

Daniel Augusto de Faria Almeida

Avaliação da influência da angulação dos implantes com
diferentes tipos de conexão protética na distribuição de
tensões. Estudo pelo método dos elementos finitos
tridimensionais

ARAÇATUBA – SP

2011

Daniel Augusto de Faria Almeida

**Avaliação da influência da angulação dos implantes com
diferentes tipos de conexão protética na distribuição de
tensões. 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

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

ARAÇATUBA – SP

2011

Dados Curriculares

Daniel Augusto de Faria Almeida

Nascimento	30/08/1982 – São José dos Campos / Brasil
Filiação	Argeu Benedito de Almeida Maria Aparecida de Faria Almeida
2003/2008	Graduação em Odontologia Faculdade de Odontologia de Araçatuba – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP
2009/2011	Obtenção dos créditos referentes ao Curso de Pós - Graduação em Odontologia, área de Prótese Dentária, em nível de Mestrado Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP.

Dedicatória

Dedicatória

Dedicatória

Aos meus pais **Maria Aparecida de Faria Almeida** e **Argeu Benedito de Almeida**, pela educação e apoio, sem medir esforços para a concretização deste sonho.

À minha mãe pelo exemplo de serenidade e espera em Deus, Te amo eternamente mãe!

Ao meu pai pelo exemplo de determinação, coragem e sobretudo por me transmitir valores que me fortalecem, Te amo pai!

Ao meu irmão Thiago Argeu de Faria Almeida e sua esposa Raquel, obrigado por me substituírem muitas vezes no convívio familiar. Amo vocês, linda família que começa a surgir, à vocês tudo de melhor!

A minha irmãzinha Carolina Aparecida de Faria Almeida, sua presença comigo só me fortaleceu durante esta fase das nossas vidas, você terá sempre o meu apoio. Te amo!

A toda a minha família, cada um do seu jeito, cada um no seu momento, obrigado por tudo que me propiciam todas as alegrias que me dão. À vocês todos.

Dedico esta Dissertação.

Agradecimentos

Agradecimentos Especiais

Agradecimentos

Ao Prof. Adj. **Eduardo Piza Pellizzer**, o meu mais sincero agradecimento. Por tudo o que aprendi durante esses anos sob sua orientação. Orientação esta que extrapolou os limites científicos e técnicos. Muito obrigado pelo seu tempo, empenho e esforço dedicado neste trabalho e em toda a minha formação. Muito obrigado pela convivência, pelos conselhos, pelas discussões e debates que me fizeram amadurecer e me trouxeram mais do que conhecimentos profissionais. Além de transmitir o conhecimento, preocupa-se com a nossa capacitação exercendo uma liderança forte e dinâmica, de um grupo em ascendência, o que nos alavanca juntamente. Obrigado por me incentivar e não me deixar desanimar nos momentos de turbulência pelos quais passamos durante essa etapa, o senhor se faz para mim um exemplo. Essas poucas palavras são parte da admiração profunda, do grande respeito e gratidão que tenho.

Ao Prof. Ass. Dr. **Fellippo Ramos Verri**, na co-orientação desse trabalho, pela valiosa ajuda e atenção dispensadas nos momentos mais importantes na confecção do estudo. Obrigado pelo incentivo, companheirismo e dedicação nessa etapa. Obrigado pela transmissão de conhecimento e pela boa vontade com a qual me atende. Muito obrigado!

Agradecimentos

À minha namorada, **Carolina dos Santos Santinoni**, que a cada passo, a todo instante se faz incansável ao meu lado. Muito obrigado por me dar a oportunidade de te amar, de dividir comigo seu convívio e sua **família**, esta que me acolhe e pela qual tenho tanto carinho. Obrigado por toda a sua dedicação, carinho e respeito. Sem você, certamente esta etapa não seria cumprida. Nos momentos mais difíceis estávamos um pelo outro, e que assim seja pra sempre. Obrigado pelas horas em que poderia se dedicar a você, e que se dedicou juntamente comigo neste trabalho e mais ainda, neste curso. Não sei lidar muito bem com essa “arte” de transmitir o que se sente, mas sei que posso dizer-te de maneira simples e verdadeira: TE AMO!

Agradecimentos

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, na pessoa da 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 em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, **Prof^a Adj. Maria José Hitomi Nagata**, por incentivar os alunos e acreditar nos futuros pesquisadores. Por liderar com brilhantismo este programa de Pós-graduação. Obrigado pela confiança em mim depositada.

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

Ao Prof. Adj. **Marcelo Coelho Goiato**, um agradecimento especial. Muito obrigado por ser esse motivador por excelência. Um pesquisador reconhecido por seu potencial e da mais alta competência. Obrigado pelo companheirismo e pelos conhecimentos divididos. Pelo apoio e orientação que me foram dados desde etapas anteriores à pós-graduação. Muito obrigado pelos momentos de convivência dentro e fora da Universidade, mostrando-nos simplicidade e humildade. Obrigado pela compreensão que teve comigo, diante das adversidades. Seu sorriso, marca registrada, faz com que o nosso dever pareça mais leve. A minha gratidão ao senhor.

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

Agradecimentos

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

Aos funcionários da **Seção de Triagem** desta faculdade. Obrigado pela ajuda que direta ou indiretamente me foi dada, nessa dupla jornada a qual me submeto. Muito obrigado a todos!

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

Aos meus colegas de Pós-Graduação, pela troca de conhecimento e amizade demonstrados ao longo do curso. Obrigado a todos pela ajuda e companheirismo.

