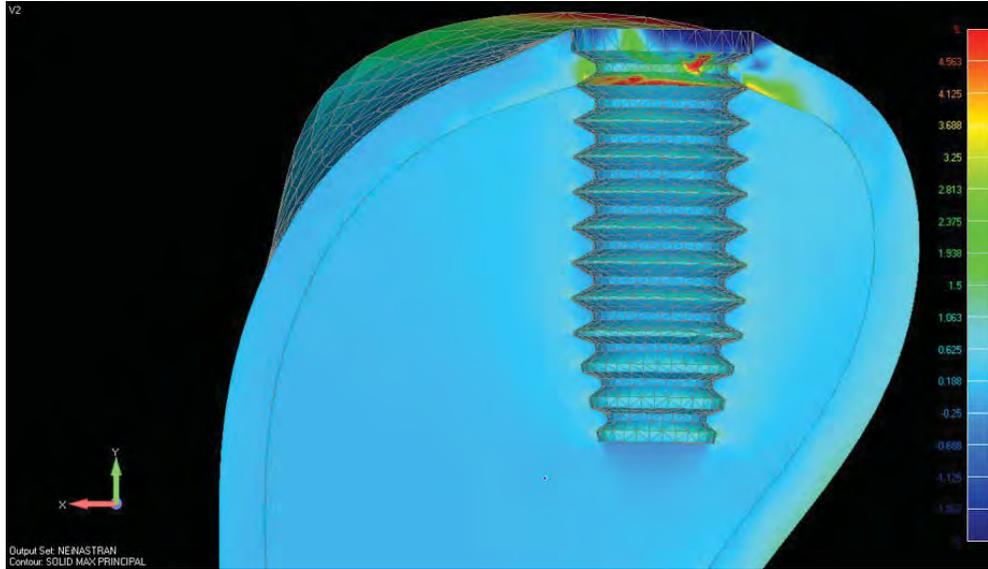


FIGURA 9 – Corte Geral Osso (Oblíquo) – Coroa total NiCr-3.75mm

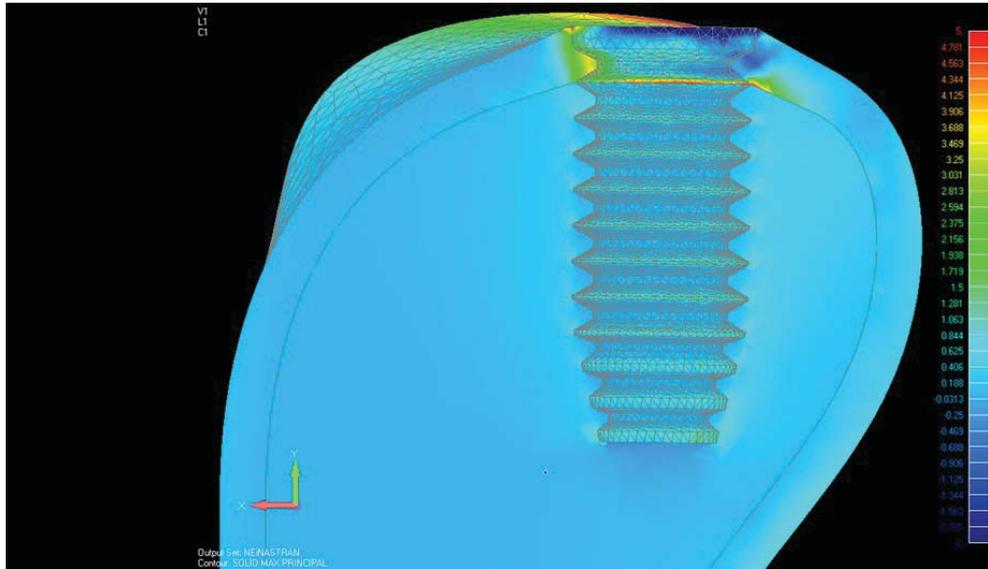


FIGURA 10 – Corte Geral Osso (Oblíquo) – Coroa Porcelana/NiCr-3.75mm

