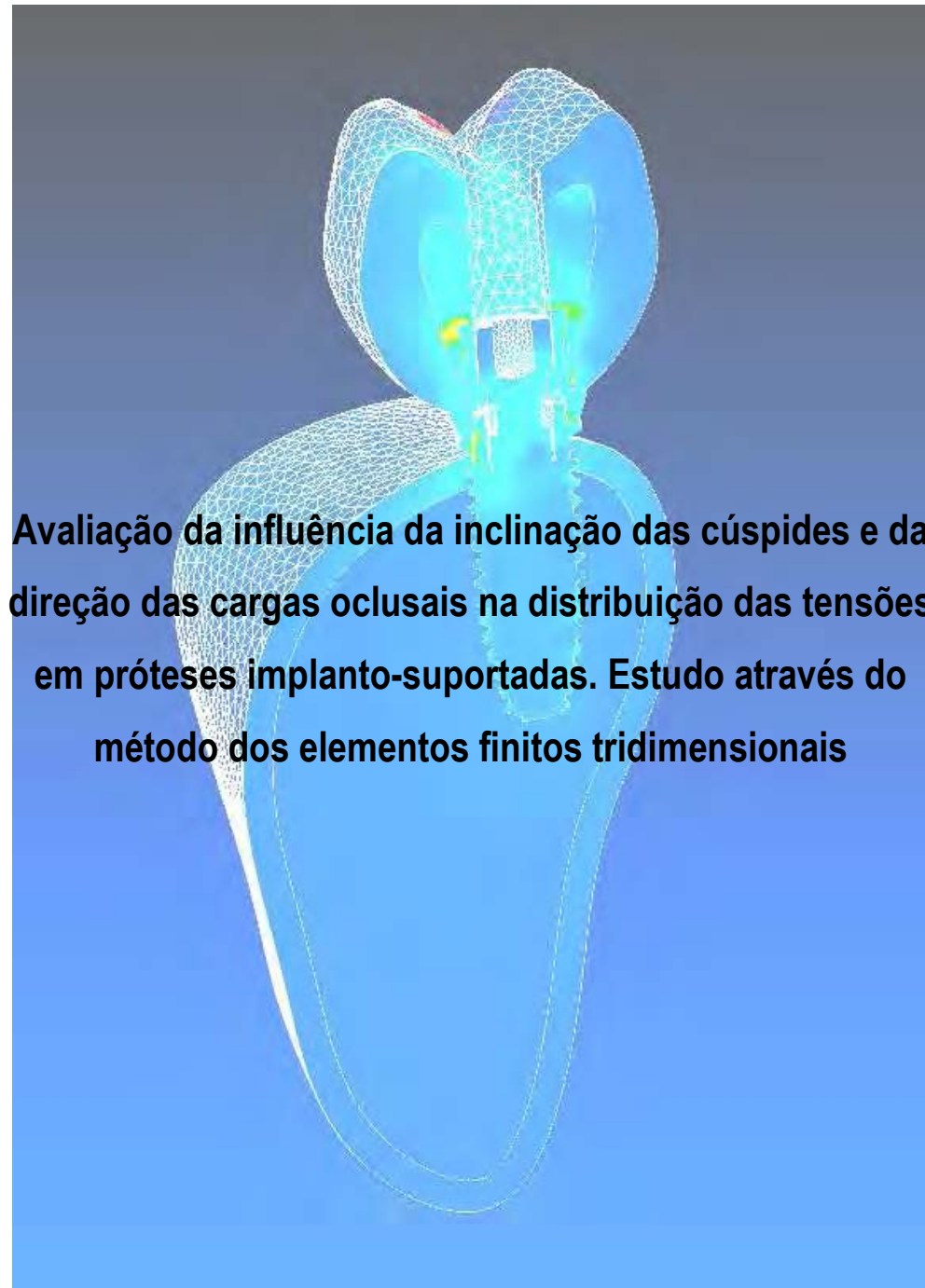


Rosse Mary Falcón Antenucci



ARAÇATUBA – SP

2008

Rosse Mary Falcón Antenucci

Avaliação da influência da inclinação das cúspides e da direção das cargas oclusais na distribuição das tensões em próteses implanto-suportadas. Estudo através do método dos elementos finitos tridimensionais

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

Orientador: Prof. Adj. Eduardo Piza Pellizzer

ARAÇATUBA – SP

2008

Catálogo-na-Publicação

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

A627a Antenucci, Rosse Mary Falcón
Avaliação da influência da inclinação das cúspides e da direção das cargas oclusais na distribuição das tensões em próteses implanto-suportadas. Estudo através do método dos elementos finitos tridimensionais / Rosse Mary Falcón Antenucci – Araçatuba: [s.n.], 2008
140 f. : il.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, Araçatuba, 2008
Orientador: Prof. Dr. Eduardo Piza Pellizzer

1. Implante dentário 2. Prótese dentária fixada por implante
3. Análise de elemento finito

Black D3
CDD 617.69

Dados Curriculares

Rosse Mary Falcón Antenucci

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

Dedicatória

A mi mamá, **Consuelo**, por darme toda su confianza, apoyo e incentivo para seguir adelante en mis objetivos, enseñándome a nunca desistir de luchar para alcanzar nuestros sueños.

A mi papá, **Ulberto**, por la sinceridad, honestidad y humildad, que me ayudo en la formación de mi carácter, tanto personal como profesional.

A ambos porque no midieron esfuerzos para permitirme llegar hasta aquí.

A mis abuelitos **Rosa y Julio** (In memorian), por formar parte muy importante de mi vida y enseñarme como conducir la vida con felicidad y simplicidad.

A mis hermanas **Katia y Tania**, que mismo a la distancia compartieron conmigo momentos importantes de esta jornada.

Dedico esta Dissertação.

Agradecimentos Especiais

Ao meu orientador, Prof. Adj. **Eduardo Piza Pellizzer**, agradeço por tudo o que aprendi durante estes anos sob sua orientação. Pelo seu tempo, empenho e esforço dedicado neste trabalho. A convivência diária trouxe mais do que conhecimentos profissionais, trouxe uma admiração profunda e um grande respeito. Por tudo o que fez por mim, só me resta, de forma muito especial, agradecer.

Ao Prof. Adj. **Marcelo Coelho Goiato**, um agradecimento muito especial, pela amizade e confiança depositadas em mim, desde o primeiro momento. A sua alegria, receptividade e compreensão tornaram ainda mais agradável minha estadia.

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

Bertold Brecht

Agradecimentos Especiais

Ao Centro de Pesquisas Renato Archer – CenPRA, representado pelo **Prof. Dr. Jorge Vicente Lopes da Silva**, chefe da Divisão de Desenvolvimento de Produto, que acolheu com boa vontade e desenvolveu com profissionalismo a parte experimental deste trabalho.

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

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

Ao **Prof. Dr. Paulo Perry**, pelo constante apoio no desenvolvimento deste trabalho.

À **minha família** querida, da qual tive momentos de convivência furtados pela distância.

Agradecimentos

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

Ao coordenador do Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, Prof Dr. Idelmo Rangel Garcia Júnior, por incentivar os alunos e acreditar nos futuros pesquisadores.

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

Ao Prof. Dr. Alício Rosalino García, pela amizade e conhecimentos transmitidos durante os momentos de convívio.

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

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

Agradecimentos

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

Aos técnicos de laboratório do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Jander de Carvalho Inácio, Ana Marcelina, José Baleeiro, Eduardo Rodrigues, Carlos Alberto Gonçalves, Sergio Augusto, Ana Lucia Francischine e à secretária Maria Lucia Bordan, por serem sempre prestativos e estarem sempre dispostos a ajudar.

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

À minha amiga Daniela Micheline dos Santos, pela amizade, apoio, incentivo e auxílio no término desta dissertação e no decorrer do curso.

Aos meus amigos Hilda Vilchez, Américo e seu filho Rodrigo, que me receberam como parte de sua família durante minha estadia em Ribeirão Preto. Pela receptividade, carinho, afeto familiar, incentivo e interesse em meu futuro.

Agradecimentos

À minha amiga Martha Gómez Delgado, pela amizade sincera, que mesmo nos momentos difíceis sempre me deu uma voz de alento. Apesar da distância, você sempre esteve ao meu lado.

A mis amigos de siempre: Francisco Chumpitaz, Clyde Chávez, Carlos Gómez, Jackelyn Pinedo, Eduardo Pacheco, Verónica Caballero, Irene Amésquita, Betty Tutaya, Martha Alva, Silvia Díaz, Silvia Rodríguez.

Às minhas amigas da República Flavialândia: Flávia (Loirinha), Yésselin (Yess), Adriana (Adri), Paula (Paulinha), e a nossa mãe adotiva Dona Sonia. Obrigada pela alegria, carinho e companhia, porque formamos uma pequena família. Conviver com vocês tornou minha caminhada mais amena.

Aos meus amigos: Ana Kelly, Aldiéris Alves, Sandra Palomino, Dante Coaquira, Leila, Nelson, Aline Úrsula, Valentim Barão, Claudia Ríos, Adriana Barbosa, André Botelho, Michele Miyauti, Amália Moreno, Renato Ferraço, Bianca Tonella, cujo envolvimento suavizou a trilha de um modo ou de outro.

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

*“É melhor tentar e falhar,
Que preocupar-se e ver a vida passar;
é melhor tentar, ainda que em vão,
que sentar-se fazendo nada até o final.
Eu prefiro na chuva caminhar,
Que em dias tristes em casa me esconder.
Prefiro ser feliz, embora louco,
que em conformidade viver....”*

Martin Luther King

Resumo Geral

Antenucci, RMF. Avaliação da influência da inclinação das cúspides e da direção das cargas oclusais na distribuição das tensões em próteses implanto-suportadas. Estudo através do método dos elementos finitos tridimensionais. [Dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2008.

Resumo Geral

Apesar do uso do implante dental ser um procedimento clínico largamente utilizado, não está isento de complicações mecânicas, que podem produzir falha nas próteses ou nos implantes. Portanto, é essencial otimizar a distribuição da carga mastigatória através das próteses e destas para os implantes e osso suporte. O propósito do presente estudo foi realizar uma análise pelo método dos elementos finitos tridimensionais para avaliar a influência da inclinação das cúspides e direção das cargas oclusais na distribuição das tensões em próteses implanto-suportadas. Foram elaborados 5 modelos mandibulares com o auxílio dos programas de desenho assistido Rhinoceros[®] 3D 3.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA) e SolidWorks[®] 2006 (SolidWorks Corp, Massachusetts, USA) e com o auxílio de um *scanner* 3D MDX-20 (Roland DG, São Paulo, Brasil); por meio destes simularam-se um bloco de osso mandibular (osso cortical e osso esponjoso), com a presença de um implante unitário de 3,75x10 mm

Resumo Geral

(Conexão Master Screw, São Paulo, Brasil) com coroa metalo-cerâmica com 3 diferentes inclinações das cúspides (10°, 20° e 30°). Os desenhos tridimensionais foram exportados para o programa de elementos finitos NEiNastran® 9.0 (Noran Engineering, Inc., EUA), para determinação das regiões, incorporação das propriedades de cada material, geração da malha e análise. Foi aplicada uma carga oblíqua (45°) de 200 N, fracionada em 2 pontos (100 N) nas vertentes triturantes das cúspides vestibulares da coroa metalo-cerâmica e posteriormente uma carga axial (0°) de 200 N, distribuída em 4 pontos (50 N) nas vertentes internas da coroa metalo-cerâmica. Os resultados foram visualizados por meio dos mapas de tensão de von Mises e mostraram que os valores mais altos de tensão para o implante foram no modelo de 30° de inclinação das cúspides; o osso cortical apresentou a maior concentração de tensão no modelo com 10° de inclinação das cúspides. As cargas oblíquas produziram aumento da tensão no implante e na interface coroa-implante. Concluiu-se que: O aumento da inclinação das cúspides aumentou as tensões no implante e diminuiu as tensões no osso cortical. As cargas oblíquas aumentaram a tensão geral em 100% em relação ao modelo com carga axial.

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

Abstract

Antenucci, RMF. Influence of cuspal inclination and occlusal loading direction on stress distribution in implant-supported prostheses. A Three-dimensional Finite Element Analysis. [Dissertation]. Araçatuba: UNESP - São Paulo State University; 2008.

Abstract

Although, osseointegrated implant is a clinical procedure longer used. It is not trouble-free. Therefore, is essential optimizing the occlusal loading through the prostheses to implants and supporting bone. A Three-dimensional (3D) finite element analysis was performed to evaluate the influence of cuspal inclination and occlusal loading direction on stress distribution in implant-supported prostheses. Three-dimensional finite element models were simulated by means of Rhinoceros® 3D 3.0 (NURBS Modeling for Windows, USA) and SolidWorks® 2006 (SolidWorks Corp, Massachusetts, USA) programs and the scanner 3D MDX-20 (Roland DG, São Paulo, Brazil). A mandibular section of bone with an implant and its superstructures were simulated in this study. A 1-piece 3.75 x 10 mm screw-shape (Conexão Master Screw, São Paulo, Brazil) dental implant system, embedded in trabecular bone with 1 mm of cortical bone surrounding and crown with 3 different cuspal inclinations (10°, 20° and 30°). Three-dimensional models were transferred to the

Abstract

NEiNastran[®] 9.0 (Noran Engineering, Incorporation, USA.) software, in which, material properties were incorporated and mesh and analysis generated. Oblique loading (200 N) was applied on chewing surfaces of buccal cuspid. After, vertical loading (200 N) was applied on internal surfaces of the cuspids. According to the results, it was observed, higher stress values was showed in the model with 30° of cuspal inclination; in cortical bone the higher stress was showed in the model with 10° of cuspal inclination. Oblique and axial loading produce maximum stress concentrations at the point of load application. It was concluded that: An increasing in the cuspal inclination increased stress in the osseointegrated implant and decreased the stress in cortical bone and Oblique loading increased the general stress in 100% in relation to axial loading.

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

Lista de Figuras

Capítulo 1

Figura 1A-	Corte Mapa Geral.....	44
Figura 1B -	Zoom Corte (Mod. A: Cúspide 10°).....	44
Figura 2A -	Corte Mapa Geral.....	45
Figura 2B -	Zoom Corte (Mod. B: Cúspide 20°).....	45
Figura 3A -	Corte Mapa Geral.....	46
Figura 3B -	Zoom Corte (Mod. A: Cúspide 30°).....	46
Figura 4A -	Oso Cortical.....	48
Figura 4B -	Zoom Oso Cortical (Mod. A:Cúspide 10°).....	48
Figura 5A -	Oso Cortical	49
Figura 5B -	Zoom Oso Cortical (Mod. B:Cúspide 20°).....	49
Figura 6A -	Oso Cortical	50
Figura 6B -	Zoom Oso Cortical (Mod. C:Cúspide 30°).....	50
Figura 7A -	Oso Trabecular (Mod. A:Cúspide 10°).....	51
Figura 7B -	Oso Trabecular (Mod. B:Cúspide 20°).....	52
Figura 7C -	Oso Trabecular (Mod. C:Cúspide 30°).....	52
Figura 8A -	Implante.....	54

Lista de Figuras

Figura 8B -	Zoom implante (Mod. A:Cúspide 10°).....	54
Figura 9ª	Implante.....	55
Figura 9B -	Zoom implante (Mod. A:Cúspide 20°).....	55
Figura 10A -	Implante.....	56
Figura 10B -	Zoom implante (Mod. A:Cúspide 30°).....	56

Capítulo 2

Figura 1A -	Corte Mapa Geral.....	82
Figura 1B -	Zoom Corte (Mod. A: Carga axial).....	82
Figura 2A -	Corte Mapa Geral.....	83
Figura 2B -	Zoom Corte (Mod. B: Carga oblíqua).....	83
Figura 3A -	Osso Cortical.....	85
Figura 3B -	Zoom Osso Cortical (Mod. A: Carga axial).....	85
Figura 4A -	Osso Cortical.....	86
Figura 4B -	Zoom Osso Cortical (Mod. B: Carga oblíqua).....	86
Figura 5A -	Osso Trabecular (Mod. A: Carga axial).....	88
Figura 5B -	Osso Trabecular (Mod. B: Carga oblíqua).....	88
Figura 6A -	Implante.....	90
Figura 6B	Zoom Implante (Mod. A: Carga axial).....	90
Figura 7^a	Implante.....	91
Figura 7B	Zoom Implante (Mod. B: Carga oblíqua).....	91

Anexo

Figura 1 -	Posicionamento do dente artificial com ajuda do paralelômetro.....	106
Figura 2 -	Resina acrílica incolor (Ortoclass, Artigos Odontológicos Clássico).....	107
Figura 3 -	Bloco de resina acrílica com dente artificial inserido.....	107
Figura 4 -	Coroa do dente artificial digitalizada.....	108
Figura 5 -	Coroa gerada no programa Rhinoceros 3D.....	108
Figura 6 -	Coroa finalizada com com 10° de inclinação das cúspides.....	109
Figura 7 -	Coroa finalizada com com 20° de inclinação das cúspides.....	109
Figura 8 -	Coroa finalizada com com 30° de inclinação das cúspides.....	110
Figura 9A -	Vista oclusal da coroa parafusada.....	112
Figura 9B -	Imagem interna da coroa: Estrutura metálica (NiCr) e espessura da Porcelana.....	112
Figura 10A -	Implante e coroa conectados.....	113
Figura 10B -	Ossos trabecular e cortical.....	113
Figura 10C -	Implante e coroa inseridos no osso.....	113

Lista de Figuras

Figura 11 -	Malha de elementos finitos. Aplicação de carga obliqua.....	117
Figura 12 -	Malha de elementos finitos. Aplicação de carga axial.....	117

Lista de Tabelas

Capítulo 1

Tabela 1 -	Especificações dos modelos.....	38
Tabela 2 -	Propriedades dos Materiais.....	40
Tabela 3 -	Valores das tensões máximas (MPa) nas estruturas com a variação da inclinação da cúspide.....	57

Capítulo 2

Tabela 1 -	Especificações dos modelos.....	76
Tabela 2 -	Propriedades dos Materiais.....	78
Tabela 3 -	Valores das tensões máximas (MPa) nas estruturas com a variação do sentido da carga.....	92

Lista de Abreviaturas e Siglas

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

Sumário

1 INTRODUÇÃO GERAL.....	28
2 CAPÍTULO 1 - Avaliação da influência da inclinação das cúspides na distribuição das tensões em próteses implanto-suportadas. Estudo através do método dos elementos finitos tridimensionais.....	32
2.1 RESUMO.....	33
2.2 INTRODUÇÃO.....	35
2.3 PROPOSIÇÃO.....	37
2.4 MATERIAL E MÉTODO.....	38
2.5 RESULTADO.....	43
2.6 DISCUSSÃO.....	58
2.7 CONCLUSÃO.....	64
2.8 REFERÊNCIAS.....	65
3 CAPÍTULO 2 – Influência da direção das cargas oclusais na distribuição das tensões em próteses implanto-suportadas. Análise pelo método dos elementos finitos tridimensionais.	69
3.1 RESUMO.....	70
3.2 INTRODUÇÃO.....	72
3.3 PROPOSIÇÃO.....	75
3.4 MATERIAL E MÉTODO.....	76
3.5 RESULTADO.....	81
3.6 DISCUSSÃO.....	93
3.7 CONCLUSÃO.....	97
3.8 REFERÊNCIAS.....	98
ANEXOS.....	102
Anexo A - Detalhamento e Ilustrações da Metodologia: Confecção dos modelos.....	103
Anexo B - Normas das revistas selecionadas para a publicação dos artigos.....	118

1 Introdução Geral

Desde a consolidação da osseointegração, a introdução dos implantes na odontologia revolucionou os tratamentos dentários, oferecendo uma nova alternativa de reabilitação na área prótica em pacientes desdentados totais ou parciais, restabelecendo a saúde bucal, função e estética, provendo excelentes resultados ao longo prazo. Apesar das altas taxas de sucesso em próteses implanto-suportadas terem sido bem documentadas por numerosas pesquisas clínicas; este tipo de prótese não está livre de complicações mecânicas.

A biomecânica de uma prótese implanto-suportada é qualitativamente diferente daquela suportada por dentes naturais. A diferença essencial é causada pela presença do ligamento periodontal circundando o dente natural, que tem a capacidade de absorver as tensões e permitir pequenos movimentos dentais; entretanto, o implante não tem essa capacidade, devido à interface osso-implante ser rígida. Desta forma as cargas são diretamente transferidas para o osso através do implante.

O dente natural pode mover-se 100 micrômetros dentro do ligamento periodontal, compensando, deste modo, certo grau de má adaptação de uma prótese, enquanto que um implante osseointegrado

Introdução Geral

tem movimento extremamente limitado, em média de 10 micrômetros. Como consequência da falta da micromovimentação, a tensão transmitida à interface osso-implante é concentrado no osso cortical.

Um fator chave para o sucesso ou falha dos implantes dentais é a maneira na qual a tensão é transferida ao osso circundante. A sobrecarga do implante pode acabar ultrapassando os limites fisiológicos e provocar falha nas reabilitações ou até mesmo a perda da osseointegração. Portanto, é essencial otimizar a distribuição da carga mastigatória através das próteses e destas para os implantes e o osso suporte.

A transferência das cargas depende de alguns fatores tais como: o tipo de carga, a interface osso-implante, o comprimento e diâmetro do implante, a forma e característica da superfície do implante, o tipo de prótese e a quantidade e qualidade do osso circundante. É fundamental o conhecimento de cada um destes fatores, seu efeito na transmissão da tensão e a interação entre eles.

Assim, as cargas funcionais oclusais axiais e não axiais advindas da mastigação que atuam sobre as restaurações, têm um papel importante na distribuição das tensões, e ao interagir com outros fatores como: a inclinação das cúspides e o posicionamento do implante produzem a potencialização da carga e portanto complicações mecânicas ou biológicas.

Introdução Geral

A freqüente visualização destas complicações tem levado a busca por mecanismos que visem minimizar estes problemas. Alguns destes fatores podem ser controlados ou minimizados pelo profissional, usando métodos corretivos para reduzir a tensão transferida ao conjunto implante-prótese e conseqüentemente ao osso.

Varias metodologias têm sido usadas para analisar o comportamento mecânico dos implantes. Entretanto, para problemas que envolvem geometrias complexas, é muito difícil conseguir uma solução analítica matemática. Portanto o uso de um método numérico tal como o método dos elementos finitos é necessário. Este método é ideal para avaliar o comportamento mecânico das estruturas simuladas, porque permite analisar vários parâmetros ao mesmo tempo.

Avaliação da influência da inclinação das cúspides na distribuição das tensões em próteses implanto-suportadas. Estudo através do método dos elementos finitos tridimensionais

2.1 Resumo

Hipótese do problema: Embora existam vários estudos sobre biomecânica em próteses implanto-suportadas, ainda não está claramente esclarecida a relação entre a inclinação das cúspides da coroa, a distribuição da carga oclusal e seu efeito sobre o osso e implante.

Proposição: O objetivo desta pesquisa foi avaliar a influência da inclinação das cúspides na distribuição das tensões em próteses implanto-suportadas pelo método dos elementos finitos tridimensionais.

Material e método: Foram confeccionados 3 modelos mandibulares com auxílio de um *scanner* 3D MDX-20 (Roland DG, São Paulo, Brasil) e os programas de desenho assistido: Rhinoceros[®] 3D 3.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA) e SolidWorks[®] 2006 (SolidWorks Corp, Massachusetts, USA), por meio destes simularam-se um bloco de osso mandibular com a presença de um implante (Conexão Master Screw, São Paulo, Brasil) com coroa metalo-cerâmica com 3 diferentes inclinações das cúspides (10°, 20° e 30°). Os modelos tridimensionais foram exportados para o programa de elementos finitos NEiNastran[®] 9.0 (Noran Engineering, Inc., EUA), para determinação das regiões, geração da

Capítulo 1

malha de elementos finitos e análise. Aplicou-se uma carga oblíqua de 200 N, fracionada em 100 N por ponto (2 pontos), nas vertentes triturantes das cúspides vestibulares da coroa metalo-cerâmica.

Resultados: Os resultados foram visualizados por meio de mapas de tensão de von Mises. Os mapas gerais mostraram valores de máxima tensão no local de aplicação da força. O implante mostrou o maior valor de tensão no modelo C (cúspide de 30°) (160,6836 MPa). No osso cortical o máximo valor de tensão foi no modelo A (cúspide de 10°) (28,23944 MPa).