Aos meus colegas de disciplinas Thais Suzuki, Daniela Mayumi, Aldiéris Pesqueira, Douglas Monteiro. Muito obrigado pela compreensão e ajuda que me foram dadas.

Um agradecimento especial aos meus colegas, orientados pelo Professor Pellizzer. Obrigado à Professora Dra. Sandra Lúcia Dantas de Moraes pela convivência e transmissão de experiência enquanto estive em nosso programa. Ao Doutorando Luíz Marcelo Ribeiro Villa, obrigado por compartilhar conosco sua experiência clínica, enriquecendo e completando o grupo, obrigado pela convivência dentro e fora do curso.

Agradecimentos

Ao Doutorando Joel Ferreira Santiago Junior e ao mestrando Leonardo Bueno Torcato, obrigado pela convivência, pela dedicação durante o curso, pela ajuda que me foi dada nos preparos deste trabalho. E a mais recente integrante do grupo, a pós-doutoranda Graziela Galhano.

Como não poderia ser diferente, o meu mais sincero agradecimento a **Dra. Rosse Mary Falcón Antenucci**. Dedicou-se intensamente na confecção deste trabalho e em todo o curso. Obrigado pela sua boa vontade e disposição, sempre. Em momentos que achava impossível a concretização dessa etapa, me motivou e literalmente sentou ao meu lado sem medir esforços. Muito obrigado!

Aos meus amigos de república. João Nayme, pouco tempo de convivência fez surgir uma amizade saudável e forte, obrigado pela parceria desses anos. Renata Reis, quase nove anos de amizade sincera, uma irmandade. Obrigado “Re” por me ouvir e me ajudar tanto, por dividir comigo o trabalho de todas as etapas, desde a graduação.

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

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

Martin Luther King

Almeida, DAF. Avaliação da influência da angulação dos implantes com diferentes tipos de conexão protética na distribuição de tensões. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais. [Dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2011.

Resumo Geral

O comportamento biomecânico de um implante dentário osseointegrado desempenha um importante papel na sua longevidade funcional. As limitações anatômicas às vezes tornam necessário o posicionamento de implantes com angulações fora do considerado ideal para as reabilitações protéticas, havendo maior concentração de tensões e reabsorção no osso cortical ao redor do implante. Para solucionar tais situações o profissional deve lançar mão de um cuidadoso planejamento e uso de intermediários angulados, estudando qual conexão protética melhor se adapta a situação clínica. Portanto, o propósito do presente estudo foi analisar a influência da angulação dos implantes com diferentes tipos de conexão protética na distribuição de tensões, pelo método dos elementos finitos tridimensionais. Para isso, foram confeccionados seis modelos tridimensionais com o auxílio dos programas de modelagem gráfica SolidWorks 2010 e Rhinoceros 4.0, além do programa InVesalius. Cada modelo foi composto por um bloco ósseo e a presença de um implante (4,0x10 mm) com diferentes angulações (0°, 17° e 30°) e tipos de conexão

(Hexágono externo e cone morse), com coroa metalo-cerâmica. Após geração das geometrias, os modelos foram importados para o programa de pré e pós-processamento de elementos finitos FEMAP 10.2, onde foram geradas as malhas de elementos finitos, condições de carregamento e contorno. A carga aplicada foi de 200N axialmente e 100N obliquamente, na superfície oclusal das coroas. Essa carga total foi dividida entre as cúspides (quatro para a carga axial e as duas linguais para a carga oblíqua). Em seguida, a análise foi gerada no programa FEMAP 10.2 e exportada para cálculo no programa de elementos finitos NeiNastran versão 9.2, executada em uma estação de trabalho. Os resultados foram importados novamente ao FEMAP 10.2 para visualização e pós-processamento dos mapas de tensão de von Mises e tensão máxima principal. Os mapas gerais para os modelos de hexágono externo mostraram áreas de altas tensões no local de aplicação da força e na interface intermediário/implante. O parafuso fixador apresentou padrão de distribuição das tensões semelhante com maior área de concentração no modelo com maior inclinação do implante (30°). Os ossos cortical e trabecular mostraram as mais altas tensões por tração na região cervical do implante para os modelos com implante inclinado. Os mapas de tensão máxima principal para os modelos de hexágono externo e cone morse apresentaram as maiores concentrações de tensões no osso cortical, para os modelos com maior inclinação do implante, localizado do lado oposto da aplicação da carga. No osso trabecular, sob

aplicação de carga axial, as tensões concentraram-se ao redor do corpo do implante para os dois tipos de conexão e a mais alta concentração de tensões foi observada nos modelos com conexão externa, localizada no ápice do implante. Sob aplicação de carga oblíqua, as tensões localizaram-se do lado oposto da aplicação da carga, na extremidade das roscas. Concluiu-se que: A inclinação do implante em 30°, proporcionou maiores tensões em todas as estruturas analisadas. O parafuso de retenção apresentou a mais alta concentração de tensões. A maior concentração de tensões se deu ao nível das primeiras roscas para os implantes inclinados. Com o aumento da inclinação do implante, aumentaram-se as tensões independentemente do tipo de conexão. As tensões foram menores para a conexão cone morse.

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

Abstract

Abstract

Abstract

Almeida, DAF. Evaluation of the influence of the implant angulation with different types of prosthetic connection on the stress distribution. A three-dimensional finite element study. [Dissertation]. Araçatuba: UNESP - São Paulo State University; 2011.