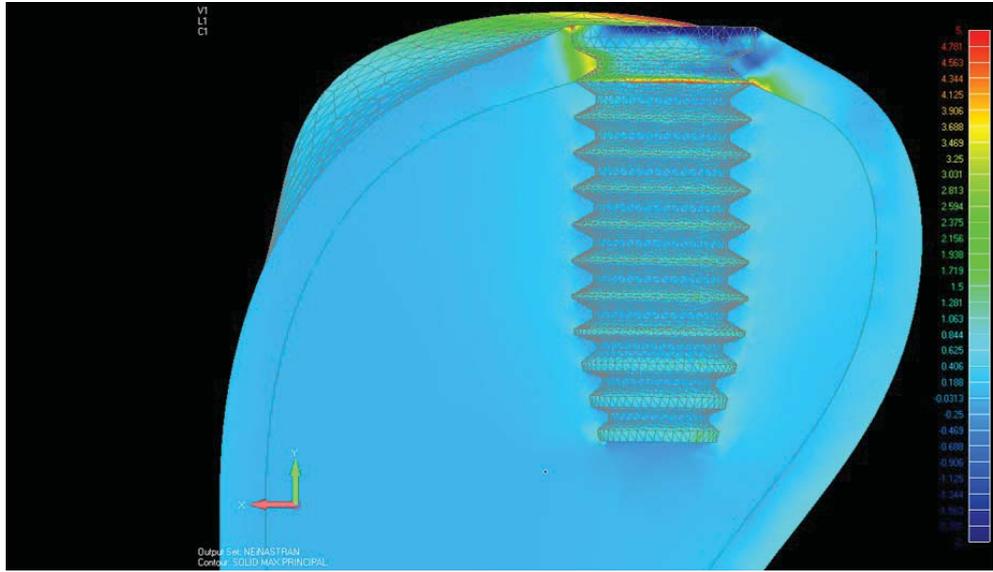


FIGURA 11 – Corte Geral Osso (Oblíquo) – Coroa Resina Composta/NiCr-3.75mm

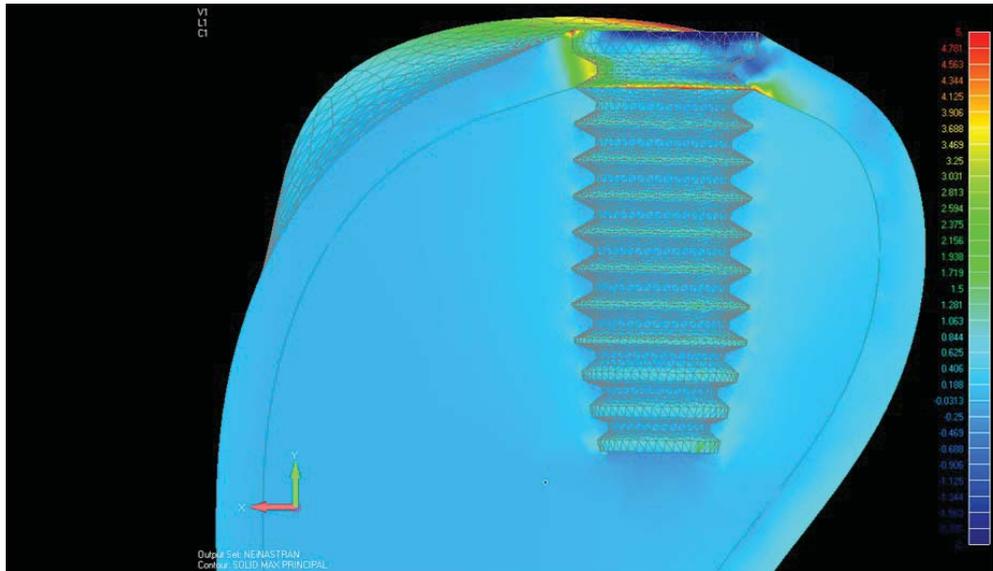


FIGURA 12 – Corte Geral Osso (Oblíquo) – Coroa Resina Acrílica/NiCr-3.75mm