Conclusão: Com o aumento da inclinação das cúspides, houve aumento da tensão no implante e diminuição das tensões no osso cortical.

Implicações Clínicas: Do ponto de vista biomecânico; este estudo de elementos finitos demonstrou que o grau de inclinação das cúspides pode afetar a distribuição das tensões no osso e portanto o sucesso das próteses implanto-suportadas. As cúspides de 30° de inclinação podem ser utilizadas na reabilitação com próteses unitárias implanto-suportadas visando uma melhor eficiência mastigatória e distribuição das tensões.

2.2 Introdução*

Atualmente os implantes dentários são freqüentemente utilizados no tratamento reabilitador de pacientes edêntulos, aumentando as possibilidades de tratamento na área protética. A alta porcentagem de sucesso e o grande número de pacientes tratados com implantes por mais de 20 anos; tem despertado um grande interesse por parte dos pesquisadores e clínicos no mundo¹. Apesar do uso do implante dentário ser um procedimento clínico largamente utilizado, não está isento de complicações mecânicas²⁻⁴.

Como os aspectos biomecânicos de um implante são fundamentalmente diferentes daqueles de um dente natural, circundado por um ligamento periodontal^{5,6}, 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 a perda da osseointegração²⁻⁴. Portanto, é essencial otimizar a distribuição da carga mastigatória por meio das próteses e destas para os implantes e o osso suporte^{7,8}.

A transferência da carga à interface osso-implante depende de alguns fatores, tais como: o tipo de carga⁹, propriedades do material do implante e da prótese, qualidade e quantidade de osso circundante, a geometria do implante (comprimento, diâmetro e forma)^{10,11,12} e característica da superfície do implante¹⁰.

*Artigo será formatado segundo normas da Revista *The Journal of Prosthetic Dentistry* (Anexo B)

Capítulo 1

Alguns autores acreditam que a inclinação das cúspides é o fator biomecânico que pode produzir maior sobrecarga sobre as próteses implanto-suportadas.^{8,12} Deste modo, o grau de inclinação das cúspides pode acentuar as forças laterais quando cargas verticais são aplicadas sobre a superfície oclusal^{7,12,13}. Portanto, o estudo da tensão em implantes deve incluir não somente forças verticais e horizontais⁷, mas também as forças combinadas ou oblíquas¹⁴, pois estas representam sentidos reais da mastigação e podem produzir forças maiores que causem grandes danos ao osso cortical^{14,15}.

A análise do comportamento mecânico, no que diz respeito às tensões em um sistema, pode ser realizada por diferentes métodos tais como: fotoelasticidade, extensometria e o método dos elementos finitos¹⁰, entre outros. Mas, quando a avaliação envolve geometrias complexas torna-se difícil a determinação da solução analítica, sendo que a técnica da análise por elementos finitos que utiliza procedimentos numéricos pode auxiliar na compreensão do comportamento das tensões^{10,14}.

Apesar da biomecânica em próteses implanto-suportadas ser alvo de inúmeras pesquisas, os estudos sobre a influência da anatomia e configuração da superfície oclusal, em relação a transmissão da carga na interface osso-implante, são escassos e limitados.

2.3 Proposição

O propósito deste estudo foi realizar uma análise pelo método dos elementos finitos tridimensionais para avaliar a influência da inclinação das cúspides em próteses implanto-suportadas na distribuição das tensões.

Capítulo 1

2.4 Material e Método

Para este estudo foram confeccionados 3 modelos tridimensionais (Tabela 1), representados por uma seção de osso mandibular com um implante e uma coroa. 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.

Tabela 1 - Especificações dos modelos

Modelo	Descrição
A	Implante unitário de 3,75x10 mm com coroa metalo-cerâmica apresentando 10° de inclinação das cúspides.
B	Implante unitário de 3,75x10 mm com coroa metalo-cerâmica apresentando 20° de inclinação das cúspides.
C	Implante unitário de 3,75x10 mm com coroa metalo-cerâmica apresentando 30° de inclinação das cúspides.

Os ossos trabecular e cortical foram obtidos a partir da recomposição de uma Tomografia Computadorizada da seção transversal na região de molar; transferida ao programa InVesalius (CenPRA, São Paulo, Brasil) e posteriormente ao programa Rhinoceros® 3D 3.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA). A partir da imagem bidimensional da tomografia, o programa InVesalius permite criar modelos virtuais tridimensionais.

*Detalhamento e Ilustrações da metodologia (Anexo A)

Capítulo 1

A geometria de um implante rosqueável, hexágono externo de 3,75x10 mm (Conexão Master Screw, São Paulo, Brasil), confeccionado em Titânio comercialmente puro, foi utilizada como referência para a elaboração do modelo do implante. Este foi simulado virtualmente usando o programa de desenho assistido SolidWorks® 2006 (SolidWorks Corp, Massachusetts, USA).

A coroa parafusada do tipo UCLA, foi simulada com 3 diferentes inclinações de cúspides (10°, 20° e 30°); o material da coroa foi uma liga de Níquel-Cromo e Porcelana feldspática de 2 mm de espessura⁹. A coroa foi desenhada a partir de um dente artificial, segundo molar mandibular, obtido de um manequim odontológico experimental, o qual foi digitalizado por meio de um *scanner* 3D MDX-20 (Roland DG, São Paulo, Brasil). O modelo (Referência 3 D) foi exportado ao programa Rhinoceros® 3D 3.0, e o detalhamento da superfície foi realizada no programa SolidWorks®. As medidas do dente molar foram baseadas na literatura¹⁶.

A montagem da coroa com núcleo UCLA e o implante, foram realizados no programa SolidWorks® para sua posterior inserção na porção óssea. Após a confecção dos modelos, deu-se início a fase de exportação dos mesmos para o programa de elementos finitos NEiNastran® 9.0 (Noran Engineering, Inc., EUA), no qual foram importados, sendo necessárias pequenas correções sobre a geometria original as quais dificultariam a geração de uma malha de qualidade.

Capítulo 1

Foram utilizadas as ferramentas de correção automática, disponíveis no FEMAP[®] (ferramenta incorporada ao NeiNastran[®] para edição de modelos), 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, como mostrados na Tabela 2. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos.

Tabela 2 - Propriedades dos Materiais

Estruturas	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coeficiente de Poisson (ν)	Referências
Osso Trabecular	1,37	0,30	Sertgoz ¹⁷
Osso Cortical	13,7	0,30	Papavasiliou ¹⁸
Titânio	110,0	0,35	Ciftci ¹⁹
Liga NiCr	206,0	0,33	Hojjatie & Anusavice ²⁰
Porcelana Feldspática	82,8	0,35	Sertgoz ¹⁷

Definidas as propriedades mecânicas dos materiais envolvidos, foi realizado o processo de geração da malha de elementos finitos. Para isso, utilizou-se o elemento sólido tetraédrico parabólico, que se caracteriza geometricamente como uma pirâmide de base triangular, com

Capítulo 1

um nó em cada vértice e um nó ao centro de cada aresta, totalizando 10 nós por elemento. O número de nós e elementos para os modelos em este estudo foi em média de 174,284 elementos e 284,815 nós.

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

O carregamento total foi de 200 N nodal^{21,22}; em direção oblíqua realizado em 2 pontos, fracionados em 100 N em cada ponto, perpendicular as vertentes triturantes, sendo proporcional a inclinação das vertentes das cúspides mesio-vestibular e disto-vestibular, da coroa metalo-cerâmica do segundo molar mandibular.

Configuradas as condições de contorno foi necessário configurar as condições da análise a ser realizada, apesar de ser uma estrutura complexa, o comportamento do fenômeno observado esta dentro do campo da linearidade, portanto, foi realizado uma analise do tipo linear. Finalizadas as configurações da análise foi executado o núcleo de solução do programa de elementos finitos NEiNastran[®] 9.0, gerando os resultados.

Capítulo 1

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

2.5 Resultado

Mapa Geral

Os mapas gerais de tensão de von Mises apresentaram valores de tensão máxima no local de aplicação da força. Em um corte sagital, observou-se nos três modelos, a propagação da tensão desde a união do UCLA - parafuso da coroa - plataforma do implante, até a primeira ou segunda rosca do implante (Figuras 1A, 2A e 3A).

Em um maior aumento observou-se que as maiores áreas de concentração de tensões localizaram-se na estrutura metálica da coroa (Liga NiCr), ao nível da união com a plataforma do implante com a coroa e no pescoço do parafuso. A intensidade da tensão aumentou conforme aumentou a inclinação da cúspide. O que pode ser verificado, pela observação da extensão da faixa de valor 26,25 – 56,88 MPa no modelo A (Figura 1B); a faixa de valor 34,38 – 78,13 MPa no modelo B (Figura 2B) e a faixa de valor 40,63 - 100 MPa no modelo C (Figura 3B), mostrando um aumento dos níveis de tensão em todos os modelos.

Capítulo 1

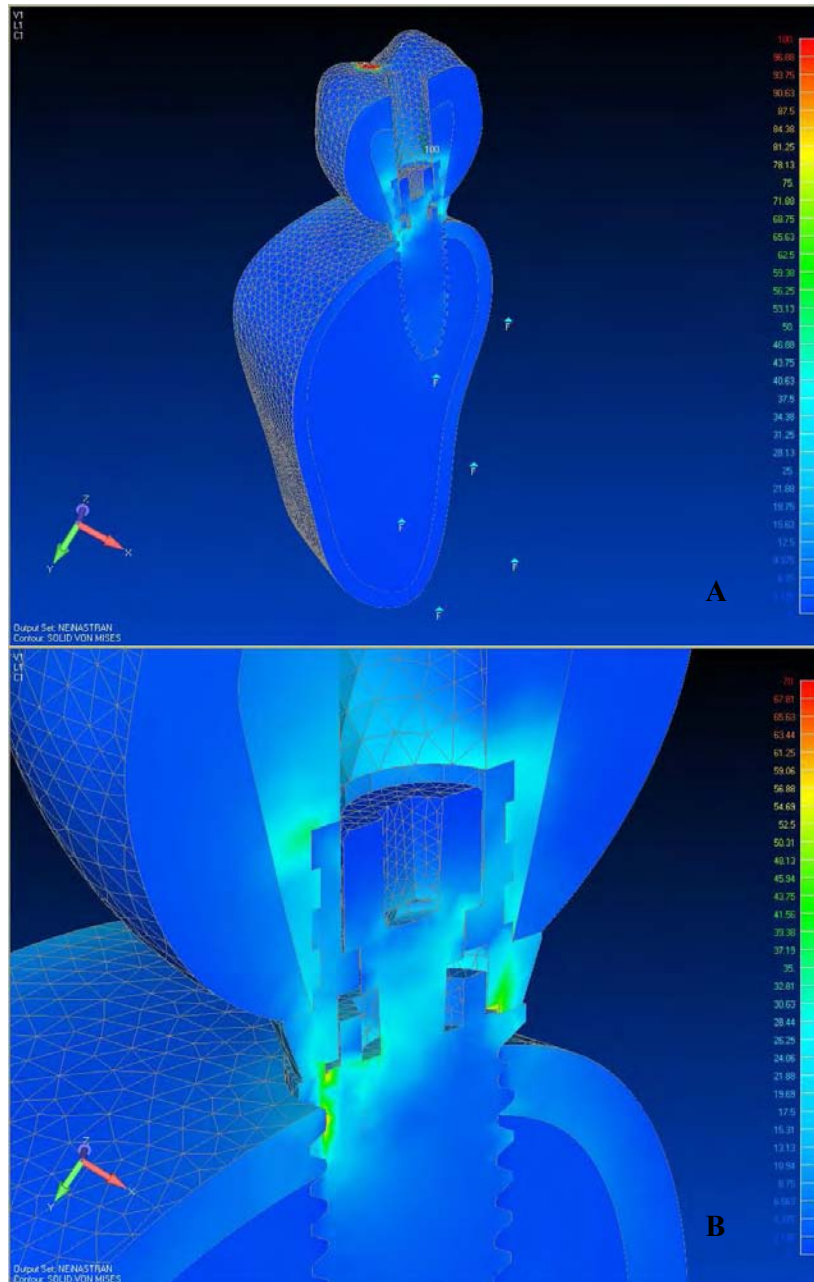


FIGURA 1 – Corte Mapa Geral (A); Zoom Corte (B) - (Mod. A: Cúspide 10°)

Capítulo 1

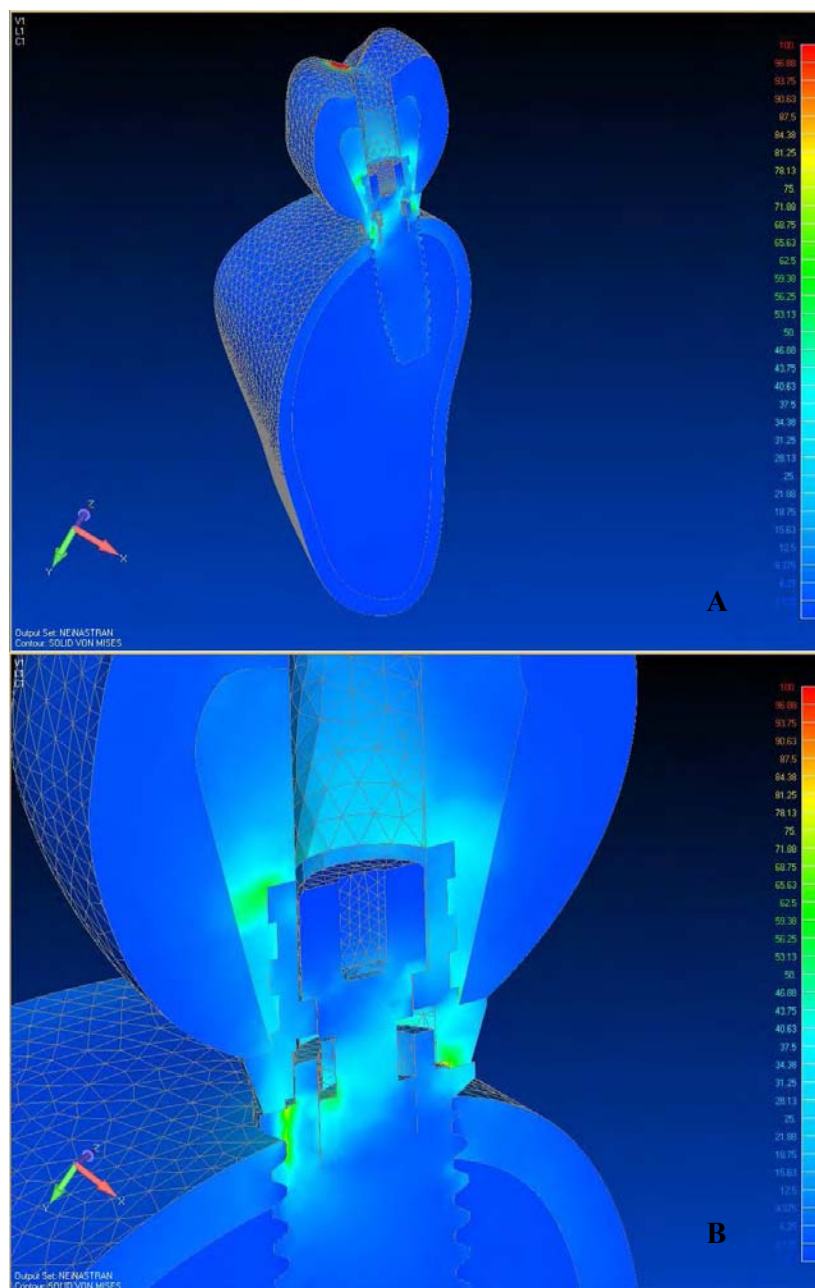


FIGURA 2 - Corte Mapa Geral (A); Zoom Corte (B) - (Mod. B: Cúspide 20°)

Capítulo 1

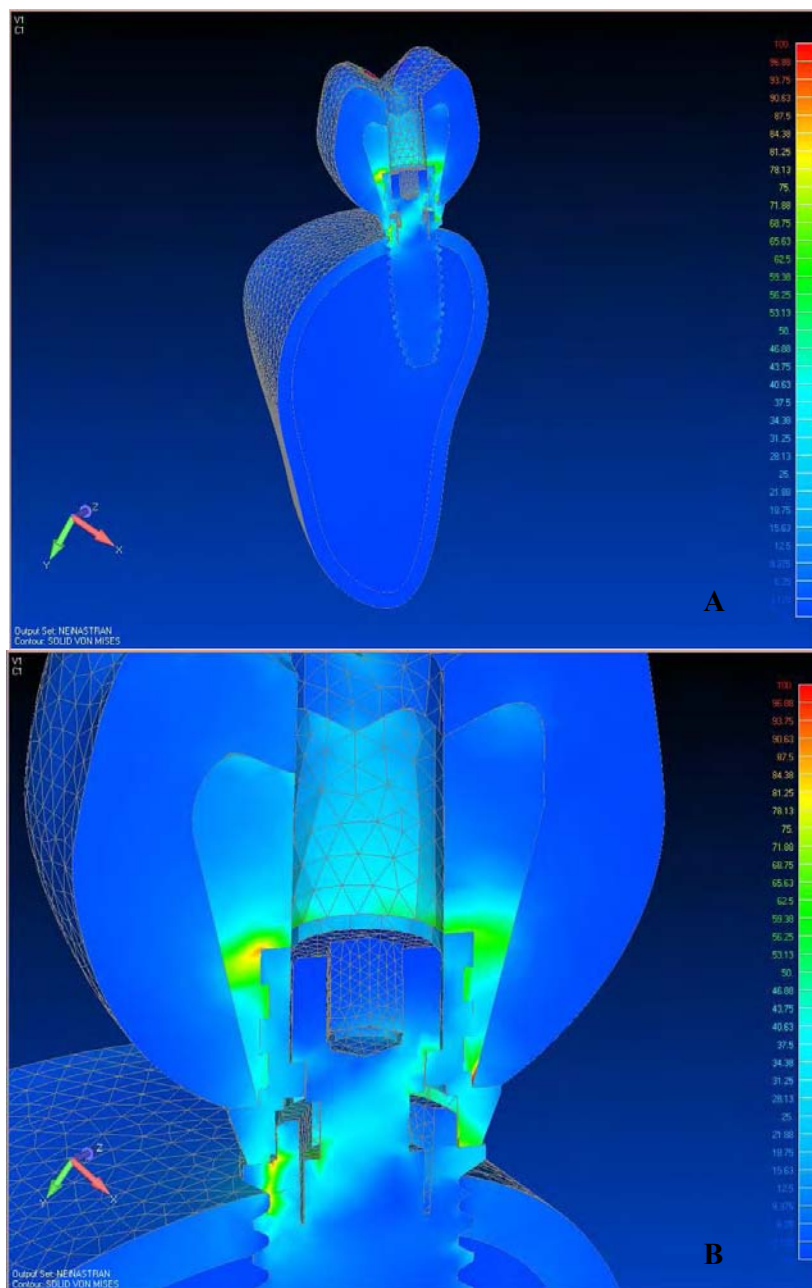


FIGURA 3 - Corte Mapa Geral (A); Zoom Corte (B) - (Mod. C: Cúspide 30°)

Ossos Corticais

As Figuras 4A, 5A e 6A, ilustram os mapas de tensão de von Mises do osso cortical dos modelos estudados. Nestas figuras observa-se que as áreas de concentração de tensões se localizaram, próximas à face proximal do implante e na superfície do osso cortical ao redor do implante.

Em maior aumento, observou-se o ponto de máxima tensão no osso cortical localizado entre a plataforma e a primeira rosca do implante, na região proximal. No modelo A (Figura 4B) localizou-se no nó 71684 (28,23944 MPa); no modelo B (Figura 5B) no nó 98969 (27,98176 MPa) e no modelo C (Figura 6B) no nó 32800 (22,51806 MPa).

Em uma análise comparativa, foi possível observar que apesar da tensão ir aumentando em seu ponto máximo, a área de distribuição foi mais intensa quanto maior a inclinação da cúspide.

Capítulo 1

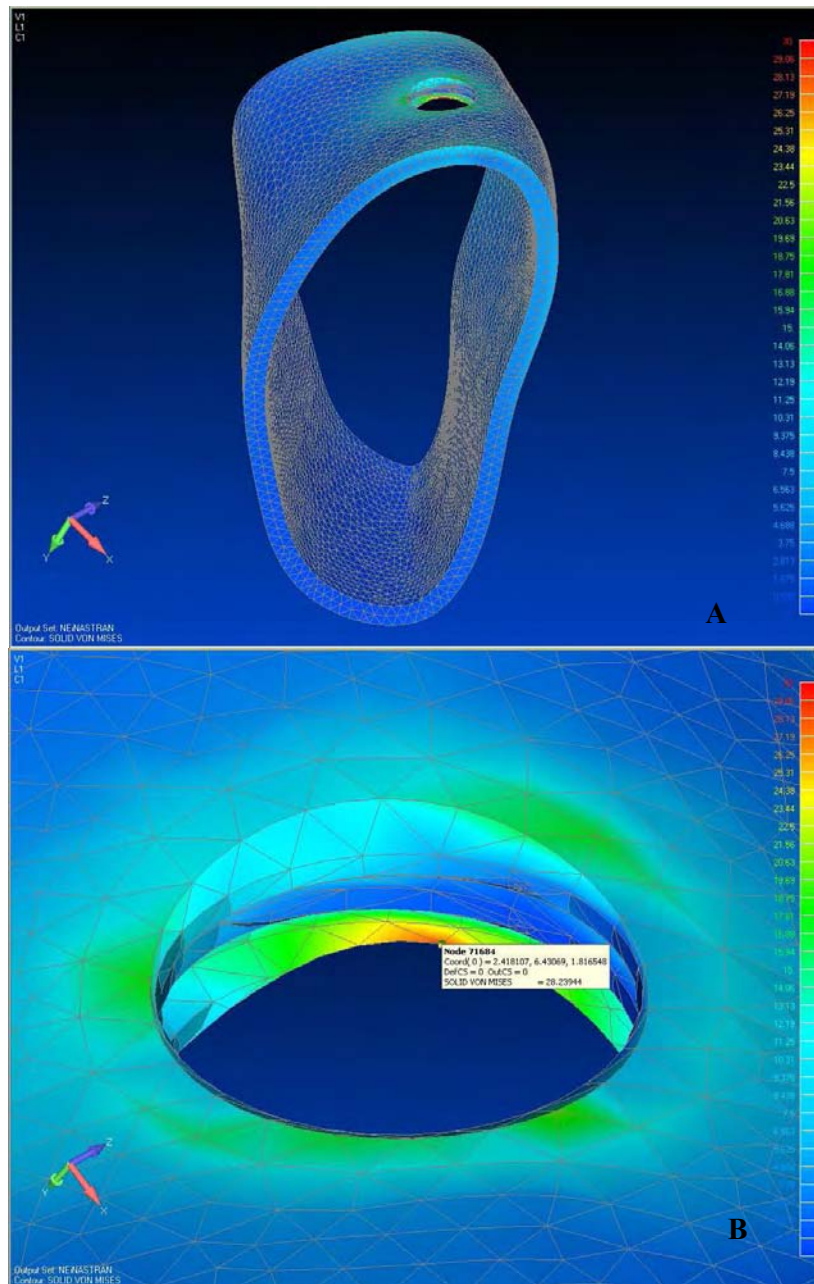


FIGURA 4 - Osso Cortical (A) Zoom Osso Cortical (B) - (Mod. A:Cúspide 10)