Abstract

The biomechanical behavior of an osseointegrated dental implant plays an important role in the longevity. The anatomical limitations sometimes require the placement of implants with angles outside the considered ideal for prosthetic rehabilitation, with higher stress concentration and resorption in cortical bone around the implant. Thus, in some situations, the professional should planning careful the treatment and use the abutment, analyzing the prosthetic connection which best fits the clinical situation. Therefore, the purpose of this study was to analyze the influence of the implant angulation with different types of prosthetic connection on the stress distribution, by three-dimensional finite element method. Six three-dimensional models were made with the aid of the graphical modeling and SolidWorks 2010 Rhinoceros 4.0 and InVesalius. Each model was composed of a bone block with an implant (4.0 x 10 mm) with different angulations (0, 17 and 30) and connection types (Hexagon external and Morse taper) with metal-ceramic crown. After generation of the geometries, the models were imported into the pre-and post-processing finite element FEMAP 10.2, where we generated finite element

Abstract

meshes, boundary and loading conditions. The load was applied axial 200N and 100N obliquely to the occlusal surface of crowns. This total load was divided between the cusps (four for the axial load and two oblique lingual to the load). Then, the analysis was generated in and exported 10.2 FEMAP software for calculation in finite element program NeiNastran version 9.2, running on a workstation. The results were imported back to the FEMAP 10.2 for viewing and post-processing maps of von Mises stress and maximum principal stress. The maps for the models of external hexagon showed areas of high stress at the site of force application and the interface abutment/implant. The screw had distribution patterns similar tensions with the largest area of concentration in the model with higher implant angulation (30 °). The cortical and trabecular bone showed the highest traction stresses in the cervical implant for the model with tilted implant. The maximum principal stress maps for the models of external hex and Morse taper had the greatest concentrations of stresses in cortical bone, for models with greater inclination of the implant, located on the opposite side of the load application. In the trabecular bone under axial load application, the stresses concentrated around the body of the implant for both types of connection and the highest stress concentration was observed in models with external connection, located at the apex of the implant. Under oblique load application, the strains were located on the opposite side of the load application, at the end of the threads. It was concluded that: The inclination of the implant at 30 °, resulted in higher

Abstract

stresses in all structures analyzed. The retaining screw had the highest stress concentration. The highest stress concentration occurred at the first thread for the tilted implants. With increasing implant inclination, increased the stress, independently the prosthetic connection. Stress concentrations decreased with Morse taper connection.

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

Lista de Figuras

Capítulo 1

Figura 1-	Malha de Elementos finitos.....	45
Figura 2 -	Corte Mapa Geral (Carga oblíqua).....	48
Figura 3 -	Implante (Carga axial).....	50
Figura 4 -	Implante (Carga oblíqua).....	50
Figura 5 -	Parafusos (Carga axial).....	51
Figura 6 -	Parafusos (Carga oblíqua).....	52
Figura 7 -	Intermediários (Carga axial).....	53
Figura 8 -	Intermediários (Carga oblíqua).....	53
Figura 9 -	Osso Cortical – Vista superior (Carga axial).....	54
Figura 10 -	Osso Cortical – Vista superior (Carga oblíqua)....	55
Figura 11 -	Osso Cortical – Vista inferior (Carga axial).....	55
Figura 12 -	Osso Cortical – Vista inferior (Carga oblíqua).....	56
Figura 13 -	Osso Trabecular (Carga axial).....	56
Figura 14 -	Osso Trabecular (Carga oblíqua).....	57

Capítulo 2

Figura 1 -	Malha de Elementos Finitos.....	78
Figura 2 -	Osso Cortical – Hexágono externo - Vista superior (Carga axial)	81
Figura 3 -	Osso Cortical - Cone morse - Vista superior (Carga axial)	82
Figura 4 -	Osso Cortical – Hexágono externo - Vista superior (Carga Oblíqua)	82
Figura 5 -	Osso Cortical – Cone morse - Vista superior (Carga Oblíqua)	83
Figura 6 -	Osso Cortical – Hexágono externo - Vista inferior (Carga Axial)	83
Figura 7 -	Osso Cortical – Cone morse - Vista inferior (Carga Axial)	84
Figura 8 -	Osso Cortical – Hexágono externo - Vista inferior (Carga Oblíqua)	84
Figura 9 -	Osso Cortical – Cone Morse - Vista inferior (Carga Oblíqua)	85
Figura 10 -	Osso Trabecular - Hexágono externo (Carga Axial)	85
Figura 11 -	Osso Trabecular - Cone morse (Carga Axial)	86
Figura 12 -	Osso Trabecular - Hexágono externo (Carga Oblíqua)	87
Figura 13 -	Osso Trabecular - Cone morse (Carga Oblíqua)	87

Anexo

Figura 1 -	Posicionamento do dente artificial com ajuda do delineador.....	103
Figura 2 -	Resina acrílica incolor	103
Figura 3 -	Bloco de resina acrílica com dente artificial inserido.....	104
Figura 4 -	Coroa do dente artificial digitalizada.....	104
Figura 5 -	Coroa gerada no programa Rhinoceros 4.0.....	105
Figura 6 -	Coroa finalizada com 30° de inclinação das cúspides.....	105
Figura 7A -	Vista oclusal da coroa parafusada.....	106
Figura 7B -	Imagem interna da coroa: Estrutura metálica (NiCr) e espessura da Porcelana.....	106
Figura 8A -	Implante e coroa conectados.....	107
Figura 8B -	Implante e coroa inseridos no osso.....	107
Figura 9 -	Ossos trabecular e cortical.....	108
Figura 10 -	Malha de elementos finitos.....	110
Figura 11 -	Aplicação de carga oblíqua.....	112
Figura 12 -	Aplicação de carga axial.....	112

