

Leonardo Bueno Torcato

**Influência da carga oclusal parafuncional em próteses
implantossuportadas, variando-se a proporção
coroa/implante e o sistema de conexão protética. Estudo
pelo método dos elementos finitos tridimensionais**

ARAÇATUBA – SP

2013

Leonardo Bueno Torcato

**Influência da carga oclusal parafuncional em próteses
implantossuportadas, variando-se a proporção coroa/implante
e o sistema de conexão protética. Estudo pelo método dos
elementos finitos tridimensionais**

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

Orientador: Prof. Adj. Eduardo Piza Pellizzer

ARAÇATUBA – SP

2013

Dados Curriculares

Leonardo Bueno Torcato

Nascimento 08/11/1989 - Panorama/ São Paulo

Filiação José Vieira Torcato

Maria Cristina Bueno Torcato

2007/2010 Graduação em Odontologia

Faculdade de Odontologia de Araçatuba – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP

2010/2012 Especialização em Prótese Dentária

Associação Paulista de Cirurgiões-Dentistas regional de Araçatuba/SP – APCDA.

20011/2012 Obtenção dos créditos referentes ao Curso de Pós-Graduação em Odontologia, área de Prótese Dentária, nível Mestrado, Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP.

Dedicatória

Dedicatória

Dedicatória

Aos meus pais, José e Maria Cristina

Os responsáveis pela formação de meu caráter e pelas conquistas de minhas ambições. Vocês representam o meu amor puro e incondicional, meu carinho fraterno, meu orgulho e minha admiração pela maneira como se dedicam à família, ao trabalho e à prática de uma vida cristã. Despertam em mim, continuamente, o desejo de uma vida a ser traçada sobre os mesmos princípios. Muito obrigado por todas as oportunidades e, principalmente, por terem acreditado em mim.

Aos meus avós, João e Florinda (In memoriam)

Pelos incontestáveis momentos prazerosos de convivência e de aprendizado, os quais estão marcados em minha mente pela singularidade, preciosidade e nostalgia. Vivencio esses momentos furtados pelo acaso constantemente e sinto a presença de ambos durante os momentos difíceis da minha vida.

Aos meus irmãos, Eduardo e Elizabete

Pelo carinho fraterno, pelos momentos de convivência e pelo simples fato de completarem a minha família, tornando-a mais alegre, mais prazerosa e por permitirem que os 'elos familiares' sejam mais fortes.

Dedicatória

Aos meus sobrinhos, Pedro Henrique, Ana Caroline, Eloísa e Júlia

Por, simplesmente, fazerem com que eu me sentisse especial a cada retorno para a minha cidade durante os finais de semana.

Dedico esta Dissertação.

Agradecimentos Especiais

Agradecimentos Especiais

Agradecimentos Especiais

Ao meu orientador, Prof. Adj. Eduardo Piza Pellizzer

Agradeço a todas as oportunidades a que me foram concedidas desde que o conheci e que contribuíram, significativamente, não só para o desenvolvimento e a maturação da minha carreira profissional, quanto para o meu próprio crescimento intelecto-social.

Ao Prof. Ass. Dr. Fellippo Ramos Verri

Agradeço a sua efetiva participação e dedicação para com o presente trabalho, tanto na execução da parte experimental, quanto no auxílio constante e acompanhamento do mesmo.

Agradecimentos Especiais

Ao Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI, representado pelos **Professores Dr. Jorge Vicente Lopes da Silva e Dr. Pedro Yoshito Noritomi**, pelo valioso auxílio durante a execução da parte experimental do presente trabalho.

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

Ao **Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – CNPq**, pela oportunidade de bolsa de estudos.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP**, pelo auxílio financeiro durante o curso de Mestrado.

Agradecimientos

Agradecimientos

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, representada pela sua Diretora **Prof.^a Adj. Ana Maria Pires Soubhia**, pela oportunidade de realização do Curso de Mestrado em Odontologia.

À Coordenadora do Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, **Prof.^a Adj. Maria José Hitomi Nagata**, por incentivar os alunos e acreditar nos futuros pesquisadores.

Ao Corpo Docente do Curso de Pós-Graduação em Prótese Dentária, pelos ensinamentos e convivência compartilhados.

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

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

Aos técnicos de laboratório do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese: **Ana Marcelina, Carlos, Eduardo, Jânder** e às secretárias **Maria Lúcia e Magda**, por serem prestativos e estarem sempre dispostos a ajudar.

Agradecimentos

À minha eterna amiga **Carla**, pela forte amizade desde o primeiro ano de Graduação em Odontologia e que, felizmente, perdura até hoje, apesar do distanciamento em virtude dos compromissos de cada um. Sou extremamente grato a sua amizade sincera, ao seu 'ombro' amigo nos momentos difíceis, a sua companhia durante as aulas e momentos de estudos durante a graduação, aos momentos de descontração, lazer e festas. Desejo tudo o que há de melhor para você nessa próxima etapa que logo se inicia.

À minha querida amiga **Rosse Mary**, pela amizade recíproca, pela companhia, pelas risadas, pelas viagens e, indubitavelmente, pelo auxílio expressivo e o incentivo constante em meu crescimento profissional desde o início do meu estágio de iniciação científica até a finalização do meu curso de Mestrado. Nada disso seria possível sem a sua ajuda. Obrigado!

Aos meus queridos amigos **Aljomar** e **Rodrigo**, pela convivência agradável, pelos bons momentos compartilhados, pelo constante apoio, enfim, pela amizade fraterna que espero que perdure por toda a vida.

Agradecimentos

Aos meus amigos de Graduação em Odontologia: **Adriana Cabral, Amanda Matheus, Ana Flávia Signoreli, Camilla Dalcim, Ila Flávia Furbino, Jônatas Monteiro, Karina Morais, Marchelo Coser e Talita Begalli** pelas excelentes recordações da melhor etapa da minha vida!

Aos meus amigos da Pós-graduação: **Adhara Nóbrega, Agda Andreotti, Aldiéris Pesqueira, Aline Takamiya, Amália Moreno, Andressa Amoroso, Caroline Cantieri, Daniel Almeida, Douglas Monteiro, Joel Santiago, Marcela Haddad, Mayara Barbosa, Murillo Santos, Leonardo Faverani, Leonardo Vianna, Valentim Barão**, os quais permitiram com que a minha caminhada fosse amenizada e mais prazerosa.

Aos meus amigos de Especialização em Prótese Dentária: **Felipe Magri, Juliana Guimarães, Leonardo Lara, Lisiane Bannwart, Márcia Fregonezi e Maria Gabriela Calil**.

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

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

“Saiba que seu destino é traçado pelos seus próprios pensamentos e não por alguma força que venha de fora. O seu pensamento é a planta concebida por um arquiteto para construir um edifício denominado prosperidade. Você deve tornar o seu pensamento mais elevado, mais belo e mais próspero.”

Martin Luther King

Resumo Geral

Resumo Geral

Resumo Geral

Torcato, LB. Influência da carga oclusal parafuncional em próteses implantossuportadas, variando-se a proporção coroa/implante e o sistema de conexão protética. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais [Dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2013.

Resumo Geral

A condição de carga tem sido considerada o fator mais importante para a manutenção em longo-prazo da osseointegração e sucesso do tratamento reabilitador, portanto, é essencial otimizar a distribuição da carga mastigatória no complexo implante-coroa-parafuso. A proposta do presente estudo foi analisar, através do método dos elementos finitos tridimensionais, a influência do carregamento oclusal parafuncional, da proporção coroa/implante e da conexão protética (hexágono externo, hexágono interno e cone-morse) na distribuição das tensões em próteses unitárias implantossuportadas. Foram confeccionados cinco modelos tridimensionais com o auxílio de um scanner 3D MDX-20 e dos programas de modelagem gráfica: Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA) e SolidWorks 2010 (SolidWorks Corp, Massachusetts, USA). Cada modelo foi composto por um bloco ósseo proveniente da região molar mandibular, por um implante dentário (Conexão Sistema de Prótese Ltda, São Paulo, Brasil) e por coroa metalocerâmica com diferentes alturas: 10, 12.5 e 15 mm. Os modelos tridimensionais foram

Resumo Geral

exportados para o programa de elementos finitos FEMAP 10.1 (Noran Engineering, Inc., EUA), para estabelecimento das condições de contorno e geração da malha de elementos finitos. Aplicou-se uma carga funcional (200 N axial e 100 N oblíqua), bem como uma carga parafuncional (1000 N axial e 500 N oblíqua). A carga axial foi dividida em 4 pontos, localizados nas vertentes internas das cúspides, enquanto que a carga oblíqua foi dividida em 2 pontos, os quais localizaram-se nas vertentes internas das cúspides linguais. Os resultados foram visualizados por meio dos mapas de Tensão de von Mises e mapas de Tensão Máxima Principal. O carregamento parafuncional e o aumento da proporção coroa/implante induziram um aumento da área de distribuição e da magnitude das tensões no implante (região do hexágono, plataforma e primeiras roscas) e parafuso (pescoço). A conexão cônica interna proporcionou uma maior concentração de tensões no próprio sistema e menor no tecido ósseo. A cortical óssea apresentou maiores áreas de tensão por tração sob carregamento parafuncional oblíquo. Concluiu-se que: O carregamento parafuncional induziu um aumento médio de 4 vezes da magnitude das tensões no tecido ósseo em comparação com o carregamento funcional; o aumento da proporção coroa/implante induziu um aumento na concentração de tensões; a conexão cone-morse apresentou a situação biomecânica mais favorável; o comportamento da conexão externa foi o menos apropriado em relação ao tecido ósseo; o

Resumo Geral

tipo de carregamento apresenta-se como um fator de variação mais influente do que a proporção coroa/implante.

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

Abstract

Abstract

Abstract

Torcato, LB. Influence of parafunctional occlusal loading in implant-supported prostheses, by varying the crown/implant ratio and the prosthetic connection system. Study by the three-dimensional finite element method [Dissertation]. Araçatuba: UNESP - São Paulo State University; 2013.

Abstract

The load condition has been considered the most important factor for the long-term osseointegration maintenance and for the rehabilitation treatment success, then, it is essential to optimize the masticatory loading distribution on the implant-crown-screw complex. The purpose of this study was to analyze, through the 3D finite element method, the influence of parafunctional occlusal loading, the crown/implant ratio and the prosthetic connection (external hexagon, internal hexagon and morse-taper) on stress distribution in implant-supported single prostheses. Five 3D models were created with the aid of a 3D scanner MDX-20 and the graphical modeling softwares: Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, USA) and SolidWorks 2010 (SolidWorks Corp., Massachusetts, USA). Each model was composed of a bone block from the mandibular molar region, a dental implant (Conexão Sistema de Prótese Ltda, São Paulo, Brazil) and a metal-ceramic crown with different heights: 10, 12.5 and 15 mm. The 3D models were exported to the finite element software FEMAP 10.1 (Noran Engineering, Inc., USA) to have the boundary

Abstract

conditions established and the finite element meshes generated. A functional load (200 N axial and 100 N oblique) and a parafunctional load (1000 N axial and 500 N oblique) were applied on the occlusal surface of the crowns. The axial load was divided in four points located in the internal slope of the cusps, while the oblique load was divided into two spots, which were located in the internal slopes of the lingual cusps. The results were visualized through von Mises Stress and Maximum Principal Stress maps. The parafunctional load and the increased crown/implant ratio caused an increase in the distribution area and of the magnitude of the stresses in the implant (hexagon region, platform and first thread) and screw (neck). The conical internal connection provided a larger stress concentration in the implant system itself and smaller in the bone tissue. The cortical bone showed higher tensile stress areas under oblique parafunctional loading. It was concluded that: the parafunctional loading caused a 4-fold mean increase of the magnitude of the stresses in bone tissue in comparison to the functional loading; the crown/implant ratio increase induced an increase of stress concentration; the morse-taper connection presented the most favorable biomechanical situation; the external connection behaviour was the less suitable in relation to bone tissue; the kind of load presented itself as a variation factor more influential than the crown/implant ratio.

Keywords: Dental implantation; Dental prosthesis, implant-supported; Biomechanics, Finite element analysis.

Listas e Sumário

Listas e Sumário

Lista de Figuras

Capítulo 1

Figura 1 -	Malha de Elementos finitos.....	43
Figura 2 -	Implante (carga axial funcional).....	47
Figura 3 -	Implante (carga axial parafuncional).....	47
Figura 4 -	Implante (carga oblíqua funcional).....	49
Figura 5 -	Implante (carga oblíqua parafuncional).....	49
Figura 6 -	Parafuso (carga oblíqua funcional).....	50
Figura 7 -	Parafuso (carga oblíqua parafuncional).....	51
Figura 8 -	Osso cortical - vista oclusal (carga axial funcional).....	52
Figura 9 -	Osso cortical - vista oclusal (carga axial parafuncional).....	52
Figura 10 -	Osso cortical - vista oclusal (carga oblíqua funcional).....	52
Figura 11 -	Osso cortical - vista oclusal (carga oblíqua parafuncional)	53
Figura 12 -	Osso cortical - vista interna (carga axial funcional).....	53
Figura 13 -	Osso cortical - vista interna (carga axial parafuncional).....	54
Figura 14 -	Osso cortical - vista interna (carga oblíqua funcional).....	54
Figura 15 -	Osso cortical - vista interna (carga oblíqua parafuncional)	55

Capítulo 2

Figura 1 -	Malha de Elementos finitos.....	76
Figura 2 -	Implante (carga axial funcional).....	80
Figura 3 -	Implante (carga axial parafuncional).....	80
Figura 4 -	Implante (carga oblíqua funcional).....	81
Figura 5 -	Implante (carga oblíqua parafuncional).....	82
Figura 6 -	Parafuso (carga axial funcional).....	83
Figura 7 -	Parafuso (carga oblíqua funcional).....	83
Figura 8 -	Parafuso (carga axial parafuncional).....	85
Figura 9 -	Parafuso (carga oblíqua parafuncional).....	85
Figura 10 -	Osso cortical - vista oclusal (carga axial funcional).....	87
Figura 11 -	Osso cortical - vista oclusal (carga axial parafuncional).....	87
Figura 12 -	Osso cortical - vista oclusal (carga oblíqua funcional).....	87
Figura 13 -	Osso cortical - vista oclusal (carga oblíqua parafuncional).....	88
Figura 14 -	Osso cortical - vista interna (carga axial	

Lista de Figuras

	funcional).....	89
Figura 15 -	Osso cortical - vista interna (carga axial parafuncional).....	89
Figura 16 -	Osso cortical - vista interna (carga oblíqua funcional).....	89
Figura 17 -	Osso cortical - vista interna (carga oblíqua parafuncional).....	90

Anexo

Figura 1 -	Posicionamento do dente artificial com ajuda do paralelômetro.....	107
Figura 2 -	Resina acrílica incolor (Ortoclass, Artigos Odontológicos Clássico).....	108
Figura 3 -	Bloco de resina acrílica com dente artificial inserido.....	108
Figura 4 -	Coroa do dente artificial digitalizada.....	109
Figura 5 -	Coroa gerada no programa Rhinoceros 3D.....	109
Figura 6 -	Coroa finalizada com 20° de inclinação das cúspides.....	110
Figura 7A -	Vista oclusal da coroa parafusada	112
Figura 7B-	Imagem interna da coroa: estrutura metálica (NiCr) e espessura da Porcelana.....	112
Figura 8A -	Implante e coroa conectados.....	113
Figura 8B -	Ossos trabecular e cortical.....	113
Figura 8C-	Implante e coroa inseridos no osso.....	113
Figura 9 -	Malha de elementos finitos. Aplicação de carga oblíqua.....	117
Figura 10 -	Malha de elementos finitos. Aplicação de carga axial.....	117

Lista de Tabelas

Capítulo 1

Tabela 1 -	Especificações dos modelos.....	41
Tabela 2 -	Propriedades dos Materiais.....	44

Capítulo 2

Tabela 1 -	Especificações dos modelos.....	74
Tabela 2 -	Propriedades dos Materiais.....	77

Lista de Abreviaturas e Siglas

Lista de Abreviaturas e Siglas

MEF	-	Método dos Elementos Finitos
MPa	-	Mega Pascal
GPa	-	Giga Pascal
3 D	-	Tridimensional
N	-	Newton
mm	-	Milímetros
NiCr	-	Níquel-Cromo
C/I	-	Coroa/implante
TMXP	-	Tensão Máxima Principal

Sumário

1 INTRODUÇÃO GERAL.....	29
2 CAPÍTULO 1 – Efeito do carregamento parafuncional e da proporção coroa/implante na distribuição das tensões	34
2.1 RESUMO.....	35
2.2 INTRODUÇÃO.....	37
2.3 PROPOSIÇÃO.....	40
2.4 MATERIAL E MÉTODO.....	41
2.5 RESULTADOS.....	46
2.6 DISCUSSÃO.....	56
2.7 CONCLUSÃO.....	60
2.8 REFERÊNCIAS.....	61
3 CAPÍTULO 2 – Influência do carregamento parafuncional e do tipo de conexão protética na distribuição das tensões	67
3.1 RESUMO.....	68
3.2 INTRODUÇÃO.....	70
3.3 PROPOSIÇÃO.....	73
3.4 MATERIAL E MÉTODO.....	74
3.5 RESULTADOS.....	79
3.6 DISCUSSÃO.....	91
3.7 CONCLUSÃO.....	95
3.8 REFERÊNCIAS.....	96
ANEXOS.....	103
Anexo A - Detalhamento e Ilustrações da Metodologia: Confecção dos modelos.....	104
Anexo B - Normas das revistas selecionadas para a publicação dos artigos.....	118

1 Introdução Geral

1 Introdução Geral

Desde os estudos preliminares sobre osseointegração, os implantes dentários têm sido extensivamente utilizados para a reabilitação de pacientes totalmente e parcialmente edêntulos ao longo das últimas três décadas (Sahin et al., 2002). Devido a uma conexão rígida ao tecido ósseo, a mobilidade axial e lateral dos implantes é mínima, cerca de 3-5 μ m e 10-50 μ m respectivamente (Schulte et al., 1995). Por esse motivo, a aplicação de cargas funcionais induz tensões dentro do complexo implante-prótese, afeta o processo de remodelação óssea ao redor dos implantes (Bidez & Misch, 1992; Branemark, 1987) e quando aplicadas em locais diferentes e em determinadas direções, criam alavancas e promovem tensões e momentos de força no tecido ósseo (Duyck, et al., 2000).

Há um consenso de que a localização e a magnitude das cargas oclusais afetam a qualidade e a quantidade de tensões induzidas em todos os componentes do complexo osso-implante-prótese (Merickse-Stern, 2000). Em pacientes reabilitados com prótese sobre implante, o mecanismo proprioceptivo se dá através da osseopercepção, cuja sensibilidade tátil é baixa (Wada, 2001) e contribui para que a percepção

Introdução Geral

de força seja limitada para esses pacientes e favoreça a formação de sobrecarga nos implantes (Lobbezoo, 2006).

De acordo com Albrektsson et al. (1981), a condição de carga tem sido considerada um fator relevante para a manutenção em longo-prazo da osseointegração e sucesso do tratamento reabilitador. Além disso, a obtenção de estabilidade entre as diferentes partes do implante (Miyamoto et al., 2008) e a correta indicação do tipo de conexão protética para cada caso clínico se faz necessária. Segundo Sutter et al. (1998), a utilização de conexões internas transfere menos tensão aos implantes, quando submetidas a cargas oclusais e estudos relatam o sucesso da utilização desses sistemas em próteses unitárias (Levine et al., 1999). Por outro lado, implantes de hexágono externo em restaurações unitárias têm apresentado sucesso relativo e o afrouxamento do parafuso protético tem sido relatado como uma freqüente complicação (Scheller et al., 1998).

Uma forma de carregamento não-axial geralmente ocorre em próteses sobre implantes, quando há uma proporção coroa/implante (C/I) alta. Nesse cenário, a coroa atua como um braço de alavanca, a qual gera momentos de força e transfere tensões para crista óssea peri-implantar (Kitamura et al., 2004) que podem, eventualmente, resultar em perda óssea marginal (Misch et al., 2005) ou complicações técnicas dos componentes protéticos (Rangert et al., 1995). De acordo com Schulte (2007), a proporção coroa/raiz 1:1 é condição mínima aceitável para o

Introdução Geral

respectivo dente pilar e taxas maiores podem ser apenas consideradas, se associadas a fatores que diminuam as cargas oclusais aplicadas a esse pilar.

Dentre as parafunções orais, o bruxismo pode ser conceituado como uma desordem de movimento estereotipado do sistema mastigatório, caracterizado pelo ranger e o apertamento dentário durante o sono, assim como durante a vigília (Thorpy, 1990; Okeson, 1996). Essa parafunção pode transmitir forças para o tecido ósseo de suporte e resultar em cargas laterais destrutivas e, possivelmente, contribuir para uma potencial flexão por sobrecarga, desde que a magnitude e a frequência estejam ambas aumentadas por tal atividade (Rangert et al., 1995).

Biomecanicamente, as cargas parafuncionais geradas sobre os dentes naturais ou sobre os implantes dentários são caracterizadas por contatos oclusais repetitivos e constantes e têm sido consideradas nocivas para o sistema estomatognático (Ramfjord & Ash, 1971), cujos efeitos são dependentes da magnitude e direção de aplicação (Lobbezoo et al., 2006). Nesse sentido, Naert et al. (1992) indicou que a sobrecarga proveniente de hábitos parafuncionais parecem ser a causa mais provável para a perda dos implantes dentários e perda de osso marginal após carregamento.

Quando da presença de sobrecargas oclusais patológicas (acima de 4000 microstrain), o gradiente de tensão excede a tolerância

Introdução Geral

fisiológica do tecido ósseo e possibilita a formação de micro-fraturas na interface osso-implante (Lobbezoo, 2006). Dessa forma, adequada morfologia oclusal, utilização de placas interoclusais, redução da inclinação cuspídea, estabelecimento de guias de desoclusão favoráveis, monitoramento e ajustes oclusais são importante durante a reabilitação de pacientes portadores de parafunção, de acordo com KIM em 2005.

Os mecanismos responsáveis pelas falhas dos implantes e a literatura relativa à influência de vários fatores biomecânicos ainda não são totalmente conhecidos (Taylor et al., 2000), portanto, é necessário maior número de estudos, a fim de que sejam elucidadas as conseqüências clínicas e os limites protéticos para solucionar os casos reabilitadores com eficiência, frente à utilização de próteses sobre implantes em pacientes com alguma parafunção relativa ao sistema estomatognático.