Capítulo 1

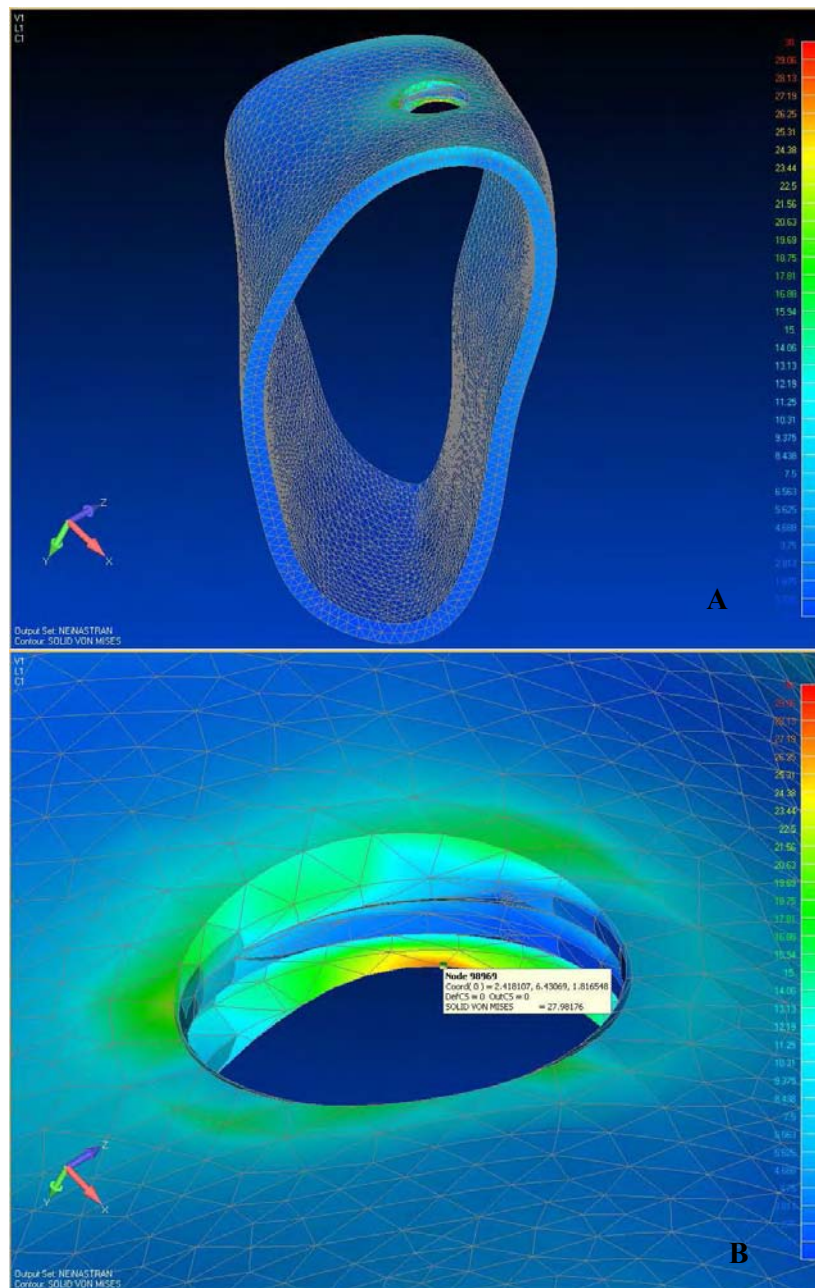


FIGURA 5 - Osso Cortical (A); Zoom Osso Cortical (B) - (Mod. B: Cúspide 20°)

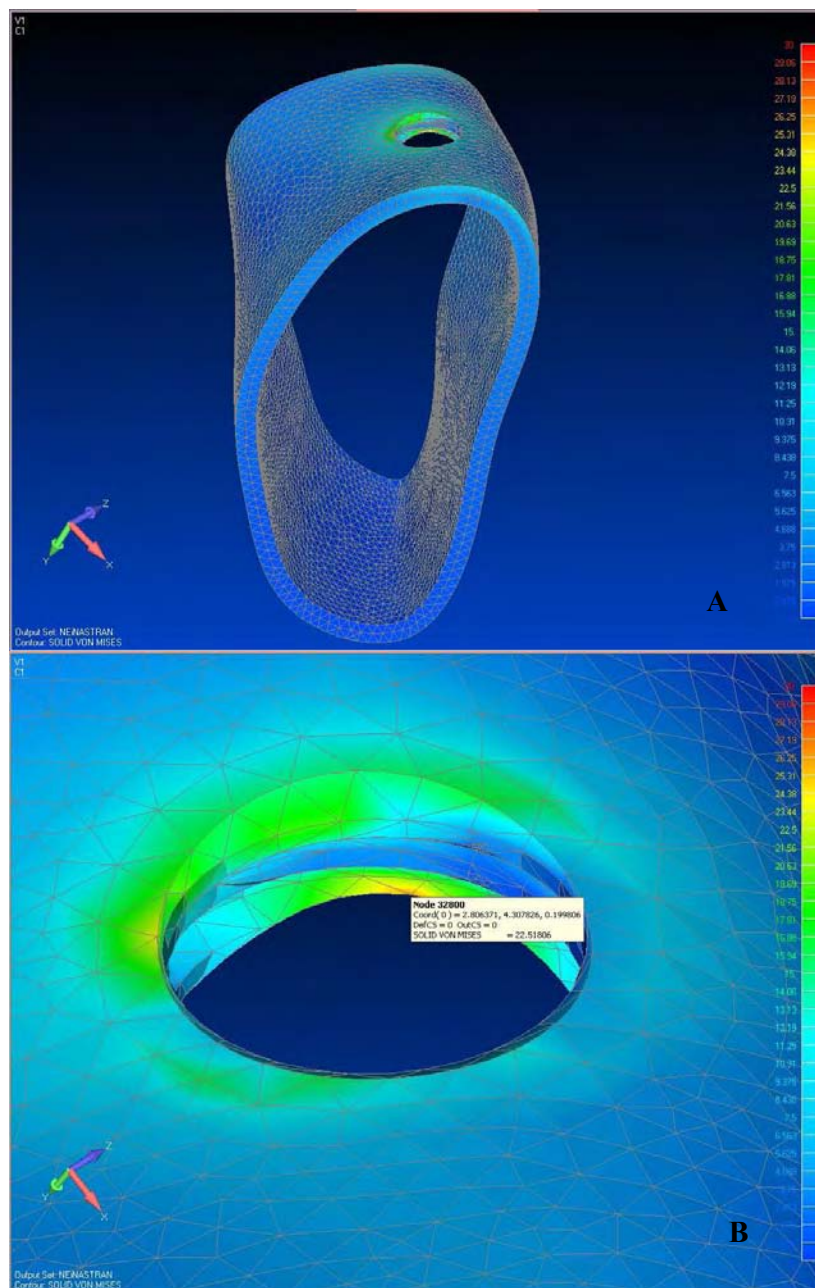


FIGURA 6 - Osso Cortical (A); Zoom Osso Cortical (B) - (Mod. C:Cúspide 30°)

Osso trabecular

Os mapas de tensão do osso trabecular estão representados nas Figuras 7A, 7B e 7C; o ponto de máxima tensão em todos os modelos localizou-se próximo ao ápice do implante, entre a última e penúltima rosca; o que pode ser observado pela pequena área de concentração de tensão, ilustrado pela faixa de valor 5,625 – 8,438 MPa.

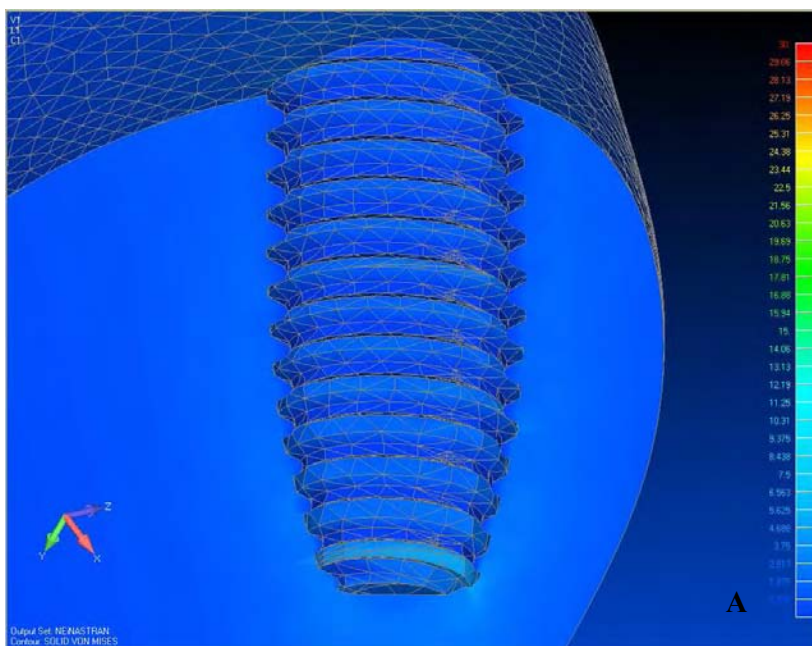


FIGURA 7 - Osso Trabecular (A) - (Mod. A:Cúspide 10°).

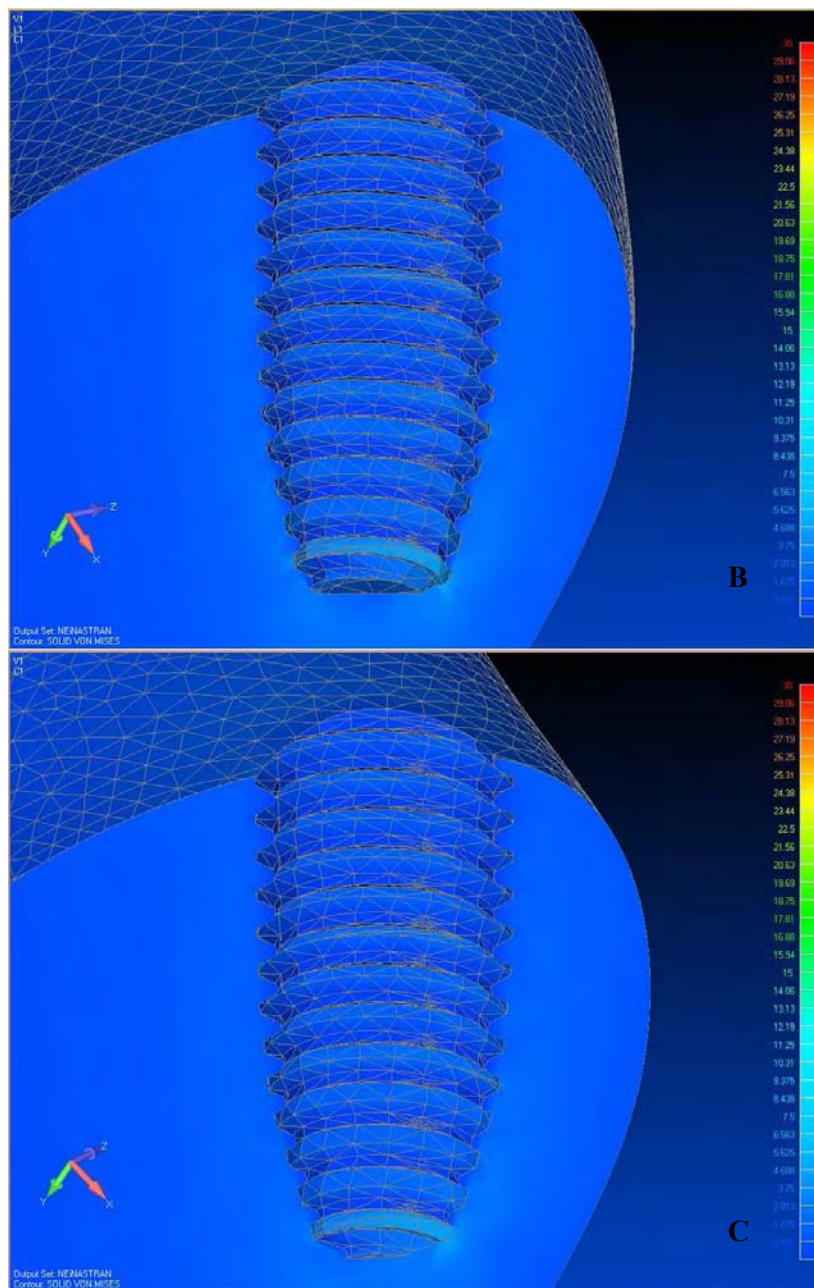


FIGURA 7 - Osso Trabecular (B) - (Mod. B: Cúspide 20°); Osso Trabecular (C) - (Mod. C: Cúspide 30°)

Implante

Os mapas de tensão do implante estão representados nas figuras 8 a 10. O maior valor de tensão para o implante foi encontrado no modelo C (Figura 10A), com 160,6836 MPa (nó: 64433), seguido pelo valor do modelo B (Figura 9A), com 137,186 MPa (nó: 63770) e modelo A (Figura 8A), com 115,6 MPa (nó: 58521).

Pequenas áreas de concentração de tensões foram observadas em todos os modelos, no pescoço do parafuso da coroa, no abutment próximo ao parafuso, no hexágono externo o que pode ser verificado pelos valores das extensões da faixa 34,38 – 46,88 MPa (Modelo A), 48,13 – 87,5 (Modelo B) MPa e 56,72 – 108,3 MPa (Modelo C); e a partir da décima rosca na qual inicia-se a conicidade do implante, ilustrado pela extensão da faixa de valor 15,63 – 31,25 (modelo A), na faixa de 13,13 – 30,63 (modelo B) e na faixa de 20,63 – 36,09 (Modelo C). Em maior aumento (Fig. 8B; 9B; 10B), observou-se que, em todos os modelos o ponto de máxima tensão se manteve entre a plataforma e a primeira rosca do implante.

Em uma análise comparativa, foi possível notar que a área de distribuição de tensões tanto no pescoço do implante como no parafuso da coroa e na área próxima ao ápice do implante apresentou-se crescente a medida que a inclinação da cúspide aumentou.

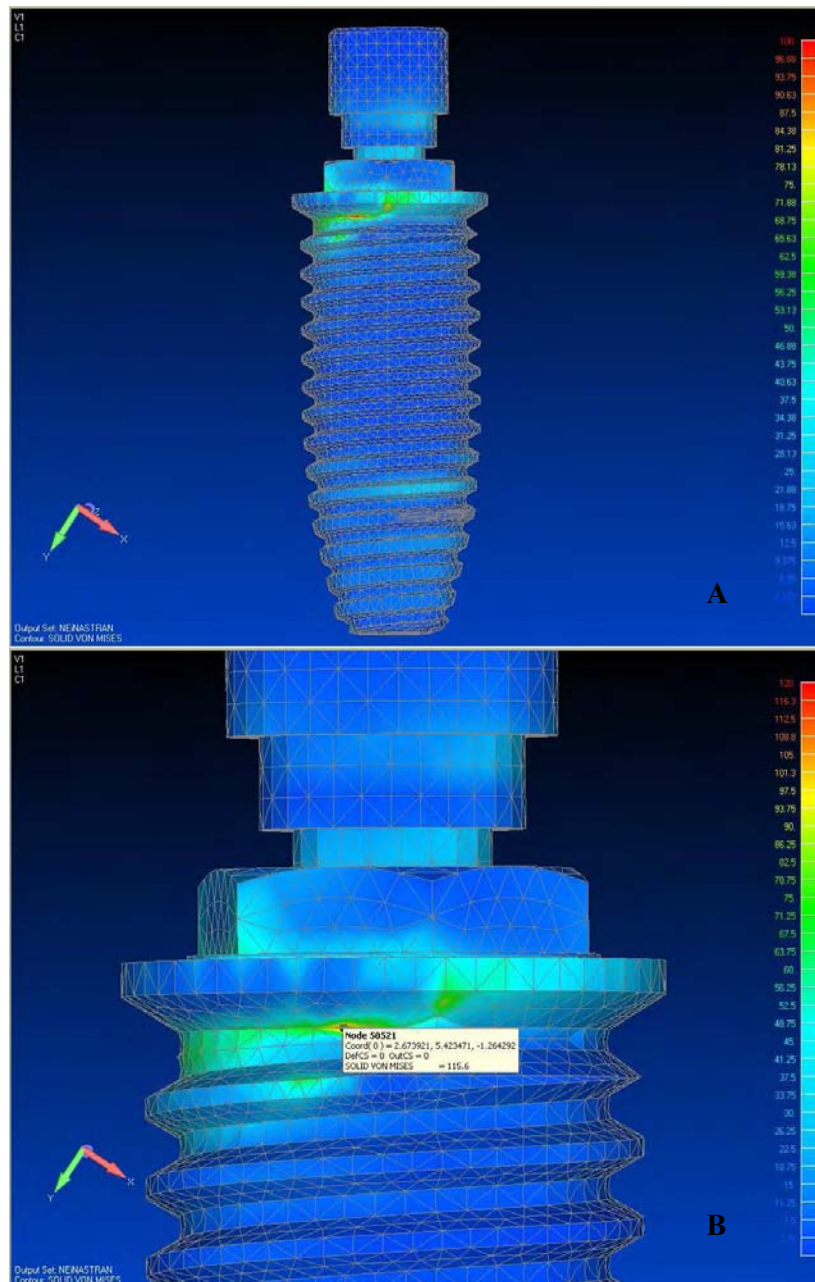


FIGURA 8 - Implante (A); Zoom Implante (B) - (Mod. A: Cúspide 10°)

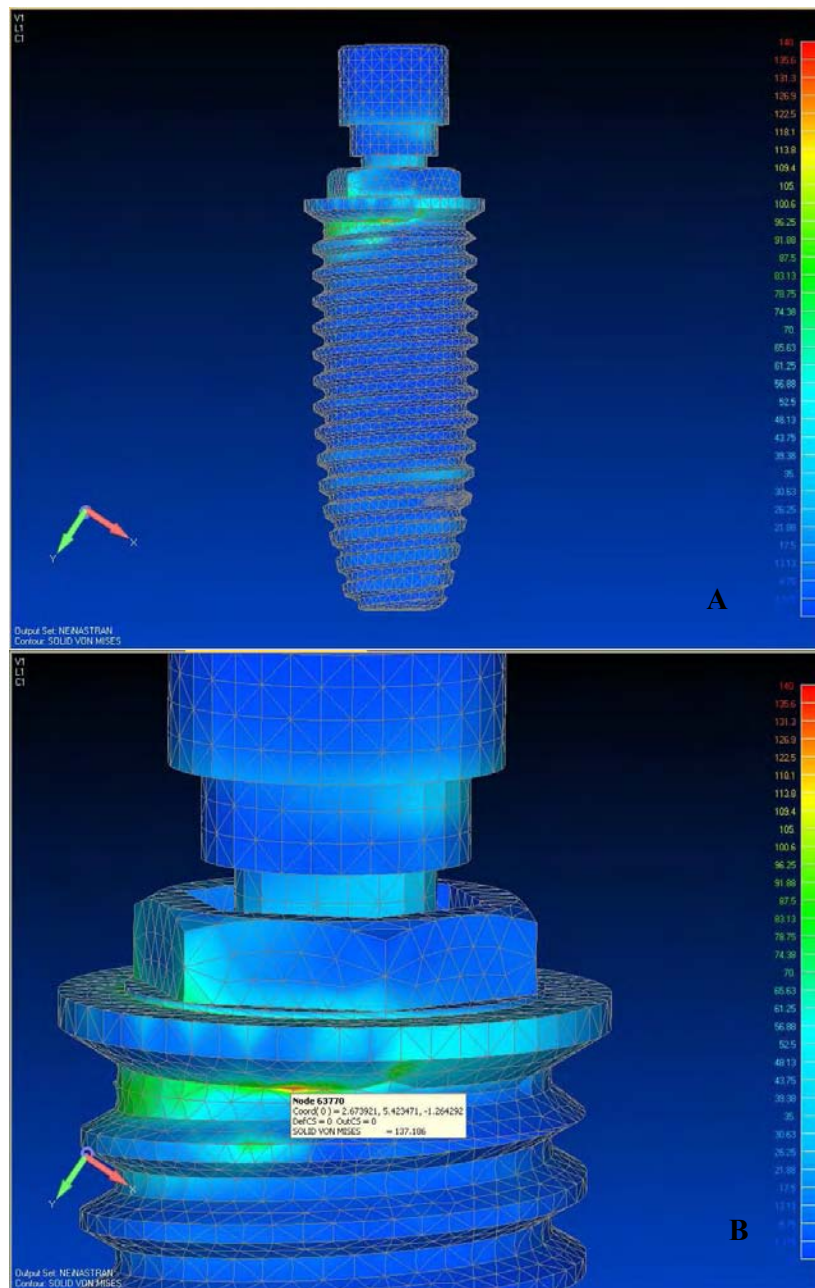


FIGURA 9 – Implante (A); Zoom Implante (B) - (Mod. B: Cúspide 20°)

Capítulo 1

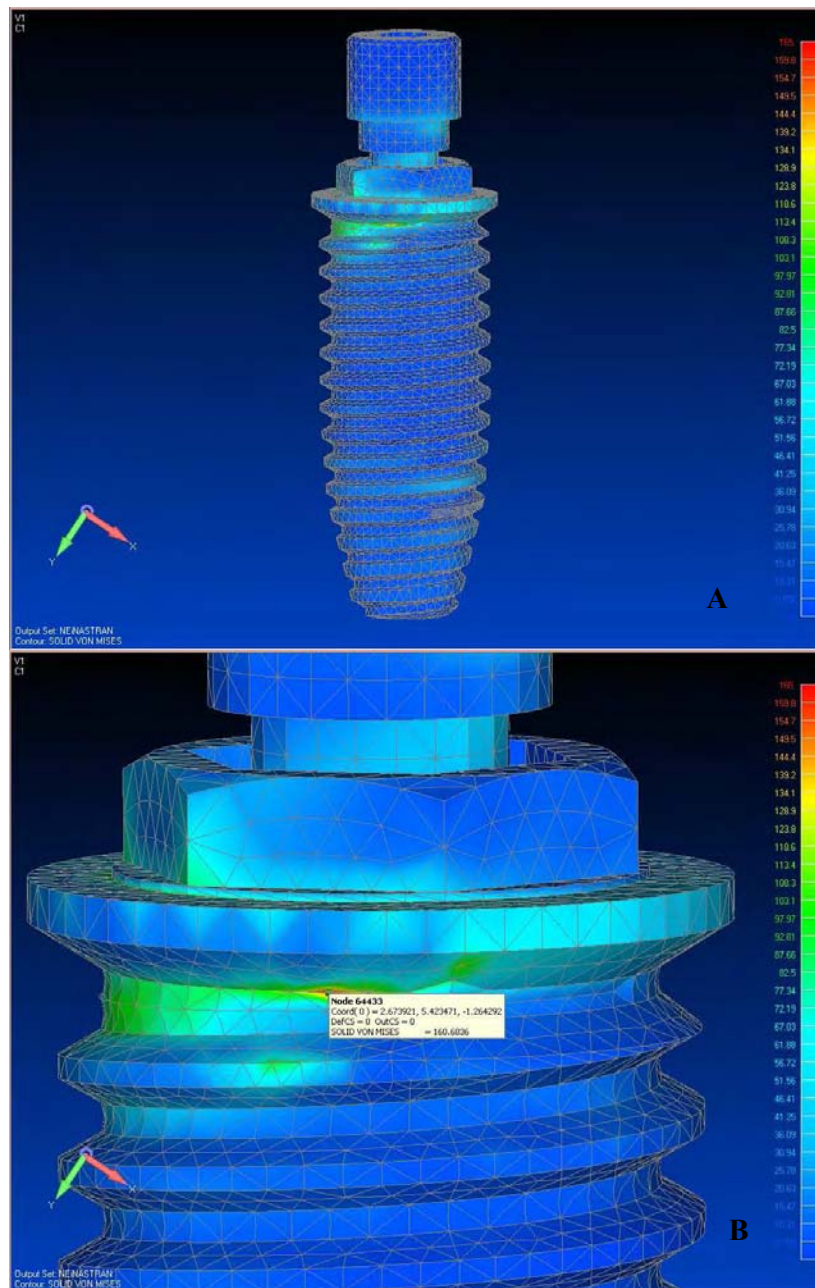


FIGURA 10. – Implante (A); Zoom Implante (B) - (Mod. C: Cúspide 30)

Capítulo 1

Tabela 3 – Valores das tensões máximas (MPa) nas estruturas com a variação da inclinação da cúspide.

	Cúspide 10°	Cúspide 20°	Cúspide 30°
Tensão máxima	2012	2555	1696
Osso Cortical	28,23944	27,98176	22,51806
Implante	115,6	137,186	160,6836

Observa-se na Tabela 3, que no osso cortical a tensão foi numericamente decrescente à medida que aumentou a angulação da cúspide; apresentando praticamente a mesma tensão (diminuição de 1%) quando a cúspide aumentou de 10° a 20°; quando a angulação da cúspide foi 30° a tensão diminuiu em 20% em relação a cúspide de 20° ou de 10.