Lista de Tabelas

Capítulo 1

Tabela 1 -	Especificações dos modelos.....	44
Tabela 2 -	Propriedades dos Materiais.....	46
Tabela 3 -	Valores de tensão geral (MPa).....	48

Capítulo 2

Tabela 1 -	Especificações dos modelos.....	77
Tabela 2 -	Propriedades dos Materiais.....	79

Lista de Abreviaturas e Siglas

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

Sumário

1 INTRODUÇÃO GERAL.....	30
2 CAPÍTULO 1 - Influência da distribuição das tensões nas próteses sobre implantes de hexágono externo com diferentes angulações.	36
2.1 RESUMO.....	37
2.2 INTRODUÇÃO.....	39
2.3 PROPOSIÇÃO.....	42
2.4 MATERIAL E MÉTODO.....	43
2.5 RESULTADO.....	47
2.6 DISCUSSÃO.....	58
2.7 CONCLUSÃO.....	62
2.8 REFERÊNCIAS.....	63
3 CAPÍTULO 2 –Influência da angulação dos implantes com diferentes tipos de conexão protética na distribuição de tensões. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais.	69
3.1 RESUMO.....	70
3.2 INTRODUÇÃO.....	72
3.3 PROPOSIÇÃO.....	75
3.4 MATERIAL E MÉTODO.....	76
3.5 RESULTADO.....	81
3.6 DISCUSSÃO.....	88
3.7 CONCLUSÃO.....	91
3.8 REFERÊNCIAS.....	92
ANEXOS.....	99
Anexo A - Detalhamento e Ilustrações da Metodologia.....	100
Anexo B - Normas das revistas selecionadas para a publicação dos artigos.....	113

1 Introdução Geral

1 *Introdução Geral*

O tratamento reabilitador com próteses implanto-suportadas é uma realidade na odontologia. Os implantes dentários surgiram no século passado, criando, desde então, um paradigma que revolucionou o tratamento protético reabilitador, permitindo restabelecer a função e a estética, possibilitando uma melhoria na saúde bucal. A maior necessidade de tratamentos relacionados a implantes se deve ao aumento da expectativa de vida dos pacientes, associada aos aspectos psicológicos da perda dental, aos insucessos de outras alternativas de reabilitação e ao custo que se tornou mais acessível com o passar dos tempos. E apesar do uso do implante dentário ser um procedimento clínico largamente utilizado, não está isento de complicações mecânicas (Ekfeldt et al., 1994, Rangert et al., 1995, Goodacre et al., 2003).

O comportamento biomecânico de um implante dentário osseointegrado desempenha um importante papel na sua longevidade funcional. (Geng et al., 2001) Inúmeras pesquisas são realizadas em vistas ao aprimoramento da biomecânica destas próteses a fim de evitar ao máximo a perda óssea e o fracasso do tratamento reabilitador. Eskitazscioglu (2004) e Misch (2006) acreditam que a tensão mecânica e a deformação além dos limites fisiológicos dos tecidos duros são as causas principais da perda óssea inicial que a longo prazo leva ao insucesso das reabilitações com implantes.

Introdução Geral

A interface osso/implante não tem a capacidade de permitir o movimento do implante, devido à interface ser rígida (Chapman, 1989). Já na dentição natural, o ligamento periodontal tem a capacidade de absorver a tensão ou permitir pequenos movimentos dentais. (Rangert et al., 1989; Weinberg et al., 1993) As tensões transferidas à interface do implante dependem do tipo de carga, das propriedades do material do implante e da prótese, da natureza do osso que suporta o implante, da quantidade e qualidade da superfície óssea, além da geometria, profundidade, largura, comprimento e inclinação do implante (Weinberg et al., 1995; Sahin et al., 2002; Geng et al., 2001).

As limitações anatômicas às vezes tornam necessário o posicionamento de implantes com angulações fora do considerado ideal para as reabilitações protéticas (Eger et al., 2000). Na mandíbula, a crista alveolar disponível acima do nervo alveolar inferior, é a mais significativa dessas limitações, este rebordo alveolar pode não ser de altura suficiente para permitir a colocação do implante de modo convencional. (Pancko et al., 2010). Porém quando os procedimentos cirúrgicos não podem reverter essa situação é possível a correção dessa angulação através de um cuidadoso planejamento e da utilização de pilares angulados, que podem ser considerados uma opção reparadora apropriada quando implantes não são colocados nas posições axiais ideais (Eger et al., 2000).

Introdução Geral

Existem estudos que confirmam que implantes carregados não axialmente alcançaram a integração funcional e foram bem sucedidos após um ano de carregamento, sem efeitos adversos sobre o osso circundante ou tecidos moles, porém estes estudos, em sua maioria, tratavam de próteses multiplas e esplintadas. Estes estudos longitudinais, reportam que o uso de implantes inclinados eliminam complicações associadas aos procedimentos de reconstruções ósseas e demonstraram ainda que a angulação do intermediário não parece ter influência na taxa de sobrevivência dos implantes, quando comparado aos intermediários retos. (Sethi et al. 2000; Block et al. 2009; Maló 2005; Calandriello et al. 2005; Aparicio et al. 2001; Testori et al. 2008; Mattsson et al. 1999; Krekmanov et al. 2000; Rosen et al. 2007; Celletti et al. 1995; Pellizzer et al. 2011)