Efeito do carregamento parafuncional e da proporção coroa/implante na distribuição das tensões

2.1 Resumo

Proposição: A proposta do presente estudo foi analisar, através do método dos elementos finitos tridimensionais, a influência do carregamento oclusal parafuncional e da proporção coroa/implante na distribuição das tensões em próteses unitárias implantossuportadas de hexágono externo.

Material e método: Foram confeccionados três modelos tridimensionais com o auxílio de um *scanner* 3D MDX-20 (Roland DG, São Paulo, Brasil) e dos programas de modelagem gráfica: Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA) e SolidWorks 2010 (SolidWorks Corp, Massachusetts, USA). Cada modelo foi composto por um bloco ósseo proveniente da região molar mandibular (densidade tipo III), por um implante dentário de tipo hexágono externo de 5.0 X 10.0 mm (Master, Conexão, São Paulo, Brasil) e por coroa metalocerâmica com diferentes alturas: 10, 12.5 e 15 mm. Os modelos tridimensionais foram exportados para o programa de elementos finitos NEiNastran 9.0 (Noran Engineering, Inc., EUA), para estabelecimento das condições de contorno e geração da malha de elementos finitos. Aplicou-se uma carga funcional (200 N axial e 100 N oblíqua), bem como uma carga parafuncional (1000 N axial e 500 N oblíqua). A carga axial foi dividida em 4 pontos, localizados nas vertentes

internas das cúspides, enquanto que a carga oblíqua foi dividida em 2 pontos, os quais localizaram-se nas vertentes internas das cúspides linguais.

Resultados: Os resultados foram visualizados por meio de mapas de Tensão de von Mises e mapas de Tensão Máxima Principal. O carregamento parafuncional induziu um aumento da área de distribuição e da magnitude das tensões no implante (região do hexágono, plataforma e primeiras roscas) e parafuso (pescoço) em comparação com o carregamento funcional. A cortical óssea apresentou maiores áreas de tensão por tração sob carregamento parafuncional oblíquo.

Conclusão: O aumento da proporção coroa/implante induziu um aumento na concentração de tensões, tanto nos componentes do implante, quanto na cortical óssea; o carregamento parafuncional induziu um aumento entre 4 – 5 vezes da magnitude das tensões no tecido ósseo em comparação com o carregamento funcional; o tipo de carregamento apresenta-se como um fator de variação mais influente do que a proporção coroa/implante.

2.2 Introdução*

A utilização de implantes dentários osseointegráveis para a reposição de dentes tem se tornado uma opção viável, especialmente na restauração de espaços desdentados unitários.¹ Apesar das altas taxas de sucesso e de sobrevivência, as próteses sobre implantes ainda estão sujeitas a complicações biomecânicas e biológicas.²

A sobrecarga oclusal, a proporção coroa/implante desfavorável, os cantilevers, a dimensão da mesa oclusal e os carregamentos não-axiais são alguns dos fatores protéticos que, frequentemente, implicam em falhas dos implantes dentários,³ por isso, uma adequada transferência de cargas oclusais para o tecido ósseo, através dos componentes, é considerado um fator importante para o sucesso das próteses do ponto de vista biomecânico.⁴

De acordo com Laney⁵, a proporção coroa/implante (C/I) refere-se à relação entre a altura da restauração e o comprimento do implante incorporado ao tecido ósseo. Diferentemente de dentes naturais, duas proporções coroa/implante podem ser definidas: proporção C/I anatômica, onde o fulcro da alavanca de primeiro grau se localiza na região da interface implante/abutment e proporção C/I clínica, localizada na região de contato osso/implante.⁶

Clinicamente, a reabsorção óssea apresenta dois sérios desafios para a Implantodontia: a ausência de quantidade suficiente de tecido

*O artigo está de acordo com as normas da revista *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* (Anexo B).

ósseo para a instalação de implantes e uma conseqüente alteração da dimensão vertical de oclusão, normalmente associada a problemas estéticos.⁷ Embora proporções coroa/implante entre 0.5 e 1 tenham sido propostas para prevenir tensões na região periimplantar e sua conseqüente perda óssea, assim como eventuais falhas dos implantes,⁸ nenhum guia de orientação clínica foi estabelecido ainda.⁹

Dessa forma, a utilização de implantes curtos em associação com a mandíbula atrófica tem sido considerada um fator de risco, devido à relação maxilo-mandibular aumentada, onde é necessária a instalação de coroas mais altas, o que favorece o surgimento de uma proporção coroa/implante desfavorável.^{10,11} Essa relação desfavorável pode resultar em cargas excessivas não-axiais que aumentam a probabilidade de momentos de força e tensões nos componentes protéticos e tecido ósseo da região cervical periimplantar.¹²

Complicações como afrouxamento do parafuso de retenção da coroa, fratura dos componentes protéticos, perda óssea cervical, além de microdeformações (entre 2000 e 3000 microstrain) ou microfraturas (acima de 4000 microstrain) na interface osso/implante relatadas em estudos com animais e humanos, são algumas das conseqüências da sobrecarga dos implantes,^{4,13} entretanto, deve-se ressaltar que a força oclusal máxima aplicada e tolerada variam muito de acordo com a posição do implante no arco, dos hábitos funcionais e/ou parafuncionais

(bruxismo) de cada indivíduo, assim como da natureza da dentição antagonista.¹⁴

Alguns autores têm sugerido que a influência da sobrecarga oclusal proveniente de hábitos parafuncionais como o bruxismo sobre os implantes dentários e seus componentes, proporciona um maior risco de complicações biológicas e biomecânicas em comparação a atividades mastigatórias fisiológicas,¹⁵ entretanto, de acordo com Lobbezoo¹⁶, ainda não há evidências científicas acerca desse assunto. Dentro desse contexto de estudos clínicos, o método dos elementos finitos tridimensionais pode ser utilizado como uma alternativa para a avaliação e previsão de áreas com maior potencial para falhas no complexo osso-implante-coroa.^{17,18}

2.3 Proposição

A proposta do presente estudo foi analisar, através do método dos elementos finitos tridimensionais, a influência da proporção coroa/implante (1; 1,25; 1,5) e do carregamento oclusal parafuncional (axial e oblíquo) na distribuição das tensões em próteses unitárias implantossuportadas de hexágono externo.

2.4 Material e Método

Para este estudo, foram confeccionados três modelos tridimensionais (Tabela 1), os quais foram representados por uma secção longitudinal da mandíbula, por um implante dentário de tipo hexágono externo (5.00 x 10 mm) e por prótese fixa implantossuportada unitária. As dimensões do bloco ósseo foram: 25.46 mm de altura, 13.81 mm de largura e 13.25 mm de espessura, composto por osso trabecular circundado por uma camada de 1 mm de osso cortical proveniente da região molar mandibular.

Tabela 1 - Especificações dos modelos

Modelo	Descrição
1	Implante unitário de 5.00 x 10 mm e coroa metalo-cerâmica de tipo UCLA parafusada. Altura de coroa: 10 mm
2	Implante unitário de 5.00 x 10 mm e coroa metalo-cerâmica de tipo UCLA parafusada. Altura de coroa: 12.5 mm
3	Implante unitário de 5.00 x 10 mm e coroa metalo-cerâmica de tipo UCLA parafusada. Altura de coroa: 15 mm

O programa InVesalius (CTI, São Paulo, Brasil) foi utilizado, para que a geometria tridimensional do osso trabecular e do osso cortical fosse

obtida a partir da recomposição de uma Tomografia Computadorizada da região molar mandibular. Posteriormente, a imagem foi exportada ao programa Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA) para simplificação da geometria e refinamento do desenho.

A partir de um implante de conexão externa (Master, Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, São Paulo, Brasil) foi simulada a geometria do implante, cujas dimensões foram: 5 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento, além de seu componente protético correspondente. O implante e componente tiveram geometrias simplificadas, através dos programas SolidWorks 2010 (SolidWorks Corp, Massachusetts, EUA) e Rhinoceros 3D 4.0.

A coroa metalocerâmica foi modelada sobre o componente protético e a superfície oclusal foi padronizada pelo uso da imagem escaneada da superfície (MDX-20, Roland DG, São Paulo, Brasil) de um molar inferior proveniente de um manequim odontológico (Odontofix Indústria e Comércio de Material Odontológico Ltda., Ribeirão Preto, São Paulo). As alturas das coroas dos modelos simulados variaram de acordo com as seguintes dimensões: 10, 12.5 e 15 mm.¹⁹ Após essa modelagem, o conjunto coroa-implante foi inserido, em posição centralizada, no bloco ósseo.

Assim que as imagens foram finalizadas, os modelos tridimensionais foram exportados para o pré e pós-processador de modelagem em elementos finitos FEMAP 10.0 (Siemens PLM Software

Inc., Santa Ana, CA, EUA). Neste programa, foram geradas as malhas de elementos finitos, onde o elemento sólido tetraédrico parabólico foi utilizado (Fig 1).

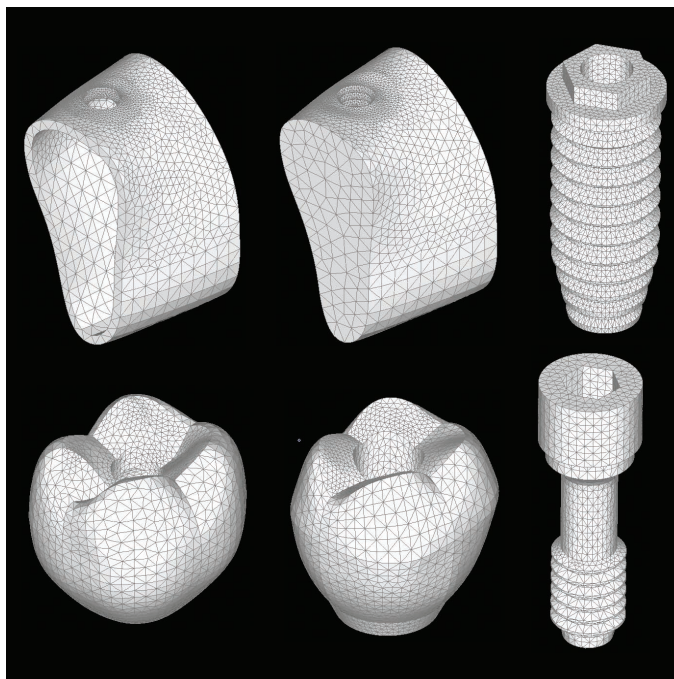


FIGURA 1. Malha de Elementos Finitos

As propriedades mecânicas correspondentes de cada material utilizado foram incorporadas às malhas, utilizando-se valores obtidos da literatura²⁰⁻²³ (Tabela 2). Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. Embora seja possível a utilização de uma carga dinâmica para essa metodologia, a opção pela carga estática deveu-se à facilidade para a análise das tensões, visto que testes virtuais mais complexos requerem materiais considerados anisotrópicos, não-lineares e heterogêneos.¹⁷

Tabela 2 - Propriedades dos Materiais

Estrutura	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Referências
Osso Trabecular	1,37	0,30	Sevimay et al (2005) ²⁰
Osso Cortical	13,7	0,30	Sertgoz (1997) ²¹
Titânio (abutment, implante)	110,0	0,35	Sertgoz (1997) ²¹
Liga Ni-Cr	206,0	0,33	Hojjatie & Anusavice (1987) ²²
Porcelana Feldspática	82,8	0,35	Eraslam et al (2005) ²³

Os contatos entre porcelana/metal, componente protético/parafuso, implante/osso cortical, implante/osso trabecular, osso cortical/osso trabecular e implante/parafuso foram considerados como colados, enquanto que o contato entre coroa/implante foi considerado como justaposto. As condições de contorno foram estabelecidas e as superfícies laterais dos ossos cortical e trabecular foram fixadas nos três eixos (x, y e z), enquanto todo o restante do conjunto estava livre de restrições.

Uma carga axial total de 200N e uma carga oblíqua total de 100N foram aplicadas em pontos pré-determinados na superfície oclusal das coroas, valores esses baseados na literatura.²³ Além disso, foram aplicadas uma carga axial de 1000N e oblíqua de 500N, com o intuito de simular forças parafuncionais, especificamente bruxismo.²⁴ Essas cargas foram divididas entre as vertentes triturantes internas das cúspides (4 pontos pré-determinados para a carga axial e 2 para a carga oblíqua, levando em consideração que esses últimos estavam localizados nas cúspides linguais), na modalidade de força por área, em uma área aproximada de 0,17 mm².

Em seguida, a análise gerada no programa FEMAP 10.0 foi exportada, para que o cálculo do problema matemático simulado fosse resolvido pelo programa NEi Nastran 9.2 (Noran Engineering, Inc., EUA). Posteriormente, os resultados foram visualizados por meio de Mapas de Tensão von Mises e Tensão Máxima Principal, individualizados em cada modelo proposto. Todas as etapas descritas anteriormente foram executadas em uma estação de trabalho (HP Z200, Hewlett-Packard Company., Palo Alto, California, EUA).

2.5. Resultados

Os critérios de interpretação dos resultados para o presente estudo foram baseados em análises de tensão von Mises (aplicado para resistência estática de materiais ductéis) e Tensão Máxima Principal (TMXP) (aplicado para materiais frágeis, como as estruturas ósseas). No que se refere à análise de TMXP, os valores positivos estão relacionados a tensões por tração, enquanto os valores negativos a tensões por compressão.

Mapas de Tensão von Mises

Implante

As figuras 2A, 2B e 2C mostram os mapas de tensão sob carregamento axial funcional. Áreas de tensão de mediana intensidade (2,5 - 3 MPa) foram observadas entre a plataforma e a primeira rosca do implante e na região ao redor do parafuso nos três modelos analisados, entretanto, os modelos 2 e 3 (Figs 2B e 2C) apresentaram maiores áreas de tensão da mesma magnitude (1 – 3 MPa). Já sob carregamento parafuncional, o modelo 1 (Fig 3A) apresentou tensões na região das roscas de ambos os lados, ao nível do parafuso, além da região apical do implante, enquanto os modelos 2 e 3 (Figs 3B e 3C) apresentaram um padrão de distribuição de tensões semelhante, no qual a região das roscas do lado esquerdo e região ocupada pelo parafuso apresentaram uma maior concentração de tensões. As mais altas tensões

concentraram-se na região das roscas do implante e do parafuso e estão compreendidas entre 6,667 - 20 MPa.

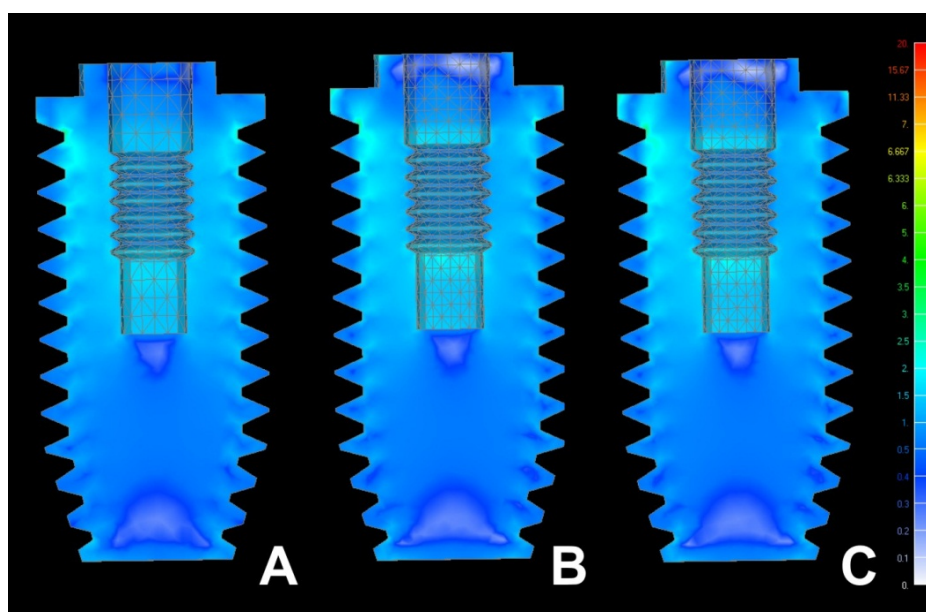


FIGURA 2A, 2B e 2C - Implante (carga axial funcional)

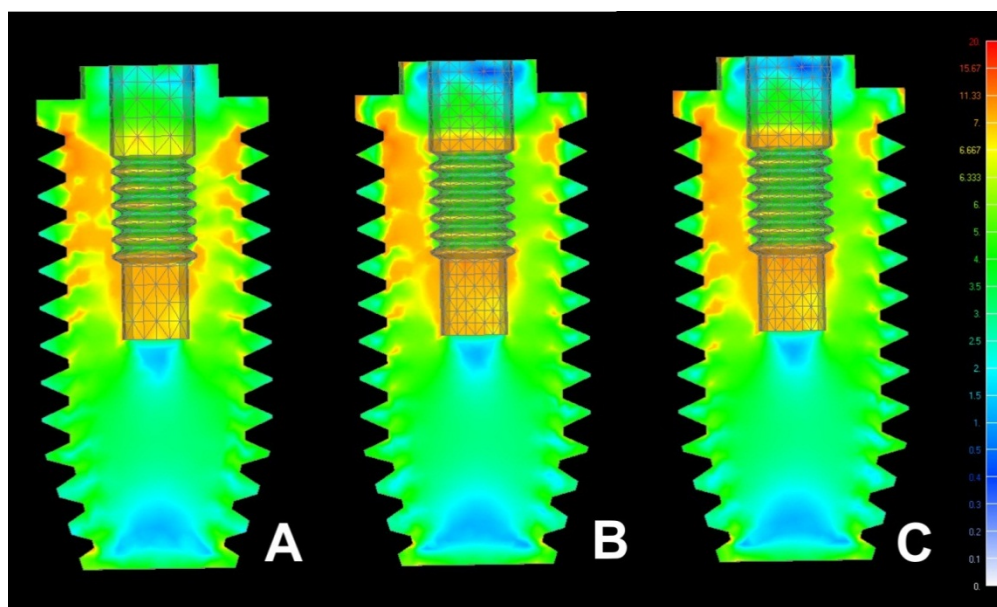


FIGURA 3A, 3B e 3C - Implante (carga axial parafuncional)

Sob carregamento oblíquo funcional, os modelos (Figs. 4A, 4B e 4C) apresentaram um padrão de distribuição de tensões semelhante, caracterizado por áreas de tensão de mediana intensidade localizadas na região do hexágono e plataforma do implante do mesmo lado da aplicação da carga, bem como nas primeiras roscas do lado contralateral. A área e a intensidade da tensão foram maiores para o modelo 3 (Fig 4C) e variaram entre 30 - 66,67 MPa. Sob carregamento parafuncional, houve uma concentração de tensões de alta intensidade na região das roscas e da plataforma do implante do lado oposto da aplicação da carga para os três modelos (Figs 5A, 5B e 5C). Uma tendência a propagação das tensões de alta intensidade foi observada desde a região do hexágono e porção coronária do parafuso até região das roscas de ambos os lados. O modelo 3 (Fig 5C) apresentou a maior concentração de tensões. Os valores de tensão de alta intensidade variaram entre 66,67 - 200 MPa.

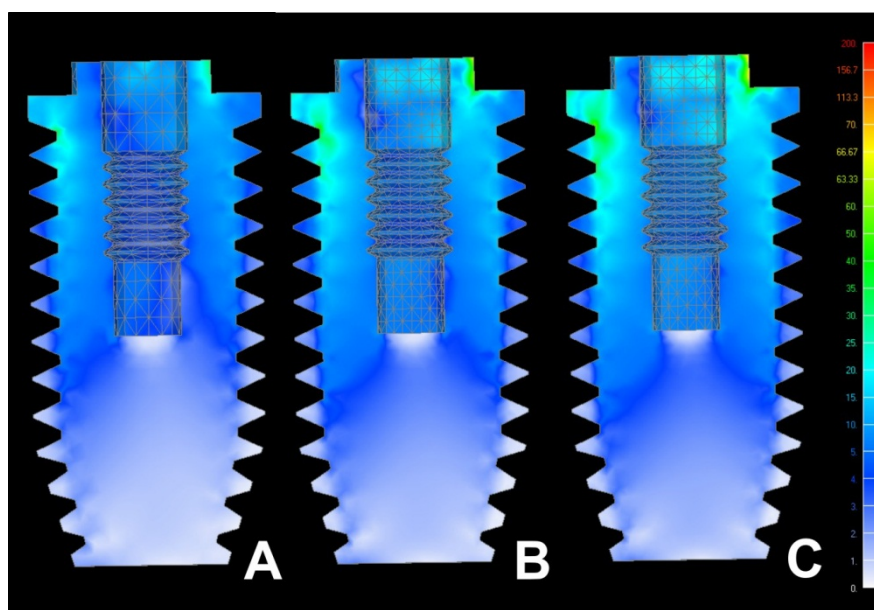


FIGURA 4A, 4B e 4C - Implante (carga oblíqua funcional)

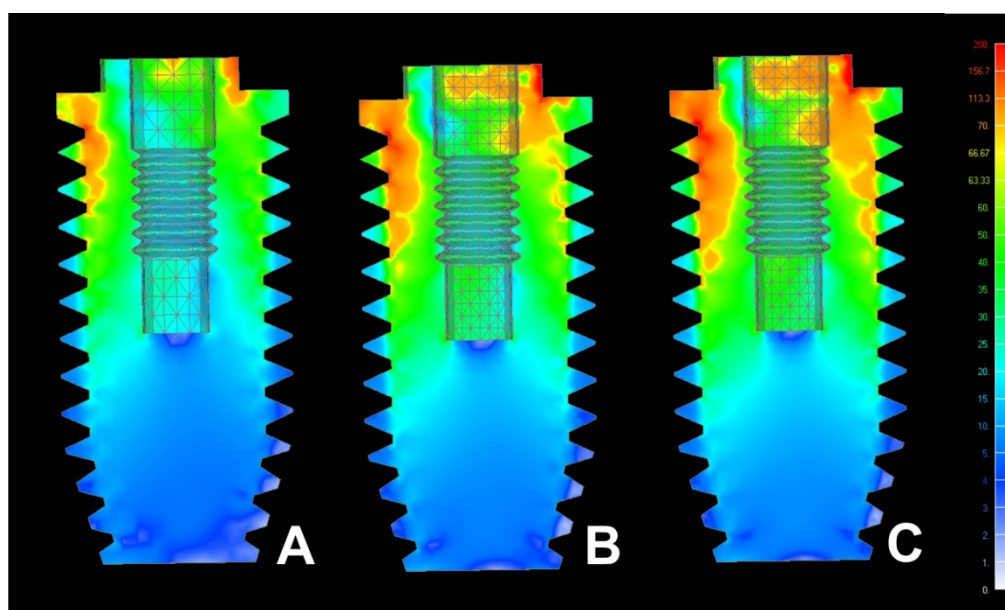


FIGURA 5A, 5B e 5C - Implante (carga oblíqua parafuncional)

Parafuso

A distribuição das tensões no parafuso de retenção da coroa foi semelhante entre os três modelos, tanto sob carregamento axial funcional, quanto axial parafuncional. A mais alta tensão localizou-se em

uma pequena área ao nível da última rosca do parafuso, cuja faixa de tensão variou entre 2 - 3 MPa sob carregamento funcional e entre 6,667 - 20 MPa sob carregamento parafuncional.