No caso do implante, o modelo C (cúspide de 30°) apresentou o maior valor de tensão. Os valores de tensão aumentaram conforme a maior inclinação das vertentes das cúspides; assim, para cada 10° da inclinação das cúspides a tensão aumentou em aproximadamente 18%.

2.6 Discussão

Após a instalação cirúrgica de um implante de titânio, inicia-se uma interação entre o tecido ósseo e a superfície do implante, por meio de um fenômeno denominado osseointegração, descrito por Branemark¹ como uma conexão direta estrutural e funcional entre tecido ósseo normal viável e implante em função. Desde que o implante osseointegrado tenha contato direto com o osso, a força oclusal sobre a coroa do implante é diretamente transmitida à estrutura do osso circundante. A possibilidade de transferir sobrecarga ao implante e deste ao osso circundante pode acabar ultrapassando o limite fisiológico e provocar falha nas reabilitações ou até mesmo a perda da osseointegração²⁻⁴.

A análise pelo método dos elementos finitos tridimensionais foi utilizado neste estudo porque permite o desenvolvimento de modelos mais realísticos de geometria complexa e detalhada, obtendo-se conseqüentemente resultados mais coerentes com os fenômenos em estudo^{10,14}.

A carga oblíqua aplicada, justifica-se pelo fato de não se considerar importante apenas as forças axiais e horizontais, mas também uma carga combinada (força oblíqua) pois representa os movimentos latero-protrusivos durante a mastigação¹⁴. Do mesmo modo, Rangert et al.⁷ em uma análise teórica, afirmaram que dois tipos de forças oclusais devem ser consideradas na avaliação das tensões em próteses implanto-suportadas, forças axiais e forças oblíquas; pois apesar que durante a

Capítulo 1

mastigação ocorrem principalmente forças verticais na dentição natural; as forças transversais também são criadas pela movimentação horizontal da mandíbula e a inclinação das vertentes das cúspides dos dentes.

A carga mastigatória simulada, neste estudo, foi de 200 N, representando a média registrada em pacientes com próteses sobre implantes²¹ Deve ser notado que uma grande variação de forças/cargas verticais têm sido reportadas para pacientes com implantes (media: 91-284 N), sendo que a magnitude das cargas parece estar relacionada à localização do implante, tanto como à consistência do alimento^{21,22}, o que demonstra que os limites para o carregamento aceitável dos implantes são difíceis de ser estimados.

Analisando o corte sagital dos mapas gerais, observou-se maior tendência à concentração de tensão na interface coroa-implante, na qual a tensão propaga-se através do parafuso até a primeira ou segunda rosca. Este resultado concorda indiretamente com estudos clínicos, nos quais, as complicações mecânicas mais freqüentemente encontradas nas próteses implanto-suportadas são no parafuso do abutment, apresentando afrouxamento e/ou fratura dos parafusos especialmente em coroas unitárias²⁻⁴, concorda também com a análise teórica, além das experiências clínicas de Ranger et al.⁷, que também afirmaram que para um implante osseointegrado em osso de boa qualidade, o ponto mais fraco do sistema será no parafuso do abutment ou no parafuso de ouro.

Capítulo 1

Os pontos de tensão máxima na interface coroa-implante localizaram-se na estrutura metálica da coroa (liga NiCr), isso provavelmente deve-se ao módulo de elasticidade da liga de NiCr²⁰, que é maior que o do Titânio¹⁹ que suportou melhor as cargas que a estrutura metálica da coroa.

A tensão na interface coroa-implante aumentou conforme a inclinação da cúspide, apresentando maior intensidade no modelo C (Cúspide de 30°). Provavelmente esse resultado deve ter sido influenciado pelo contato oclusal e pela inclinação da cúspide, pois sabe-se que o grau de angulação da cúspide potencializa a sobrecarga nos componentes do implante^{8,13}, o que está de acordo com os trabalhos de Weinberg & Kruger¹² que ao avaliar os fatores que produzem sobrecarga no abutment, parafuso e implante constataram que a medida que aumenta a inclinação da cúspide, maior será a tensão na coroa e no parafuso.

Os resultados obtidos no osso cortical, mostraram áreas de concentração de tensão ao nível do pescoço do implante o que corrobora com os resultados de outros estudos em elementos finitos, que avaliaram as tensões em implantes com ou sem supraestrutura^{9,14,18,23,24}. Isso provavelmente é devido ao alto módulo de elasticidade do osso cortical¹⁸, sendo mais resistente à deformação criando uma união rígida com o implante^{8,9}. Estudos clínicos longitudinais^{2,4} mostraram perda óssea na crista cortical, como resultado das altas concentrações de tensões a este

Capítulo 1

nível, relacionando a sobrecarga oclusal como o principal fator da perda óssea. Portanto, para diminuir a perda óssea, a situação biomecânica ideal seria ter a menor quantidade possível de tensão no osso cortical, o que foi verificado neste estudo com a cúspide de 30 graus. Isso pode ser explicado pela maior inclinação das cúspides, em que o componente da força se localiza longe do centro de rotação do implante^{5,8}, produzindo maior torque no mesmo e, portanto, uma diminuição da tensão no osso, já que o implante absorverá toda a sobrecarga das forças oclusais. Parece claro que a diminuição da energia de deformação em uma estrutura gera sobrecarga em outra estrutura²⁵. Desse modo, grande parte da energia de deformação é consumida pelo implante, reduzindo a tensão distribuída ao restante do conjunto, principalmente ao tecido ósseo cortical e esponjoso.

Em relação ao implante, os resultados mostraram uma maior concentração de tensão ao nível do pescoço do implante, entre a plataforma do implante e a primeira rosca, o que corrobora com outras pesquisas em elemento finito e análises matemáticas, nas quais as forças laterais ou inclinadas produziram altas concentrações de tensão ao mesmo nível e até a terceira rosca do implante^{8,9,23,24}. Além disso, observou-se apenas uma pequena área de concentração de tensão próximo ao início da conicidade do implante; o que provavelmente pode ser explicado ao desenho do implante. Estudos têm demonstrado maiores níveis de tensão no osso suporte com implantes cônicos em relação aos implantes cilíndricos¹⁵.

Capítulo 1

Também, verificou-se que a mudança da inclinação de cúspide de 10 para 20 graus, aumenta a tensão no implante em 17%, e de 20 para 30 graus em 19%. Pode-se dizer que a cada 10 graus de inclinação das cúspides têm-se um aumento de tensão de 18%. Estes resultados concordam com os obtidos por Weinberg e Kruger¹², que encontraram aumento de tensão, ao aumentar a inclinação da cúspide, entretanto o autor relata que para cada 10 graus de aumento na inclinação da cúspide, a tensão no sistema implante/prótese aumenta 30%. Esta diferença pode ser explicado pela diferença de metodologia, onde o estudo foi realizado por meio de uma análise matemática, o que não representa com exatidão uma situação real, já que as superfícies das vertentes internas das cúspides não são planas como foi representado nesta análise, sendo que, isso pode alterar os resultados. Os resultados encontrados nesse estudo mostraram a tendência que pode acontecer em uma determinada situação, por meio da análise de elementos finitos tridimensionais.

Alguns autores têm sugerido que a manutenção e preservação da osseointegração é auxiliada pela limitação da transmissão das forças laterais por meio da redução da inclinação da cúspide^{7,8}. No entanto, nossos resultados mostraram que pode ser utilizado a cúspide de 30° em uma prótese unitária, se o padrão oclusal do paciente permitir; pois as tensões transmitidas para o implante e o tecido ósseo estão dentro de sua capacidade de resistência à tensão. A tensão concentrada no implante, diminuiu a tensão no osso cortical, evitando assim a subsequente

Capítulo 1

reabsorção óssea, enquanto que o aumento de tensão verificado no implante não representa perigo à osseointegração e está dentro da capacidade de absorver tensões do implante como verificaram Clelland et al.²³, num estudo de elemento finito, no qual o máximo valor de tensão no implante estava dentro dos limites de resistência deste (259,90 MPa).

Muitos profissionais na prática clínica reduzem a inclinação das cúspides como uma forma de reduzir o contato oclusal pensando em não sobrecarregar o implante. No entanto, isso pode levar a uma diminuição da eficiência mastigatória, como demonstrado nos estudos de Kaukinen et al.¹³ e Khamis et al.²⁶ que verificaram que a eficiência mastigatória melhorou com o aumento da inclinação das cúspides.

Finalmente, os resultados obtidos para o osso trabecular, mostraram baixos níveis de tensões. Resultados similares têm sido relatados em outros trabalhos nos quais o osso trabecular apresentou níveis baixos de tensão próximos ao ápice do implante^{18,23}, provavelmente o baixo módulo de elasticidade do osso trabecular permitiu absorver as cargas transferidas a este. Alguns autores afirmaram que quando a área de máxima concentração de tensão ocorre no osso trabecular esta localiza-se próxima ao ápice do implante^{6,9}.

Com certeza novos estudos devem ser realizados, utilizando metodologias diferentes com o objetivo de esclarecer melhor a influência das inclinações das cúspides nas próteses sobre implantes, visando como consequência uma melhor eficiência mastigatória.

2.7 Conclusão

Baseado na metodologia utilizada foi possível concluir que:

- O aumento da inclinação das cúspides aumentou as tensões no implante e na interface coroa-implante.
- A maior inclinação das cúspides causou menor tensão máxima no osso cortical, entretanto maior área de distribuição

2.8 Referências

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
2. Ekfeldt A, Carlsson GE, Börjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:179-83.
3. Goodacre CJ, Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003;90:121-32.
4. Rangert B, Krough HJ, Langer B, Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 1995;10:326-34.
5. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8:19-31.
6. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983;49:843-8.
7. Rangert BO, Jemt T, Jorneus L. Force and moments on Branemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4:241-7.
8. Weinberg LA. Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. *Implant Dent* 1998;7:277-85
9. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to

Capitulo 1

- implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004;91:144-50.
10. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-98.
 11. Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *J Dent* 2002;30:271-82.
 12. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont* 1995;8:421-33.
 13. Kaukinen J, Edge MJ, Lang BR. The influence of occlusal design on simulated masticatory forces transferred to implant-retained prostheses and supporting bone. *J Prosthet Dent* 1996;76:50-5.
 14. 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 effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantolog* 1998;24:80-8.
 15. Petrie CS, Willians 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 Impl Res* 2005;16:486-94.

Capítulo 1

16. Figún ME, Garino RR. Anatomia odontológica funcional e aplicada. São Paulo: Panamericana; 1988. p. 286-314.
17. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997;10:19-27.
18. Papavasilou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent* 1997;25:485-91.
19. Ciftci Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:571-82.
20. Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J Dent Res*. 1987;66:1493-98.
21. Morneburg TR, Proschel PA. Measurement of masticatory forces and implant forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont* 2002;15:20-7.
22. Morneburg TR, Proschel PA. In vivo forces on implants influenced by occlusal scheme and food consistency. *Int J Prosthodont* 2002;16:481-6.
23. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:391-8.

Capitulo 1

24. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996;76:633-40.
25. Duyck J, Naert LE, Van Oosterwyck H, Van der Sloten J, De Cooman M, Lievens S, Puers B. Biomechanics of oral implants: a review of the literature. *Technol Health Care* 1997;5:253-73.
26. Khamis MM, Zaki HS, Rudy TE. A comparison of the effect of different occlusal forms in mandibular implant overdentures. *J Prosthet Dent* 1998;79:422-9.

Influência da direção das cargas oclusais na distribuição das tensões em próteses implanto-suportadas. Análise pelo método dos elementos finitos tridimensionais

3.1 Resumo

Os implantes estão sujeitos a várias magnitudes e direções de forças durante seu funcionamento; transferindo as cargas oclusais aos tecidos biológicos circunvizinhos, sendo um fator crítico para a longevidade do implante. O controle das cargas biomecanicamente; é essencial para o sucesso ao longo prazo das próteses implanto-suportadas. O propósito desta pesquisa foi avaliar a influência da direção das cargas oclusais na distribuição das tensões em próteses implanto-suportadas pelo método dos elementos finitos tridimensionais. Foram confeccionados 2 modelos mandibulares com auxílio de um *scanner* 3D MDX-20 (Roland DG, São Paulo, Brasil) e os programas de desenho assistido: Rhinoceros[®] 3D 3.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA) e SolidWorks[®] 2006 (SolidWorks Corp, Massachusetts, USA), por meio destes simularam-se um bloco de osso mandibular com a presença de um implante (Conexão Master Screw, São Paulo, Brasil) com coroa metalo-cerâmica com 10° de inclinação das cúspides. Os desenhos tridimensionais foram exportados para o programa de elementos finitos NEiNastran[®] 9.0 (Noran Engineering, Inc., EUA), para determinação das regiões, geração da malha de elementos finitos e análise. Aplicou-se no modelo A uma carga

Capítulo 2

axial de 200 N, distribuída em 4 pontos (50 N) nas vertentes internas da coroa; e no modelo B uma carga oblíqua de 200N, fracionada em 100N por ponto (2 pontos), nas vertentes triturantes das cúspides vestibulares da coroa metalo-cerâmica. Os resultados foram visualizados por meio de mapas de tensão de von Mises. O modelo B (carga oblíqua) apresentou o maior valor de tensão máxima. (2012 MPa). No implante o valor máximo de tensão também foi para o modelo B (115,6 MPa). Verificou-se que; as forças oblíquas produzem valores de tensão gerais 100% maiores que as forças verticais; e que a carga oblíqua aumentou a tensão no implante e na interface coroa-implante.

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

3.2 Introdução*

O tratamento reabilitador com implantes dentários apresenta um significativo índice de sucesso em pacientes desdentados parciais ou totais restabelecendo a saúde bucal, função e estética, com os diferentes tipos de próteses; provendo excelentes resultados a longo prazo. Fatores mecânicos, tais como, o estresse influenciam na resposta do tecido aos implantes e no sucesso da osseointegração¹.

Há um consenso geral que, a localização e magnitude das forças oclusais afetam a qualidade e quantidade de tensão induzidos em todos os componentes do complexo prótese-implante-osso². Desse modo, os implantes estão sujeitos a várias magnitudes e direções de forças durante seu funcionamento; transferindo as cargas oclusais aos tecidos biológicos circunvizinhos, sendo um fator crítico para a longevidade do implante³, portanto, o objetivo do seu desenho funcional deve ser controlar as cargas biomecanicamente (através da dissipação e distribuição)⁴.

Muitos pesquisadores, têm focalizado cada uma das etapas da transferência da força para obter uma idéia do efeito biomecânico de diversos fatores como: direção e magnitude das forças, tipo de material da prótese, desenho do implante, número e distribuição dos implantes e densidade óssea^{2,3,5,6}.

Durante a mastigação são induzidas forças verticais, entretanto, forças transversais também são criadas pelo movimento horizontal da

*Artigo será formatado segundo normas da Revista *Journal of Oral Rehabilitation* (Anexo B)

Capítulo 2

mandíbula e a inclinação das cúspides. É importante considerar as forças axiais, horizontais^{2,6-8} e oblíquas na análise das tensões sobre próteses implanto-suportadas, já que estas representam o sentido mais real das forças na oclusão⁶.

A restauração unitária torna-se biomecanicamente complexa quando se trata da substituição de elementos dentários nas áreas de pré-molares e molares. Isto ocorre porque nestas áreas as forças oclusais são maiores, e podem levar a tensões elevadas nos componentes e osso, tornando a união mais susceptível a falha⁹. Durante a transmissão das forças pela prótese ao implante, o componente lateral da força é responsável pela criação de momentos de torque, os quais têm efeito destrutivo sobre o osso cortical circundante ao implante e podem causar complicações associadas com afrouxamento ou fratura do parafuso¹⁰.

O estudo da biomecânica na região dos molares em próteses implanto-suportadas é dificultado devido à complexidade da estrutura protética e a ocorrência de grandes forças mastigatórias, que podem ser prejudiciais à distribuição da tensão¹¹.

Quando a avaliação envolve geometrias complexas torna-se difícil a determinação da solução analítica, sendo que a técnica da análise de elementos finitos utiliza procedimentos numéricos que auxiliam na compreensão do comportamento mecânico e cálculo das tensões^{5,6}. Com isso, torna-se possível a aplicação de um sistema de forças em qualquer ponto e/ou direção, provendo, assim, informações sobre o deslocamento

Capítulo 2

e o grau de tensão provocado por essas cargas ao elemento dentário, próteses, implante ou o tecido analisado⁶.

Estudos em relação a forças funcionais, tipo e magnitude de carga, e tensão transferida aos tecidos circundantes em implantes dentários, são essenciais para o entendimento do desempenho mecânico de ambos: implante e tecidos circundantes. Infelizmente, insuficientes dados estão disponíveis em relação a estes parâmetros. Mais estudos para elucidar questões que permanecem controversas ou indefinidas são necessários.

3.3 Proposição

O propósito deste estudo foi avaliar a influência da direção das cargas oclusais na distribuição das tensões em próteses implanto-suportadas. Análise pelo método dos elementos finitos tridimensionais.

Capítulo 2

3.4 Material e Método

Para este estudo foram confeccionados 2 modelos tridimensionais (Tabela 1), representados por uma seção de osso mandibular com um implante e uma coroa. 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.

Tabela 1 - Especificações dos modelos

Modelo	Descrição
A	Implante unitário de 3,75x10mm com coroa metalo-cerâmica com 10° de inclinação das cúspides. Aplicação de carga axial.
B	Implante unitário de 3,75x10mm com coroa metalo-cerâmica com 10° de inclinação das cúspides. Aplicação de carga oblíqua.

Os ossos trabecular e cortical foram obtidos a partir da recomposição de uma Tomografia Computadorizada da seção transversal na região de molar; transferida ao programa InVesalius (CenPRA, São Paulo, Brasil) e posteriormente ao programa Rhinoceros® 3D 3.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA). A partir da imagem bidimensional da tomografia, o programa InVesalius permite criar modelos virtuais tridimensionais.

*Detalhamento e Ilustrações da metodologia (Anexo A)

Capítulo 2

A geometria de um implante rosqueável, hexágono externo de 3,75x10 mm (Conexão Master Screw, São Paulo, Brasil), confeccionado em Titânio comercialmente puro, foi utilizado como referência para a elaboração do modelo do implante. Este foi simulado usando o programa de desenho assistido SolidWorks® 2006 (SolidWorks Corp, Massachusetts, USA).

A coroa parafusada do tipo UCLA, foi simulada com 10° de inclinação de cúspides; o material da coroa foi uma liga de Níquel-Cromo e Porcelana feldspática de 2mm de espessura¹². A coroa foi desenhada a partir de um dente artificial, segundo molar mandibular, obtido de um manequim odontológico experimental, a qual foi digitalizada por meio de um *scanner* 3D MDX-20 (Roland DG, São Paulo, Brasil). O modelo (Referência 3 D) foi transferido ao programa Rhinoceros® 3D 3.0, e o detalhamento da superfície foi realizada no programa SolidWorks®. As medidas do dente molar foram baseadas na literatura¹³.

A montagem do implante e a coroa metalo-cerâmica, foi realizado no programa SolidWorks®, posteriormente o conjunto foi inserido na porção óssea. Após a confecção dos modelos, deu-se início a fase de exportação dos mesmos para o programa de elementos finitos NEiNastran® 9.0 (Noran Engineering, Inc., EUA), no qual foram verificados geometricamente, sendo necessárias pequenas correções sobre a geometria original as quais dificultariam a geração de uma malha de qualidade.

Capítulo 2

Foram utilizadas as ferramentas de correção automática, disponíveis no FEMAP[®] (ferramenta incorporada ao NeiNastran[®] para edição da geometria), para resolver problemas de sobreposição de pontos, bem como superfícies abertas por falha de precisão.

Corregido 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, os quais foram determinados de valores obtidos na literatura¹⁴⁻¹⁷, mostrados na Tabela 2. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos.

Tabela 2 - Propriedades dos Materiais

Estruturas	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Referências
Osso Trabecular	1,37	0,30	Sertgoz ¹⁴
Osso Cortical	13,7	0,30	Papavasiliou ¹⁵
Titânio	110,0	0,35	Ciftci ¹⁶
Liga NiCr	206,0	0,33	Hojjatie & Anusavice ¹⁷
Porcelana Feldspática	82,8	0,35	Sertgoz ¹⁴

Definidas as propriedades mecânicas dos materiais envolvidos, foi realizado o processo de geração da malha de elementos finitos. Para isso, utilizou-se o elemento sólido tetraédrico parabólico, que se caracteriza geometricamente como uma pirâmide de base triangular, com

Capítulo 2

um nó em cada vértice e um nó ao centro de cada aresta, totalizando 10 nós por elemento. O número de nós e elementos para os modelos em este estudo foi em média de 174,284 elementos e 284,815 nós.

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 no modelo A foi de 200 N nodal, baseada na literatura^{18,19}; em sentido axial, distribuído em 4 pontos (50 N), nas vertentes internas da coroa metalo-cerâmica. No modelo B foi aplicado 200 N, em direção oblíqua (45°) realizado em 2 pontos, fracionados em 100 N em cada ponto, perpendicular às vertentes internas das cúspides mesio-vestibular e disto-vestibular da coroa metalo-cerâmica.

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; concluiu-se que havia necessidade de utilizar análise do tipo linear. Finalizadas as

Capítulo 2

configurações da análise foi executado o núcleo de solução de NEiNastran[®] 9.0, gerando os resultados.

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

3.5 Resultado

Mapa Geral

Os mapas gerais de tensão de von Mises apresentaram valores de tensão máxima no local de aplicação da força (Figuras 1A e 2A). O valor máximo de tensão geral foi encontrado no modelo B (Carga oblíqua) (2012 MPa). Em um corte sagital, observou-se nos dois modelos, a propagação da tensão desde a união do UCLA - parafuso da coroa - plataforma do implante, até a primeira ou segunda rosca do implante (Figuras 1B e 2B).

Em um maior aumento observou-se que, as maiores áreas de concentração de tensões localizaram-se, para o modelo B (Carga oblíqua) (Figura 2B), nas faces vestibular e lingual da união da coroa com a plataforma do implante e no modelo A (Carga axial) (Figura 1B) se localizou, nas faces lingual e uma pequena área na face vestibular da união coroa-implante, o que pode ser verificado pela observação das extensões das faixas 24,06 – 56,88 MPa (Mod. A) e 21,08 – 56,88 MPa (Mod. B).

Em uma análise comparativa, observou-se uma maior extensão da área de tensão na interface coroa-implante para o modelo B, a qual alcança até a estrutura metálica da coroa (NiCr).