Resultados opostos mostraram que o carregamento não axial de implantes já foi considerado suficiente para inibir a osseointegração (Ranger et al. 1989; Ranger et al. 1996) e em estudos por diferentes metodologias foi observado que quando da utilização de implantes excessivamente inclinados, há maior concentração de tensões e reabsorção no osso cortical ao redor do implante. (Naini et al. 2011; Watanabe et al. 2003; Clelland et al. 1993; Clelland et al. 1995, Çaglar et al. 2006)

Kao e colaboradores demonstraram em 2008 pela metodologia dos elementos finitos, que a angulação do intermediário acima de 25 graus

Introdução Geral

aumenta a tensão em 18% e a micro-movimentação em 30%. Outros autores verificaram que as tensões são mais concentradas na área coronal do implante (Federick e Caputo, 1996; Watanabe et al. 2003; Sethi et al. 2002), e estas combinadas com as forças de carga excessiva, podem levar à perda óssea marginal e falha de um componente, assim como uma possível falha do implante.

Estas inclinações podem ter diversas manifestações ou serem mais críticas nos diferentes sistemas de conexões protéticas. Os Implantes têm como principais conexões as do tipo Hexágono externo, Hexágono interno e dentro das conexões internas a do tipo Cone morse. O sistema de hexágono externo possui vantagens, tais como ser apropriado para o método de dois estágios, um mecanismo anti-rotacional, reversibilidade e compatibilidade entre sistemas diferentes. O sistema hexágono interno também possui vantagens como a facilidade de conexão com o intermediário, apropriados para um estágio, maior estabilidade e anti-rotação devido a uma maior área de conexão e indicados para uma restauração unitária, maior resistência à carga lateral, devido ao centro de rotação mais baixo e uma melhor distribuição da força. O sistema Cone Morse tem a vantagem de uma melhor capacidade de vedamento, pela diminuição do micro-gaps em relação aos outros tipos de conexão. (Maeda et al., 2006)

A análise do comportamento mecânico, no que diz respeito às tensões em um sistema, pode ser realizada por diferentes métodos como

Introdução Geral

fotoelasticidade, extensometria e o método dos elementos finitos, entre outros. No entanto, quando a avaliação envolve geometrias complexas torna-se difícil a determinação da solução analítica, sendo que a técnica da análise por elementos finitos que utiliza procedimentos numéricos, pode auxiliar na compreensão do comportamento das tensões. (Geng et al. 2001; Holmgren et al., 1998; Lan et al. 2008) Análise pelo método dos de elementos finitos (MEF) tem sido amplamente utilizada para prever o desempenho biomecânico de vários desenhos de implantes dentários, bem como o efeito de fatores clínicos sobre o sucesso do implante. Através da compreensão da teoria básica, método de aplicação e as limitações da MEF em implantodontia, o clínico estará mais bem equipado para interpretar os resultados de estudos MEF e extrapolar para as situações clínicas (Geng et al. 2001; Danza et al. 2009)

Do ponto de vista metodológico, o Método dos Elementos Finitos se mostra uma ferramenta eficaz para examinar comportamentos complexos de prótese e estruturas circunvizinhas, associadas ou não a implantes, conforme observado em trabalhos de Verri et al. (2007), Cunha et al. (2008), Verri et al. (2011), Falcón-Antenucci et al. (2010), Pellizzer et al. (2011).

Diante do exposto, faz-se necessário avaliar, não só o comportamento biomecânico das próteses implantossuportadas com diferentes tipos de conexões protéticas, bem como a resposta sob diferentes inclinações do implante, por meio de uma metodologia

Introdução Geral

adequada como a análise dos elementos finitos tridimensionais, (Tada et al. 2003) de forma que se possa estabelecer evidências científicas de aplicabilidade clínica para um planejamento cirúrgico-protético mais apropriado.

No presente trabalho, analisaremos a associação de alguns desses fatores. Desta forma, no primeiro capítulo será estudada a influência da distribuição das tensões nas próteses implantossuportadas de conexão externa com diferentes angulações do implante, e no segundo capítulo, será avaliado a distribuição das tensões em diferentes conexões protéticas nas angulações propostas.

Influência da distribuição das tensões nas próteses sobre implantes de hexágono externo com diferentes angulações

2.1 Resumo

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

Material e método: Foram confeccionados 3 modelos tridimensionais, com auxílio dos programas de modelagem gráfica SolidWorks® 2010 e Rhinoceros® 4.0, além do programa InVesalius. Cada modelo foi composto por um bloco ósseo e um implante de conexão externa com coroa metalo-cerâmica parafusada. Após a geração de geometrias, os modelos foram importados para o programa de pré e pós-processamento de elementos finitos FEMAP® 10.2, onde foram geradas as malhas de elementos finitos, condições de carregamento e contorno. A carga aplicada foi de 200N axialmente e 100N obliquamente, na superfície oclusal das coroas. Os modelos foram resolvidos pelo programa NeiNastran® 9.2 e novamente importados no FEMAP® 10.2 para visualização dos resultados, por meio de mapas de tensão von Mises e Tensão Máxima Principal.

Resultados: Os mapas gerais mostraram áreas de altas tensões no local de aplicação da força e na interface intermediário/implante. O parafuso fixador apresentou padrão de distribuição das tensões semelhante com maior área no modelo 3. Os implantes apresentaram altas tensões, sob carregamento oblíquo, entre a plataforma do implante e a primeira rosca. Os ossos cortical e trabecular mostraram as mais altas tensões por tração na região cervical do implante para os modelos 2 e 3.