Sob carregamento oblíquo funcional, os três modelos também apresentaram o mesmo padrão de distribuição de tensões (Figs 6A, 6B e 6C) e a mais alta tensão estendeu-se desde a base da cabeça do parafuso até a primeira rosca do mesmo lado da aplicação da carga (15 - 30 MPa) no modelo 3 (Fig 6C). Sob carregamento parafuncional (Figs 7A, 7B e 7c), as tensões de mediana intensidade localizaram-se em ambos os lados na região do pescoço do parafuso, ao redor das roscas, além de uma pequena área de tensão de alta intensidade do mesmo lado da aplicação da carga, porém, essas áreas foram maiores para os modelos 2 e 3 (Figs 7B e 7C). Os valores de tensão de alta intensidade variaram entre 66,67 - 200 MPa.

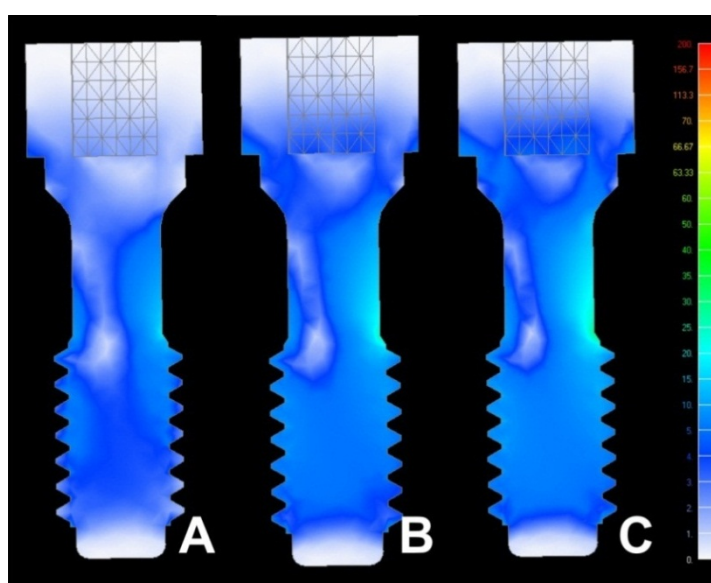


FIGURA 6A, 6B e 6C - Parafuso (carga oblíqua funcional)

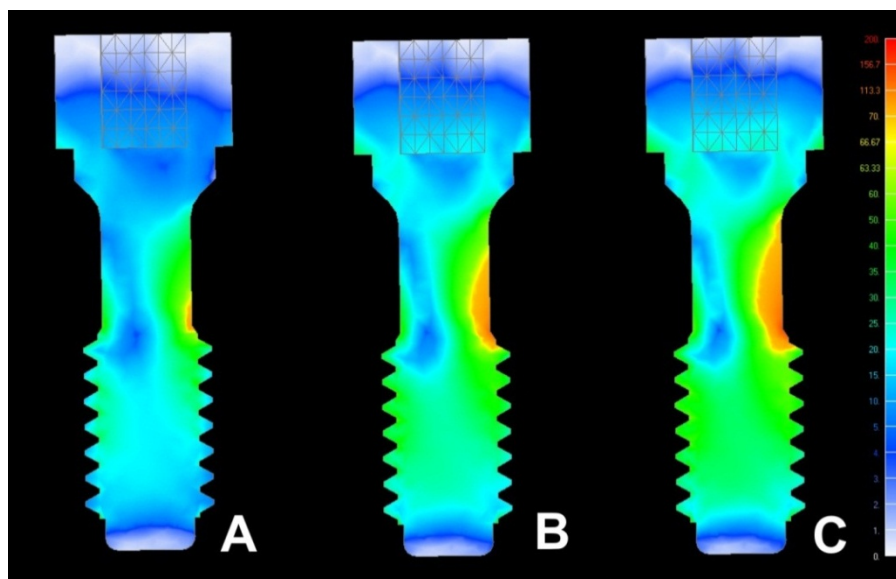


FIGURA 7A, 7B e 7C - Parafuso (carga oblíqua parafuncional)

Mapas de Tensão Máxima Principal

Osso Cortical

Observou-se que o padrão de distribuição das tensões foi semelhante entre as três estruturas analisadas em uma vista oclusal, tanto sob carregamento axial funcional (Figs 8A, 8B e 8C), quanto parafuncional (Figs 9A, 9B e 9C), porém, com magnitudes e concentrações de tensão diferentes. Os modelos 1 (Figs 8A e 9A) apresentaram a maior concentração de tensões por tração (0,167 - 1 MPa e 0,833 - 10 MPa, respectivamente), enquanto os modelos 2 e 3 (Figs 8B e 8C) (Figs 9B e 9C) apresentaram áreas de tensão por compressão mais extensas ao redor da plataforma do implante.

Sob carregamento oblíquo, deve-se ressaltar que o aumento progressivo da altura da coroa, visualizado pela comparação dos modelos 1, 2 e 3 (Figs 10A, 10B e 10C) (Figs 11A, 11B e 11C), induziu não só um

aumento das áreas de tensão por tração do mesmo lado da aplicação da carga (2,5 - 25 MPa e 8,333 - 100 MPa, respectivamente), como também de áreas de tensão por compressão do lado contra-lateral, porém, em maior escala sob carregamento parafuncional.

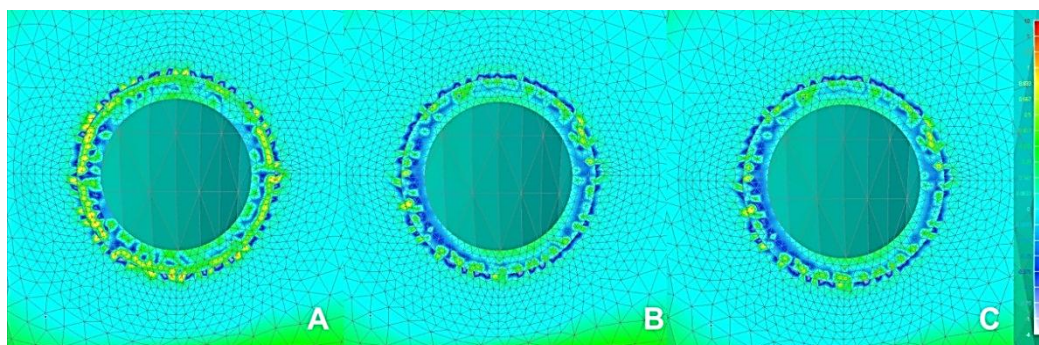


FIGURA 8A, 8B e 8C - Osso cortical - vista oclusal (carga axial funcional)

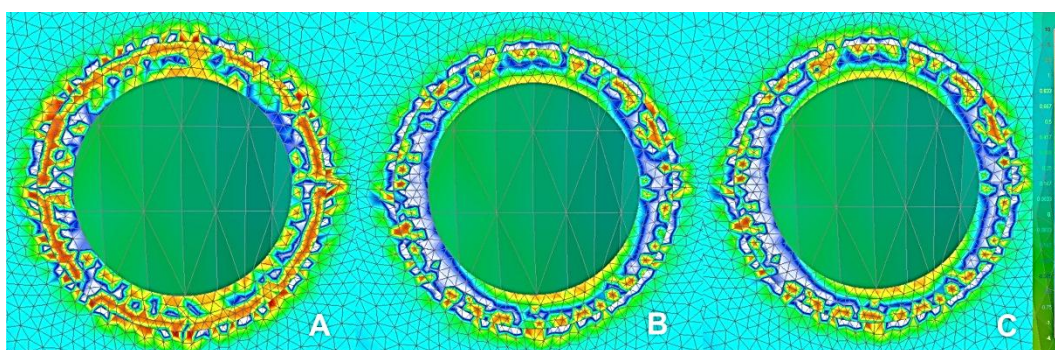


FIGURA 9A, 9B e 9C - Osso cortical - vista oclusal (carga axial parafuncional)

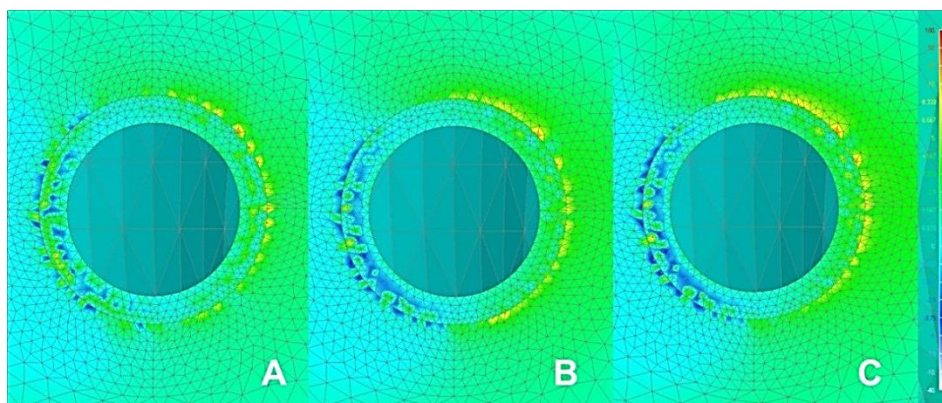


FIGURA 10A, 10B e 10C - Osso cortical - vista oclusal (carga oblíqua funcional)

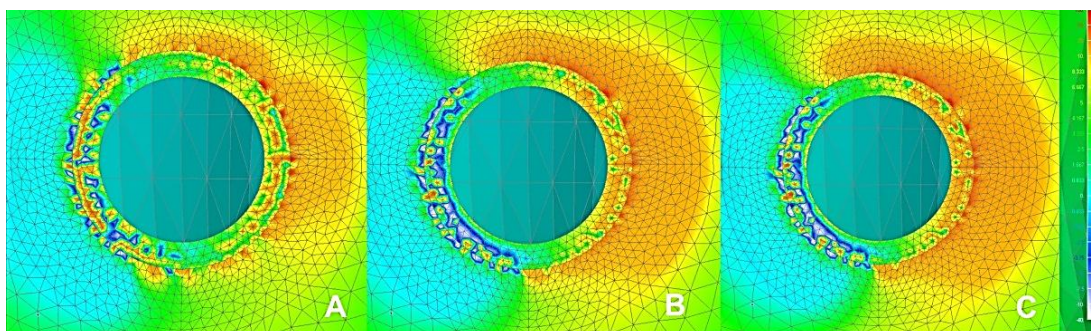


FIGURA 11A, 11B e 11C – Osso cortical – vista oclusal (carga oblíqua parafuncional)

Em uma vista interna, os três modelos analisados (Figs 12A, 12B e 12C e Figs 13A, 13B e 13C) apresentaram o mesmo padrão de distribuição de tensões. As tensões por tração localizaram-se ao redor da plataforma do implante, principalmente nas áreas proximais e os valores de tensão variaram entre 0,833 - 2,5 MPa para a carga funcional e entre 0,833 - 10 MPa para a carga parafuncional.

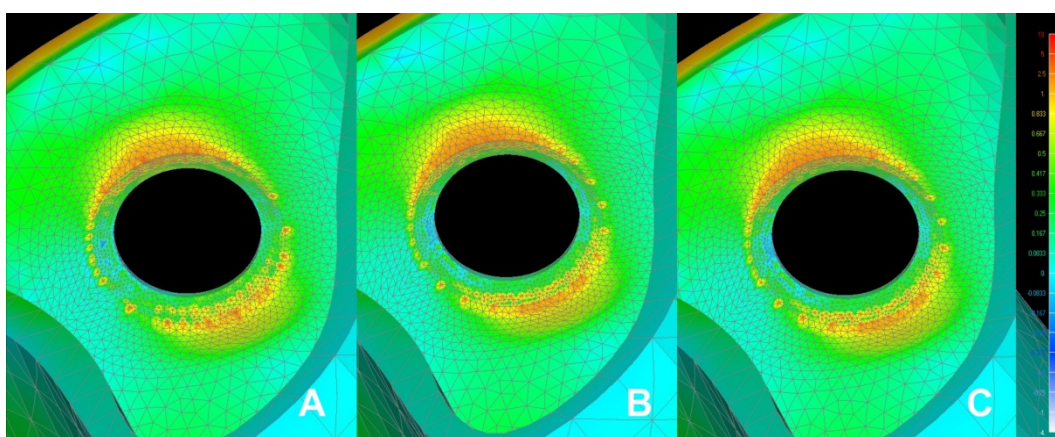


FIGURA 12A, 12B e 12C - Osso cortical - vista interna (carga axial funcional)

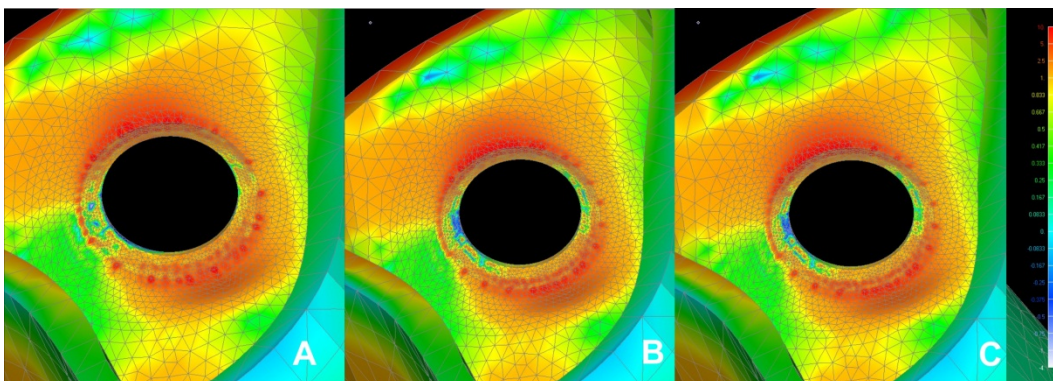


FIGURA 13A, 13B e 13C – Osso cortical – vista interna (carga axial parafuncional)

Sob carregamento oblíquo funcional (Figs 14A, 14B e 14C) e parafuncional (Figs 15A, 15B e 15C), as áreas de tensões por tração concentraram-se do lado oposto da aplicação da carga, enquanto as área de tensão por compressão do lado contra-lateral (2,5 - 8,333 MPa e 8,333 - 100 MPa, respectivamente). Deve-se ressaltar que, quando do carregamento parafuncional, a área de tensão por tração aumentou progressivamente com o aumento da coroa, portanto, o modelo 3 (Fig 15C) apresentou a maior concentração de tensões.

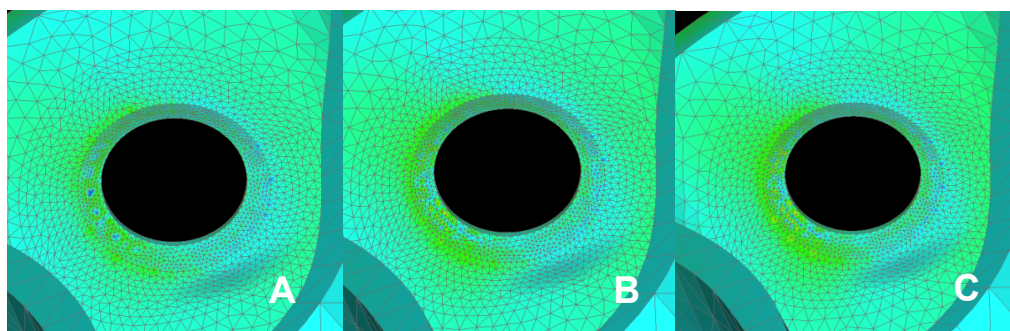


FIGURA 14A, 14B e 14C - Osso cortical - vista interna (carga oblíqua funcional)

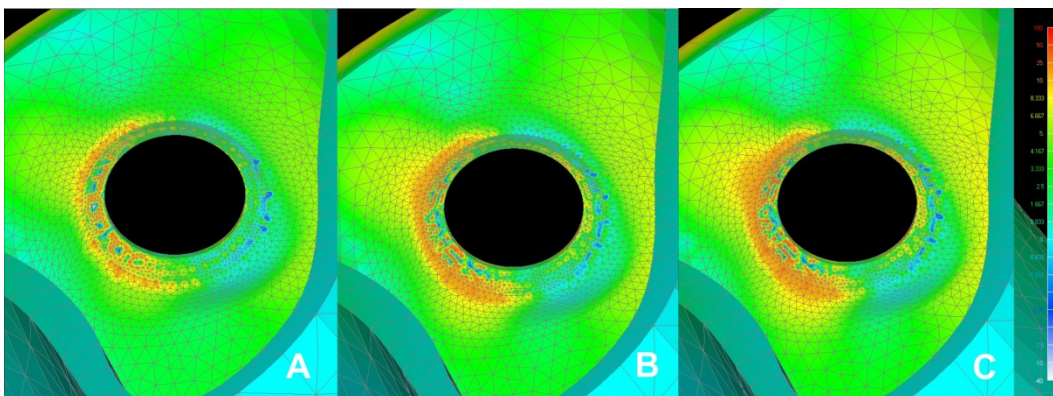


FIGURA 15A, 15B e 15C – Osso cortical – vista interna (carga oblíqua parafuncional)

Osso Trabecular

Em uma vista frontal, tensões por tração foram observadas na ponta das roscas ao longo de todo o corpo do implante, das quais a maior magnitude localizou-se ao nível da primeira rosca sob carregamento axial funcional (0,417 – 1 MPa) e parafuncional (0,833 – 10 MPa). Por outro lado, sob carregamento oblíquo, essas tensões concentraram-se, principalmente, do lado oposto da aplicação da carga e apresentaram magnitudes muito maiores no carregamento parafuncional (2,5 – 4,167 MPa) do que no carregamento funcional (0,833 – 1,667 MPa).

2.6 Discussão

A utilização de implantes de comprimento igual ou menor do que 10 mm associados a um tratamento de superfície permitiu que a taxa de sucesso e de sobrevivência fosse similar àquelas dos implantes mais longos.^{25,26} Entretanto, de acordo com Rangert et al⁸, essa abordagem poderia resultar em uma proporção coroa/implante (C/I) aumentada da restauração final e, conseqüentemente, em um maior risco de perda óssea marginal.

De acordo com o presente estudo, o aumento da proporção C/I não causou diferenças significativas sob carregamento funcional axial e oblíquo, entretanto, Misch et al¹⁹ relataram que a altura da coroa representa um fator potencialmente mais significativo relacionado a proporção C/I, visto que induz um cantilever vertical, onde as forças não-axiais são proporcionalmente intensificadas (a cada 1 mm, as tensões aumentam em 20%).

Além disso, outros estudos baseados na metodologia de elementos finitos colaboram com as evidências do presente estudo, pelo fato de que a proporção C/I representa um fator biomecânico relacionado à concentração de tensões ao nível dos componentes protéticos e da crista óssea marginal.^{27,28} Esses achados anteriores podem ser explicados pelo alto módulo de elasticidade da cortical óssea e sua menor superfície de contato com o implante dentário,^{20,29} fundamentados pelo princípio da

engenharia, em que as tensões de maiores magnitudes são observadas na região de primeiro contato entre dois materiais (osso/implante).³⁰

Não obstante, estudos clínicos retrospectivos^{9,31,32} e prospectivos^{6,14,33} que avaliaram os efeitos de fatores biomecânicos sobre próteses implantossuportadas unitárias e esplintadas, sugeriram que a proporção C/I não representa um fator influente sobre a estabilidade do tecido ósseo marginal, como também não está relacionado às falhas do implante, nem da prótese.³² Os resultados favoráveis observados pelos autores anteriores podem ser devidos à utilização de implantes de conexão interna ou associados à esplintagem em alguns casos e a uma proporção C/I média de 1,5.

Em uma revisão sistemática de Naert et al³⁴, os autores relataram que os efeitos potenciais da sobrecarga sobre o tecido periimplantar poderiam ser analisados, eticamente, através de estudos animais e muito poucos estudos clínicos obtidos da literatura científica atual apresentam um elevado grau de confiabilidade dos dados obtidos, dessa forma, não há uma relação estabelecida de causa-efeito entre as cargas parafuncionais e falha dos implantes. Apesar do exposto, Chvartsaid et al³⁵ relataram a hipótese da periimplantite e da sobrecarga, na qual a perda óssea marginal e a falha dos implantes dependem de mecanismos similares, porém, a ocorrência de uma ou de outra situação está diretamente relacionada com a magnitude do trauma.

Apesar das divergências entre os autores, diferenças observadas no padrão de distribuição de tensões, no que se refere ao tipo de carregamento e direção da carga, podem ser explicadas pelo fato de que a simulação de uma atividade parafuncional (bruxismo) associada a cargas não-axiais poderiam causar uma sobrecarga oclusal dos implantes dentários, de seus componentes¹⁶ e do tecido ósseo adjacente, visto que os momentos de forças são muito maiores do que aqueles gerados em uma atividade funcional. No presente estudo, o carregamento parafuncional, especialmente sob direção oblíqua, induziu um aumento de aproximadamente 33% da tensão de von Mises e de 60% da tensão Máxima Principal.

Adicionalmente, o carregamento parafuncional do implante com proporção C/I de 1,5 (coroa com 15 mm de altura), o qual representa a pior situação biomecânica do presente estudo, provocou um aumento aproximado de 6X na magnitude das tensões tanto nos componentes, quanto no tecido ósseo. Entretanto, de acordo com Misch et al³⁶ apenas uma altura de coroa maior do que 15 mm é considerada biomecanicamente desfavorável, visto que as tensões periimplantares geradas poderiam causar afrouxamento ou fratura do parafuso, perda óssea marginal, fratura da prótese, falha e até mesmo fratura do implante.