Capítulo 2

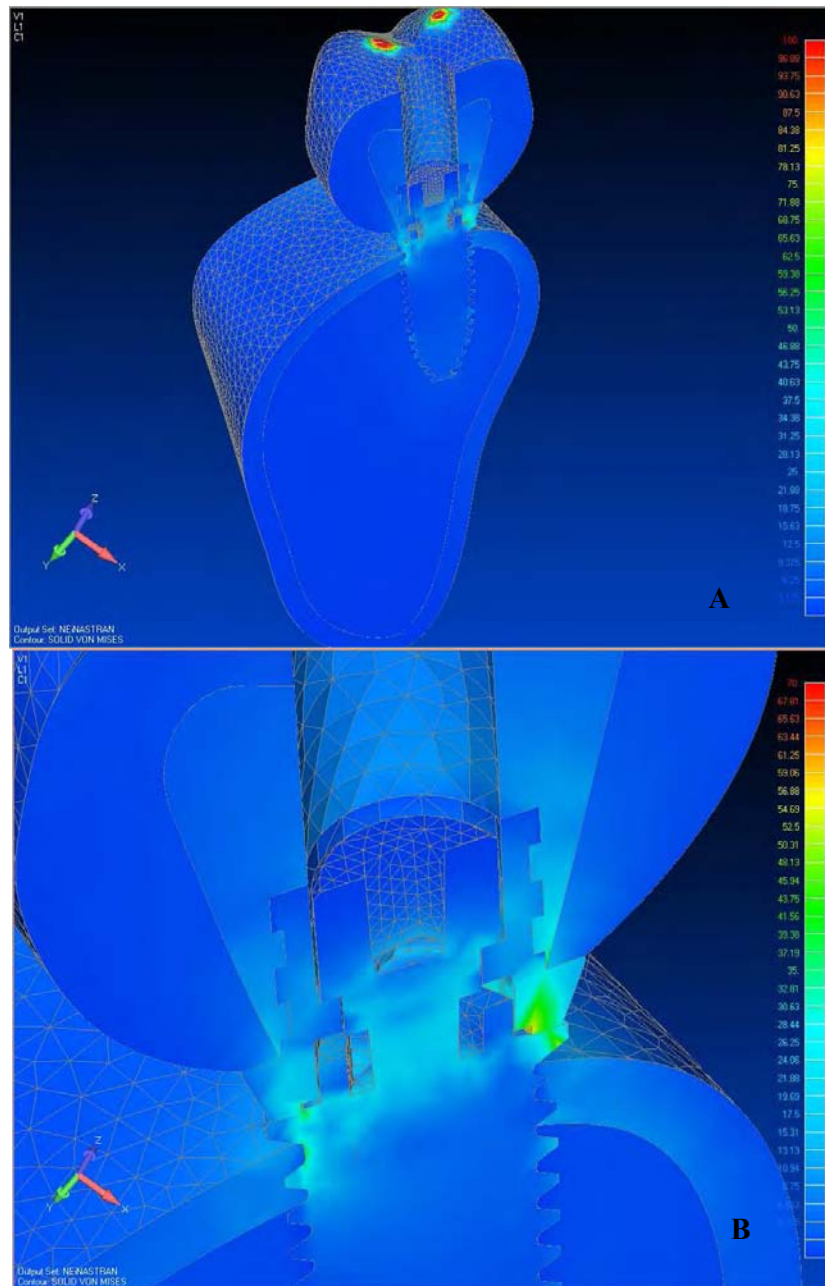


FIGURA 1 - Corte Mapa Geral (A); Zoom Corte (B) - (Mod. A: Carga axial)

Capítulo 2

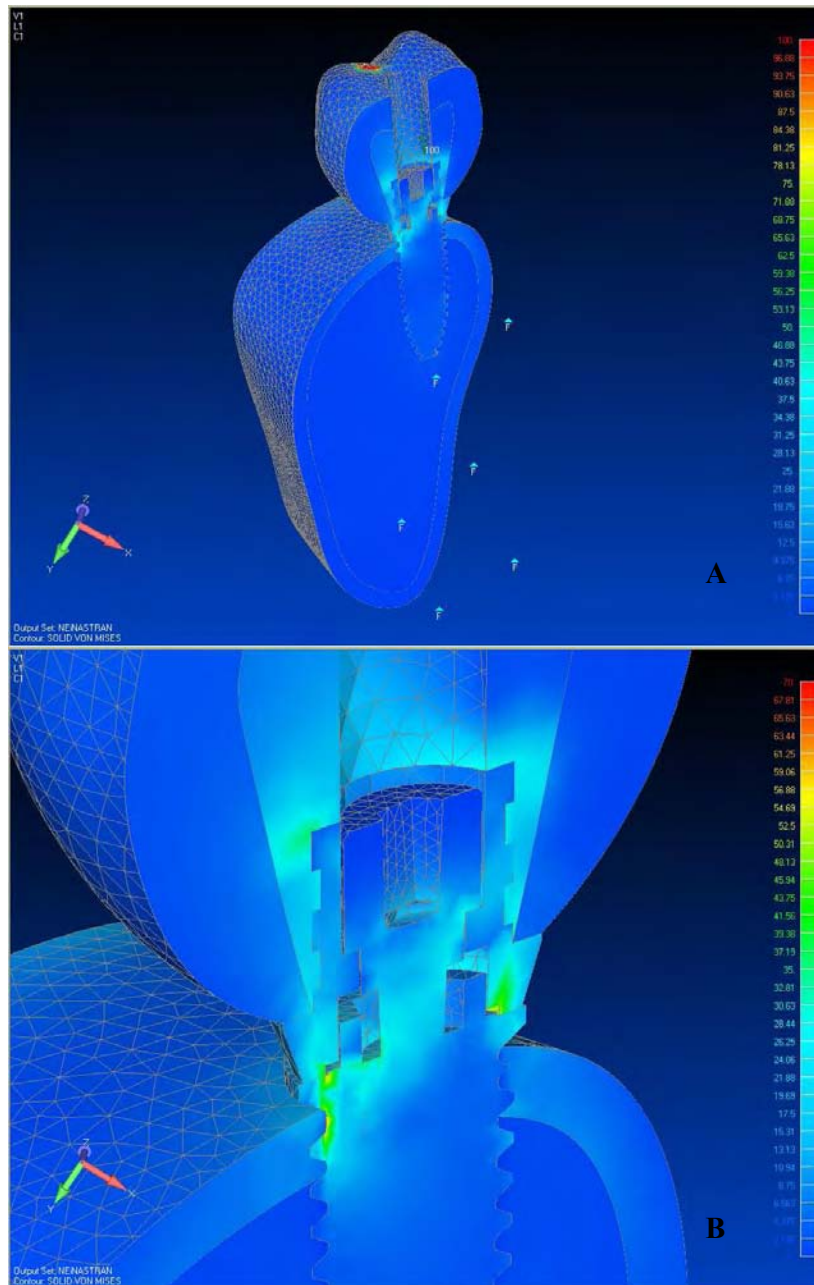


FIGURA 2 - Corte Mapa Geral (A); Zoom Corte (B) - (Mod. B: Carga Oblíqua)

Ossos Corticais

As Figuras 3A e 4A, ilustram os mapas de tensão de von Mises do osso cortical dos modelos estudados. Nestas figuras observa-se que as áreas de concentração de tensão se localizaram nos dois modelos, na face proximal do implante, ao nível da primeira rosca e na superfície do osso cortical ao redor do implante.

Em maior aumento, observou-se o ponto de máxima tensão no osso cortical localizado entre a plataforma e a primeira rosca do implante, na região proximal. Em ambos modelos localizou-se no nó 71684; no modelo A (carga axial) (Figura 3B) (28.92877 MPa) e no modelo B (carga oblíqua) (Figura 4B) (28.23944 MPa).

Em uma análise comparativa, observou-se que o modelo B (Figura 4B) (carga oblíqua), apresentou a maior área de distribuição de tensões na superfície do osso cortical ao redor do implante, porém as tensões foram praticamente as mesmas.

Capítulo 2

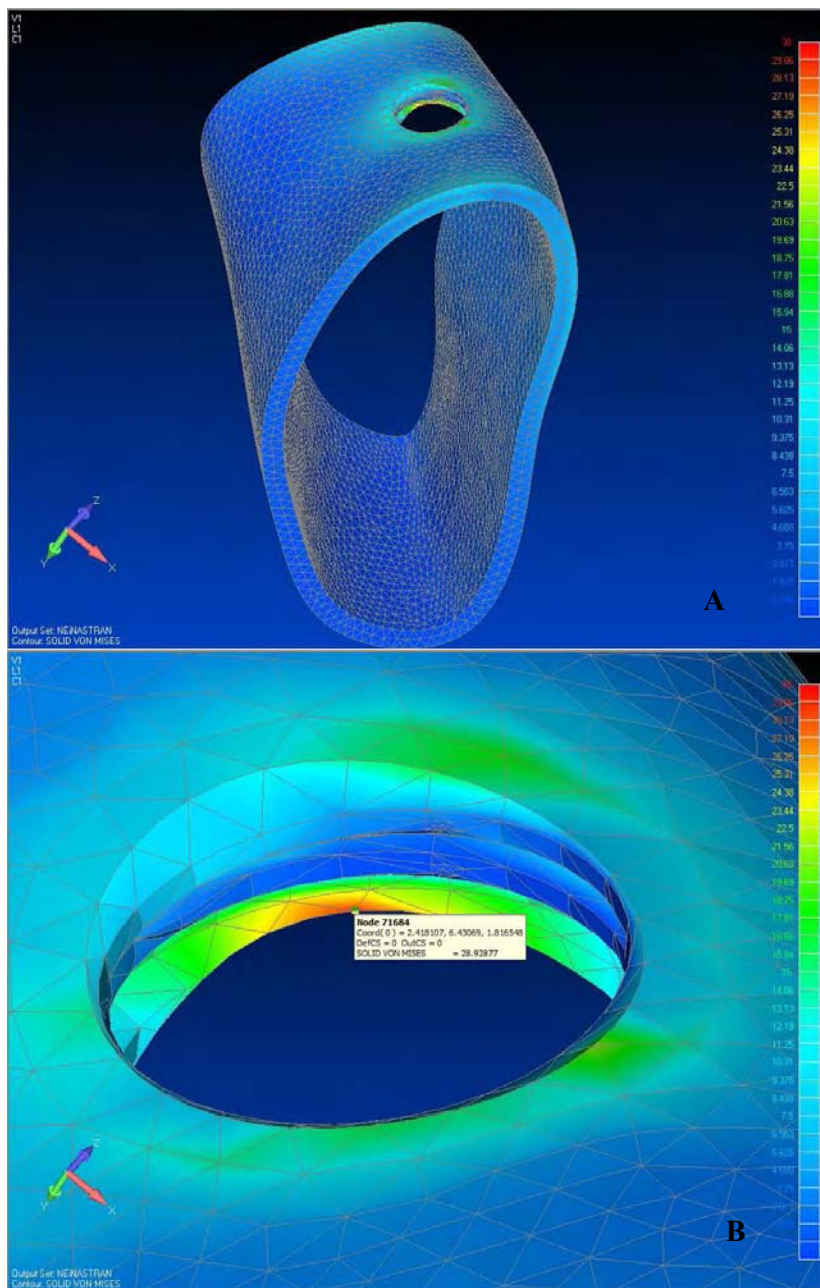


FIGURA 3 - Osso Cortical (A); Zoom Osso Cortical (B) - (Mod. A: Carga axial)

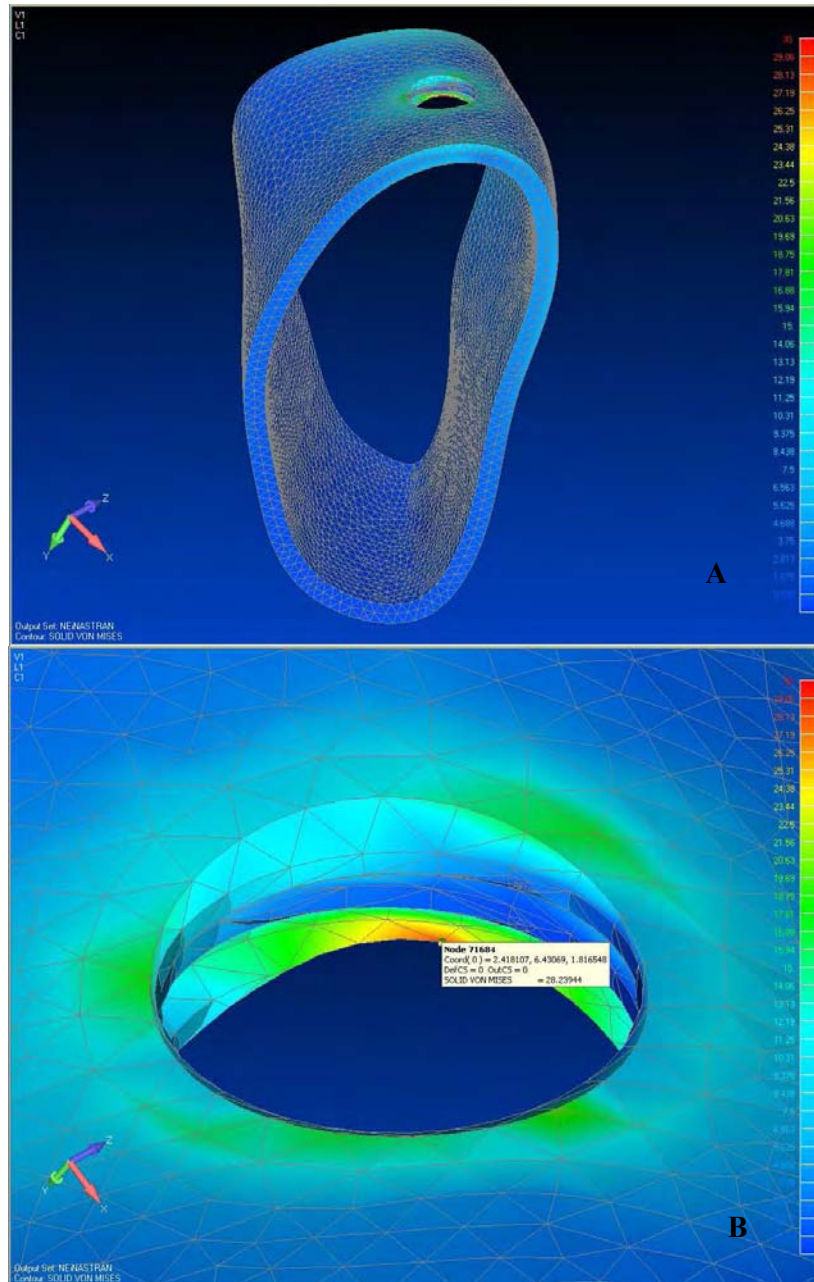


FIGURA 4 - Osso Cortical (A); Zoom Osso Cortical (B) - (Mod. B: Carga oblíqua)

Ossos trabeculares

Os mapas de tensão do osso trabecular estão representados nas Figuras 5A e 5B. O padrão de máxima tensão localizou-se para o modelo A (Carga axial) (Figura 5A) no ápice do implante (7,5 -8,75 MPa) e no modelo B (Carga oblíqua)(Fig. 5B), na área próxima ao ápice do implante (5.625 – 7.5 MPa). Sendo o modelo A quem obteve o maior valor de tensão.

Em uma análise comparativa observou-se que, o modelo A (Figura 5A), mostrou uma maior área de distribuição das tensões na área próxima ao ápice do implante.

Capítulo 2

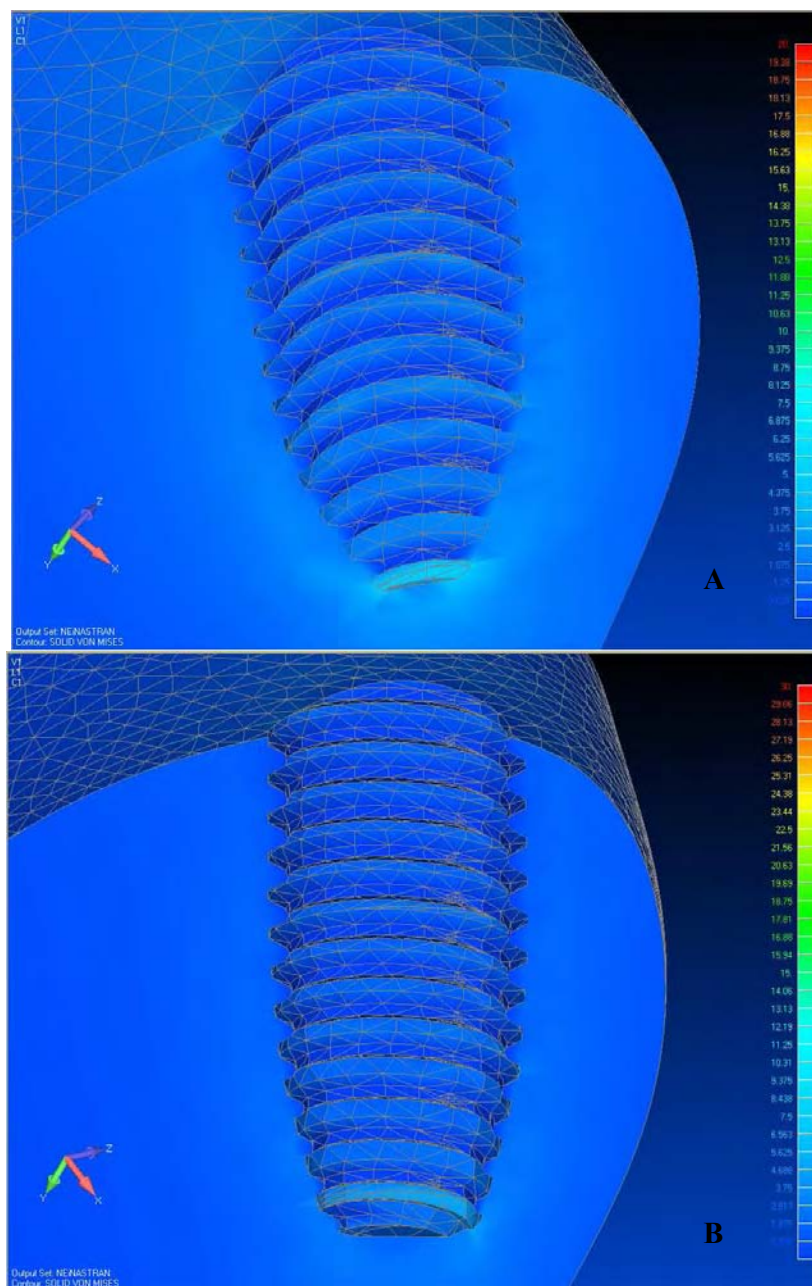


FIGURA 5 - Osso Trabecular (A) - (Mod. A: Carga axial).; B - (Mod. B: Carga oblíqua)

Implante

Os mapas de tensões do implante estão representados nas figuras 6 e 7. O maior valor de tensão para o implante foi encontrado no modelo B (Carga oblíqua) (Figura 7A), com 115.6 MPa (nó: 58521).

As áreas de concentração de tensões localizaram-se no abutment, pescoço do parafuso da coroa, hexágono externo, plataforma do implante até a segunda rosca do implante e a partir da décima rosca onde se inicia a conicidade do implante, em ambos modelos.

Em maior aumento (Figuras 6B e 7B), observou-se que, nos modelos o ponto de máxima tensão se manteve entre a plataforma e a primeira rosca do implante. Em uma análise comparativa, observou-se uma maior área de distribuição da tensão no modelo B (Figuras 7A e 7B).

Capítulo 2

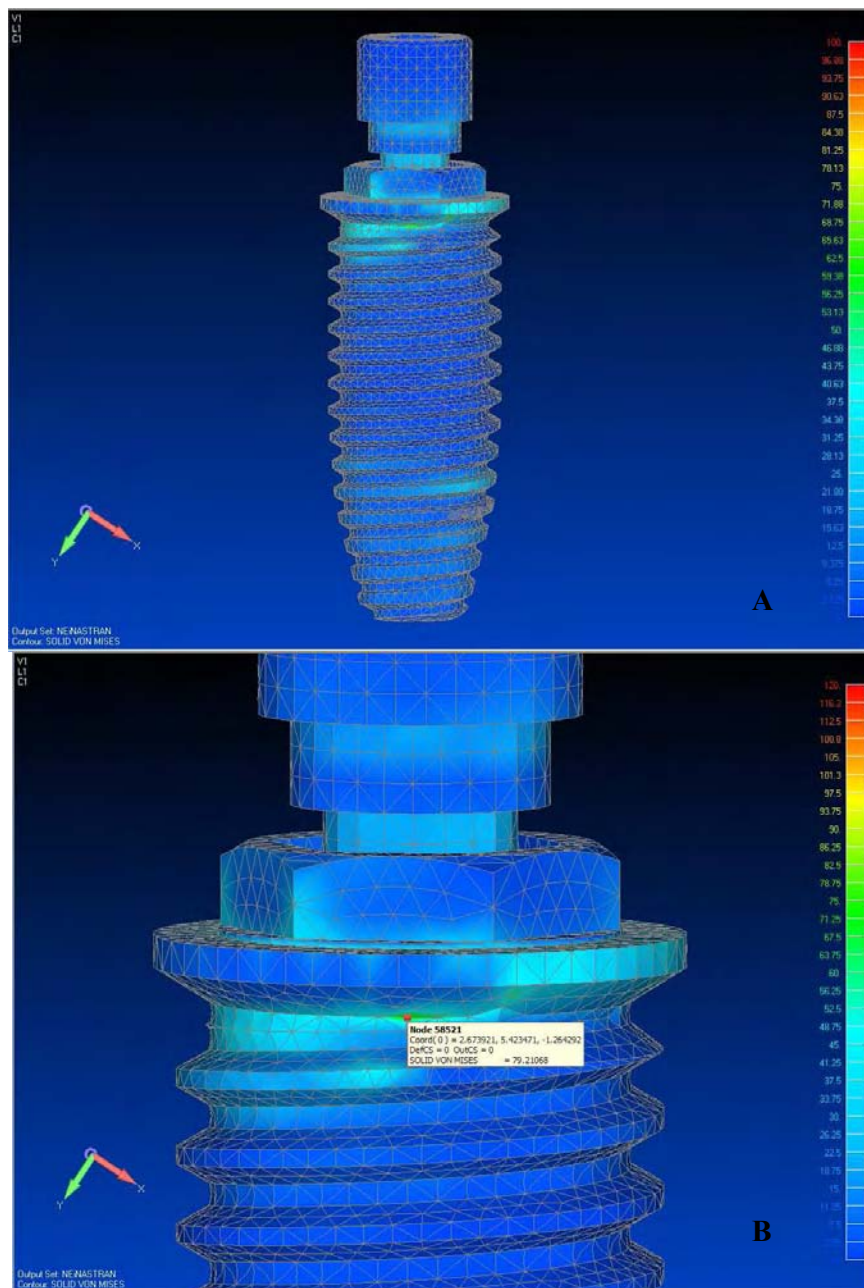


FIGURA 6 – Implante (A); Zoom Implante (B) - (Mod. A: Carga axial).

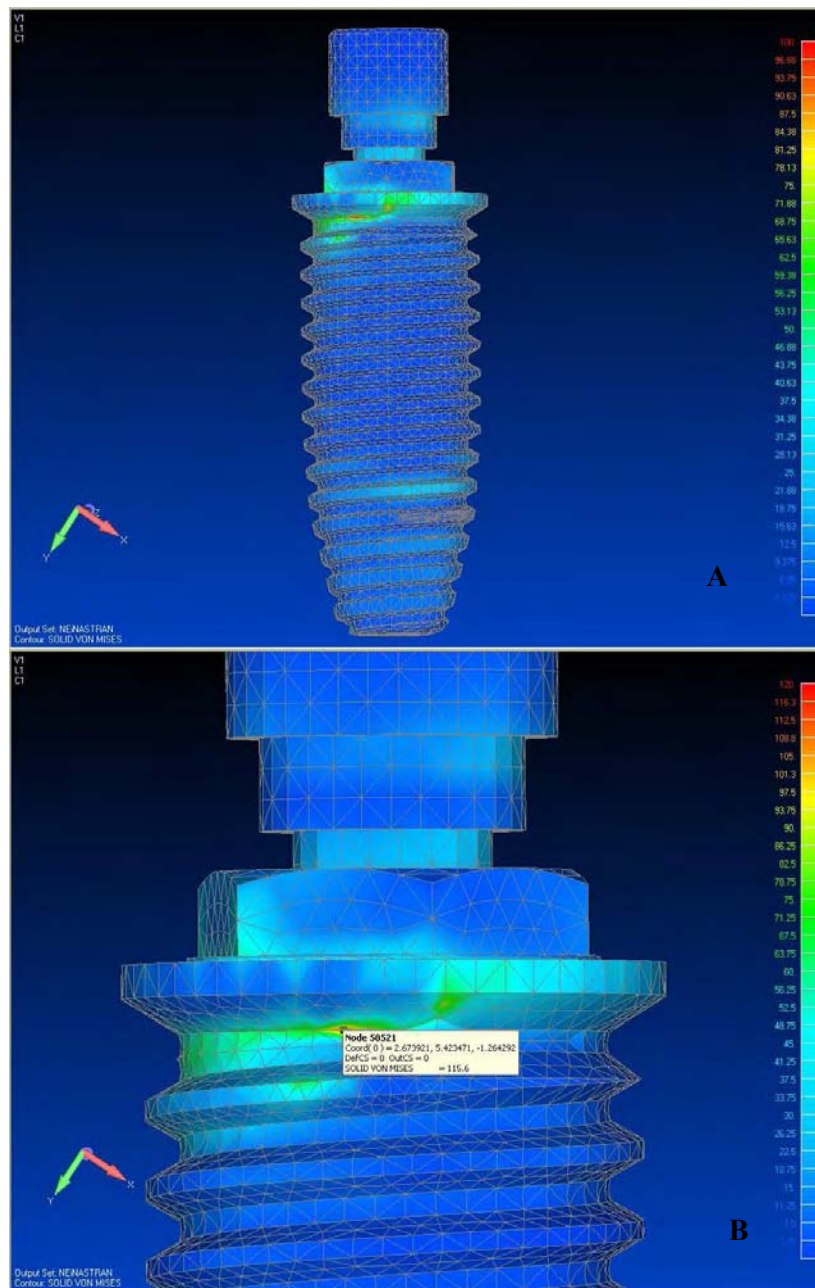


FIGURA 7 – Implante (A); Zoom Implante (B) - (Mod. B: Carga oblíqua)

Capítulo 2

Tabela 3 – Valores das tensões máximas (MPa) nas estruturas com a variação do sentido da carga.