Conclusão: A inclinação do implante em 30°, proporcionou maiores tensões em todas as estruturas analisadas; O parafuso de retenção apresentou a mais alta concentração de tensões; A maior concentração de tensões se deu ao nível das primeiras roscas para os implantes inclinados.

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

2.2 Introdução*

Nos últimos anos, os implantes dentários têm sido usados em uma variedade de situações em tratamento dentário, desde a substituição de um único dente até a restauração completa dos arcos.¹ Porém a proximidade de implantes dentários com estruturas anatômicas, como o seio maxilar ou nervo alveolar inferior, às vezes tornam necessário o posicionamento destes com angulações fora do considerado ideal para as reabilitações protéticas, principalmente nas áreas posterior da maxila e de mandíbula atrófica.²

A instalação de implantes angulados para otimizar o aproveitamento do osso disponível pode ser visto como uma vantagem.³ Porém esta instalação pode prejudicar o próprio ângulo de saída do parafuso de fixação do componente protético, comprometendo as perspectivas restauradoras. Nesta situação, faz-se necessário o uso de intermediários angulados ou preparados para suprir as limitações estéticas e funcionais da prótese a ser confeccionada compensando as diferenças entre a angulação do implante e o osso disponível.^{3,4}

Existem estudos que confirmam que implantes carregados não axialmente alcançaram a integração funcional e foram bem sucedidos, após um ano de carregamento, sem efeitos adversos sobre o osso circundante ou tecidos moles, porém estes estudos, em sua maioria, tratavam de próteses multiplas e esplintadas. Estes estudos longitudinais

reportam que o uso de implantes inclinados eliminam complicações associadas aos procedimentos de reconstruções ósseas e demonstraram ainda que a angulação do intermediário não parece ter influência na taxa de sobrevivência dos implantes, quando comparado aos intermediários retos.⁵⁻¹⁵

Resultados opostos mostraram que o carregamento não axial de implantes já foi considerado suficiente para inibir a osseointegração^{16,17} e em estudos por diferentes metodologias foi observado que quando da utilização de implantes excessivamente inclinados, há maior concentração de tensões e reabsorção no osso cortical ao redor do implante.^{2,18-20} Outros autores verificaram que as tensões são mais concentradas na área coronal do implante,^{3,18,21} e estas combinadas com as forças de carga excessiva, podem levar à perda óssea marginal e falha de um componente assim como uma possível falha do implante.^{1,18} Estudos mostraram que para inclinações de 20° houve um aumento geral das tensões na ordem de tres vezes²⁰ e que a instalação de um implante com 30° de inclinação resulta em 50% de tensão na tábua óssea vestibular.²⁰ Esta instalação não axial pode levar a uma sobrecarga mecânica que, associada à micromovimentação excessiva do implante, pode ser danosa e afetar a osseointegração.⁴

Diante do exposto, considera-se ainda controverso o comportamento biomecânico de implantes angulados, sendo importante para nortear futuros planejamentos protéticos reabilitadores. Portanto,

propõe-se uma análise pelo método dos elementos finitos tridimensionais, para esclarecer a influência das diferentes angulações dos implantes osseointegrados na distribuição das tensões.

2.3 Proposição

A proposta deste estudo foi analisar a influência da distribuição das tensões em próteses unitárias implantossuportadas de hexágono externo, com diferentes angulações (0° , 17° e 30°), pelo método dos elementos finitos tridimensionais.

2.4. Material e Método

Para este estudo foram confeccionados três modelos tridimensionais (Tabela 1), representados por uma secção de osso mandibular, um implante (4,0x10mm) e prótese fixa unitária associada. As dimensões do bloco do osso foram aproximadamente 25 mm de altura, 13 mm de largura e 13 mm de espessura, composto por osso trabecular no centro e circundado por osso cortical, da região molar mandibular.

A espessura do osso cortical na base do bloco permaneceu constante (3 mm).²² A geometria do osso trabecular e cortical foi obtida a partir da recomposição de uma Tomografia Computadorizada frontal da região de molar inferior, feita através do programa InVesalius (CTI, São Paulo, Brasil). Posteriormente, a imagem foi exportada ao programa Rhinoceros[®] 4.0 (NURBS modeling for Windows, Robert McNeel & Associates, Seattle, EUA) para simplificação de geometria e refinamento do desenho.

A geometria dos implantes foi obtida à partir do desenho de um implante do sistema Conexão em formato sld* (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, Brasil), particularmente, um de hexágono externo com 10 mm de comprimento e 4,0 mm de diâmetro, além de seu correspondente componente protético. O implante e o componente protético tiveram geometrias simplificadas através dos programas

SolidWorks 2010 (SolidWorks Corp, Massachusetts, EUA) e Rhinoceros 4.0.

Tabela 1 Especificações dos modelos	
Modelo	Descrição
1	Implante unitário de 4,0x10 mm, hexágono externo, com coroa metalo-cerâmica parafusada (Esteticone). Com angulação de 0°.
2	Implante unitário de 4,0x10 mm, hexágono externo, com coroa metalo-cerâmica parafusada (Esteticone). Com angulação de 17°.
3	Implante unitário de 4,0x10 mm, hexágono externo, com coroa metalo-cerâmica parafusada (Esteticone). Com angulação de 30°.