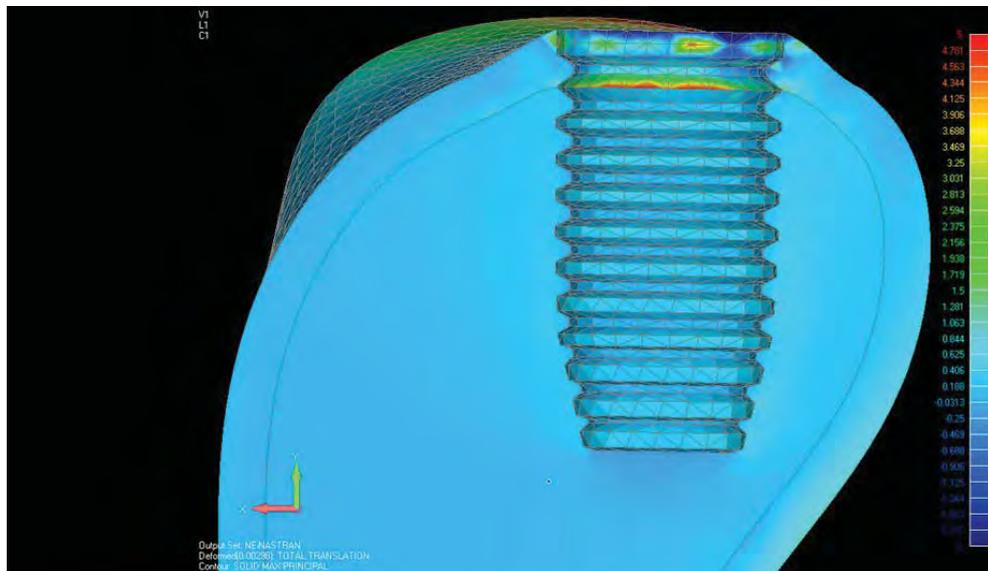


FIGURA 13 – Corte Geral Osso (Obliquo) – Coroa total NiCr-5.00mm

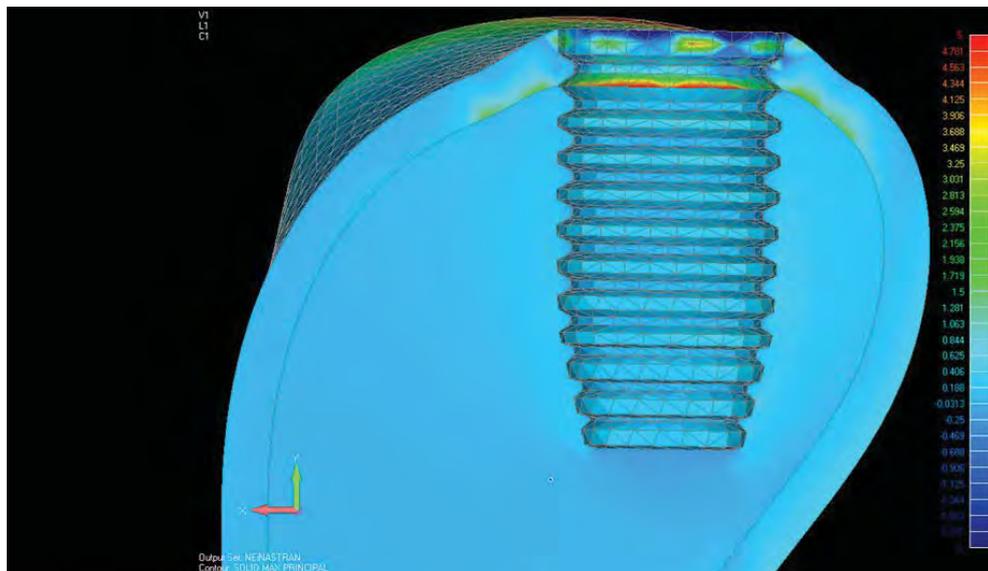


FIGURA 14 – Corte Geral Osso (Obliquo) – Coroa Porcelana/NiCr-5.00mm