No que se referem às complicações da conexão externa, o parafuso de retenção da coroa apresenta-se como o ponto mais frágil do complexo implante/prótese,^{37,38} também confirmado pelo resultados

obtidos com o presente estudo, nos quais foi observado uma maior concentração de tensões no pescoço do parafuso como efeito contrário ao deslocamento da coroa (contato justaposto entre coroa e implante), especialmente quando da simulação de atividade parafuncional oblíqua.

Extrapolando clinicamente os resultados discutidos anteriormente, seria plausível mencionar que em certas situações clínicas, onde a utilização de implantes de 4 mm de diâmetro é necessário devido ao limite ósseo, associado a outros fatores de risco já abordados, como a proporção coroa/implante aumentada e o carregamento parafuncional, poderiam comprometer a longevidade e a previsibilidade dos tratamentos reabilitadores, justamente por que as tensões dissipadas nos componentes e no tecido ósseo, indubitavelmente, seriam muito maiores.

2.7 Conclusão

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

- O aumento da proporção coroa/implante induziu um aumento na concentração de tensões, tanto nos componentes do implante, quanto na cortical óssea;

- O carregamento parafuncional induziu um aumento entre 4 – 5 vezes da magnitude das tensões no tecido ósseo em comparação com o carregamento funcional;

- O tipo de carregamento apresenta-se como um fator de variação mais influente do que a proporção coroa/implante.

2.8 Referências

1. Lang NP, Salvi GE. Implants in restorative dentistry. Chapter 52. In: Lindhe J, Lang NP (eds). *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. 5th edition, Oxford: UK:Blackwell Munksgaard, 2008:1138-1145.
2. Kreissi ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:720-726.
3. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: Clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:26-35.
4. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:8-18.
5. Laney WR. *Glossary of Oral and Maxillofacial Implants*. International Team for Implantology. 1st Edition, Berlin: Quintessence Publishing, 2007.
6. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clin Oral Implants Res* 2007;17:707-714.
7. Gómez-Polo M, Bartens F, Sala L, Tamini F, Celemín A, del Rio J. The Correlation Between Crown-Implant Ratios and Marginal Bone Resorption: A Preliminary Clinical Study. *Int J Prosthodont* 2010;23:33-37.

-
8. Rangert B, Sennerby L, Meredith N, Brunski J. Design, maintenance and biomechanical considerations in implant placement. *Dent Update* 1997;24:416-420.
 9. Birdi H, Schulte J, Kovacs A, Weed M, Chuang S-K. Crown-to-Implant Ratios of Short-Length Implants. *J Oral Implantol* 2010;6:425-433.
 10. Blanes RJ. To what extent does the crown–implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:67-72.
 11. Rossi F, Ricci E, Marchetti C, Lang NP, Botticelli D. Early loading of single crowns supported by 6-mm-long implants with a moderately rough surface: a prospective 2-year follow-up cohort study. *Clin Oral Implants Res* 2010;21:937-943.
 12. English CE. Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants. *Implant Dent* 1993;2:221-242
 13. Stanford CM, Brand RA. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modelling and remodelling. *J Prosthet Dent* 1999;81:553-561.
 14. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of Prosthetic Parameters on the Survival and Complication Rates of Short Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:275-282.
 15. Vanden Bogaerde L, Pedretti G, Dellacasa P, Mozzati M, Rangert B. Early function of splinted implants in maxillas and posterior mandibles using Branemark system machined-surface implants: an 18-month

prospective clinical multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5:21-27.

16. Lobbezoo F, Brouwers JEIG, Cune MS, Naeije M. Dental implants in patients with bruxing habits. *J Oral Rehabil* 2006;33:152-159.

17. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-598.

18. Akour SN, Fayyad MA, Nayfeh JF. Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. *Implant Dent* 2005;14:77-80.

19. Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dent* 2005;14:108-116.

20. Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite-element study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;73:140-147.

21. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997;10:19-27.

22. Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J Dent Res* 1987;66:1493-1498.

23. Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures – a finite element analysis. *J Oral Rehab* 2005;32:273-278.

-
24. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 2004;92:523-530.
 25. Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Branemark PI. Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Branemark implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;2:184-189.
 26. Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7:S104-S110.
 27. Murat Sütpideler, Steven E. Eckert, Mark Zobitz, Kai-Nan An. Finite Element Analysis of Effect of Prosthesis Height, Angle of Force Application, and Implant Offset on Supporting Bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:819-825.
 28. Sotto-Maior BS, Senna PM, da Silva WJ, Rocha EP, Del Bel Cury AA. Influence of crown-to-implant ratio, retention system, restorative material, and occlusal loading on stress concentrations in single short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:e13-e18.
 29. Juodzbalys G, Kubilius R, Eidukynas V, Raustia AM. Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant Dent* 2005;14:166-175.
 30. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants:

considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:401-412.

31. Schulte J, Flores AM, Weed M. Crown to-implant ratios of single tooth implant-supported restorations. *J Prosthet Dent* 2007;98:1-5.

32. Urdaneta RA, Rodriguez S, McNeil DC, Weed M, Chuang SK. The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking taper implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:729-743.

33. Rokni S, Todescan R, Watson P, Pharoah M, Adegbenbo AO, Deporter D. An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:69-76.

34. Naert I, Duyck J, Vandamme K. Occlusal overload and bone/implant Loss. *Clin. Oral Implants Res* 2012;23:95-107.

35. Chvartsaid D, Koka S, Zarb G. Osseointegration failure. In: Zarb G, Albrektsson T, Baker G. et al., (eds). *Osseointegration: on continuing synergies in surgery, prosthodontics, biomaterials*. Chicago: Quintessence, 2008:157-164.

36. Misch CE, Steingra J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: A multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol* 2006;77:1340-1347.

37. Binon P. Implants and Components: Entering the New Millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:77-93.

38. Segundo RMH, Oshima HMS, Silva INL, Júnior LHB, Mota EG, Coelho LFB. Stress distribution on external hexagon implant system using 3D finite element analysis. Acta Odontol Latinoam 2007;20:79-81.

Influência do carregamento parafuncional e do tipo de conexão protética na distribuição das tensões

3.1 Resumo

Proposição: A proposta do presente estudo foi analisar, através do método dos elementos finitos tridimensionais, a influência do carregamento oclusal parafuncional e da conexão protética na distribuição das tensões em próteses unitárias implantossuportadas

Material e método: Foram confeccionados três modelos tridimensionais com o auxílio de um *scanner* 3D MDX-20 (Roland DG, São Paulo, Brasil) e dos programas de modelagem gráfica: Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA) e SolidWorks 2010 (SolidWorks Corp, Massachusetts, USA). Cada modelo foi composto por um bloco ósseo proveniente da região molar mandibular (densidade tipo III), por um implante dentário de tipo hexágono externo, hexágono interno ou cone-morse (Master, Conexão, São Paulo, Brasil) e por coroa metalocerâmica de altura padronizada em 12.5 mm. Os modelos tridimensionais foram exportados para o programa de elementos finitos NElNastran 9.0 (Noran Engineering, Inc., EUA), para estabelecimento das condições de contorno e geração da malha de elementos finitos. Aplicou-se uma carga funcional (200 N axial e 100 N oblíqua), bem como uma carga parafuncional (1000 N axial e 500 N oblíqua). A carga axial foi dividida em 4 pontos, localizados nas vertentes internas das cúspides, enquanto que a carga

Capítulo 2

oblíqua foi dividida em 2 pontos, os quais localizaram-se nas vertentes internas das cúspides linguais.

Resultados: Os resultados foram visualizados por meio de mapas de Tensão de von Mises e mapas de Tensão Máxima Principal. O carregamento parafuncional produziu um aumento na concentração de tensões em todas as estruturas analisadas, principalmente em direção não-axial. A conexão interna cônica proporcionou uma menor concentração de tensões na cortical óssea e uma distribuição mais uniforme no osso trabecular, ao passo que menores valores de Tensão von Mises foram observados no próprio implante hexágono externo e no parafuso do implante hexágono interno.

Conclusão: O implante cone-morse apresentou a situação biomecânica mais favorável sob ambos os tipos de carregamento e de direção da carga; o comportamento biomecânico do implante de conexão externa foi o menos aceitável em relação ao tecido ósseo; o carregamento parafuncional induziu um aumento entre 3 – 4 vezes da magnitude das tensões no tecido ósseo em comparação com o carregamento funcional.

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

Capítulo 2

3.2 Introdução*

A condição de carga das próteses implantossuportadas, identificada como um dos fatores mais importantes para a manutenção da osseointegração em longo-prazo (Duyck et al. 2001), tem sido sugerida para o sucesso e longevidade do tratamento reabilitador (Attard & Zarb 2004).

Embora inevitáveis, as falhas tardias dos implantes parecem estar relacionadas, sobretudo, às complicações biomecânicas dos componentes do sistema (Taylor et al. 2000), tais como a fratura da porcelana, o afrouxamento do parafuso, a fratura da infraestrutura, a perda de retenção da coroa cimentada e até mesmo a fratura do implante (Bragger et al. 2001).

Ao contrário dos dentes naturais, a ausência de um ligamento periodontal ao redor dos implantes dentários, responsável pelo amortecimento das cargas oclusais e propriocepção (Chaichanasiri et al., 2009), proporciona uma conexão rígida dos mesmos ao tecido ósseo, exemplificada pela reduzida mobilidade axial e lateral (3-5 μ m e 10-50 μ m respectivamente) (Schulte et al. 1995), além de mecanismos de feedback proprioceptivos limitados dos músculos elevadores da mandíbula.

Fisiologicamente, a baixa percepção da força de mordida com pequenas magnitudes dos pacientes portadores de próteses implantossuportadas resulta, normalmente, em uma maior tendência de

*O artigo está de acordo com as normas da revista *Clinical Oral Implants Research* (Anexo B).

Capítulo 2

sobrecarga oclusal, o que pode causar perdas ósseas marginais e falhas dos implantes (Kim et al. 2005).

Apesar de que o limite fisiológico dos maxilares humanos ainda seja desconhecido (Sahin et al. 2002), o carregamento dinâmico excessivo ou sobrecarga, manifestado pela aplicação de cargas repetidas, pode causar grandes deformações (acima 2000 – 3000 microstrain) (Stanford & Brand 1999), micro-fraturas na interface osso/implante (acima de 4000 microstrain) (Roberts 1993), como também uma diminuição da densidade óssea ao redor da plataforma do implante e levar a defeitos ósseos (Duyck et al. 2001).

Interessantemente, tem sido sugerido que a perda óssea marginal é dependente de uma série de fatores, incluindo as características de superfície da plataforma do implante (Peñarrocha et al. 2004) e a conexão protética (Farronato et al. 2012). Dessa forma, a estabilidade da conexão entre as diferentes partes do implante também contribui para a longevidade da prótese implantossuportada, principalmente quando de restaurações unitárias em regiões posteriores, onde uma engrenagem resistente entre o intermediário e o implante é necessária (Theoharidou et al. 2007).

O sistema Branemark, caracterizado pela configuração hexagonal externa, foi desenvolvido, preferencialmente, para facilitar a inserção do implante a fornecer um mecanismo anti-rotacional para os clínicos (Branemark et al. 1985). Apesar de sua reversibilidade e compatibilidade

Capítulo 2

com diferentes sistemas, apresenta uma limitada efetividade, quando submetido a cargas não-axiais (Weinberg 1993), além da possibilidade de ocorrência de micromovimentos do intermediário que causam instabilidade da interface protética, formação de *gap*, afrouxamento do parafuso ou até mesmo fratura por fadiga, em virtude da altura reduzida do hexágono (Gracis et al. 2012).

Com o objetivo de reduzir ou eliminar os problemas biomecânicos inerentes à configuração hexagonal externa, sistemas de conexões alternativos, baseados na oposição entre as paredes dos implantes e dos intermediários foram desenvolvidas: a conexão cônica com uma angulação variando entre 8-11° (Ehrelí et al. 2004) e a conexão hexagonal interna (Lang et al. 2003).

É sabido que há uma escassez de estudos laboratoriais que tenham avaliado a influência da carga parafuncional em próteses sobre implantes, principalmente, quando da variação da conexão protética. Devido ao fato de que a metodologia dos elementos finitos tridimensionais proporciona uma previsibilidade das áreas e/ou pontos de maiores potenciais para a falha após a aplicação de cargas, esse método mostra-se como uma alternativa para a avaliação das falhas mecânicas no complexo implante-intermediário-parafuso dentro do contexto de estudos clínicos (Geng et al. 2001; Akour et al. 2005).

Capítulo 2

3.3 Proposição

O objetivo do presente estudo foi analisar, através do método dos elementos finitos tridimensionais, a influência do carregamento parafuncional e da conexão protética na distribuição das tensões.

Capítulo 2

3.4 Material e Método

Para este estudo, foram confeccionados três modelos tridimensionais (tabela 1), os quais foram representados por uma secção longitudinal da mandíbula, por um implante dentário de tipo hexágono externo, hexágono interno ou cone-morse (5.00 X 10 mm) e por prótese fixa implantossuportada unitária. As dimensões do bloco ósseo foram: 25.46 mm de altura, 13.81 mm de largura e 13.25 mm de espessura, composto por osso trabecular circundado por uma camada de 1 mm de osso cortical proveniente da região molar mandibular.

Tabela 1 - Especificações dos modelos

Modelo	Descrição
1	Implante unitário de <i>hexágono externo</i> (5.00 x 10 mm) e coroa metalo-cerâmica de tipo UCLA parafusada. Altura de coroa: 12.5 mm
2	Implante unitário de <i>hexágono interno</i> (5.00 x 10 mm) e coroa metalo-cerâmica de tipo UCLA parafusada. Altura de coroa: 12.5 mm
3	Implante unitário de <i>cone-morse</i> (5.00 x 10 mm) e coroa metalo-cerâmica de tipo UCLA cimentada. Altura de coroa: 12.5 mm

O programa InVesalius (CTI, São Paulo, Brasil) foi utilizado, para que a geometria tridimensional do osso trabecular e do osso cortical fosse obtida a partir da recomposição de uma Tomografia Computadorizada da

Capítulo 2

região molar mandibular. Posteriormente, a imagem foi exportada ao programa Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA) para simplificação da geometria e refinamento do desenho.

A partir dos implantes de conexão externa e de conexão interna do tipo hexagonal e cone-morse (Master, Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, São Paulo, Brasil), foram simulados as geometrias dos implantes, cujas dimensões foram: 5 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento, além de seu componente protético correspondente. O implante e o componente tiveram geometrias simplificadas, através dos programas SolidWorks 2010 (SolidWorks Corp, Massachusetts, EUA) e Rhinoceros 3D 4.0.

A coroa metalocerâmica foi modelada sobre o componente protético e a superfície oclusal foi padronizada pelo uso da imagem escaneada da superfície (MDX-20, Roland DG, São Paulo, Brasil) de um molar inferior proveniente de um manequim odontológico (Odontofix Indústria e Comércio de Material Odontológico Ltda., Ribeirão Preto, São Paulo). A altura da coroa utilizada manteve-se padronizada a 12.5 mm para os três modelos. Deve-se ressaltar que a camada de cimento entre a coroa e o intermediário do implante cone-morse não foi modelada, por que é fisicamente semelhante àquela relatada na literatura (Kong et al. 2008). Após essa modelagem, o conjunto coroa-implante foi inserido, em posição centralizada, no bloco ósseo.

Capítulo 2

Assim que as imagens foram finalizadas, os modelos tridimensionais foram exportados para o pré e pós-processador de modelagem em elementos finitos FEMAP 10.0 (Siemens PLM Software Inc., Santa Ana, CA, EUA). Neste programa, foram geradas as malhas de elementos finitos, onde o elemento sólido tetraédrico parabólico foi utilizado.

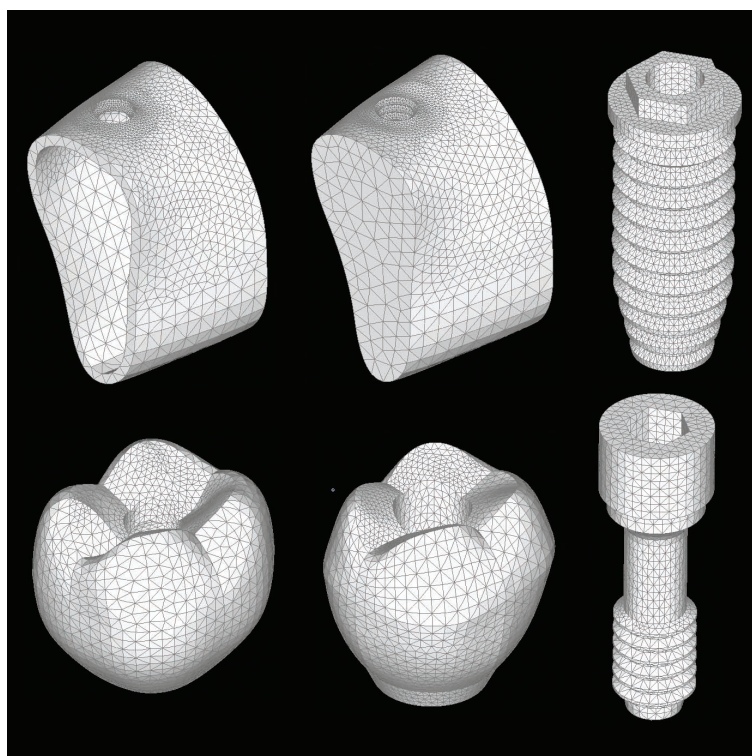


Fig. 1. Malha de Elementos Finitos

As propriedades mecânicas correspondentes de cada material utilizado foram incorporadas às malhas, utilizando-se valores obtidos da literatura (tabela 2). Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. Embora seja possível a utilização

Capítulo 2

de uma carga dinâmica para essa metodologia, a opção pela carga estática deve-se à facilidade para a análise das tensões, visto que testes virtuais mais complexos requerem materiais considerados anisotrópicos, não-lineares e heterogêneos (Geng et al. 2001).

Tabela 2 - Propriedades dos Materiais

Estrutura	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Referências
Osso Trabecular	1,37	0,30	Sevimay (2005)
Osso Cortical	13,7	0,30	Sertgoz (1997)
Titânio (abutment, implante)	110,0	0,35	Sertgoz (1997)
Liga Ni-Cr	206,0	0,33	Hojjatie & Anusavice (1987)
Porcelana Feldspática	82,8	0,35	Eraslam (2005)

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

Capítulo 2

justaposto. As condições de contorno foram estabelecidas e as superfícies laterais dos ossos cortical e trabecular foram fixadas nos três eixos (x, y e z), enquanto todo o restante do conjunto estava livre de restrições.

Uma carga axial total de 200N e uma carga oblíqua total de 100N foram aplicadas em pontos pré-determinados na superfície oclusal das coroas, valores esses baseados na literatura (Morneburg et al. 2002). Além disso, foram aplicadas uma carga axial de 1000N e oblíqua de 500N, com o intuito de simular forças parafuncionais, especificamente bruxismo (Bozkaya et al. 2004). Essas cargas foram divididas entre as vertentes triturantes internas das cúspides (4 pontos pré-determinados para a carga axial e 2 para a carga oblíqua, levando em consideração que esses últimos estavam localizados nas cúspides linguais), na modalidade de força por área, em uma área aproximada de 0,17 mm².

Em seguida, a análise gerada no programa FEMAP 10.0 foi exportada, para que o cálculo do problema matemático simulado fosse resolvido pelo programa NEi Nastran 9.2 (Noran Engineering, Inc., EUA). Posteriormente, os resultados foram visualizados por meio de Mapas de Tensão von Mises e Mapas de Tensão Máxima Principal, individualizados em cada modelo proposto. Todas as etapas descritas anteriormente foram executadas em uma estação de trabalho (HP Z200, Hewlett-Packard Company., Palo Alto, California, EUA).

Capítulo 2

3.5. Resultados

Os critérios de interpretação dos resultados para o presente estudo foram baseados em análises de tensão von Mises (aplicado para resistência estática de materiais ductéis) e Tensão Máxima Principal (TMXP) (aplicado para materiais frágeis, como as estruturas ósseas). No que se refere à análise de TMXP, os valores positivos estão relacionados a tensões por tração, enquanto os valores negativos a tensões por compressão.

Mapas de Tensão von Mises

Implante

A maior área de concentração de tensões foi localizada na região correspondente ao parafuso sob carregamento axial funcional e aumentou em área e intensidade na seguinte ordem crescente: hexágono externo, hexágono interno e cone-morse, respectivamente (figs. 2A, 2B e 2C). O implante cone-morse (fig. 2C) apresentou a maior concentração de tensões da mais alta intensidade, localizada principalmente na interface implante/intermediário e na plataforma do implante, cujos valores variaram entre 5 - 11,33 MPa. Sob carregamento parafuncional, os implantes de conexão interna (figs. 3B e 3C) apresentaram uma faixa de tensões da mais alta intensidade (6,667 e 20 MPa), porém, a maior concentração dessas tensões ocorreu no implante cone-morse (fig. 3C),

Capítulo 2

principalmente na região do parafuso, paredes laterais da conexão e adjacências.