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

Após finalização da modelagem, as geometrias foram exportadas para o programa de elementos finitos FEMAP® 10.2 (Siemens PLM Software Inc., Califórnia, EUA) para pré-processamento, onde foram

geradas as malhas de elementos finitos, com o elemento sólido tetraédrico parabólico (Figura 1).

As propriedades mecânicas correspondentes de cada material foram incorporadas às malhas, utilizando-se valores obtidos na literatura²⁴⁻²⁷ (Tabela 2). Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos.

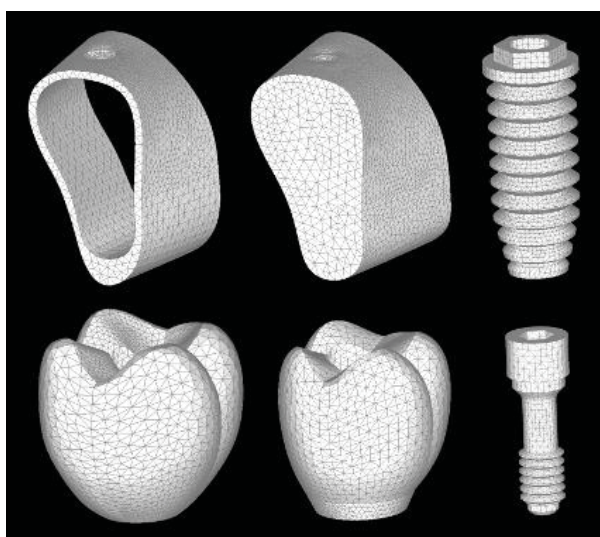


FIGURA 1 - Malha de Elementos Finitos

Os contatos entre porcelana/metal, implante/osso cortical, implante/osso trabecular, osso cortical/osso trabecular, componente protético/parafuso e implante/parafuso foram assumidos como colados, enquanto que o contato entre coroa/implante foi assumido como justaposto. As condições de contorno foram estabelecidas como fixados nos três eixos (x, y e z) nas superfícies mesiais e distais do osso cortical e trabecular, estando todo o restante do conjunto livre de restrições. A carga axial aplicada no modelo foi de 200N²⁸ (dividida em 50N por cúspide) e oblíqua de 100N (dividida em 50N por cúspide lingual).

Tabela 2 Propriedades dos materiais

Estrutura	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coeficiente de Poisson (v)	Referência
Osso Trabeculado	1,37	0,30	<i>Sevimay et al.</i>
Osso Cortical	13,7	0,30	<i>Sertgoz et al.</i>
Titânio (intermediário, implante)	110,0	0,35	<i>Sertgoz et al.</i>
Liga NiCr	206,0	0,33	<i>Anusavice & Hojjatie</i>
Porcelana Feldespática	82,8	0,35	<i>Eraslan et al.</i>

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

2.5. Resultados

Mapas de Tensão von Mises

Mapa Geral

Os mapas gerais de tensão von Mises, para os 3 tipos de inclinação sob aplicação de carga axial, apresentaram distribuição de tensões de baixa intensidade. O modelo 2 apresentou discreto aumento de tensões na região da cabeça e pescoço do parafuso do implante. O modelo 3 apresentou a maior concentração de tensões em todo o conjunto, sendo que as mais altas tensões foram observadas na região de cabeça e pescoço do parafuso do implante, verificado pela faixa de valor 203.1 MPa – 250 MPa.

Sob aplicação de carga oblíqua, observou-se que os tres modelos mostraram propagação da tensão desde a união do intermediário - parafuso da coroa - plataforma do implante, até a segunda ou terceira rosca do implante (Figura 2) e esta se apresentou na direção da aplicação da carga. Os valores de tensão mais críticos permaneceram na faixa de 203.1 MPa – 250 MPa. Os modelos 1 e 3 apresentaram a maior área de concentração de tensões e o modelo 2, de inclinação intermediária, apresentou as menores áreas.

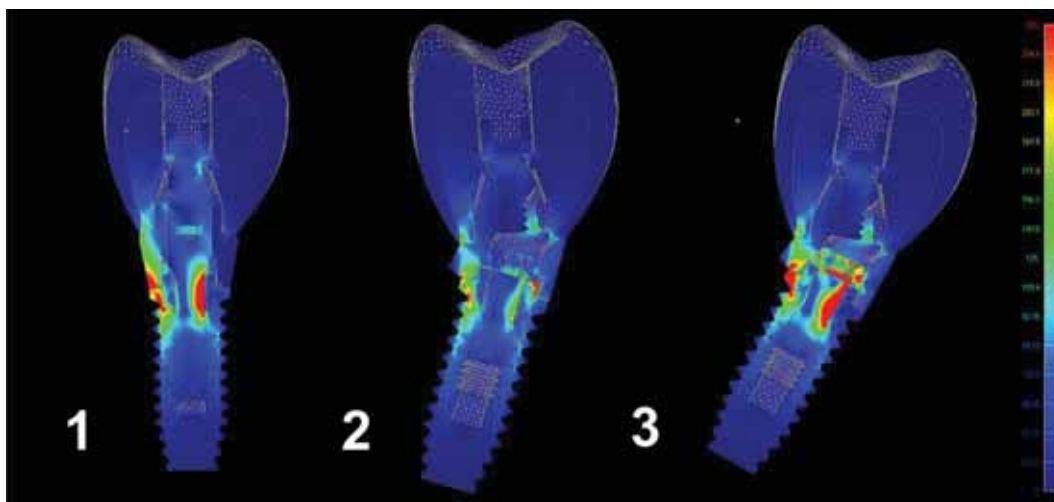


FIGURA 2 - Corte Mapa Geral (Oblíqua)

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

TABELA 3 – Valores de tensão Geral (MPa).				
Modelos	Axial		Oblíqua	
	Min	Max	Min	Max
Modelo 1 (0°)	0.026	480.2	0.004	1201
Modelo 2 (17°)	0.030	560.9	0.009	2597
Modelo 3 (30°)	0.024	1040	0.008	3179

Coroa

Os mapas de tensão das coroas implantossuportadas, sob aplicação de carga axial apresentaram padrões de distribuição semelhantes. A exceção do alto ponto de tensão no ponto de aplicação de carga observado em todos os modelos.