	Carga axial	Carga oblíqua
	Mod. A	Mod. B
Tensão máxima	989,1	2012
Ossso Cortical	28,92877	28,23944
Implante	79,21068	115,6

Observa-se na tabela 3, que houve aumento dos valores de tensão geral do modelo B (carga oblíqua) em 103% em relação ao modelo A (carga axial). No osso cortical a tensão diminuiu em 2,38% e no implante a tensão aumentou em 46% da carga axial para oblíqua, respectivamente.

3.6 Discussão

Na área da implantodontia a biomecânica tem um significado especial porque os dentes e os implantes estão ancorados de modo diferente no osso. A oclusão pode ser um fator crítico para a longevidade do implante devido ao tipo da carga criado pelo contato do dente com o implante e seu efeito na interface osso-implante. O comportamento do osso na região periimplantar está relacionado à magnitude e concentração de tensão transmitido ao implante. Se as forças oclusais excedem a capacidade da interface para absorver a tensão, o implante falhará³.

Neste trabalho, além da força axial (0°) utilizou-s e forças oblíquas (45°), com o intuito de simular o sentido real das forças oclusais presentes no ciclo mastigatório. Autores como Rangert et al⁷. e Holgrem et al⁶., são concordes que a mastigação induz dois tipos diferentes de forças (vertical e horizontal), mas também uma força combinada⁶ (força oblíqua), deve ser considerada.

A aplicação das forças oblíquas (45°)⁶ no modelo B e forças axiais¹² no modelo A foi realizada, para avaliar individualmente os efeitos de cada situação. A simulação da carga mastigatória utilizada neste estudo, foi de 200 N, representando a média registrada em pacientes com próteses sobre implantes¹⁸. Muitas vezes torna-se difícil detectar a força desenvolvida na mastigação. Por isso muitos autores, tomam como

Capítulo 2

referência a força máxima de mordida, que segundo Raadsheer et al¹⁹. é de 545.7 N em homens e 383.6 N em mulheres. De acordo com Gibbs et al²⁰. a força de mastigação representa 30 a 40% da força máxima de mordida.

A metodologia utilizada neste estudo foi o método dos elementos finitos, que tem se mostrado como uma ferramenta eficaz para examinar comportamentos complexos de prótese e estruturas circunvizinhas⁶, associadas ou não a implantes. Esse método tem sido aplicado na odontologia para determinar níveis de tensão e deslocamento em modelos que simulam as estruturas bucais sujeitas a forças similares durante as funções oclusais².

Analisando os resultados mostrados pelos mapas gerais, observa-se o maior valor de tensão no modelo B (carga oblíqua), (2012 MPa), em relação ao modelo A (carga axial) (989,1 MPa). Esses resultados provavelmente se deve a intensidade nos pontos de aplicação da carga de acordo com outros trabalhos em elemento finito^{6,15,21,26}, entretanto, observamos maiores áreas de tensão e/ou maiores intensidades nas estruturas isoladas do modelo de carga oblíqua.

No corte sagital observou-se, em ambos modelos, a propagação da tensão desde a união do UCLA - parafuso da coroa até a primeira ou segunda rosca do implante, estes resultados estão de acordo com Rangert et al⁷., que afirmaram ser a união coroa-implante, através do parafuso do abutment ou o parafuso de ouro, o ponto mais fraco do

Capítulo 2

sistema prótese/implante. Além disso, estudos longitudinais^{9,24} mostraram que as falhas mais freqüentes em próteses implanto-suportadas são o afrouxamento ou a fratura dos parafusos do implante. Com a carga oblíqua a maior concentração de tensão localizou-se em vestibular da união da coroa com a plataforma do implante, isso provavelmente pelo cantilever criado pela força oblíqua aplicada na cúspide vestibular, o que produz um momento de deflexão na coroa. Isso não foi tão evidente com a carga axial devido a uma melhor distribuição da mesma.

No osso cortical, as áreas de concentração de tensão localizaram-se na superfície do osso cortical ao redor do implante e ao nível da primeira rosca do implante para os dois tipos de carga. Resultados similares foram achados em estudos de elementos finitos^{6,8,12,15,21,22,25} e análises teóricas^{2,7,23} que indicaram que as concentrações de tensões se localizam principalmente no osso cortical ao nível do pescoço do implante, devido à união rígida entre o implante e o osso cortical. Os modelos apresentaram valores de tensão similares no osso cortical, porém o modelo B apresentou uma maior área de tensão, isso, de certa forma, está de acordo com trabalhos de elementos finitos nos quais se produziu tensão no osso cortical independentemente do sentido das cargas^{15,21}

Em relação ao implante, as áreas de concentração de tensões localizaram-se no pescoço do implante o que concorda com outros estudos de elementos finitos^{19,26} e análises matemáticas^{7,23}, nos quais as

Capítulo 2

forças laterais ou inclinadas produziram altas concentrações de tensão ao mesmo nível e até a terceira rosca do implante. Os valores mais altos de tensão foram para o modelo com carga oblíqua, isso provavelmente porque a aplicação da carga oblíqua gera uma resultante da força que produz maior torque que a força axial, que é paralela ao longo eixo do implante^{7,23}. Rangert et al.⁷, baseados em considerações teóricas e experiências clínicas, afirmaram que as forças axiais se distribuem mais favoravelmente ao longo do implante que as cargas oblíquas.

Os resultados obtidos para o osso trabecular, mostraram baixos níveis de tensões, o que está de acordo com outros trabalhos em elemento finito que obtiveram resultados similares^{12,22}. Isso provavelmente é devido ao baixo módulo de elasticidade do osso trabecular que permite melhor distribuição da tensão. Para o modelo com carga axial a tensão se concentrou no ápice do implante e para a carga oblíqua localizou-se no terço apical do implante. Resultados similares têm sido relatados em outros estudos de elementos finitos^{25,26}.

Mais estudos são necessários para avaliar a capacidade do osso para tolerar a tensão transferida através do implante sob diferentes sentidos e localizações das forças funcionais.

3.7 Conclusão

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

1. As forças oblíquas produziram um padrão de tensão maior e em uma maior área que as forças verticais;
2. A carga oblíqua aumentou a tensão no implante e na interface coroa-implante.

3.8 Referências

1. Kaukinen J, Edge MJ, Lang BR. The influence of occlusal design on simulated masticatory forces transferred to implant-retained prostheses and supporting bone. *J Prosthet Dent.* 1996; 76: 50-55.
2. Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *J Dent.* 2002; 30: 271-282.
3. Chapmam RJ. Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing and force of occlusal contacts. *Quintessence Int.* 1989; 20: 473-480.
4. Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti F, Misch CE, Wang H-L. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent.* 2003; 12: 306-317.
5. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review literature. *J Prosthet Dent.* 2001; 85: 585-598.
6. 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 effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantolog.* 1998; 24: 80-88.

Capítulo 2

7. Rangert BO, Jemt T, Jorneus L. Force and moments on Branemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989; 4: 241-247.
8. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 1989; 4: 333-340.
9. Ekfeldt A, Carlsson GE, Börjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9: 179-183.
10. Çehreli MC, Iplikçioglu H, Bilir ÖG. The influence of the location of load transfer on strains around implants supporting four unit cement-retained fixed prostheses: in vitro evaluation of axial versus off-set loading. *J Oral Rehabil*. 2002; 29: 394-400.
11. Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent*. 2004; 92: 434-440.
12. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*. 2004; 91: 144-150.
13. Figún ME, Garino RR. *Anatomia odontológica funcional e aplicada*. São Paulo: Panamericana; 1988.

Capitulo 2

14. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont.* 1997; 10: 19-27.
15. Papavasilou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent.* 1997; 25: 485-491.
16. Ciftci 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.
17. Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J Dent Res.* 1987; 66: 1493-1498.
18. Morneburg, TR, Proschel PA. Measurement of masticatory forces and implant forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont.* 2002; 15: 20-27.
19. Raadsheer MC, van Eijden TM, van Ginkel FC. Contribution of jaw muscle size and craneofacial morphology to human bite force magnitude. *J Dent Res.* 1999; 78: 31-42.
20. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission *J Prosthet Dent.* 1981; 46: 443-449.

Capítulo 2

21. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent.* 1996; 76: 633-640.
22. Çaglar A, Aydin C, Özen J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006; 21: 36-44.
23. Weinberg LA. Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics *Implant Dent.* 1998; 7: 277-285.
24. Balshi TJ, Hernandez RE, Pryszyk MC, Rangert B. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996; 11: 372-378.
25. Petrie CS, 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 Impl Res.* 2005; 16: 486-94.
26. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 6: 391-398.

Anexos

Anexos

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

✓ Método dos elementos finitos

A metodologia utilizada para este estudo foi o método dos elementos finitos tridimensionais. A análise pelo método dos elementos finitos foi inicialmente aplicada nos anos 60 para resolver problemas estruturais na indústria aeroespacial. Desde então, suas aplicações têm sido estendidas para a resolução de problemas de transferência de calor, fluxo de fluidos, transporte de massa e no campo electromagnético¹⁴.

Este método é uma técnica pela qual pode-se reproduzir matematicamente o comportamento de um sistema físico determinado, ou seja, um protótipo físico pode ser estudado mediante a criação de um modelo matemático preciso. Para isso, necessitamos de um modelo com uma representação geométrica da estrutura física real a ser estudada¹⁰.

Esta representação é construída através da divisão do corpo, em um número discreto de elementos através de um procedimento denominado discretização. Estes elementos são unidos entre si através de pontos denominados “nós”, formando uma rede ou malha. O estudo das tensões geradas sobre este modelo após sua fixação, quando da aplicação de uma força, é calculada em cada um destes elementos e a integração do comportamento de cada elemento, resulta na determinação

da resposta da estrutura à solicitação externa com a formação de áreas de tensão^{14,10}.

✓ **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 Rhino atue como um "conversor", preenchendo lacunas entre diferentes softwares utilizados no processo de desenvolvimento de um projeto. Além disso, apresenta um eficiente conjunto de ferramentas para reparo de arquivos de outras extensões, principalmente IGES.

Invesalius

InVesalius é um *software* para área de saúde, que a partir de imagens em duas dimensões (2 D) obtidas em equipamentos de

tomografia computadorizada ou ressonância magnética, permite recompor modelos virtuais em três dimensões (3 D).

Confecção dos modelos

✓ Coroa Metallo-Cerâmica

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

Posteriormente, o molde foi preenchido com resina acrílica autopolimerizável incolor (Ortoclass, Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, Brasil) (Figura 2), Obtendo-se um bloco de resina incolor com o dente artificial exposto a partir da coroa (Figura 3), a qual foi digitalizada por meio de um *scanner* 3D MDX-20. Após a digitalização da coroa (Figura 4); o modelo 3D foi gerado pelo programa de desenho assistido Rhinoceros® 3D 3.0 (Figura. 5) para modelagem das estruturas, sendo alguns detalhes refinados no programa SolidWorks® 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 3 diferentes inclinações de cúspides (10°, 20° e 30°) (Figuras 6, 7 e 8); o tipo do material simulado da coroa foi uma liga de Níquel-Cromo (NiCr) e Porcelana feldspática (Figura 9A). A

Anexo A

espessura da porcelana e da estrutura metálica da coroa⁹ (Figura 9B) foram desenhadas no programa Rhinoceros[®] 3D 3.0. A região cervical da coroa foi refinada a fim de ser conectada ao intermediário do implante (UCLA), após a sua confecção. As medidas da coroa do dente molar foram baseadas na literatura¹⁶.

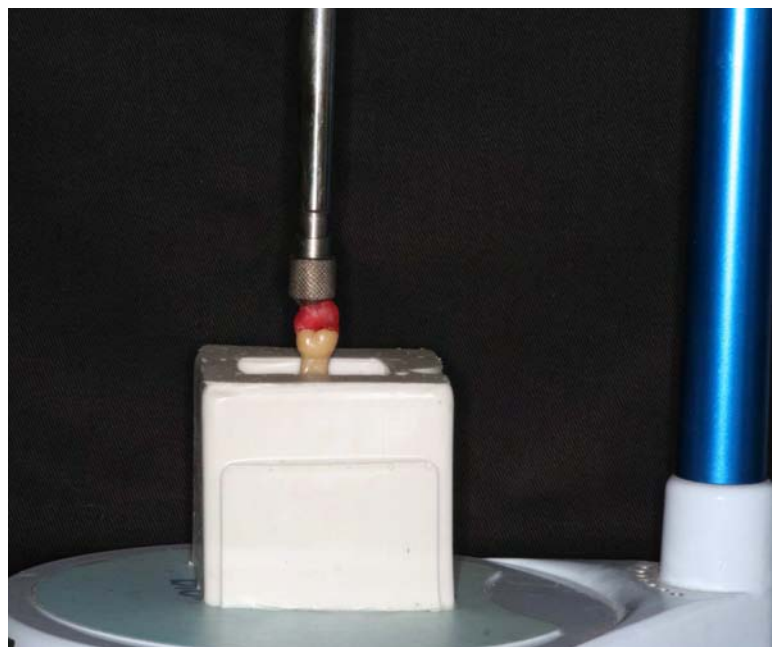


FIGURA 1 - Posicionamento do dente artificial com ajuda do paralelômetro



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



FIGURA 3 - Bloco de resina acrílica com dente artificial inserido

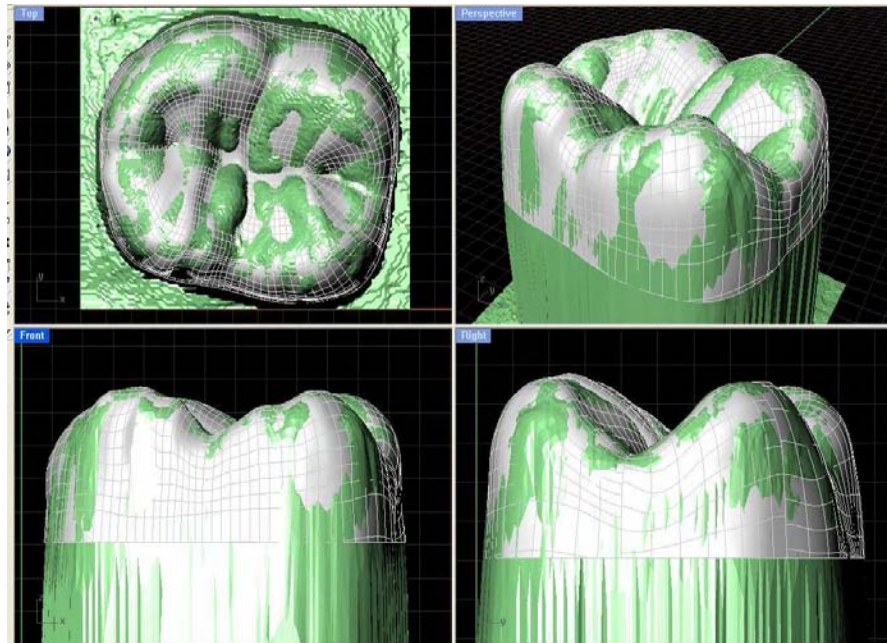


FIGURA 4 - Coroa do dente artificial digitalizada

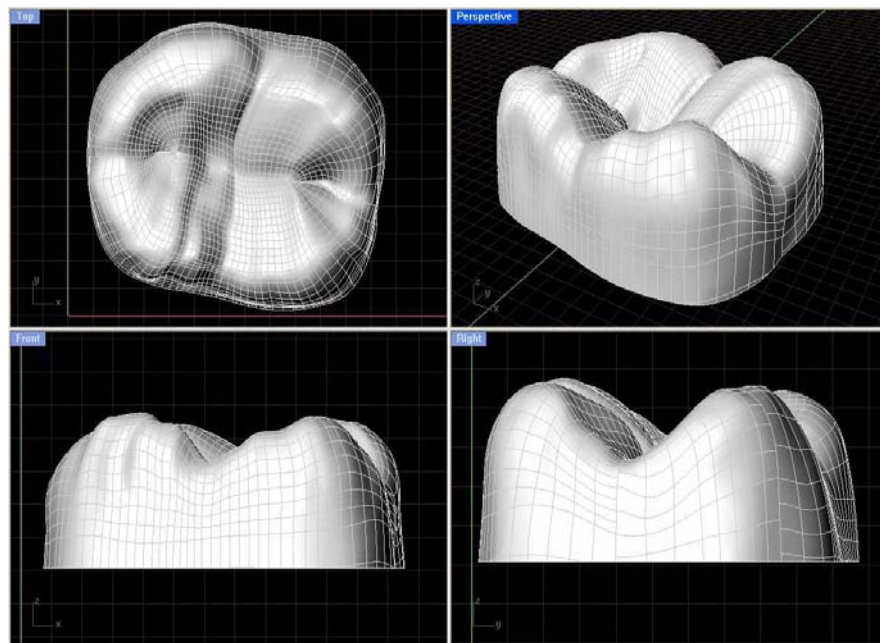


FIGURA 5 - Coroa gerada no programa Rhinoceros 3D.

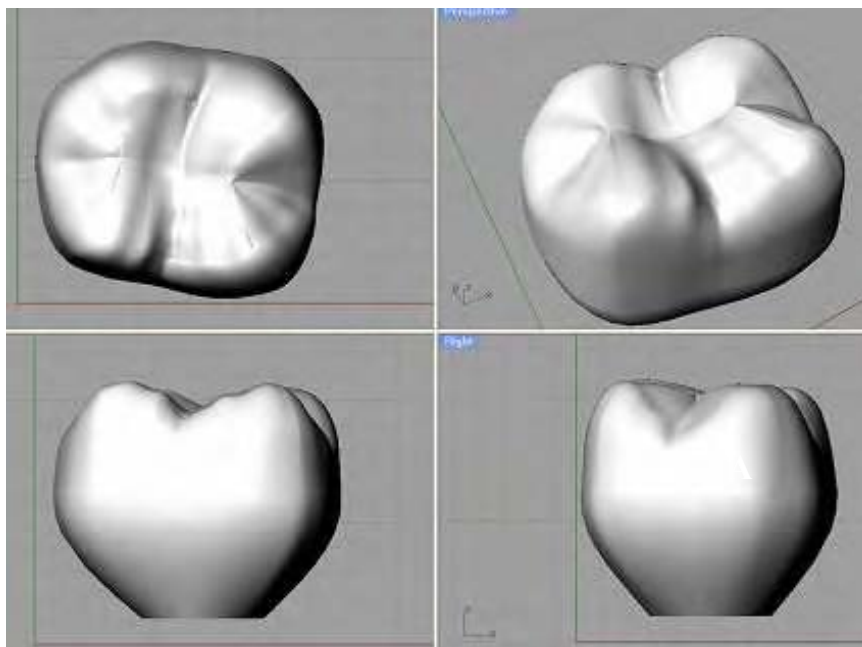


FIGURA 6 - Coroa finalizada com com 10° de inclinação das cúspides.

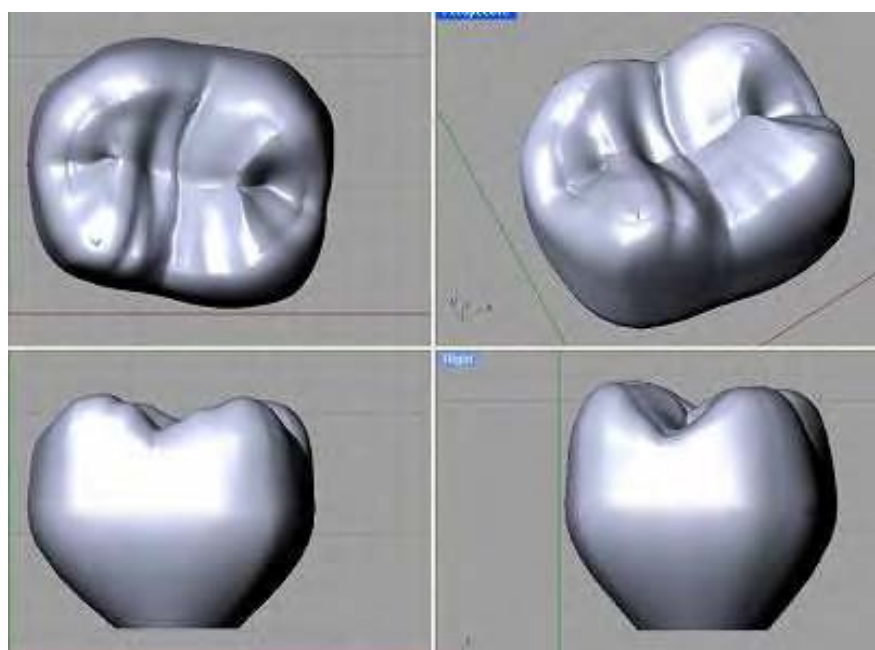


FIGURA 7 - Coroa finalizada com com 20° de inclinação das cúspides

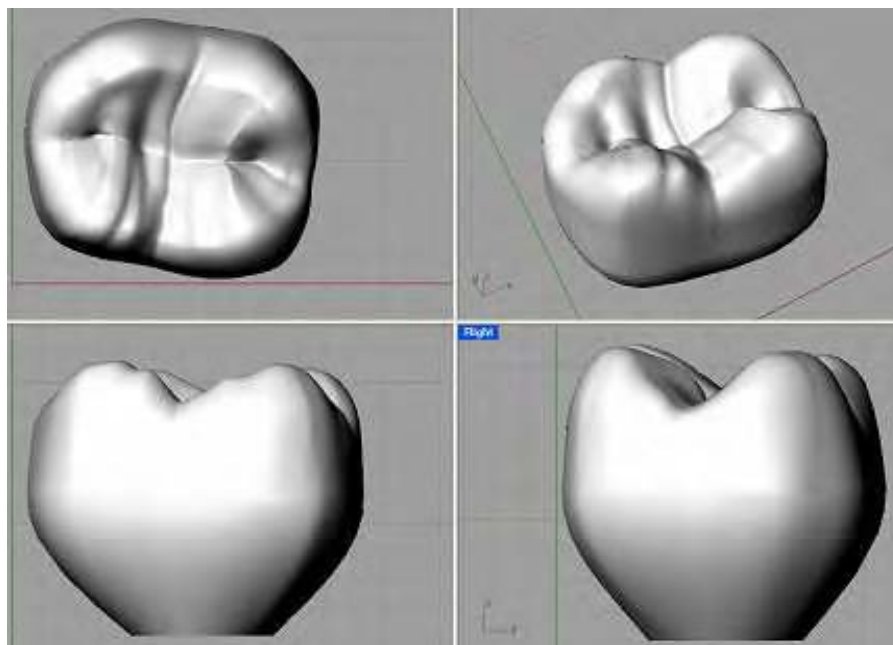


FIGURA 8 - Coroa finalizada com 30° de inclinação das cúspides.

✓ Implante

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

Após a simplificação do modelo do implante, este foi exportado para o programa Rhinoceros® 3D 3.0 para ser conectado à coroa metalocerâmica do molar (Figura 10A). O conjunto foi exportado ao programa SolidWorks® 2006 para sua inserção na porção óssea (Figura 10C).

✓ Osso trabecular e cortical

Os ossos trabecular e cortical foram obtidos a partir da recomposição de uma Tomografia Computadorizada da seção transversal na região de molar; transferida ao programa Invesalius (CenPRA, São Paulo, Brasil), que gerou a mandíbula em formato tridimensional e posteriormente ao programa Rhinoceros[®] 3D 3.0 o qual fez a conversão e edição no formato adequado para que a geometria possa ser inserida no pre-processador FEMAP (ferramenta incorporada ao NeiNastran[®] para edição de modelos), para a análise de elementos finitos CAD.