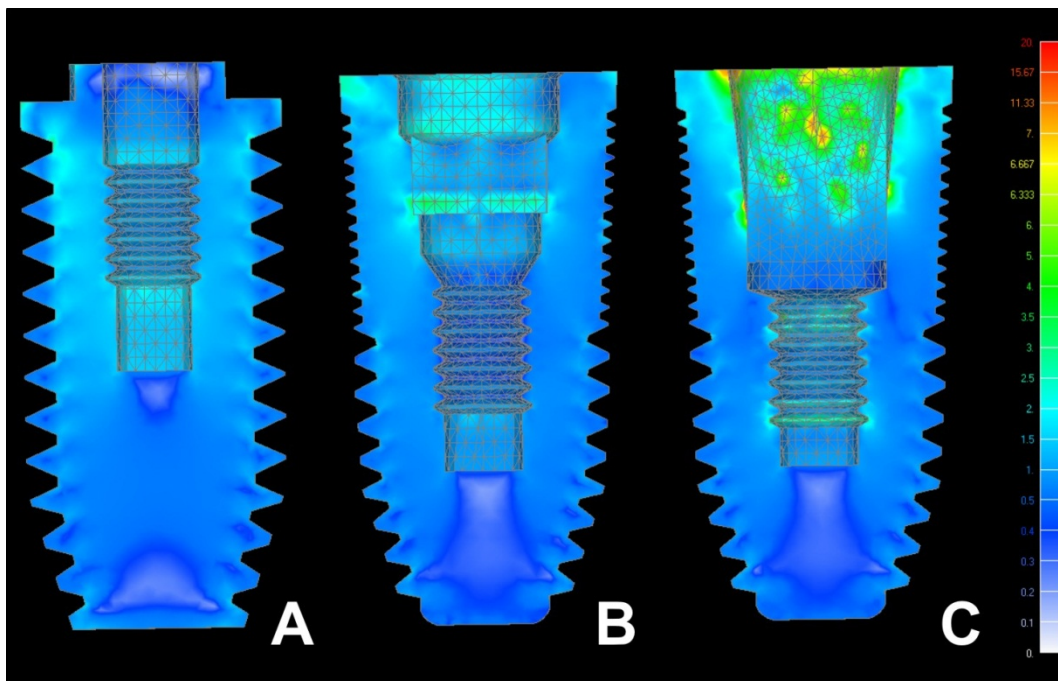


FIGURA 2A, 2B e 2C - Implante (carga axial funcional)

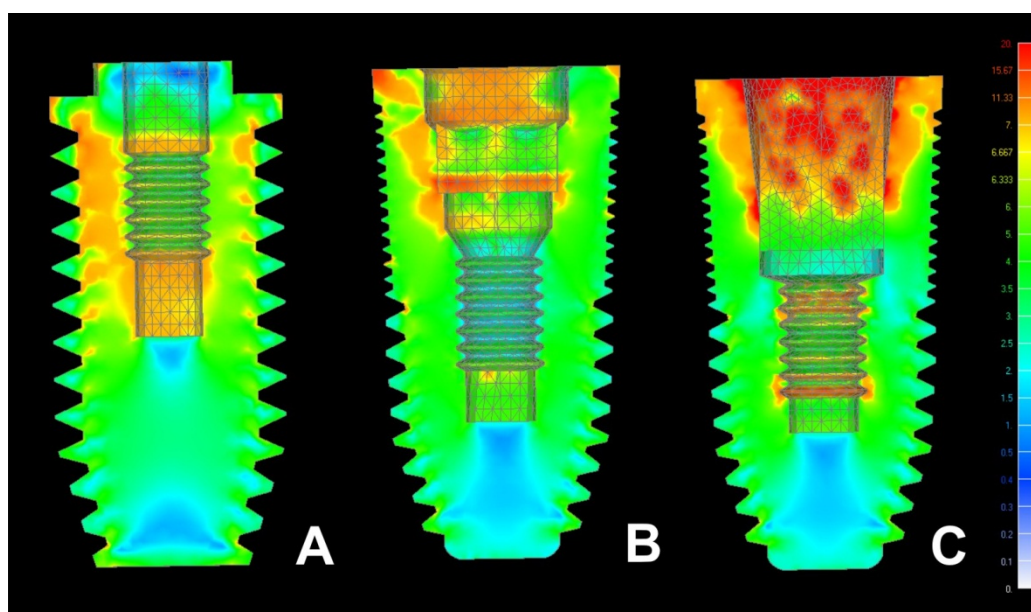


FIGURA 3A, 3B e 3C - Implante (carga axial parafuncional)

Capítulo 2

Os três modelos (figs. 4A, 4B e 4C) apresentaram altas tensões ao nível da plataforma e da junção implante/intermediário sob carregamento oblíquo funcional, porém, essa área foi maior e localizada bilateralmente para o implante cone-morse (fig. 4C). Além disso, os implantes de conexão interna (figs. 4B e 4C) apresentaram as mais altas tensões, cujos valores variaram entre 63,33 - 200 MPa. Sob carregamento parafuncional, os três implantes (figs. 5A, 5B e 5C) apresentaram uma faixa de tensão compreendida entre 70 e 200 MPa, a qual representa a tensão de maior magnitude. Essas tensões concentraram-se, principalmente, na região ocupada pelo parafuso, plataforma do implante e adjacências do lado oposto da aplicação da carga, além da região do hexágono no implante de conexão externa.

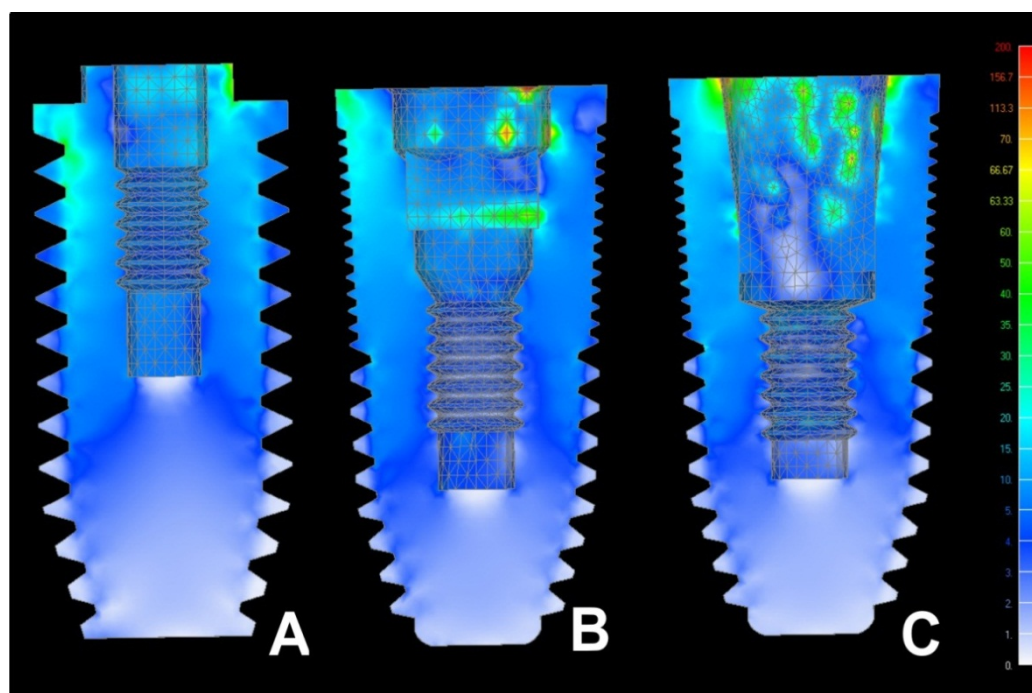


FIGURA 4A, 4B e 4C - Implante (carga oblíqua funcional)

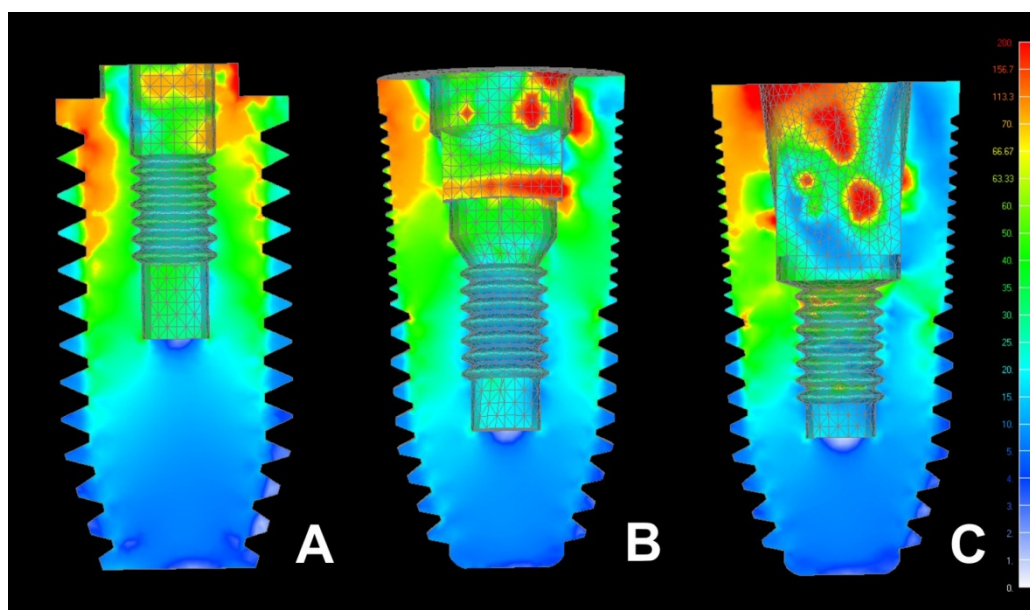


FIGURA 5A, 5B e 5C - Implante (carga oblíqua parafuncional)

Parafuso

Os modelos de conexão externa e de hexágono interno (figs. 6A, 6B e 7A, 7B) apresentaram um padrão de distribuição de tensões semelhante e de baixos valores de tensão, tanto sob carregamento axial funcional (0,1 - 1MPa), quanto oblíquo funcional (1 – 25 MPa). Na direção de aplicação não-axial, os modelos 1 e 2 (figs. 7A e 7B) apresentaram tensões localizadas do lado da aplicação da carga que se estenderam desde a base da cabeça do parafuso até a região das roscas. Por outro lado, o modelo de conexão cone-morse (figs. 6C e 7C) apresentou a mais alta intensidade de tensão localizada nas paredes laterais do parafuso, principalmente ao nível mais coronário sob ambas as direções de aplicação de carga (6,667 – 20 MPa; 66,67 – 200 MPa, respectivamente)

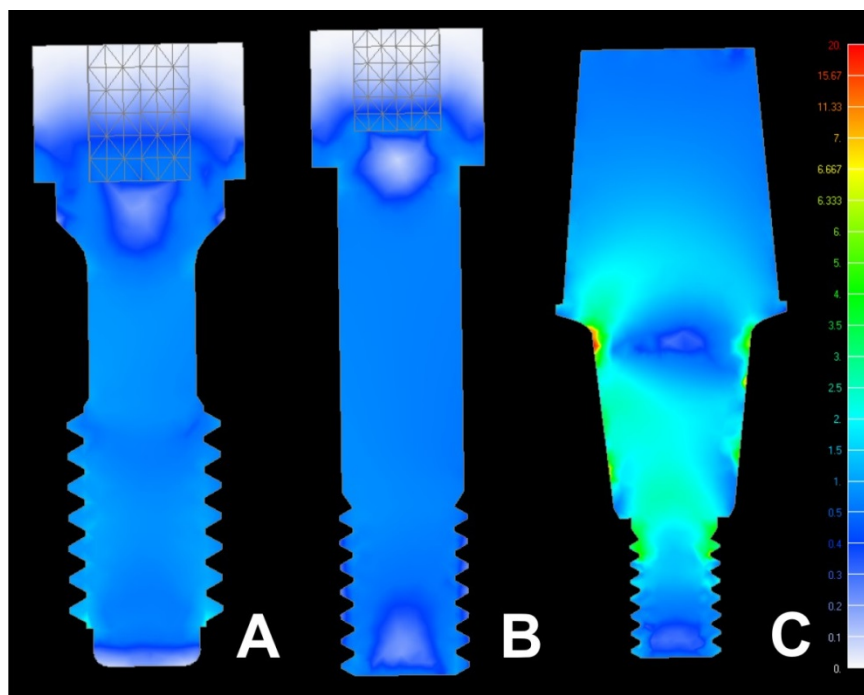


FIGURA 6A, 6B e 6C - Parafuso (carga axial funcional)

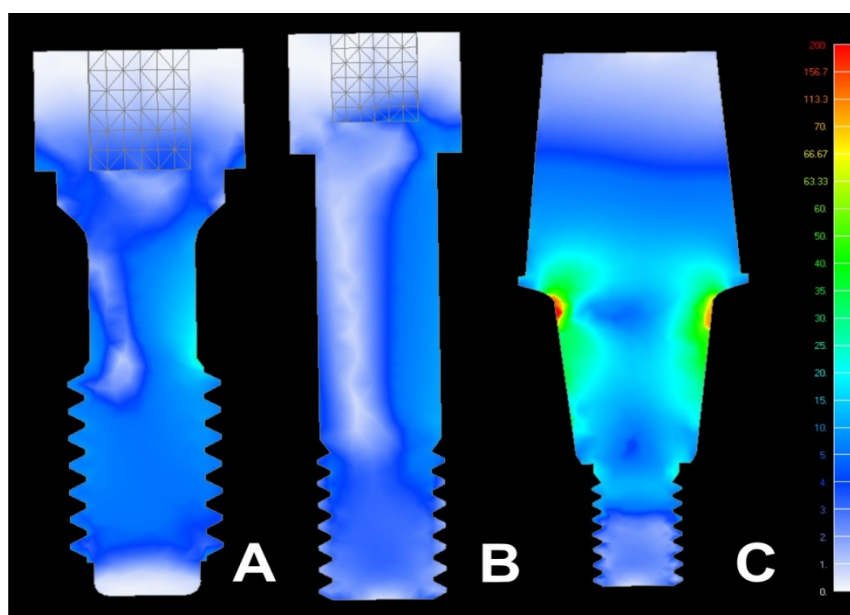


FIGURA 7A, 7B e 7C - Parafuso (carga oblíqua funcional)

O parafuso/intermediário do implante cone-morse (fig. 8C) apresentou uma faixa de tensões de alta intensidade (6,667 – 20 MPa),

Capítulo 2

sob carregamento axial parafuncional, a qual se localizou na base do intermediário, no pescoço do parafuso e, principalmente nas paredes laterais, assim como nas primeiras roscas. Já os parafusos do implante hexágono externo e hexágono interno (figs. 8A e 8B) apresentaram uma distribuição de tensões de mediana intensidade ao longo de todo o seu pescoço e corpo.

Por outro lado, sob carregamento oblíquo parafuncional, observou-se que os parafusos do implante hexágono externo e interno (fig. 9A e 9B) apresentaram uma concentração de tensões na região do pescoço, principalmente do mesmo lado da aplicação da carga e essa foi menor para o parafuso da conexão interna (fig. 9B). O parafuso/intermediário do implante cone-morse apresentou a maior concentração de tensões de alta intensidade (66,67 – 200 MPa) na base do intermediário, em todo o pescoço, assim como na porção mais coronária das roscas do parafuso (fig 9C).

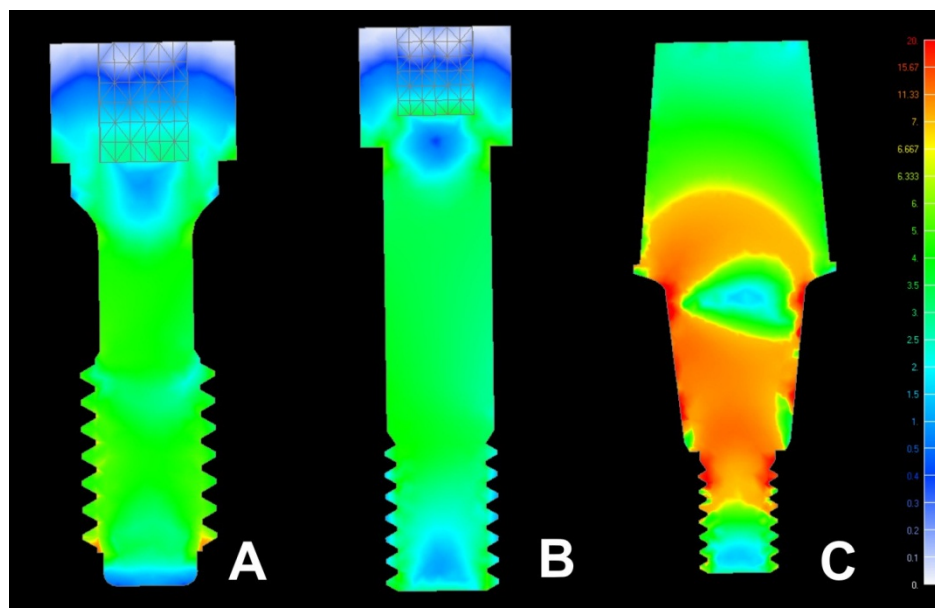


FIGURA 8A, 8B e 8C - Parafuso (carga axial parafuncional)

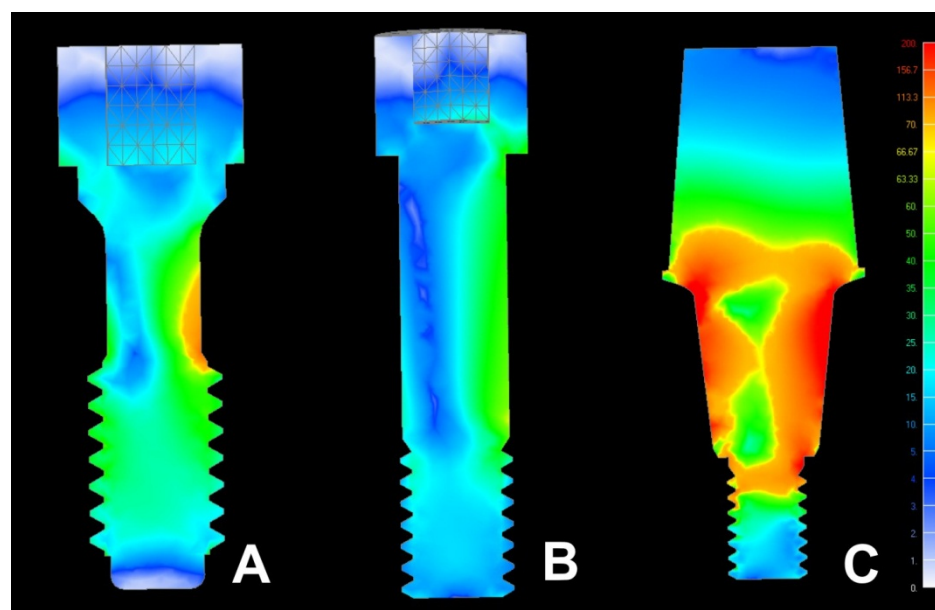


FIGURA 9A, 9B e 9C - Parafuso (carga oblua parafuncional)

Capítulo 2

Mapas de Tensão Máxima Principal

Ossos Corticais

Observou-se que o padrão de distribuição das tensões foi semelhante entre as três estruturas analisadas, tanto sob carregamento axial funcional (figs. 10A, 10B e 10C), quanto parafuncional (figs. 11A, 11B e 11C), nas quais as tensões por tração e por compressão localizaram-se ao redor da plataforma e ao nível da primeira rosca do implante. A concentração de tensão por tração foi decrescente na seguinte ordem das estruturas: estrutura 1 (figs. 10A e 11A), estrutura 3 (figs. 10C e 11C) e estrutura 2 (figs. 10B e 11B), enquanto que a concentração de tensão por compressão foi decrescente na seguinte ordem das estruturas: estrutura 1 (figs. 10A e 11A), estrutura 2 (figs. 10B e 11B) e estrutura 3 (figs. 10C e 11C). Os valores de tensão por tração variaram entre 0,167 - 0,833 MPa (funcional) e 0,833 - 10 MPa (parafuncional).

Sob carregamento oblíquo funcional (figs. 12A, 12B e 12C) e parafuncional (figs. 13A, 13B e 13C), as tensões por tração concentraram-se do mesmo lado da aplicação da carga, ao passo que as áreas de compressão localizaram-se contra-lateralmente. A maior concentração de tensões por tração sob carregamento funcional (6,667 – 10 MPa) e parafuncional (8,333 – 100 MPa) foi observada na estrutura 1 (figs. 12A e 13A).

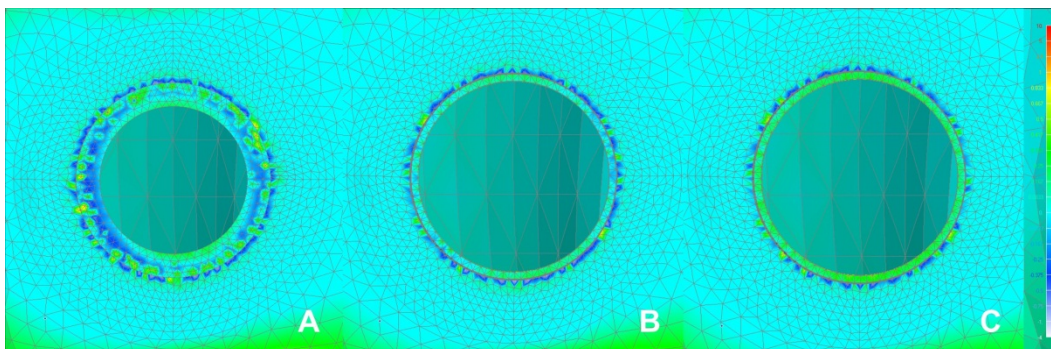


FIGURA 10A, 10B e 10C - Osso cortical - vista oclusal (carga axial funcional)

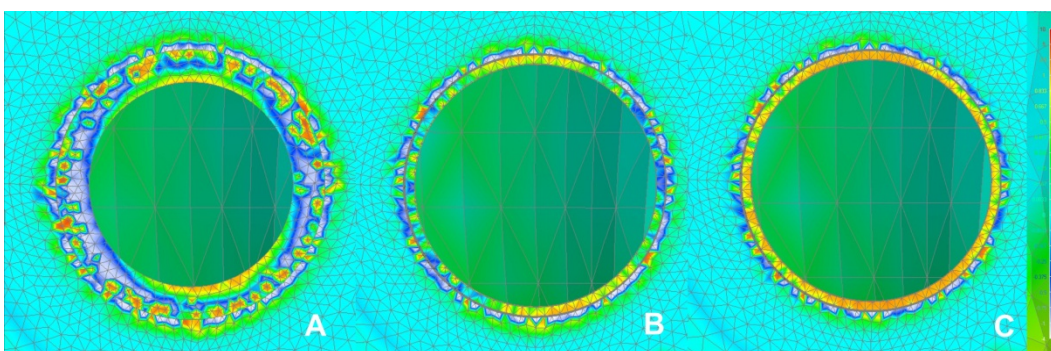


FIGURA 11A, 11B e 11C – Osso cortical – vista oclusal (carga axial parafuncional)

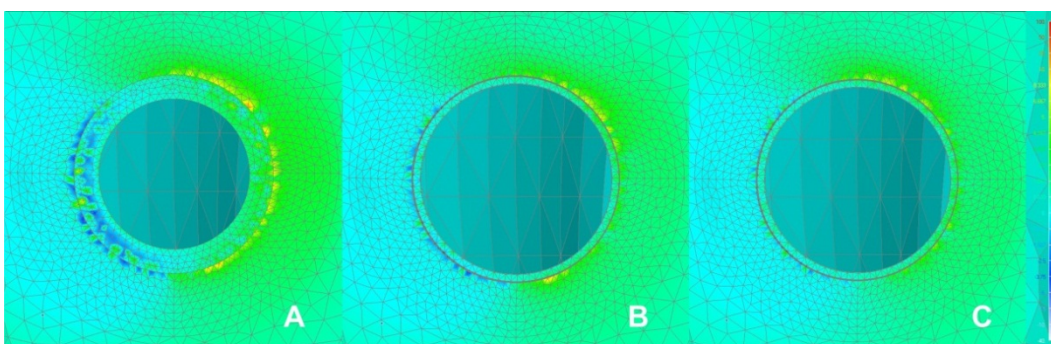


FIGURA 12A, 12B e 12C - Osso cortical - vista oclusal (carga oblíqua funcional)

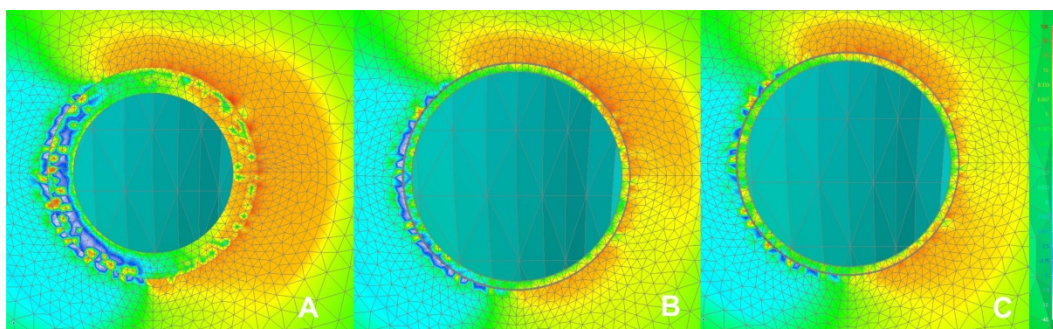


FIGURA 13A, 13B e 13C – Osso cortical – vista oclusal (carga oblíqua parafuncional)

Em uma vista interna, as três estruturas apresentaram tensões por tração, principalmente na região lingual sob carregamento axial funcional (figs. 14A, 14B e 14C) e nas regiões proximais em uma maior área sob carregamento parafuncional (figs. 15A, 15B e 15C). Essa área de tensão por tração foi maior no modelo de conexão externa (fig. 14A) sob carregamento funcional (1,667 – 8,333 MPa) e no modelo de hexágono interno (fig. 15B) sob carregamento parafuncional (8,333 - 100 MPa).