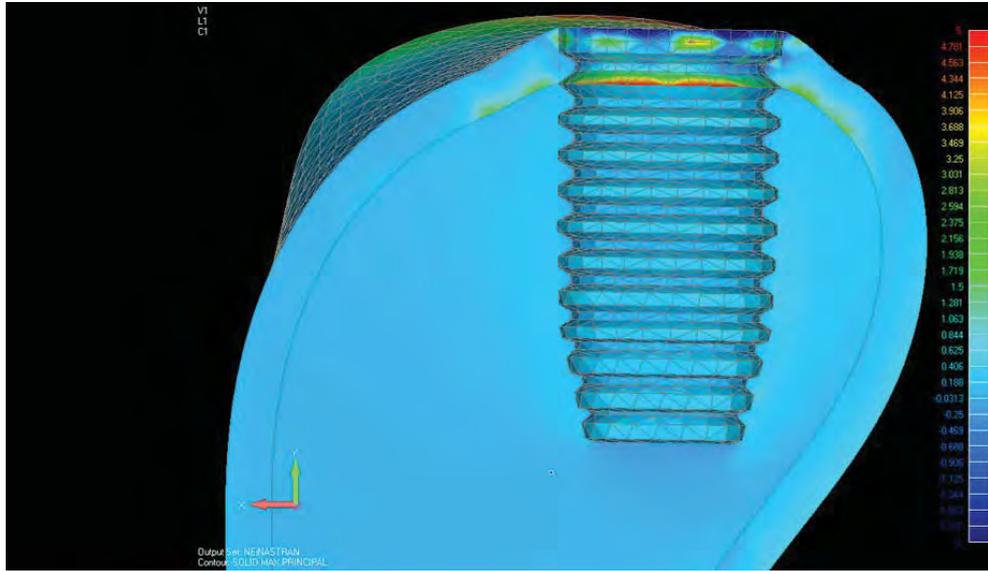


FIGURA 15 – Corte Geral Osso (Oblíquo) – Coroa Res. Composta/NiCr-5.00mm

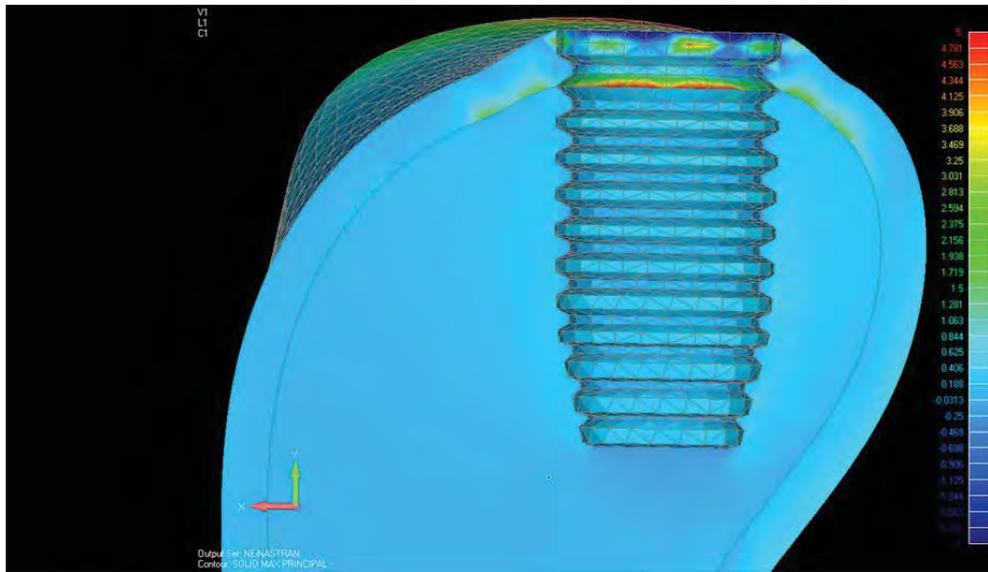


FIGURA 16 – Corte Geral Osso (Oblíquo) – Coroa Res. Acrílica/NiCr-5.00mm