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

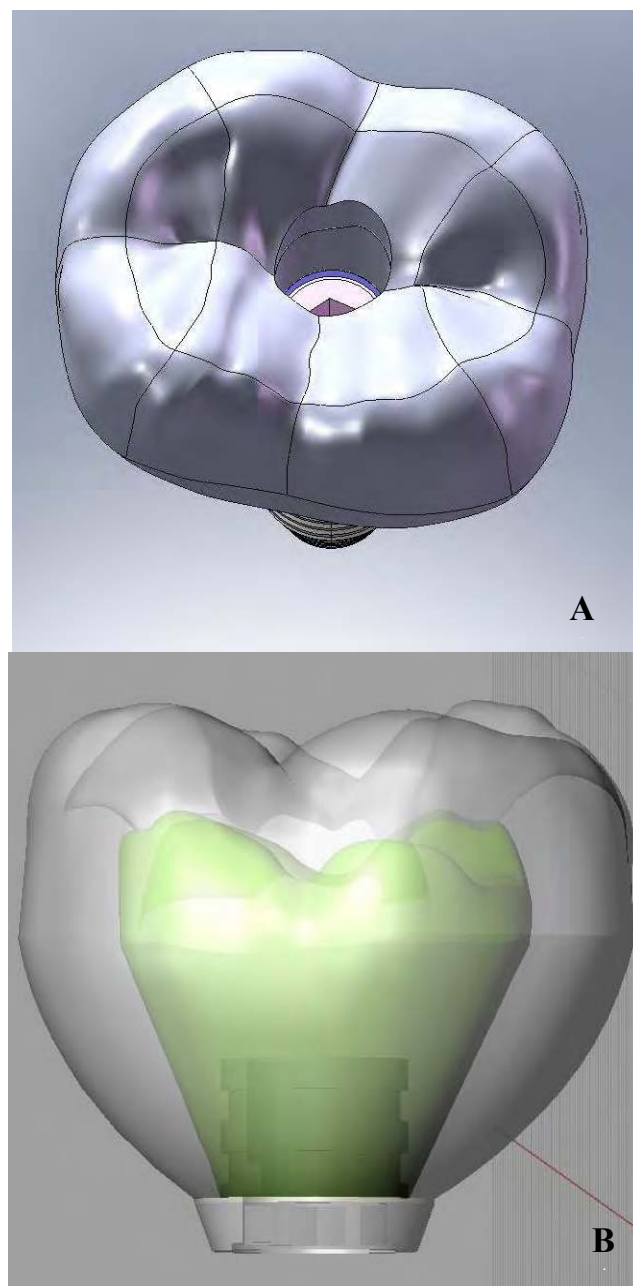


FIGURA. 9 - Vista oclusal da coroa parafusada (A); Imagem interna da coroa: estrutura metálica (NiCr) e espessura da Porcelana (B).

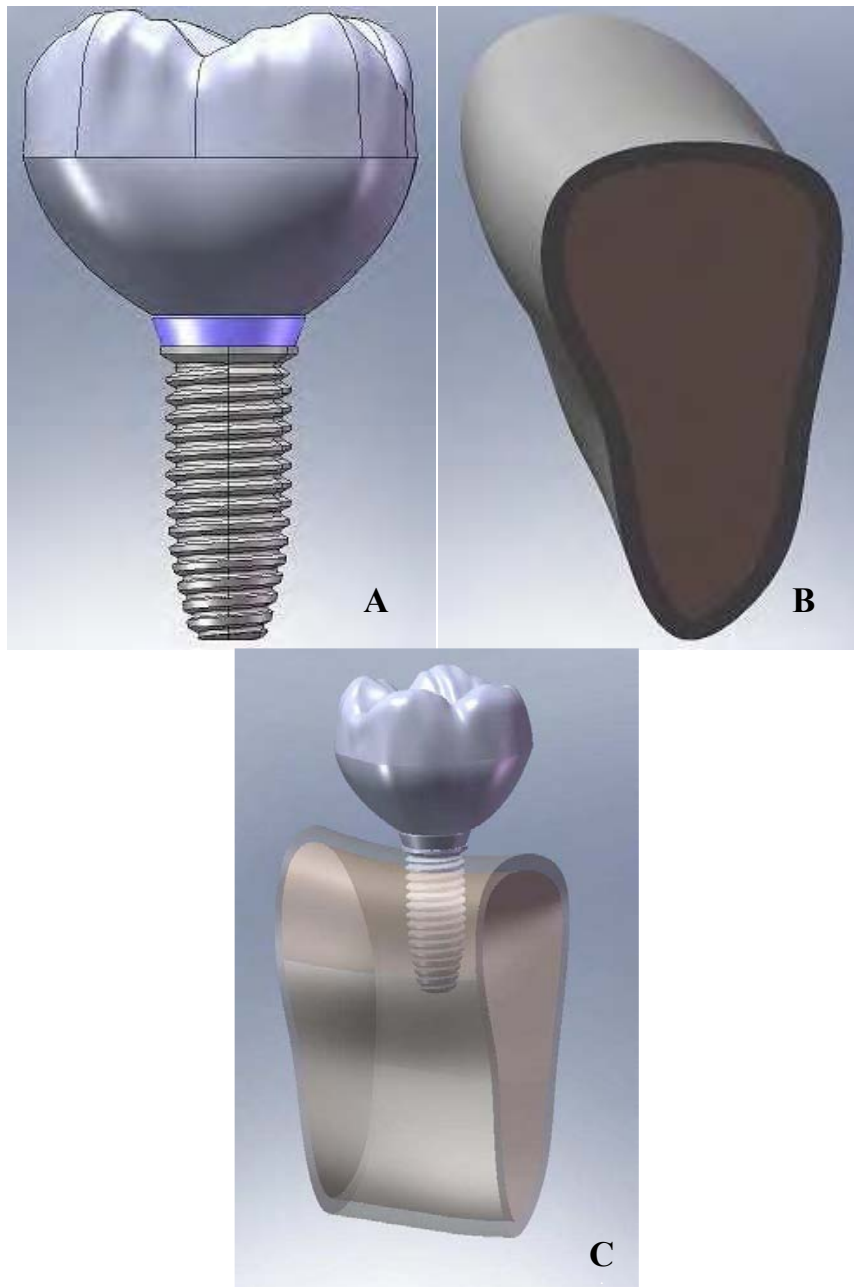


FIGURA 10 - Implante e coroa conectados (A); Ossos trabecular e cortical (B);
Implante e coroa inseridos no osso (C).

✓ **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® 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®, 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 literatura¹⁷⁻²⁰. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos¹⁸.

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

11 e 12). Para isso, utilizou-se o elemento sólido tetraédrico parabólico, que se caracteriza geometricamente como uma pirâmide de base triangular, com um nó em cada vértice e um nó ao centro de cada aresta, totalizando 10 nós por elemento. A baixa distorção dos elementos de uma malha tetraédrica é uma característica intrínseca das propriedades geométricas desse tipo de elemento, mas também depende de um controle de malha adequado. O controle da malha é realizado de modo que seja uma malha adequada para representar fenômenos físicos envolvidos e que seja possível gerar.

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

O carregamento total foi de 200 N nodal^{21,22}; em direção oblíqua realizado em 2 pontos, fracionados em 100 N em cada ponto (Figura 11), perpendicular as vertentes internas, sendo proporcional a inclinação das vertentes das cúspides mesio-vestibular e disto-vestibular, da coroa metalo-cerâmica do segundo molar mandibular. Posteriormente, aplicou-

Anexo A

se uma carga axial de 200N em 4 pontos (50 N) nas vertentes internas da coroa do segundo molar mandibular (Figura 12).

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

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

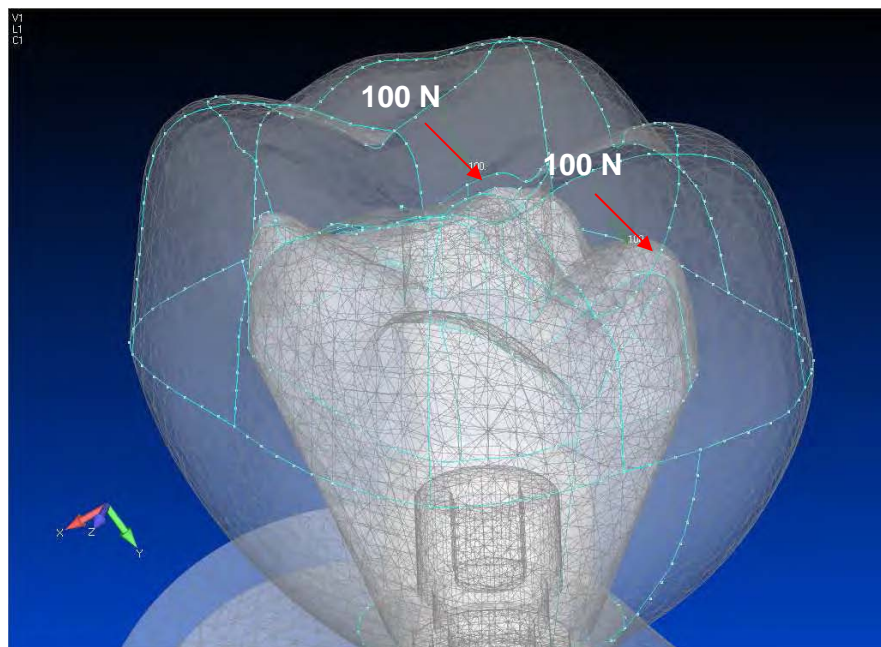


FIGURA 11 - Malha de elementos finitos. Aplicação de carga oblíqua

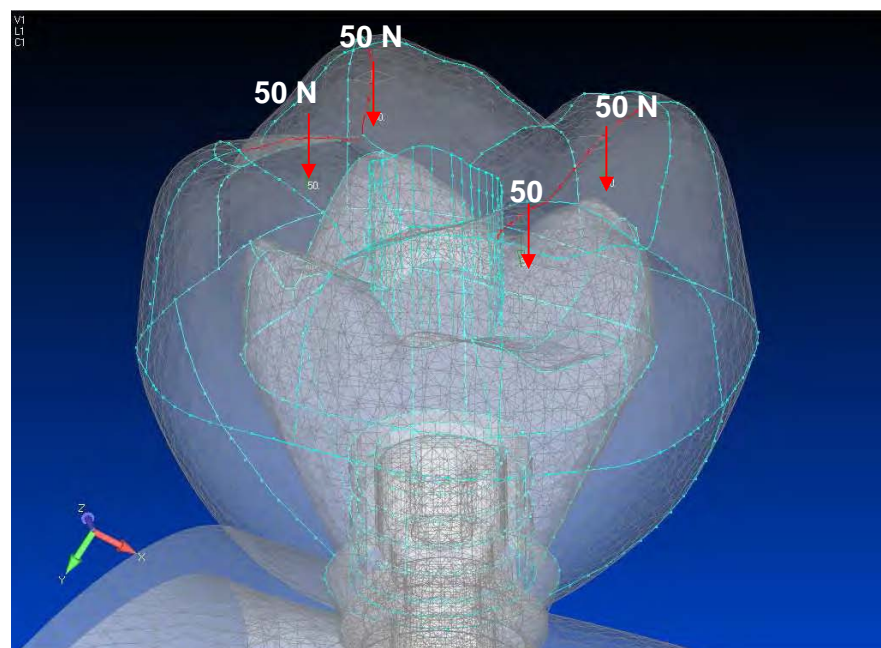


FIGURA 12 - Malha de elementos finitos. Aplicação de carga axial

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

CAPÍTULO 1

The Journal of Prosthetic Dentistry
2007 Guidelines for Preparing Manuscripts

Submission Guidelines

We are pleased that you are interested in writing an article for *The Journal of Prosthetic Dentistry*. In publishing, as in dentistry, precise procedures are essential. Your attention to and compliance with the following policies, will help ensure the timely processing of your submission.

Length of Manuscripts

Manuscript length depends on manuscript type. In general, research and clinical science articles should not exceed 10 to 12 double-spaced, typed pages (excluding references, legends, and tables). Clinical Reports and Technique articles should not exceed 4 to 5 pages, and Tips articles should not exceed 1 to 2 pages. The length of literature reviews is variable.

Number of Authors

The number of authors is limited to 4; the inclusion of more than 4 *must be justified* in the letter of submission. (Each author's contribution must be listed.) Otherwise, contributing authors in excess of 4 will be listed after the references.

Formatting

All submissions must be typed and double-spaced. Print on only 1 side of the paper. Paper dimensions should be 8.5 x 11 inches with 1-inch margins on all sides.

Hard Copy and Electronic Files

Please submit 1 hard copy of the manuscript *and* an electronic file of the text and tables on a IBM formatted **3.5-inch floppy disk, Zip disk or CD**. Microsoft Word is the preferred word processing program. (MAC formatting is not acceptable.) *Without an electronic copy of the text and tables, we cannot submit the manuscript to our review process.* If photographic prints accompany the text, **high quality electronic illustrations** should be submitted (**see pages 12-14** for more information).

Anexo B

Copyright Transfer

In accordance with the Copyright Act of 1976, all manuscripts must be accompanied by the following statement signed by *EACH* author individually. (Two authors, two statements; four authors, four statements, etc.) If a manuscript number has been assigned, it should be added at the bottom.

Checklist for Initial Submission

- Letter of submission
- Copyright transfer statement for each author. Name printed, then signed.
- Conflict of interest and financial disclaimer statement, if applicable
- Permission to reproduce previously published material, if applicable
- Informed consent for patient photographs, if applicable
- Disk or CD containing electronic files of manuscript contents (**a Macintosh disk is unacceptable; a floppy disk MUST be IBM-formatted**)
- Electronic image files
- **One** copy of typed, double-spaced manuscript, which should include, in this order:
 - Title page with proper information for all authors
 - Abstract
 - Article proper
 - References
 - Tables
 - Legends for illustrations

Submission Address

Send all manuscripts and/or make inquiries to:

Dr. Carol A. Lefebvre, Editor
or Catherine A. Prysiazny, Editorial Manager

The Journal of Prosthetic Dentistry
Medical College of Georgia
1120 15th St., AD 2943
School of Dentistry
Augusta, GA 30912-1255
Phone: (706) 721-4558
Fax: (706) 721-4571
E-mail: jpd@mcg.edu

Types of Articles

Articles are classified as one of the following: research/clinical science article, clinical report, technique article, literature review, or tip from our readers. Required sections for each type of article are listed in the order in which they should be presented.

RESEARCH REPORT / CLINICAL STUDY

The research report should be no longer than 10-12 double-spaced, typed pages and be accompanied by no more than 12 high-quality illustrations.

- **Abstract** (approximately 250 words): Create a structured abstract with the following subsections: Statement of problem, Purpose, Material and Methods, Results, and Conclusion. The abstract should contain enough detail to describe the experimental design and variables. Sample size, controls, method of measurement, standardization, examiner reliability, and statistical method used with associated level of significance should be described in the Material and Methods section. Actual values should be provided in the Results section.
- **Clinical Implications:** In 2-4 sentences, describe the impact of the study results on clinical practice.
- **Introduction:** Explain the problem completely and accurately. Summarize relevant literature, and identify any bias in previous studies. Clearly state the objective of the study and the research hypothesis at the end of the Introduction. Please note that, for a thorough review of the literature, most (if not all references) should first be cited in the Introduction and/or Material and Methods section.
- **Material and Methods:** In the initial paragraph, provide an overview of the experiment. Provide complete manufacturing information for all products and instruments used, either in parentheses or in a table. Describe what was measured, how it was measured, and the units of measure. List criteria for quantitative judgment. Describe the experimental design and variables, including defined criteria to control variables, standardization of testing, allocation of specimens/subjects to groups (specify method of randomization), total sample size, controls, calibration of examiners, and reliability of instruments and examiners. Statistical tests and associated significance levels should be described at the end of this section.
- **Results:** Report the results accurately and briefly, in the same order as the testing was described in the Material and Methods section. For extensive listings, present data in tabular or graphic form to help the reader. Describe the most significant findings and trends. Text, tables, and

Anexo B

figures should not repeat each other. Results noted as significant must be validated by actual data and p-values.

- **Discussion:** Discuss the results of the study in relation to the hypothesis and to relevant literature. If the results do not agree with other studies and/or with accepted opinions, state how and why the results differ. Agreement with other studies should also be stated. Identify the limitations of the present study, and suggest areas for future research.
- **Conclusions:** Concisely list conclusions that may be drawn from the research; do not simply restate the results. The conclusions must be pertinent to the objectives and justified by the data. In most situations, the conclusions are true for only the population of the experiment. All statements reported as conclusions should be accompanied by statistical analyses.
- **References:** Select and format references in accordance with the guidelines on page 10.

Tables: Create tables in accordance with the guidelines on page 11.

- **Legends for illustrations:** Concisely describe each illustration without directly duplicating the main text.

Formatting Instructions

FIRST PAGE ARRANGEMENT –TITLE PAGE

Please see the example provided on the following page.

- **Title:** The title should define the study's scope, content, and clinical significance. Capitalize only the first letter of the first word. Do not underline the title. Abbreviations or trade names should not be used in the title.
- **Authors:** Directly under the title, type the names and degrees of the authors. List *academic degrees only*. No fellowship designations, please.
- **Institution(s):** Directly under the authors' names, type their individual institutional affiliations and the cities, states, and countries (if not the United States) in which these institutions are located. If necessary, provide the *English translation* of the name of the institution. Do not underline. If the authors are not affiliated with an institution, please list the city, state, and country (if not the United States) in which the authors live.
- **Presentation/support information and titles:** If the research was presented before an organized group, type the name of the organization and the location and date of the meeting. If the work was supported by a grant or any other kind of funding, supply the name of the supporting organization and the grant number. List the academic titles (e.g., Assistant Professor) and departmental affiliations of all authors.

Anexo B

- Contact information: List the mailing address, business telephone, fax number, and e-mail address of the author who will receive correspondence and reprint requests.

ABSTRACT

- The abstract must be typed on a page separate from the main text.
- The abstract should include no abbreviations.

MAIN TEXT

Headings

- Headings should contribute to the clarity of the article and appear in appropriate places to indicate a shift from one section to another (eg, Discussion to Conclusions).
- The use of subheadings may be appropriate in the Material and Methods section but is generally discouraged in the Results and Discussion.
- All headings should be typed flush with the left margin. Main headings (eg, MATERIAL AND METHODS) should be in capital letters; subheadings (eg, Specimen preparation) should be in lowercase letters.

Identification of product and manufacturing information

- Refer to products in generic terms. Immediately following the term, provide the following information in parentheses: product name and manufacturer's name, city, state, and country (if not the United States). For example: "The impressions were poured in type IV stone (Denstone; Heraeus Kulzer, South Bend, Ind) and related to each other with a fast-setting vinyl polysiloxane occlusal registration material (Correct VPS Bite Registration; Jeneric/Pentron Inc, Wallingford, Conn)." If the same manufacturer is cited multiple times, the city and state/country are required only in the first citation.
- Use generic drug names; trade names may be listed in parentheses at the point of first mention.

Abbreviations

- If abbreviations are used, provide the expanded form upon first mention and abbreviate thereafter [eg, fixed partial denture (FPD)].

REFERENCES

Acceptable references and their placement

- Most, if not all, references should first be cited in the Introduction and/or Material and Methods section. Only those references that have been previously cited or that relate directly to the outcomes of the present study may be cited in the Discussion.
- Only peer-reviewed, published material may be cited as a reference. Manuscripts in preparation, manuscripts submitted for consideration, and unpublished theses are not acceptable references.
- Abstracts are considered unpublished observations and are not allowed as references unless full follow-up studies were completed and published.

Anexo B

- References to foreign language publications should be kept to a minimum (no more than 3). **They are permitted only when the original article has been translated into English.** The translated title should be cited and the original language noted in brackets at the end of the citation.
- Textbook references should be kept to a minimum, as textbooks often reflect the opinions of their authors and/or editors. The most recent editions of textbooks should be used. Evidence-based journal citations are preferred.

Reference formatting

- References must be identified in the body of the article with superscript Arabic numerals.
- The complete reference list, double-spaced and in numerical order, should follow the Conclusions section but start on a separate page. Only references cited in the text should appear in the reference list.
- Reference formatting should conform to Vancouver style as set forth in "Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals" (Ann Intern Med 1997;126:36-47).
- List up to six authors. If there are seven or more, after the sixth author's name, add *et al.*
- Abbreviate journal names per the Cumulative Index Medicus. A complete list of standard abbreviations is available through the PubMed website: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi>
- Format for journal articles: Supply the last names and initials of all authors; the title of the article; the journal name; and the year, volume, and page numbers of publication. Do not use italics, bold, or underlining for any part of the reference. Put a period after the initials of the last author, after the article title, and at the end of the reference. Put a semi-colon after the year of publication and a colon after the volume. *Issue numbers are not used in Vancouver style.*

Jones ER, Smith IM, Doe JQ. Uses of acrylic resin. J Prosthet Dent 1985;53:120-9.

- Format for books: The most current edition must be cited. Supply the names and initials of all authors/editors, the title of the book, the city of publication, the publisher, the year of publication, and the inclusive page numbers consulted. Do not use italics, bold, or underlining for any part of the reference.

Zarb GA, Carlsson GE, Bolender CL. Boucher's prosthodontic treatment for edentulous patients. 11th ed. St. Louis: Mosby; 1997. p. 112-23.

References cannot be submitted in Endnotes.

TABLES

- Tables should be self-explanatory and should supplement, not duplicate the text.

Anexo B

- Provide all tables at the end of the manuscript, after the figure legends (if present) or reference list. There should be only one table to a page. Omit internal horizontal and vertical lines.
 - Do not list tables in parts (eg, Table 1a, 1b, etc.). Each should have its own number. Number the tables in the order in which they are mentioned in the text.
 - Supply a concise legend that describes the content of the table. Create descriptive column and row headings. Within columns, align data such that decimal points may be traced in a straight line. Use decimal points, not commas, to mark places past the integer (eg, 3.5 rather than 3,5).
 - In a footnote, define any abbreviations used in a table.
 - If a table (or any data within it) was published previously, give full credit to the original source in a footnote to the table. If necessary, obtain permission to reprint from the author/publisher.
- The tables should be submitted in Microsoft Word, WordPerfect, or RTF format. Microsoft Word is preferred.
- If a table has been prepared in Excel, it should be inserted into one of the abovementioned formats prior to submission.

ELECTRONIC IMAGE SUBMISSION

Submitting your illustrations in electronic format allows more accurate and higher quality reproduction of your work. The following guidelines must be carefully followed.

File Type

Electronic files should be submitted as TIFF or EPS files. Figures should not be submitted as Microsoft Word, Corel Draw, Harvard Graphics, PowerPoint, or other presentation software format.

Color images should be in CMYK (Cyan/Magenta/Yellow/Black) color format (colorspace) as opposed to RGB (Red/Green/Blue) color format.

The figures should be submitted to the Journal on a CD-ROM.

File Dimensions and Size

The figure dimensions must be a minimum of 4 × 6 inches; the figures should be of standard dimensions.

The figures must be oriented correctly when submitted.

Figures should be size-matched (the same physical size), unless the image type prohibits the size-matching of the figure to other figures within the manuscript, as in the case of panoramic or periapical radiographs, SEM images, graphs. Do not "label" the faces of the figures with letters or numbers to indicate the order in which the figures should appear, as such labels will be inserted during the publication process.

Clinical figures should be color balanced.

Anexo B

The figures should be of professional quality and high resolution. The following guidelines with respect to resolution must be followed:

- Color and black-and-white photographs should be created and saved at a minimum of 300 dots per inch (dpi). (Note: A 4 × 6-inch image at a resolution of 300 dpi will be approximately 6 megabytes, in terms of file size.)
- Line art should be created and saved as 1200 dpi.
- Combination artwork (an illustration containing both line art and photograph) should be created and saved as 600 to 1000 dpi.
- All images must be easily readable and have good contrast. Clarity and quality should be uniform among the parts of a multipart figure, and among all of the figures within a manuscript.
- A uniform background, preferably of a nontextured, medium blue, should be provided for color figures when possible.

Line art and combination artwork is best created and saved in EPS (Encapsulated PostScript) format. Color and black-and-white photographs are best created and saved as TIFF images (Tagged Image File Format). If a key to an illustration requires artwork (screen lines, dots, unusual symbols), it should be incorporated into the drawing instead of included in the typed legend. All symbols should be done professionally, be visible against the background, and be of legible proportion should the illustration be reduced for publication. Text appearing within the figures should be in Times New Roman font. The text should be sized to be easily read if the figure is reduced in size when reproduced in the Journal. It is recommended that text no smaller than 10 point be used. Lettering should be in proportion to the drawing, graph, or photograph. A consistent font size should be used throughout each figure, and for all figures, to ensure readability and a professional appearance. Please note: Titles and legends should not appear within the figure file, but should be provided in the manuscript text (see Figure Legends, below).