Observou-se uma concentração de tensões por tração ao redor da plataforma do implante, principalmente em uma maior área nas regiões proximais sob carregamento oblíquo funcional (figs. 16A, 16B e 16C) e do lado oposto à aplicação da carga sob carregamento parafuncional (figs. 17A, 17B e 17C). A maior concentração de tensão por tração foi observada na estrutura composta por implante hexágono interno (fig. 16B) sob carregamento funcional (0,667 - 2,5 MPa) e na estrutura composta por implante hexágono externo (fig. 17A) sob carregamento parafuncional (8,333 – 100 MPa).

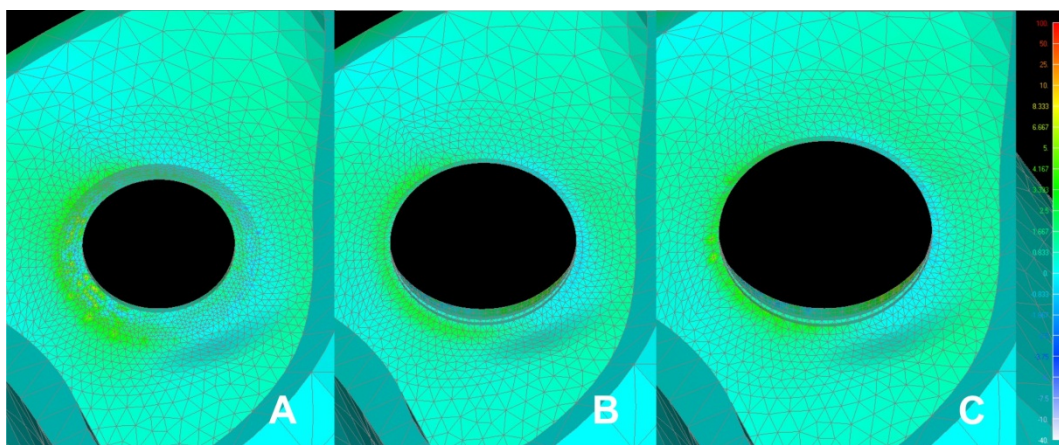


FIGURA 14A, 14B e 14C - Osso cortical - vista interna (carga axial funcional)

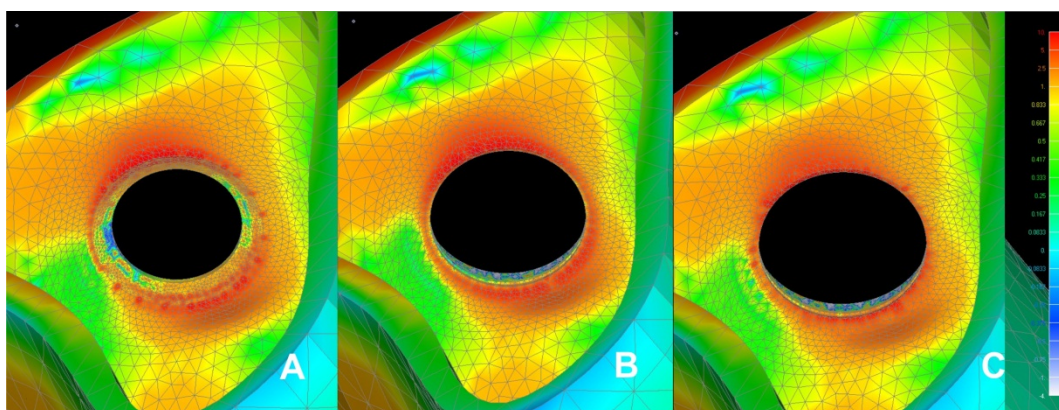


FIGURA 15A, 15B e 15C – Osso cortical – vista interna (carga axial parasagittal)

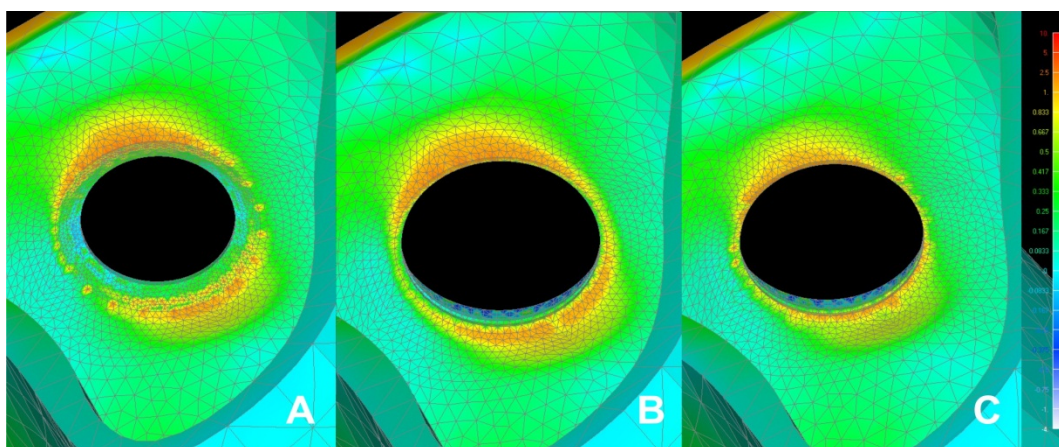


FIGURA 16A, 16B e 16C - Osso cortical - vista interna (carga oblíqua funcional)

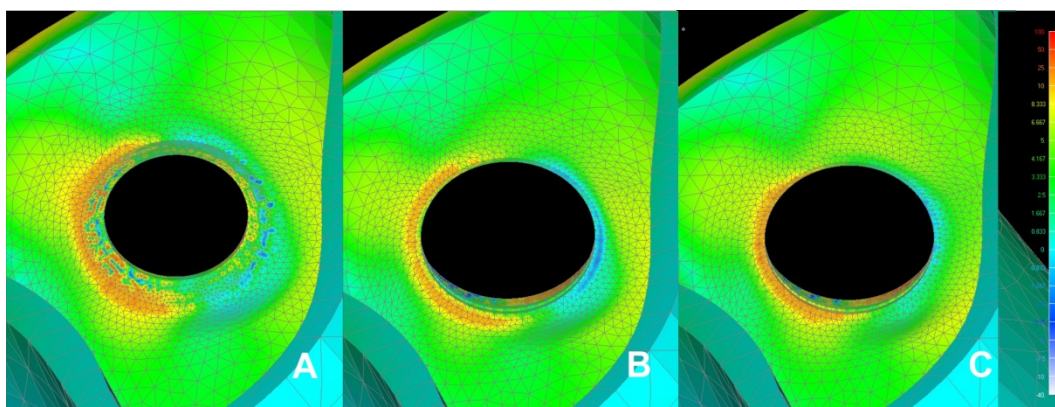


FIGURA 17A, 17B e 17C – Osso cortical – vista interna (carga oblíqua parafuncional)

Osso Trabecular

Sob carregamento axial parafuncional, observaram-se áreas de tensão por tração concentradas na região da ponta das roscas dos implantes e a maior intensidade dessas tensões foi observada ao nível da primeira rosca para a estrutura composta por implante de conexão externa e da segunda micro-rosca para as estruturas compostas por implantes de conexão interna. Por outro lado, sob carregamento oblíquo parafuncional, observaram-se áreas de tensão por tração localizadas do lado oposto da aplicação da carga. A estrutura composta por implante cone-morse apresentou a maior área de distribuição das tensões de alta intensidade sob ambas as direções de aplicação da carga.

Capítulo 2

3.5 Discussão

A análise de elementos finitos do presente estudo permitiu verificar que as características da conexão protética estão estritamente associadas com o padrão de distribuição das tensões, como também verificado no estudo de Ali Balik et al. 2012 e Yamanishi et al. 2012. Dentro desse contexto, os implantes de conexão interna demonstraram uma tendência à proteção do tecido ósseo por concentrarem mais tensões nos componentes do implante, como observado através dos mapas de von Mises, mapas de Tensão Máxima Principal e em outros estudos (Merz et al. 2000; Ali Balik et al. 2012)

Dentre as conexões internas, o implante cone-morse apresentou a situação mais favorável do ponto de vista biomecânico, provavelmente, devido à centralização das tensões e a redução dos micro-movimentos observado por Canullo et al. 2010, além do fato de que fatores como altura do cone, forma de travamento e fricção da conexão interna cônica estejam envolvidos em sua resistência a carregamentos não-axiais e na proteção da porção rosqueável do intermediário e seu consequente afrouxamento (Merz et al. 2000; Coppedê et al. 2009).

De maneira similar, o favorecimento da distribuição das tensões na área de conexão entre as paredes internas do implante de hexágono interno e, consequente proteção do parafuso contra essas tensões resultantes, podem ser explicados pela semelhança do comportamento

Capítulo 2

biomecânico desse implante a um implante de corpo-único, como verificado pelo estudo em modelos matemáticos de Norton 1997 e estudos *in vitro* de Sailer et al. 2009 e Seetoh et al. 2011. Em contrapartida, de acordo com Segundo et al. (2009), esse mecanismo de distribuição de tensões poderia prejudicar a integridade do implante em longo-prazo, visto que precipita uma possível fratura por fadiga, o que não pôde ser verificado no presente estudo, em virtude da linearidade da análise empregada.

Outro fator de interesse diz respeito ao aumento do diâmetro interno do implante de hexágono interno e conseqüente redução de suas paredes em comparação com o implante de conexão externa, dessa forma, cerca de 40% de sua resistência é reduzida, o que poderia sugerir que os implantes de hexágono externo representam uma opção reabilitadora para pacientes portadores de bruxismo (Misch 2002). Apesar da resistência do implante de hexágono externo, as evidências do presente estudo indicam que áreas de tensão por tração (faixa de tensão 50 – 100 MPa) foram observadas na cortical óssea ao redor da plataforma desse implante sob carregamento oblíquo parafuncional, dessa forma, sugere-se que essa conexão protética poderia predispor o tecido ósseo a uma situação limitante, tendo em vista que de acordo com Bozkaya et al. (2004), o limite da cortical óssea sob tensão por tração é de 100 MPa.

Capítulo 2

De forma geral, foi possível verificar que o carregamento parafuncional induziu um aumento de 3-4 vezes da magnitude das tensões, além de uma maior área de distribuição tanto no próprio sistema do implante, quanto no tecido ósseo, embora o limite de resistência das estruturas não tenha sido ultrapassado. De acordo com Misch (1999), o bruxismo modifica a força de mordida normal em duração (horas ao invés de minutos), direção (lateral ao invés de axial), tipo (cisalhamento ao invés de compressão) e magnitude (4-7 vezes), fatores esses que, quando associados, poderiam contribuir para a ocorrência dos resultados observados nos modelos tridimensionais do presente estudo.

Uma vez que o bruxismo e outras parafunções orais foram listados como fatores de risco pertinentes para o tratamento com implantes dentários (Manfredini & Lobbezoo 2010), muitos pesquisadores utilizam esse hábito parafuncional como um critério de exclusão para estudos clínicos (Lobbezoo et al. 2006), por esse motivo, a literatura científica apresenta-se escassa acerca da influência do bruxismo sobre os implantes dentários e somente uma abordagem cuidadosa baseada na experiência clínica de especialistas apresenta-se disponível como guias de orientação (Komiyama et al. 2012).

Levando em consideração os resultados anteriores, clinicamente, o tratamento reabilitador de um paciente portador de bruxismo poderia ser mais bem planejado e executado, caso o profissional escolhesse a utilização de um implante cone-morse, visto que as tensões são

Capítulo 2

dissipadas em menor escala ao tecido ósseo, o que poderia contribuir com a manutenção da osseointegração em longo-prazo, evitar a falha biomecânica e garantir o sucesso e a previsibilidade da reabilitação protética implantossuportada.

Capítulo 2

Conclusão

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

- A conexão cone-morse apresentou a situação biomecânica mais favorável sob ambos os tipos de carregamento e de direção da carga;
- O comportamento biomecânico da conexão externa foi o menos apropriado em relação ao tecido ósseo;
- O carregamento parafuncional induziu um aumento entre 3 – 4 vezes da magnitude das tensões no tecido ósseo em comparação com o carregamento funcional.

Capítulo 2

3.6 Referências

Akour, S.N., Fayyad, M.A. & Nayfeh, J.F. (2005) Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. *Implant Dentistry* 14:77-80.

Anusavice, K.J. & Hojjatie, B. (1987) Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *Journal of Dental Research* 66:1493-1498.

Attard, N.J. & Zarb, G. (2004) Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: the Toronto study. *The International Journal of Prosthodontics* 17:417-424

Balik, A., Karatas, M.O. & Keskin, H. (2012) Effects of different abutment connection designs on the stress distribution around five different implants: a 3-dimensional finite element analysis. *The Journal of Oral Implantology* 38:491-496.

Bozkaya, D., Muftu, S. & Muftu, A. (2004) Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 92:523-530.

Brägger, U., Aeschlimann, S., Bürgin, W., Hämmerle, C.H. & Lang, N.P. (2001) Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clinical Oral Implants Research* 12:26-34.

Capítulo 2

Branemark, P-I., Zarb, G., Albrektsson, T. (1985) Tissue integrated prostheses. p. 11–19, 117–28, 156-162. Chicago: Quintessence.

Canullo, L., Fedele, G.R., Iannello, G. & Jepsen, S. (2010). Platform switching and marginal bone level alterations: the results of a randomized-controlled trial. *Clinical Oral Implants Research* 21: 115-121

Chaichanasiri, E., Nanakorn, P., Tharanon, W. & Sloten, J.V. (2009) Finite element analysis of bone around a dental implant supporting a crown with a premature contact. *Journal of the Medical Association of Thailand* 92:1336-1344.

Coppedê, A.R., Bersani, E., de Mattos Mda G., Rodrigues, R.C., Sartori, I.A. & Ribeiro, R.F. (2009) Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *The International Journal of Prosthodontics* 22:283-286.

Duyck, J., Naert, I., Van Oosterwyck, H., Ronold, H.J., Naert, I., Vander Sloten, J. & Ellingsen, J.E. (2001) The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clinical Oral Implants Research* 12:207-218.

Eraslan, O., Sevimay, M., Usumez, A. & Eskitascioglu, G. (2005) Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures – a finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation* 32:273-278.

Capítulo 2

Farronato, D., Santoro, G., Canullo, L., Botticelli, D., Maiorana, C. & Lang, N.P. (2012) Establishment of the epithelial attachment and connective tissue adaptation to implants installed under the concept of “platform switching”: a histologic study in minipigs. *Clinical Oral Implants Research* 23:90–94

Geng, J.P., Tan, K.B.C. & Liu, G.R. (2001) Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 85:585-607.

Gracis, S., Michalakis, K., Vigolo, P., Vult von Steyern, P., Zwahlen, M. & Sailer, I. (2012) Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research* 23:202-216.

Kim, Y., Oh, T.J., Misch, C.E. & Wang, H.L. (2005) Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical Oral Implants Research* 16:26-35.

Komiyama, O., Lobbezoo, F., De Laat, A., Iida, T., Kitagawa, T., Murakami, H., Kato, T. & Kawara, M. (2012) Clinical management of implant prostheses in patients with bruxism. *International Journal of Biomaterials*. Epub 2012 jun 4

Lang, A.L., Kang, B., Wang, R. & Lang, R.B. (2003) Finite element analysis to determine implant preload. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 90:539-546.

Capítulo 2

Lobbezoo, F., Brouwers, J.E.I.G., Cune, M.S. & Naeije, M. (2006) Dental implants in patients with bruxing habits. *Journal of Oral Rehabilitation* 33:152-159.

Manfredini, D. & Lobbezoo, F. (2010) Relationship between bruxism and temporomandibular disorders: a systematic review of literature from 1998 to 2008. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics* 109:26-50.

Merz, R.B., Hunenbart, S. & Belser, C.U. (2000) Mechanics of the implant-abutment connection: An 8-degree taper compared to a butt joint connection. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 15:519-526.

Misch, C.E. (1999) Dental evaluation factors of stress. In: Contemporary Implant Dentistry. 2nd de, St Louis: Mosby.

Misch, C.E. (2002) The effect of bruxism on treatment planning for dental implants. *Dentistry Today* 21:76-81.

Morneburg, T.R. & Pröschel, P.A. (2002) Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *The International Journal of Prosthodontics* 15:20-27.

Norton, M.R. (1997) An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clinical Oral Implants Research* 8:290-298.

Penarrocha, M., Palomar, M., Sanchis, J.M., Guarinos, J. & Balaguer J. (2004) Radiologic study of marginal bone loss around 108 dental implants

Capítulo 2

and its relationship to smoking, implant location, and morphology. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 19:861-867.

Roberts, W.E. (1993) Fundamental principles of bone physiology, metabolism and loading. In: Baert, I, van Steenberghe, D., Worthington, P., eds. *Osseointegration in Oral Rehabilitation. An introductory textbook.* p.163-164. London: Quintessence.

Sahin, S., Cehreli, M.C. & Yalçın, E. (2002) The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *Journal of Dentistry* 30:271-282.

Sailer, I., Sailer, T., Stawarczyk, B., Jung, R.E. & Hämmerle, C.H. (2009) In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 24:850-858.

Schulte, W. (1995) Implants and the periodontium. *International Dental Journal* 45:16-26.

Seetoh, Y.L., Tan, K.B., Chua, E.K., Quek, H.C. & Nicholls, J.I. (2011) Load fatigue performance of conical implant-abutment connections. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 26:797-806.

Segundo, R.M., Oshima, H.M., da Silva, I.N., Burnett, L.H.Jr., Mota, E.G. & Silva, L.L. (2009) Stress distribution of an internal connection implant prostheses set: a 3D finite element analysis. *Stomatologija* 11:55-59.

Capítulo 2

Sertgöz, A. (1997) Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *The International Journal of Prosthodontics* 10:19-27.

Sevimay, M., Usumez, A. & Eskitascioglu, G. (2005) The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite-element study. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials* 73:140-147.

Stanford, C.M. & Brand, R.A. (1999) Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modelling and remodelling. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1999;81:553-561.

Taylor, T.D., Agar, J.R. & Vogiatzi, T. (2000) Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 15:66–75

Theoharidou, A., Petridis, H.P., Tzannas, K. & Garefis, P. (2008) Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 23:681-690.

Weinberg, L.A. (1993) The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 8:19-31.

Yamanishi, Y., Yamaguchi, S., Imazato, S., Nakano, T. & Yatani, H. (2012) Influences of implant neck design and implant-abutment joint type

Capítulo 2

on peri-implant bone stress and abutment micromovement: three-dimensional finite element analysis. *Dental Materials* 28:1126-1133.

A n e x o s

Anexos

ANEXO A - Detalhamento e ilustrações da Metodologia: Confecção 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 fluídos, transporte de massa e no campo electromagnético (Holmgren et al., 1998)

Este método é uma técnica, através da qual se pode reproduzir matematicamente o comportamento de um sistema físico determinado, ou seja, um protótipo físico pode ser estudado mediante a criação de um modelo matemático preciso. Para isso, é necessário de um modelo com uma representação geométrica da estrutura física real a ser estudada (Geng et al., 2001).

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 (Holgrem et al., 1998; Geng et al., 2001)

✓ **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 modela sólidos a partir de superfícies complexas. Um dos aspectos mais interessantes do programa é a vasta gama de opções de importação e exportação 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 (2D) obtidas em equipamentos de

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

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 dente foi inserido até o nível da região cervical em um molde retangular de silicone, com a ajuda de um delineador Bio-Art B 2 (Equipamentos Odontológicos Ltda, Brasil), para que pudesse mantê-lo fixado axialmente (Fig 1).

Posteriormente, o molde foi preenchido com resina acrílica autopolimerizável incolor (Ortoclass, Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, Brasil) (Fig 2), obtendo-se um bloco de resina incolor com somente a coroa do dente artificial exposta (Fig 3), a qual foi digitalizada por meio de um *scanner* 3D MDX-20. Após a digitalização da coroa (Fig 4), o modelo 3D foi gerado pelo programa de desenho assistido Rhinoceros® 3D 4.0 (Fig 5) para modelagem das estruturas e alguns detalhes foram refinados no programa SolidWorks® 2010. Houve a necessidade de realizar uma leve simplificação da geometria na região oclusal, a fim de padronizar os detalhes anatômicos. A coroa parafusada foi simulada com inclinação cuspídea de 20° (Fig 6) em liga de Níquel-Cromo (NiCr) e Porcelana feldspática (Fig 7A) com diferentes alturas: 10, 12.5 e 15 mm.