All microscopic photographs must have a measurement bar and unit of measurement on the image.

Color illustrations may be submitted when their use considerably enhances the value of the manuscript. **The Editor has final authority to determine whether color illustrations provide the most effective presentation.** Generally, a maximum of 8 figures will be accepted for clinical report and dental technique articles, and 2 figures will be accepted for tips from our reader articles. However, the Editor may approve the publication of additional figures if they contribute significantly to the manuscript.

In the article, clearly reference each illustration by including its number in parentheses at the end of the appropriate sentence, before closing punctuation. For example: "The sutures were removed after 3 weeks (Fig. 4)."

File Naming

Each figure must be numbered according to its position in the text (Figure 1, Figure 2, and so on), using Arabic numerals. The electronic image files must be named so that the figure number and format can be easily identified. For example, a Figure 1 in TIFF format should be named fig1.tif. Multipart figures must be clearly identifiable by the file names: fig1A.tif, fig1B.tif, fig1C.tif, etc.

Figure Legends

The figure legends should appear within the text of the manuscript, on a separate page following the references and tables, and should appear under the heading "LEGENDS".

If an illustration is taken from previously published material, the legend must give full credit to the source (see Permissions).

Authors are obligated to disclose whether illustrations have been modified in any way.

CAPÍTULO 2

Journal of Oral Rehabilitation

Edited by: Peter Svensson

Print ISSN: 0305-182X

Online ISSN: 1365-2842

Frequency: Monthly

Current Volume: 34 / 2007

ISI Journal Citation Reports® Ranking: 2006: 30/49 (Dentistry, Oral Surgery & Medicine)

Impact Factor: 1.044

Top Author Guidelines

Content of Author Guidelines: [1. General](#), [2. Ethical Guidelines](#), [3. Manuscript Submission Procedure](#), [4. Manuscript Types Accepted](#), [5. Manuscript Format and Structure](#), [6. After Acceptance](#)

Relevant Documents: [Exclusive Licence Form](#), [Colour Work Agreement Form](#)

Useful Websites: [Submission Site](#), [Author Services](#), [Blackwell Publishing's Ethical Guidelines](#), [Guidelines for Figures](#)

1. GENERAL

Journal of Oral Rehabilitation has become the international journal of choice for much outstanding work in the field of dental and oral health sciences. The journal majors in publishing original and evidence-based research in the area of oral science associated with the diagnosis and management of oral and facial functional disturbances caused by local and systemic diseases and developmental defects. Please read the instructions below carefully for details on the submission of manuscripts, the journal's requirements and standards as well as information concerning the procedure after a manuscript has been accepted for publication in *Journal of Oral Rehabilitation*. Authors are encouraged to visit [Blackwell Publishing Author Services](#) for further information on the preparation and submission of articles and figures.

2. ETHICAL GUIDELINES

Journal of Oral Rehabilitation adheres to the below ethical guidelines for publication and research.

2.1. Authorship and Acknowledgements

Authors submitting a paper do so on the understanding that the manuscript have been read and approved by all authors and that all authors agree to the submission of the manuscript to the *Journal of Oral Rehabilitation*. *Journal of Oral Rehabilitation* adheres to the definition of authorship set up by The International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE). According to the ICMJE authorship criteria should be based on 1) substantial contributions to conception and design of, or acquisition of data or analysis and interpretation of data, 2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content and 3) final approval of the version to be published. Authors should meet conditions 1, 2 and 3. It is a requirement that all authors have been accredited as appropriate upon submission of the manuscript. Contributors who do not qualify as authors should be mentioned under Acknowledgements.

Acknowledgements: Under acknowledgements please specify contributors to the article other than the authors accredited. *Journal of Oral Rehabilitation* requires that all sources of institutional, private and corporate financial support for the work within the manuscript must be fully acknowledged, and any potential conflicts of interest noted. Grant or contribution numbers may be acknowledged, and principal grant holders should be listed. Acknowledgments should be brief and should not include thanks to anonymous referees and editors.

2.2. Ethical Approvals

Experimentation involving human subjects will only be published if such research has been conducted in full accordance with ethical principles, including the World Medical Association Declaration of Helsinki (version, 2002 www.wma.net/e/policy/b3.htm) and the additional requirements, if any, of the country where the research has been carried out. Manuscripts must be accompanied by a statement that the experiments were undertaken with the understanding and written consent of each subject and according to the above mentioned principles. A statement regarding the fact that the study has been independently reviewed and approved by an ethical board should also be included. Editors reserve the right to reject papers if there are doubts as to whether appropriate procedures have been used. When experimental animals are used the methods section must clearly indicate that adequate measures were taken to minimize pain or discomfort. Experiments should be carried out in accordance with the Guidelines laid down by the National Institute of Health (NIH) in the USA regarding the care and use of animals for experimental procedures or with

the European Communities Council Directive of 24 November 1986 (86/609/EEC) and in accordance with local laws and regulations.

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.

2.3 Conflict of Interest and Source of Funding

Journal of Oral Rehabilitation requires that all sources of institutional, private and corporate financial support for the work within the manuscript must be fully acknowledged, and any potential conflicts of interest noted. Grant or contribution numbers may be acknowledged, and principal grant holders should be listed. Please include this information under Acknowledgements.

2.4 Appeal of Decision

The decision on a paper is final and cannot be appealed.

2.5 Permissions

If all or parts of previously published illustrations are used permission **must** be obtained from the copyright holder concerned. In most cases, this will be the original publisher of the material. It is the author's responsibility to obtain these in writing and provide copies to the Publishers.

2.6 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 submission of the manuscript by the authors means that the authors automatically agree to assign exclusive copyright to Blackwell Publishing if and when the manuscript is accepted for publication. The work shall not be published elsewhere in any language without the written consent of the publisher. The articles published in this journal are protected by copyright, which covers translation rights and the exclusive right to reproduce and distribute all of the articles printed in the journal. No material published in the journal may be stored on microfilm or videocassettes or in electronic database and the like or reproduced photographically without the prior written permission of the publisher. Upon acceptance of a paper, authors are required to assign the exclusive licence to publish their paper to Blackwell Publishing. Assignment of the exclusive licence is a condition of publication and papers will not be passed to the publisher for production unless license

has been assigned. (Papers subject to government or Crown copyright are exempt from this requirement; however, the form still has to be signed). A completed [Exclusive Licence Form](#) must be sent to the address specified on the Exclusive Licence Form, before any manuscript can be published. Authors must send the completed original Exclusive Licence Form by regular mail upon receiving notice of manuscript acceptance, i.e., do not send the Exclusive Licence form at submission. Faxing or e-mailing the Exclusive Licence Form does not meet requirements.

For questions concerning copyright, please visit [Blackwell Publishing's Copyright FAQ](#)

3. MANUSCRIPT SUBMISSION PROCEDURE

Manuscripts should be submitted electronically via the online submission site <http://mc.manuscriptcentral.com/jor>. 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. Further assistance can be obtained from Janet Mikkelsen, Managing Editor (e-mail: jor@odont.au.dk).

3.1. Getting Started

- Launch your web browser (supported browsers include Internet Explorer 5.5 or higher, Safari 1.2.4, or Firefox 1.0.4 or higher) and go to the journal's online Submission Site: <http://mc.manuscriptcentral.com/jor>
- Log-in or, if you are a new user, click on "register here".
- If you are registering as a new user.
 - 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 areas of expertise. Click "Finish".
- If you are registered as user, but have forgotten your log in details, enter your e-mail address under "Password Help". The system will send you an automatic user ID and a new temporary password.

Anexo B

- Log-in and select "Author Centre".

3.2. Submitting Your Manuscript

- After you have logged into your "Author Centre", submit your manuscript by clicking the submission link under "Author Resources".
- 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 completing your submission by sending it to the Journal. Click the "Submit" button when you are finished reviewing.

3.3. Manuscript Files Accepted

Manuscripts should be written in British English and uploaded as Word (.doc) or Rich Text Format (.rft) files (not write-protected) plus separate figure files. GIF, JPEG, PICT or Bitmap files are acceptable for submission, but only high-resolution TIF or EPS files are suitable for printing. The files will be automatically converted to HTML and PDF on upload and will be used for the review process. The text file must contain the entire manuscript including title page, abstract, text, references, tables, and figure legends, but no embedded figures. In the text file, please reference figures as for instance "Figure 1", "Figure " etc to match the tag name you choose for all individual figure files uploaded. Manuscripts should be formatted as described in the Author Guidelines below. Please note that any manuscripts uploaded as Word 2007 (.docx) will be automatically rejected. Please save any .docx file as .doc before uploading.

3.4. Blinded Review

All manuscripts submitted to Journal of Oral Rehabilitation will be reviewed by two experts in the field. *Journal of Oral Rehabilitation* uses single blinded review. The names of the reviewers will thus not be disclosed to the author submitting a paper.

3.5 Suggest a Reviewer

Journal of Oral Rehabilitation attempts to keep the review process as short as possible to enable rapid publication of new scientific data. In order to facilitate this process, please suggest the names and current email addresses of 2 potential referees of international standing whom you consider capable of reviewing your manuscript. In addition to your choice the journal editor may choose one or two reviewers as well. Your manuscript will be returned to your Author Centre if you fail to observe this requirement.

3.6. Suspension of Submission Mid-way in the Submission Process

You may suspend a submission at any phase before clicking the "Submit" button and save it to submit later. The manuscript can then be located under "Unsubmitted Manuscripts" and you can click on "Continue Submission" to continue your submission when you choose to.

3.7. E-mail Confirmation of Submission

After submission you will receive an e-mail to confirm receipt of your manuscript. If you do not receive the confirmation e-mail after 24 hours, please check your e-mail address carefully in the system. If the e-mail address is correct please contact your IT department. The error may be caused by some sort of spam filtering on your e-mail server. Also, the e-mails should be received if the IT department adds our e-mail server (uranus.scholarone.com) to their whitelist.

3.8. Manuscript Status

You can access Manuscript Central any time to check your "Author Centre", your mails in the "Audit Trail" as well as the status of your manuscript. The Journal will inform you by e-mail once a decision has been made.

3.9. Submission of Revised Manuscripts

Revised manuscripts must be uploaded within 3 months of authors being notified of conditional acceptance pending satisfactory revision. Locate your manuscript under "Manuscripts with Decisions" and click on "Submit a Revision". Please remember to delete any old files uploaded when you

upload your revised manuscript. Please also remember to upload your manuscript document separate from your title page.

4. MANUSCRIPT TYPES ACCEPTED

The editorial policy of the *Journal of Oral Rehabilitation* is to encourage the publication of evidence-based research articles related to clinical oral rehabilitation and physiology. JOR also publishes to a lesser extent, original research articles within the more basic aspects of oral rehabilitation, e.g. in vitro and laboratory studies.

Original Research Articles: must describe novel and significant

observations and provide sufficient detail so that the findings can be critically evaluated and, if necessary, repeated.

Reviews: proposals for these are welcome; please contact Ole Fejerskov: E-mail: jor@odont.au.dk Review proposals should include a full-page summary of the proposed contents with key references. Reviews are selected for their broad general interest; all are refereed by experts in the field who are asked to comment on issues such as timeliness, general interest and balanced treatment of controversies, as well as on scientific accuracy. Reviews should take a broad view of the field rather than merely summarizing the authors own previous work, so extensive citation of the authors own publications is discouraged.

Case Reports: Authors are invited to submit case reports on clinical topics of relevance to the aim and scope of the *Journal of Oral Rehabilitation*. The reports should be around 2000 words and follow the general author guidelines of the *Journal of Oral Rehabilitation*. The editorial team will consider case reports on pertinent topics, and make immediate decisions after submission. Whilst unique clinical cases are welcomed problems of more general importance to oral rehabilitation can also be addressed. Such case stories might question traditional concepts or introduce new clinical protocols or techniques. They may be followed by commentaries, or a review on state of art of the clinical problem addressed in the case report. Concise literature relevant to the case should be included. Figures, where necessary, should be targeted to illustrate the text, but should be limited in number.

Commentaries: are opinion pieces on topics of general interest to the dental community. They need not be confined to purely scientific topics; policy issues and educational and social implications may also be covered.

5. MANUSCRIPT FORMAT AND STRUCTURE

5.1. Format

Language: The language of publication is British English. Authors for whom English is a second language must have their manuscript professionally edited by an English speaking person before submission to make sure the English is of high quality.

A list of independent suppliers of editing services can be found at www.blackwellpublishing.com/bauthor/english_language.asp. All services are paid for and arranged by the author, and use of one of these services does not guarantee acceptance or preference for publication.

Abbreviations, Symbols and Nomenclature: *Journal of Oral Rehabilitation* adheres to the conventions outlined in *Units, Symbols and Abbreviations: A Guide for Medical and Scientific Editors and Authors*. Non-standard abbreviations must be used three or more times and written out completely in the text when first used.

5.2. Structure All manuscripts submitted to the *Journal of Oral Rehabilitation* should include: Title page, abstract, main text, acknowledgements, references and tables, figures and figure legends as appropriate.

Title: must be concise and contain no more than 100 characters including spaces. The title page should include a running title of no more than 50 characters; 5-10 key words, complete names of institutions for each author, and the name, address, telephone number, fax number and e-mail address for the corresponding author. The title page should also include the date of submission (or revision/resubmission).

Abstract: should be 250 words in length and not contain abbreviations. References must be cited in full.

Main Text of Original Research Articles should include Introduction, Materials and Methods, Results and Discussions.

Introduction: should be focused, outlining the historical or logical origins of the study and not summarise the results; exhaustive literature reviews are not appropriate.

Materials and Methods: must contain sufficient detail such that, in combination with the references cited, all experiments reported can be fully reproduced. As a condition of publication, authors are required to make materials and methods used freely available to academic researchers for their own use. This includes antibodies and the constructs used to make transgenic animals, although not the animals themselves. Papers reporting protein or DNA sequences and crystallographic structure

determinations will not be accepted without a Genbank or Brookhaven accession number, respectively. Other supporting data sets must be made available on the publication date from the authors directly.

(i) Experimental Subjects: When human subjects are used, manuscripts must be accompanied by a statement that the experiments were undertaken with the understanding and written consent of each subject. Authors should be aware of the Code of Ethics of the World Medical Association (Declaration of Helsinki), which has been printed in the *British Medical Journal* (18 July 1964).

When experimental animals are used the methods section must clearly indicate that adequate measures were taken to minimise pain or discomfort. Experiments should be carried out in accordance with the Guidelines laid down by the National Institute of Health (NIH) in the USA regarding the care and use of animals for experimental procedures or with the European Communities Council Directive of 24 November 1986 (86/609/EEC).

All studies using human or animal subjects should include an explicit statement in the Material and Methods section identifying the review and approval committee for each study, if applicable.

The Editor in Chief reserves the right to reject papers if there is doubt as to whether appropriate procedures have been used.

(ii) Suppliers: Suppliers of materials should be named and, with the exception of well-known suppliers, such as Straumann, Colgate and Biocare, their location (town, state/county, country) included.

Results: should present the observations with minimal reference to earlier literature or to possible interpretations.

Discussion: may usefully start with a brief summary of the major findings, but repetition of parts of the abstract or of the results section should be avoided.

Main Text of Reviews and Case Reports: need not follow the usual divisions of original research articles, but should contain appropriate headings and subheadings.

Acknowledgements: should follow the References. *Journal of Oral Rehabilitation* requires that all sources of institutional, private and corporate financial support for the work within the manuscript must be fully acknowledged, and any potential conflicts of interest noted. Grant or contribution numbers may be acknowledged, and principal grant holders

should be listed. Acknowledgments should be brief and should not include thanks to anonymous referees and editors.

5.3. References

References should be numbered consecutively in the order in which they are first mentioned in the text. Identify references in text, tables, and legends by Arabic numerals in parentheses. References cited only in tables or figure legends should be numbered in accordance with the sequence established by the first identification in the text of the particular table or figure.

Use the style of the examples below, which are based on the formats used by the NLM in Index Medicus. The titles of journals should be abbreviated according to the style used in Index Medicus. Consult the List of Journals Indexed in Index Medicus, published annually as a separate publication by the library and as a list in the January issue of Index Medicus. The list can also be obtained through the library's web site (www.nlm.nih.gov).

Journals

Lobbezoo F, van der Zaag, Naeije M. Bruxism: its multiple causes and its effects on dental implants - an updated review. *J Oral Rehabil.* 2006; 33: 293-300

(If more than six authors please list the first six authors followed by et al.): Takata Y, Ansai T, Awano S, Fukuhara M, Sonoki K, Wakisaka M et al. Chewing ability and quality of life in an 80-year-old population. *J Oral Rehabil.* 2006; 33: 330-334

Books:

Fejerskov O, Kidd E. (eds) *Dental caries: The Disease and its Clinical Management.* Copenhagen: Blackwell Munksgaard; 2003.

We recommend the use of a tool such as [EndNote](#) or [Reference Manager](#) for reference management and formatting. EndNote reference styles can be searched for here: www.endnote.com/support/enstyles.asp . Reference Manager reference styles can be searched for here: www.refman.com/support/rmstyles.asp

5.4. Tables, Figures and Figure Legends

Tables: should be double-spaced with no vertical rulings, with a single bold ruling beneath the column titles. Units of measurements must be included in the column title.

Figures: All figures should be planned to fit within either 1 column width (8.0 cm), 1.5 column widths (13.0 cm) or 2 column widths (17.0 cm). Lettering on figures should be in a clear, sans serif typeface (e.g. Helvetica); if possible, the same typeface should be used for all figures in a paper. After reduction for publication, upper-case text and numbers should be at least 1.5-2.0 mm high (10 point Helvetica). After reduction symbols should be at least 2.0-3.0 mm high (10 point). In general, multi-part figures should be arranged as they would appear in the final version. Any special requirements (such as the separation distance of stereo pairs) should be clearly specified. Unnecessary figures and parts (panels) of figures should be avoided: data presented in small tables or histograms, for instance, can generally be stated briefly in the text instead. Figures should not contain more than one panel unless the parts are logically connected; each panel of a multipart figure should be sized so that the whole figure can be reduced by the same amount and reproduced on the printed page at the smallest size at which essential details are visible.

The vertical axis of histograms should not be truncated to exaggerate small differences. The line spacing should be wide enough to remain clear on reduction to the minimum acceptable printed size. Figures divided into parts should be labeled with a lower-case, boldface, roman letter, a, b, and so on, in the same typesize as used elsewhere in the figure. Lettering in figures should be in lower-case type, with the first letter capitalized. Units should have a single space between the number and the unit, and follow SI nomenclature or the nomenclature common to a particular field. Thousands should be separated by thin spaces (1 000). Unusual units or abbreviations should be spelled out in full or defined in the legend. Scale bars should be used rather than magnification factors, with the length of the bar defined in the legend rather than on the bar itself. In general, visual cues (on the figures themselves) are preferred to verbal explanations in the legend (e.g. broken line, open red triangles etc.)

Preparation of Electronic Figures for Publication: Although low quality images are adequate for review purposes, print publication requires high quality images to prevent the final product being blurred or fuzzy. Submit EPS (lineart) or TIFF (halftone/photographs) files only. MS PowerPoint and Word Graphics are unsuitable for printed pictures. Do not use pixel-oriented programmes. Scans (TIFF only) should have a resolution of 300 dpi (halftone) or 600 to 1200 dpi (line drawings) in relation to the reproduction size (see below). Please submit the data for figures in black and white or submit a colourwork agreement form. EPS files should be saved with fonts embedded (and with a TIFF preview if possible).

For scanned images, the scanning resolution (at final image size) should be as follows to ensure good reproduction: lineart: >600 dpi; half-tones (including gel photographs): >300 dpi; figures containing both halftone and line images: >600 dpi.

Further information can be obtained at Blackwell Publishing's guidelines for figures: www.blackwellpublishing.com/bauthor/illustration.asp

Permissions: If all or part of previously published illustrations are to be used, permission **must** be obtained from the copyright holder concerned. In most cases, this will be the original publisher of the material. It is the author's responsibility to obtain these in writing and provide copies to the Publishers.

Colour Charges: It is the policy of the *Journal of Oral Rehabilitation* for authors to pay the full cost for the reproduction of their colour artwork. Therefore, please note that if there is colour artwork in your manuscript when it is accepted for publication, Blackwell Publishing require you to complete and return a [Colour Work Agreement Form](#) before your paper can be published. The Colour Work Agreement Form should be returned to Production Editor Fiona Mcleod at Blackwell Publishing, 101 George Street, EH2 3ES Edinburgh, UK. Any article received by Blackwell Publishing with colour work will not be published until the form has been returned. If you are unable to access the internet, or are unable to download the form, please contact Fiona McLeod, the Production Editor of *Journal of Oral Rehabilitation* (e-mail: jor@oxon.blackwellpublishing.com).

Figure Legends: should be a separate section of the manuscript, and should begin with a brief title for the whole figure and continue with a short description of each panel and the symbols used; they should not contain any details of methods.

5.5. Supplementary Material

Publication in electronic formats has created opportunities for adding details or whole sections in the electronic version only. Authors need to work closely with the editors in developing or using such new publication formats.

Supplementary Material, such as data sets or additional figures or tables, that will not be published in the print edition of the journal, but which will be viewable via the online edition, can be submitted.

It should be clearly stated at the time of submission that the Supplementary Material is intended to be made available through the online edition. If the size or format of the Supplementary Material is such that it cannot be accommodated on the journal's Web site, the author agrees to make the Supplementary Material available free of charge on a permanent Web site, to which links will be set up from the journal's website. The author must advise Blackwell Publishing if the URL of the website where the Supplementary Material is located changes. The

content of the Supplementary Material must not be altered after the paper has been accepted for publication.

The availability of Supplementary Material should be indicated in the main manuscript by a paragraph, to appear after the References, headed "Supplementary Material" and providing titles of figures, tables, etc. In order to protect reviewer anonymity, material posted on the authors Web site cannot be reviewed. The Supplementary Material is an integral part of the article and will be reviewed accordingly.

6. AFTER ACCEPTANCE

Upon acceptance of a paper for publication, the manuscript will be forwarded to the Production Editor who is responsible for the production of the journal.

6.1 Proof Corrections

The corresponding author will receive an email alert containing a link to a web site. A working e-mail address must therefore be provided for the corresponding author. The proof can be downloaded as a PDF (portable document format) file from this site. Acrobat Reader will be required in order to read this file. This software can be downloaded (free of charge) from the following Web site: www.adobe.com/products/acrobat/readstep2.html. This will enable the file to be opened, read on screen, and printed out in order for any corrections to be added. Further instructions will be sent with the proof. Hard copy proofs will be posted if no e-mail address is available; in your absence, please arrange for a colleague to access your e-mail to retrieve the proofs. Proofs must be returned to the Production Editor within three days of receipt.

Excessive changes made by the author in the proofs, excluding typesetting errors, will be charged separately. Other than in exceptional circumstances, all illustrations are retained by the publisher. Please note that the author is responsible for all statements made in his work, including changes made by the copy editor.

6.2 Early Online Publication Prior to Print

Journal of Oral Rehabilitation is covered by Blackwell Publishing's OnlineEarly service. OnlineEarly articles are complete full-text articles published online in advance of their publication in a printed issue. OnlineEarly 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 OnlineEarly

articles means that they do not yet have volume, issue or page numbers, so OnlineEarly 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.

6.3 Online Production Tracking

Online production tracking is available for your article through 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 www.blackwellpublishing.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.

6.4 Author Material Archive Policy

Please note that unless specifically requested, Blackwell Publishing will dispose of all hardcopy or electronic material submitted two months after publication. If you require the return of any material submitted, please inform the editorial office or production editor as soon as possible.

6.5 Offprints and Extra Copies

A PDF offprint of the online published article will be provided free of charge to the corresponding author, and may be distributed subject to the Publisher's terms and conditions. Additional paper offprints may be ordered online. Please click on the following link, fill in the necessary details and ensure that you type information in all of the required fields: [Offprint.Cosprinters](#)

If you have queries about offprints please email offprint@cosprinters.com

6.6 Author Services

For more substantial information on the services provided for authors, please see [Blackwell Publishing Author Services](#).