Anexo A

A espessura da porcelana e da estrutura metálica da coroa (Eskitascioglu et al., 2004)(Fig 7B) foram desenhadas no programa Rhinoceros® 3D 4.0. A região cervical da coroa foi refinada, a fim de ser conectada ao intermediário do implante após a sua confecção.

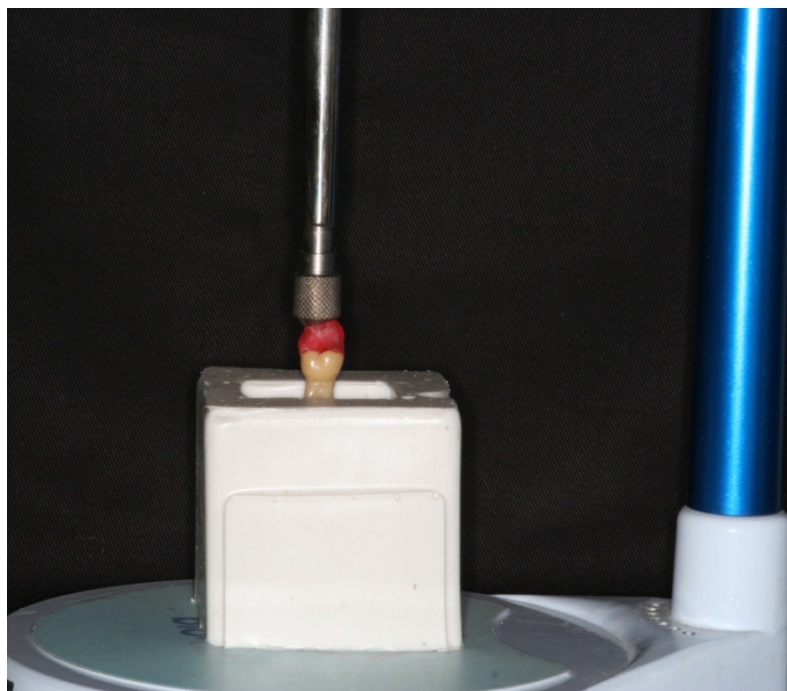


FIGURA 1 - Posicionamento do dente artificial com ajuda do paralelômetro



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



FIGURA 3 - Bloco de resina acrílica com dente artificial inserido

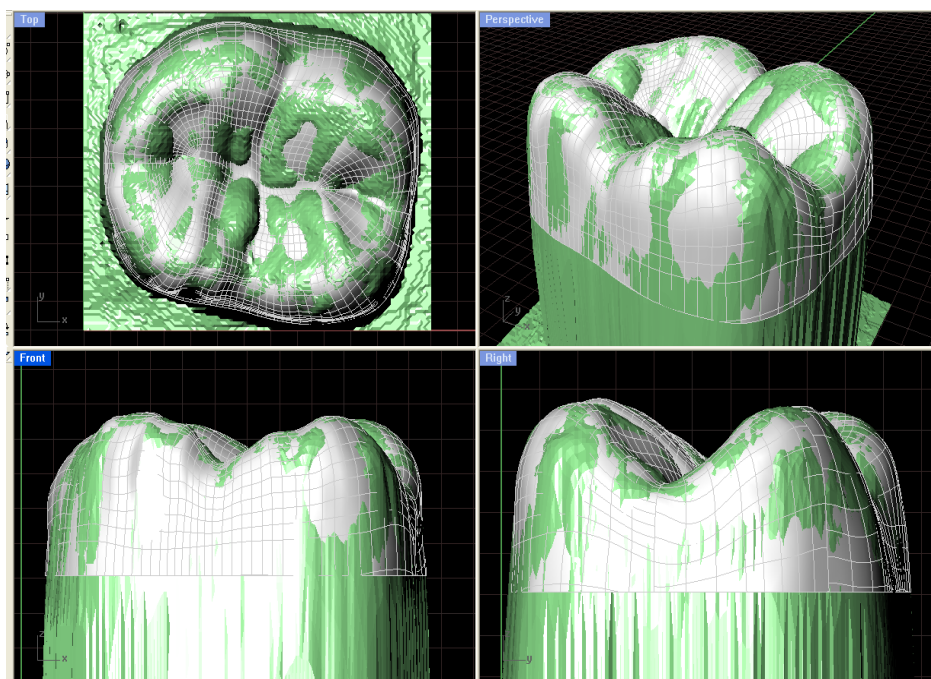


FIGURA 4 - Coroa do dente artificial digitalizada

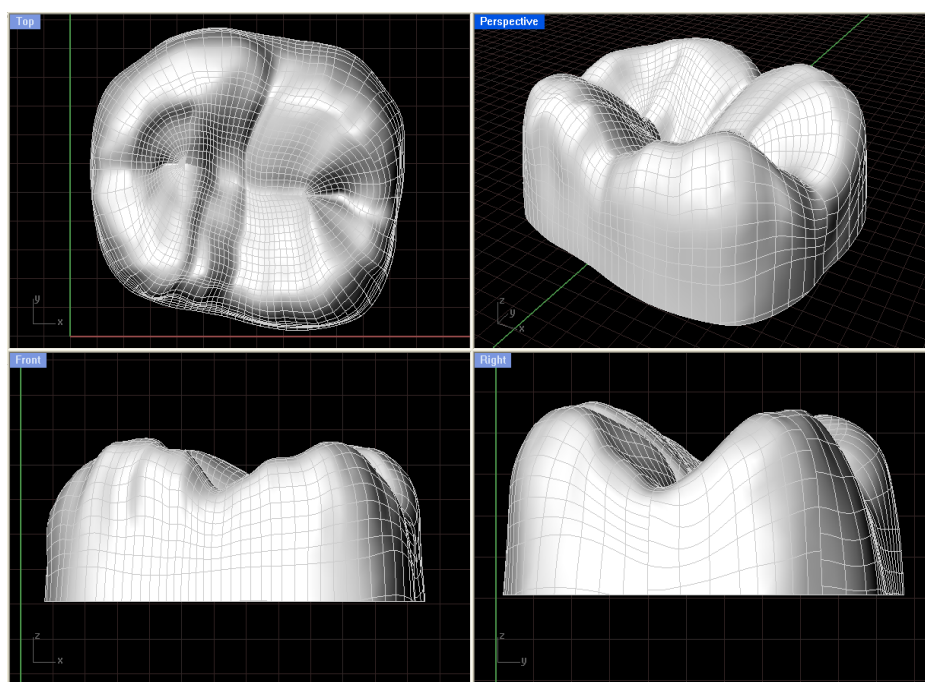


FIGURA 5 - Coroa gerada no programa Rhinoceros 3D.

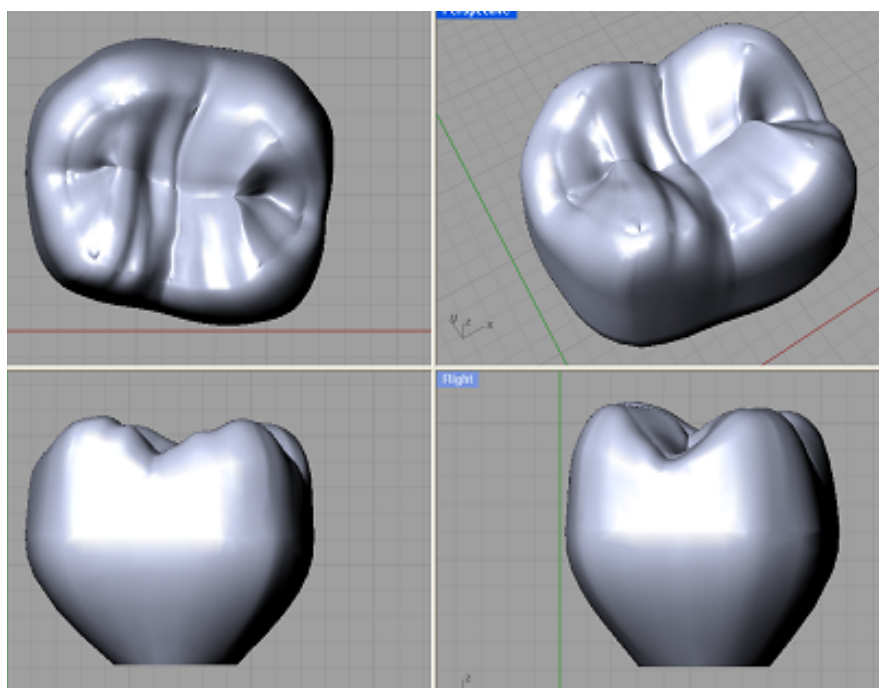


FIGURA 6 - Coroa finalizada com 20° de inclinação das cúspides

✓ Implante

Foi utilizado como referência um implante tipo hexágono externo, hexágono interno e cone-morse (Conexão Sistema de Prótese Ltda, São Paulo, Brasil), de forma rosqueável, com 10 mm de comprimento e 5.00 mm de diâmetro. Para a simplificação do modelo do implante, intermediário e parafuso, utilizou-se o programa de desenho assistido SolidWorks® 2010.

Após a simplificação do modelo do implante, este foi exportado para o programa Rhinoceros® 3D 3.0 para ser conectado à coroa metalocerâmica do molar (Fig 8A). O conjunto foi exportado ao programa SolidWorks® 2010 para sua inserção na porção óssea (Fig 8B e 8C).

✓ Osso trabecular e cortical

Os ossos trabecular e cortical foram obtidos a partir da recomposição de uma Tomografia Computadorizada da secção longitudinal da região molar mandibular. Essa secção foi transferida ao programa Invesalius (CTI, São Paulo, Brasil), para que a imagem bidimensional fosse convertida em uma imagem tridimensional e, posteriormente, ao programa Rhinoceros[®] 3D 4.0, o qual fez a conversão e edição no formato adequado, para que a geometria pudesse ser inserida no pré-processador FEMAP 10.0 (ferramenta incorporada ao NeiNastran[®] para edição de modelos) e realizada a análise de elementos finitos.

As dimensões do bloco do osso gerado foram 25,46 mm de altura, 13,81 mm de largura e 13,25 mm de espessura (Fig 8B), composto por osso trabecular no centro circundado por 1 mm de osso cortical da região do segundo molar mandibular.

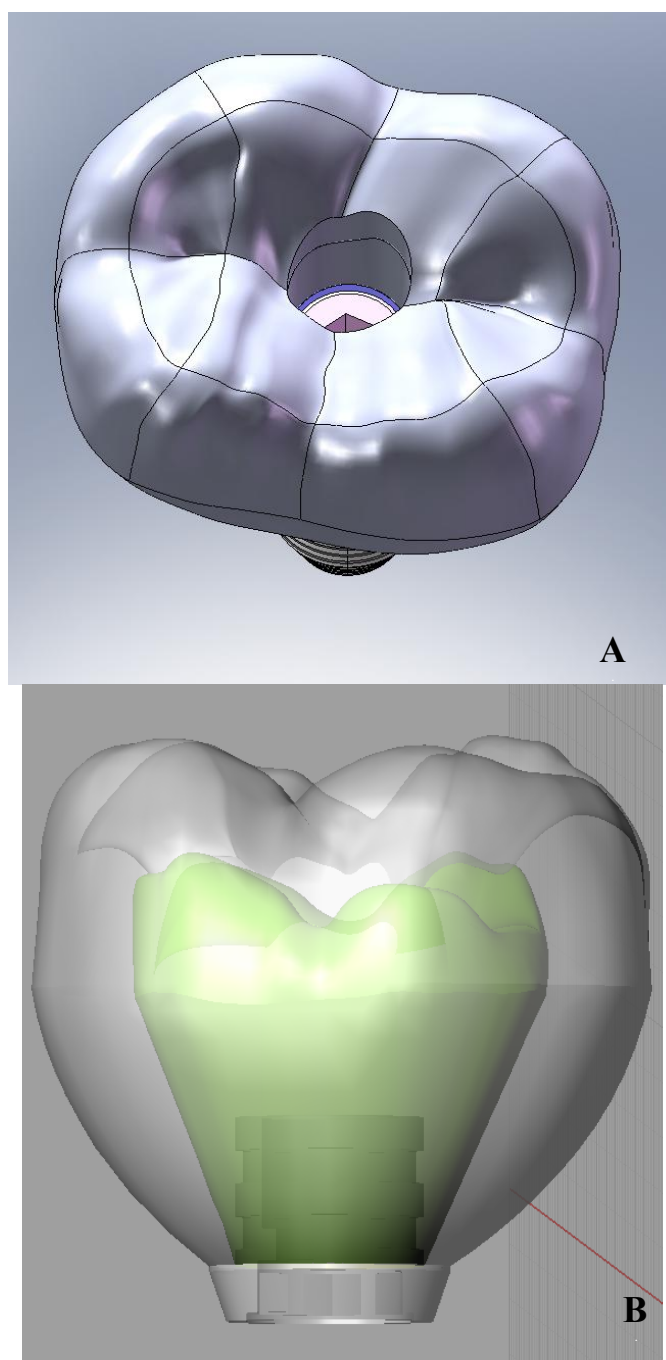


FIGURA. 7 - Vista oclusal da coroa parafusada (A); Imagem interna da coroa: estrutura metálica (NiCr) e espessura da Porcelana (B).

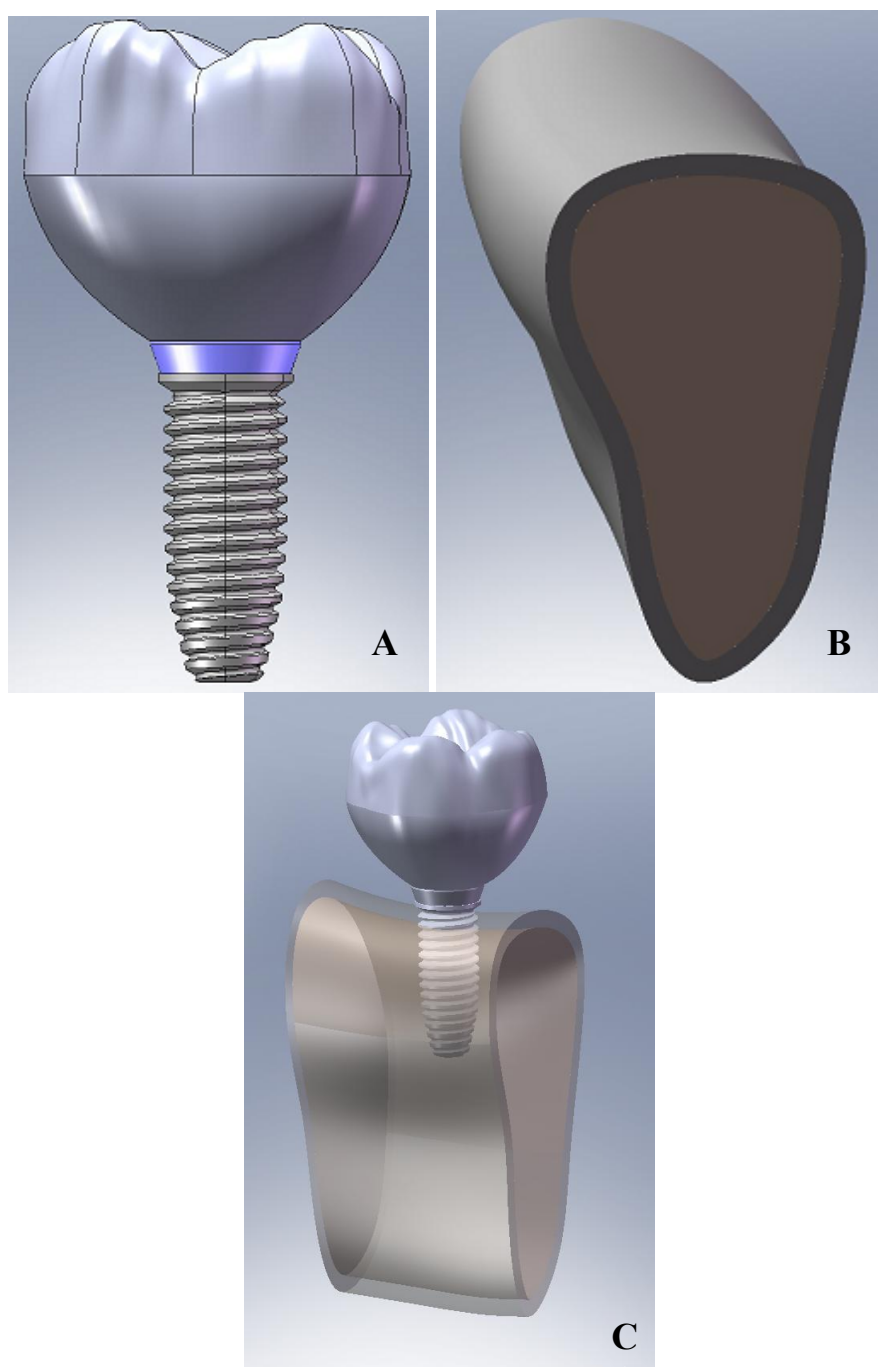


FIGURA 8 - Implante e coroa conectados (A); Ossos trabecular e cortical (B);
Implante e coroa inseridos no osso (C).

✓ Desenvolvimento dos modelos de elementos finitos

Após a confecção dos modelos, deu-se início a fase de exportação dos mesmos para o programa de elementos finitos NEiNastran[®] 9.2 (Noran Engineering, Inc., EUA), no qual foram modelados geometricamente, sendo necessárias pequenas correções sobre a geometria original, as quais dificultariam a geração de uma malha de qualidade.

Foram utilizadas as ferramentas de correção automática disponíveis no FEMAP 10.0 para resolver problemas de sobreposição de pontos, bem como superfícies abertas por falha de precisão. Após corrigido o modelo geométrico, iniciou-se a geração do modelo de elementos finitos para análise. Primeiramente, foram incorporadas as propriedades mecânicas correspondentes a cada material, tais como módulo de Young e coeficiente de Poisson, os quais foram determinados por valores obtidos na literatura (Sevimay et al., 2005; Sertgoz, 1997; Hojjatie & Anusavice, 1987; Eraslam et al., 2005). Todos os materiais foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos (Geng et al., 2001)

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.

Anexo A

Após definidas as propriedades mecânicas dos materiais envolvidos, foi realizado o processo de geração da malha de elementos finitos (Figs 9 e 10). Para isso, utilizou-se o elemento sólido tetraédrico parabólico, que se caracteriza geometricamente como uma pirâmide de base triangular, com um nó em cada 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 funcional total foi de 200 N para a carga axial e 100 N para a carga oblíqua (Morneburg & Proschel, 2002), fracionados em 4 e 2 pontos, respectivamente (50 N em cada ponto) (Figs 9 e 10). A aplicação foi perpendicular às vertentes internas e proporcional à

Anexo A

inclinação das vertentes das cúspides mesio-vestibular e disto-vestibular da coroa metalo-cerâmica do segundo molar mandibular. Posteriormente, aplicou-se uma carga parafuncional total axial de 1000 N e oblíqua de 500 N em 4 e 2 pontos, respectivamente (250 N em cada ponto) nas vertentes internas da coroa do segundo molar mandibular.

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 Mises para indicar os níveis e padrões da concentração de tensão.

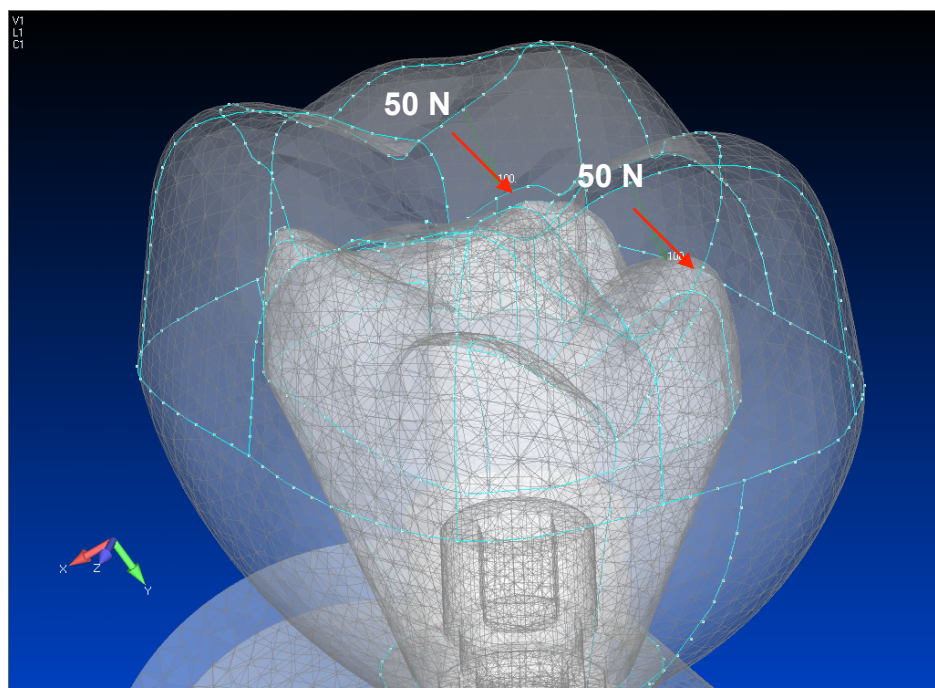


FIGURA 9 - Malha de elementos finitos. Aplicação de carga oblíqua

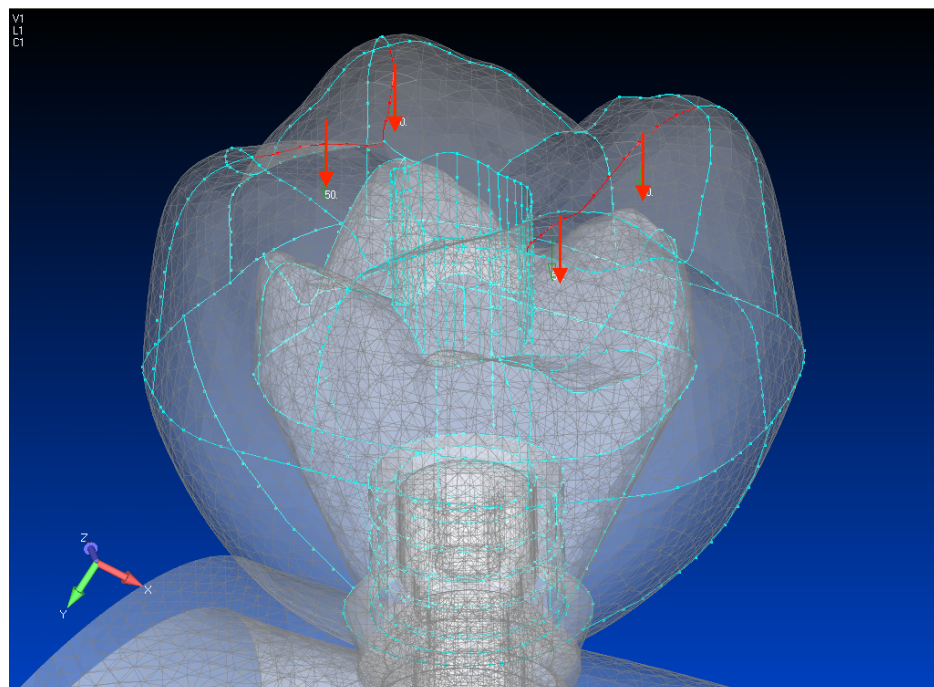


FIGURA 10 - Malha de elementos finitos. Aplicação de carga axial

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

CAPÍTULO 1

The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants

Author Guidelines

Submit manuscripts via JOMI's online submission service:

www.manuscriptmanager.com/jomi

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

Acceptable material.

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

Number of authors.

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

Review/editing of manuscripts.

Manuscripts will be reviewed by the editorial chairman and will be subjected to blind review by the appropriate section editor and editorial staff consultants with expertise in the field that the article encompasses. The publisher reserves the right to edit accepted manuscripts to fit the space available and to ensure conciseness, clarity, and stylistic consistency, subject to the author's final approval.

Adherence to guidelines.

Manuscripts that are not prepared according to these guidelines will be returned to the author before review.

MANUSCRIPT PREPARATION

- The journal will follow as much as possible the recommendations of the International Committee of Medical Journal Editors (Vancouver Group) in regard to preparation of manuscripts and authorship (Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals. *Ann Intern Med* 1997;126:36–47).
See www.icmje.org.
- **Manuscripts** should be double-spaced with at least a one-inch margin all around. Number all pages. Do not include author names as headers or footers on each page.
- **Title page.** Page 1 should include the title of the article and the name, degrees, title, professional affiliation, and full address of all authors. Phone, fax, and e-mail address must also be provided for the corresponding author, who will be assumed to be the first-listed author unless otherwise noted. If the paper was presented before an organized group, the name of the organization, location, and date should be included.
- **Abstract/key words.** Page 2 of the manuscript should include the article title, a maximum of 300-word abstract, and a list of key words not to exceed 6. Abstracts for basic and clinical research articles must be structured with the following sections: (1) Purpose, (2) Materials and Methods, (3) Results, and (4) Conclusions. Abstracts for all other types of articles (ie, literature reviews, clinical reports, technologies, and case reports) should not exceed 250 words and need not be structured.
- **Introduction.** Summarize the rationale and purpose of the study, giving only pertinent references. Clearly state the working hypothesis.
- **Materials and Methods.** Present materials and methods in sufficient detail to allow confirmation of the observations. Published methods should be referenced and discussed only briefly, unless modifications have been made. Indicate the statistical methods used, if applicable.
- **Results.** Present results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in the text all the data in the tables or illustrations; emphasize only important observations.
- **Discussion.** Emphasize the new and important aspects of the study and the conclusions that follow from them. Do not repeat in detail data or other material given in the Introduction or Results section. Relate observations to other relevant studies and point out the implications of the findings and their limitations.
- **Conclusions.** Link the conclusions with the goals of the study but avoid unqualified statements and conclusions not adequately supported by the data. In particular, authors should avoid making statements on economic benefits and costs unless their manuscript includes the appropriate economic data and analyses. Avoid claiming priority and alluding to work that has not been completed. State new hypotheses when warranted, but clearly label them as such.

Anexo B

- **Acknowledgments.** Acknowledge persons who have made substantive contributions to the study. Specify grant or other financial support, citing the name of the supporting organization and grant number.
- **Abbreviations.** The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement.
- **Trade names.** Generic terms are to be used whenever possible, but trade names and manufacturer name, city, state, and country should be included parenthetically at first mention.

REFERENCES

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

Journal reference style:

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

Book reference style:

1. Skalak R. Aspects of biomechanical considerations. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T (eds). *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985:117-128.

ILLUSTRATIONS AND TABLES

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

Anexo B

Black & white—Submit three sets of high-quality glossy prints. Should the quality prove inadequate, negatives will be requested as well. Photographs should be unmounted and untrimmed.

Radiographs—Submit the original radiograph as well as two sets of prints.

Color—Color is used at the discretion of the publisher. No charge is made for such illustrations. Original slides (35-mm transparencies) must be submitted, plus two sets of prints made from them. When a series of clinical images is submitted, tonal values must be uniform. When instruments and appliances are photographed, a neutral background is best.

Drawings—Figures, charts, and graphs should be professionally drawn and lettered large enough to be read after reduction. High-resolution (at least 300 dpi) laser-printed art is acceptable (no photocopies, please); also provide electronic file if possible.

Electronic Files—May be accepted if original figures (as specified above) are unavailable. Resolution must be at least 300 dpi; files saved in .tiff or .eps format are preferred.

Legends—Figure legends should be grouped on a separate sheet and typed double-spaced.

MANDATORY SUBMISSION FORM

The Mandatory Submission Form (published in issues 1 and 4 and accessible at www.quintpub.com) must be signed by all authors and faxed to the JOMI Manuscript Editor (630 736 3634)

PERMISSIONS AND WAIVERS

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

REPRINTS

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

CAPÍTULO 2The logo for Clinical Oral Implants Research, featuring the text "CLINICAL ORAL IMPLANTS RESEARCH" in a serif font, centered within a dark rectangular background.

Edited By: Niklaus P. Lang

Impact Factor: 2.514

ISI Journal Citation Reports © Ranking: 2011: 13/81 (Dentistry Oral Surgery & Medicine); 18/72 (Engineering Biomedical)

Online ISSN: 1600-0501

Author Guidelines

Content of Author Guidelines: 1. General, 2. Ethical Guidelines, 3. Submission of Manuscripts, 4. Manuscript Types Accepted, 5. Manuscript Format and Structure, 6. After Acceptance.

Relevant Document: [Copyright Transfer Agreement](#)

Useful Websites: [Submission Site](#), [Articles published in *Clinical Oral Implants Research*](#), [Author Services](#), [Wiley-Blackwell's Ethical Guidelines](#), [Guidelines for Figures](#)

The journal to which you are submitting your manuscript employs a plagiarism detection system. By submitting your manuscript to this journal you accept that your manuscript may be screened for plagiarism against previously published works.

1. GENERAL

Clinical Oral Implants Research conveys scientific progress in the field of implant dentistry and its related areas to clinicians, teachers and researchers concerned with the application of this information for the benefit of patients in need of oral implants. The journal addresses itself to clinicians, general practitioners, periodontists, oral and maxillofacial surgeons and prosthodontists, as well as to teachers, academicians and scholars involved in the education of professionals and in the scientific promotion of the field of implant dentistry. *Clinical Oral Implants Research* publishes:

Original research articles of high scientific merit in the field of material sciences, physiology of wound healing, biology of tissue integration of implants, diagnosis and treatment planning, prevention of pathologic processes jeopardizing the longevity of implants, clinical trials on implant systems, stoma-tognathic

Anexo B

physiology related to oral implants, new developments in therapeutic concepts and prosthetic rehabilitation.

Review articles by experts on new developments in basic sciences related to implant dentistry and clinically applied concepts.

Case reports and case series only if they provide or document new fundamental knowledge.

Novel developments if they provide a technical novelty for any implant system.

Short communications of important research findings in a concise format and for rapid publication.

Treatment rational by experts with evidence-based treatment approach.

Please read the instructions below carefully for details on the submission of manuscripts, the journal's requirements and standards as well as information concerning the procedure after a manuscript has been accepted for publication in *Clinical Oral Implants Research*. Authors are encouraged to visit [Wiley-Blackwell Author Services](#) for further information on the preparation and submission of articles and figures.

2. ETHICAL GUIDELINES

Clinical Oral Implants Research 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. ALL named authors must have made an active contribution to the conception and design and/or analysis and interpretation of the data and/or the drafting of the paper and ALL must have critically reviewed its content and have approved the final version submitted for publication.

Participation solely in the acquisition of funding or the collection of data does not justify authorship.

Clinical Oral Implants Research 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.

Anexo B

Up to 6 authors are accepted without need for justification. In the case of a specific and detailed justification of the role of every author, up to 8 authors may be mentioned. 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. Acknowledge only persons who have made substantive contributions to the study. Authors are responsible for obtaining written permission from everyone acknowledged by name because readers may infer their endorsement of the data and conclusions.

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, 2008) 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. Editor 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.

2.3 Clinical Trials

Clinical trials should be reported using the CONSORT guidelines available at www.consort-statement.org. A [CONSORT checklist](#) should also be included in the submission material.

Clinical Oral Implants Research encourages authors submitting manuscripts reporting from a clinical trial to register the trials in any of the following free, public clinical trials registries: www.clinicaltrials.gov, <http://clinicaltrials.ifpma.org/clinicaltrials>, <http://isrctn.org/>. The clinical trial registration number and name of the trial register will then be published with the paper.

2.4 Conflict of Interest and Source of Funding

Clinical Oral Implants Research requires that sources of institutional, private and

Anexo B

corporate financial support for the work within the manuscript be fully acknowledged, and any potential conflicts of interest noted. Suppliers of materials should be named and their location (town, state/county, country) included. Information concerning conflict of interest and sources of funding should be included under Acknowledgements.

2.5 Appeal of Decision

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

2.6 Permissions

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

2.7 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 copyright to Wiley-Blackwell 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.

Correspondence to the journal is accepted on the understanding that the contributing author licences the publisher to publish the letter as part of the journal or separately from it, in the exercise of any subsidiary rights relating to the journal and its contents.

Upon acceptance of a paper, authors are required to assign the copyright to publish their paper to Wiley-Blackwell. Assignment of the copyright is a condition of publication and papers will not be passed to the publisher for production unless copyright 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 Copyright Transfer Agreement must be sent before any manuscript can be published. Authors must send the completed Copyright Transfer Agreement upon receiving notice of manuscript acceptance, i.e., do not send the Copyright Transfer Agreement at submission. Please return your completed form to:

Production Editor
Clinical Oral Implants Research
John Wiley & Sons Pte Ltd

Anexo B

1 Fusionopolis Walk, #07-01
Solaris South Tower, Singapore 138628

Alternatively a scanned version of the form can be emailed to clr@wiley.com or faxed to +65 6643 8599. For questions concerning copyright, please visit [Wiley-Blackwell's Copyright FAQ](#)

2.8 OnlineOpen

OnlineOpen is available to authors of primary research articles who wish to make their article available to non-subscribers on publication, or whose funding agency requires grantees to archive the final version of their article. With OnlineOpen, the author, the author's funding agency, or the author's institution pays a fee to ensure that the article is made available to non-subscribers upon publication via Wiley Online Library, as well as deposited in the funding agency's preferred archive. For the full list of terms and conditions, see

http://wileyonlinelibrary.com/onlineopen#OnlineOpen_Terms

Any authors wishing to send their paper OnlineOpen will be required to complete the payment form available from our website at:

https://authorservices.wiley.com/bauthor/onlineopen_order.asp

Prior to acceptance there is no requirement to inform an Editorial Office that you intend to publish your paper OnlineOpen if you do not wish to. All OnlineOpen articles are treated in the same way as any other article. They go through the journal's standard peer-review process and will be accepted or rejected based on their own merit.

3. SUBMISSION OF MANUSCRIPTS

Manuscripts should be submitted electronically via the online submission site <http://mc.manuscriptcentral.com/coir>. 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 the Editorial Assistant Ms. Brigitte Baur. E-mail: coir@zmk.unibe.ch

3.1. Getting Started

Launch your web browser (supported browsers include Internet Explorer 6 or higher, Netscape 7.0, 7.1, or 7.2, Safari 1.2.4, or Firefox 1.0.4) and go to the journal's online Submission Site: <http://mc.manuscriptcentral.com/coir>

- Log-in or click the 'Create Account' option if you are a first-time user.
- If you are creating a new account.
 - After clicking on 'Create Account', enter your name and e-mail information and click 'Next'. Your e-mail information is very important.
 - Enter your institution and address information as appropriate, and then click

Anexo B

'Next.'

- Enter a user ID and password of your choice (we recommend using your e-mail address as your user ID), and then select your area of expertise. Click 'Finish'.

• If you have an account, but have forgotten your log in details, go to Password Help on the journals online submission system

<http://mc.manuscriptcentral.com/coir> and enter your e-mail address. The system will send you an automatic user ID and a new temporary password.

• Log-in and select Corresponding Author Center.

3.2. Submitting Your Manuscript

• After you have logged in, click the 'Submit a Manuscript' link in the menu bar.
 • Enter data and answer questions as appropriate. You may copy and paste directly from your manuscript and you may upload your pre-prepared covering letter.
 • Click the 'Next' button on each screen to save your work and advance to the next screen.

• You are required to upload your files.

- Click on the 'Browse' button and locate the file on your computer.

- Select the designation of each file in the drop-down menu next to the Browse button.

- When you have selected all files you wish to upload, click the 'Upload Files' button.

• Review your submission (in HTML and PDF format) before sending to the Journal. Click the 'Submit' button when you are finished reviewing.

3.3. Manuscript Files Accepted

Manuscripts should be 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, please reference figures as for instance 'Figure 1', 'Figure 2' etc to match the tag name you choose for the 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 *Clinical Oral Implants Research* will be reviewed by two experts in the field. *Clinical Oral Implants Research* 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

Clinical Oral Implants Research attempts to keep the review process as short as

Anexo B

possible to enable rapid publication of new scientific data. In order to facilitate this process, please suggest the names and current email addresses of one potential international reviewer whom you consider capable of reviewing your manuscript. In addition to your choice the journal editor will choose one or two reviewers as well.

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 email 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 email server (uranus.scholarone.com) to their whitelist.

3.8. Manuscript Status

You can access ScholarOne Manuscripts (formerly known as Manuscript Central) any time to check your 'Author Centre' for 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

To submit your revised manuscript, 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.

4. MANUSCRIPT TYPES ACCEPTED

Original research articles of high scientific merit in the field of material sciences, physiology of wound healing, biology of tissue integration of implants, diagnosis and treatment planning, prevention of pathologic processes jeopardizing the longevity of implants, clinical trials on implant systems, stomatognathic physiology related to oral implants, new developments in therapeutic concepts and prosthetic rehabilitation.

Review articles by experts on new developments in basic sciences related to implant dentistry and clinically applied concepts. Reviews are generally by invitation only and have to be approved by the Editor-in-Chief before submission.

Case reports and case series, but only if they provide or document new fundamental knowledge and if they use language understandable to the clinician.

Novel developments if they provide a technical novelty for any implant system.

Short communications of important research findings in a concise format and for rapid publication.

Treatment rational by experts with evidence-based treatment approach.

Proceedings of international meetings may also be considered for publication at the discretion of the Editor.

5. MANUSCRIPT FORMAT AND STRUCTURE

5.1. Page Charge

Articles exceeding 10 published pages are subject to a charge of USD 160 per additional page. One published page amounts approximately to 5,500 characters (excluding figures and tables).

5.2. Format

Language: The language of publication is English. Authors for whom English is a second language might choose to 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 http://authorservices.wiley.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: The symbol % is to be used for percent, h for hour, min for minute, and s for second. *In vitro*, *in vivo*, *in situ* and other Latin expressions are to be italicised. Use only standard abbreviations. All units will be metric. Use no roman numerals in the text. In decimals, a decimal point and not a comma will be used. Avoid abbreviations in the title. The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement. In cases of doubt, the spelling orthodoxy of Webster's third new international dictionary will be adhered to.

Scientific Names: Proper names of bacteria should be binomial and should be singly underlined on the typescript. The full proper name (e.g., *Streptococcus sanguis*) must be given upon first mention. The generic name may be abbreviated thereafter with the first letter of the genus (e.g., *S. sanguis*). If abbreviation of the generic name could cause confusion, the full name should be used. If the vernacular form of a genus name (e.g., streptococci) is used, the first letter of the vernacular name is not capitalised and the name is not underlined. Use of two letters of the genus (e.g., Ps. for *Peptostreptococcus*) is incorrect, even though it might avoid ambiguity. With regard to drugs, generic names should be used instead of proprietary names. If a proprietary name is used, it must be attached when the term is first used.

Anexo B

5.2. Structure

All manuscripts submitted to *Clinical Oral Implants Research* should include Title Page, Abstract, Main Text and Acknowledgements, Tables, Figures and Figure Legends as appropriate.

Title Page: should contain the title of the article, full name(s) of the authors (no more than 6) and institutional affiliation(s), a running title not exceeding 60 letters and spaces, and the name, telephone and fax numbers, email and complete mailing address of the author responsible for correspondence. The author must list appropriate key words for indexing purposes.

Abstract: should not to exceed 250 words. This should be structured into: objectives, material and methods, results, conclusions, and no other information.

Main Text of Original Research Article should include Introduction, Material and Methods, Results and Discussion.

Introduction: Summarise the rationale and purpose of the study, giving only strictly pertinent references. Do not review existing literature extensively. State clearly the working hypothesis.

Material and Methods: Material and methods should be presented in sufficient detail to allow confirmation of the observations. Published methods should be referenced and discussed only briefly, unless modifications have been made. Indicate the statistical methods used, if applicable.

Results: Present your results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in the text all data in the tables and illustrations. The important observations should be emphasised.

Discussion: Summarise the findings without repeating in detail the data given in the Results section. Relate your observations to other relevant studies and point out the implications of the findings and their limitations. Cite other relevant studies.

Main Text of Short Communications: Short communications are limited to two printed pages including illustrations and references and need not follow the usual division into material and methods, etc., but should have an abstract.

Acknowledgements: Acknowledge only persons who have made substantive contributions to the study. Authors are responsible for obtaining written permission from everyone acknowledged by name because readers may infer their endorsement of the data and conclusions. Sources of financial support should be acknowledged.

5.3. References

References should quote the last name(s) of the author(s) and the year of

Anexo B

publication (Black & Miller 1988). Three or more authors should always be referred to as, for example, (Fox et al. 1977).

A list of references should be given at the end of the paper and should follow the recommendations in Units, symbols and abbreviations: a guide for biological and medical editors and authors (1988), p. 52, London: The Royal Society of Medicine.

- a) The arrangement of the references should be alphabetical by author's surname.
- b) The order of the items in each reference should be:
 - (i) for journal references:
name(s) of author(s), year, title of paper, title of journal, volume number, first and last page numbers.
 - (ii) for book references:
name(s) of author(s), year, title of book, edition, volume, chapter and/ or page number, town of publication, publisher.
- c) Author's names should be arranged thus: Daniels, J.A., Kelly, R.A. & Til, T.C. Note the use of the ampersand and omission of comma before it. Author's names when repeated in the next reference are always spelled out in full.
- d) The year of publication should be surrounded by parentheses: (1966).
- e) The title of the paper should be included, without quotation marks.
- f) The journal title should be written in full, italicised, and followed by volume number in bold type, and page numbers.
Examples:
Tonetti, M. S., Schmid, J., Hämmerle, C. H. & Lang, N. P. (1993) Intraepithelial antigen-presenting cells in the keratinized mucosa around teeth and osseointegrated implants. *Clinical Oral Implants Research* **4**: 177-186.
Poole, B., Ohkuma, S. & Warburton, M. (1978) Some aspects of the intracellular breakdown of exogenous and endogenous proteins. In: Segal, H.S. & Doyle, D.J., eds. Protein turnover and lysosome function, 1st edition, p. 43. New York: Academic Press.

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

5.4. Tables, Figures and Figure Legends

Tables: Tables should be numbered consecutively with Arabic numerals. Type each table on a separate sheet, with titles making them self-explanatory. Due regard should be given to the proportions of the printed page.

Figures: All figures should clarify the text and their number should be kept to a minimum. Details must be large enough to retain their clarity after reduction in size. Illustrations should preferably fill a single-column width (81 mm) after reduction, although in exceptional cases 120mm (double-column) and 168 mm (full page) widths will be accepted. Micrographs should be designed to be reproduced without reduction, and they should be dressed directly on the micrograph with a linear size scale, arrows, and other designators as needed. Each figure should have a legend

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). 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 Wiley-Blackwell's guidelines for figures: <http://authorservices.wiley.com/bauthor/illustration.asp>

Check your electronic artwork before submitting it:

<http://authorservices.wiley.com/bauthor/eachecklist.asp>

Permissions: If all or parts of previously published illustrations are used, permission must be obtained from the copyright holder concerned. It is the author's responsibility to obtain these in writing and provide copies to the Publishers.

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 email 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

Anexo B

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.

Articles should not normally exceed 10 printed pages, including illustrations and references. Additional pages will be charged to the author(s) at the rate of USD 160 per page.

6.2 Early View (Publication Prior to Print)

Clinical Oral Implants Research is covered by Wiley-Blackwell's Early View service. Early View articles are complete full-text articles published online in advance of their publication in a printed issue. Early View articles are complete and final. They have been fully reviewed, revised and edited for publication, and the authors' final corrections have been incorporated. Because they are in final form, no changes can be made after online publication. The nature of Early View articles means that they do not yet have volume, issue or page numbers, so Early View articles cannot be cited in the traditional way. They are therefore given a Digital Object Identifier (DOI), which allows the article to be cited and tracked before it is allocated to an issue. After print publication, the DOI remains valid and can continue to be used to cite and access the article.

6.3 Author Services

Online production tracking is available for your article through Wiley-Blackwell's Author Services. Author Services enables authors to track their article - once it has been accepted - through the production process to publication online and in print. Authors can check the status of their articles online and choose to receive automated e-mails at key stages of production. The author will receive an e-mail with a unique link that enables them to register and have their article automatically added to the system. Please ensure that a complete e-mail address is provided when submitting the manuscript. Visit <http://authorservices.wiley.com/bauthor/> for more details on online production tracking and for a wealth of resources including