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

Implante

A figura 3 mostra os mapas de tensão para os implantes sob carga axial. Os 3 tipos de inclinação sob aplicação axial, apresentaram distribuição de tensões de baixa intensidade. Observa-se para o modelo 3, de 30°, um pequeno aumento de tensão na região das primeiras roscas vestibulares e internamente ao nível das primeiras roscas do parafuso de fixação, sendo verificado pela visualização da faixa de tensão de 109.4 MPa – 171.9 MPa.

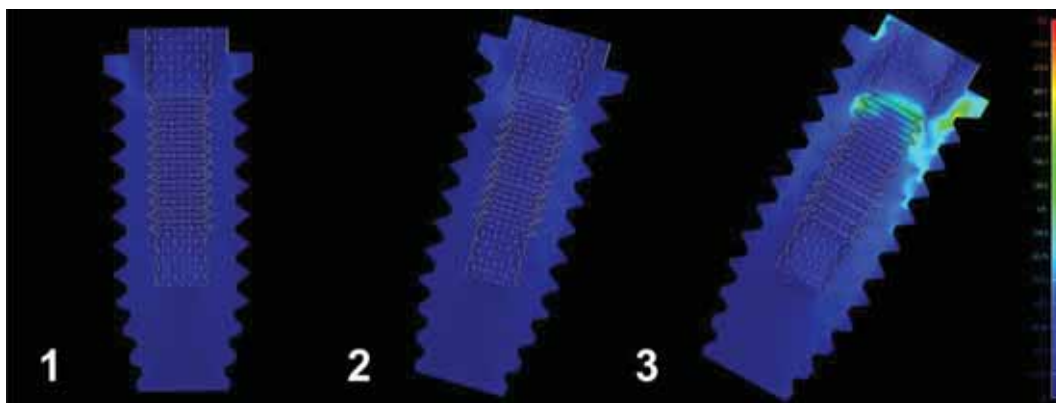


FIGURA 3 - Implante (Carga Axial)

Sob aplicação de carga oblíqua, (Figura 4) notou-se um padrão semelhante de distribuição de tensões entre os modelos. Para todos os modelos analisados, a mais alta tensão se localizou na plataforma do implante e primeira rosca, no sentido da aplicação da carga (face lingual). Também foi observada, no modelo 2 uma pequena área de alta tensão ao nível do hexágono (do lado oposto da aplicação da carga). Os valores de tensão mais altos estiveram na faixa de 156.3 MPa – 250 MPa. Em uma análise comparativa, verifica-se que as mais altas tensões foram para os modelos sob carga oblíqua.

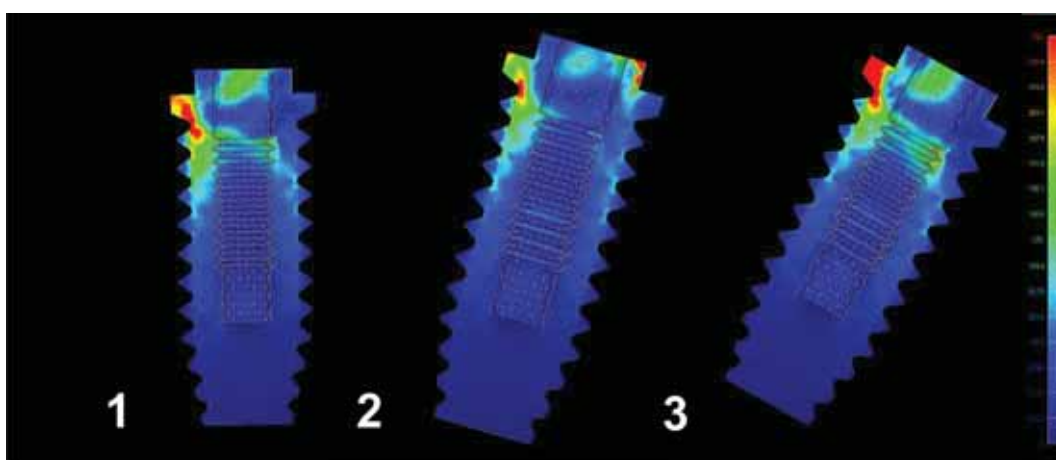


FIGURA 4 - Implante (Carga Oblíqua)

Parafusos

O parafuso da coroa, na carga axial, comportou-se de maneira semelhante para os três modelos, observando-se baixos níveis de tensões. Para o parafuso fixador, as tensões aumentaram conforme o grau de inclinação do implante (Figura 5). Notou-se que a maior área de tensão se deu no modelo 3, na cabeça e no pescoço do parafuso, pouco acima da primeira rosca. O modelo 2 apresentou tensões distribuídas de maneira semelhante, porém em menor intensidade. A maior tensão observada se deu na faixa de 156.3 MPa – 234.4 MPa no modelo 3.

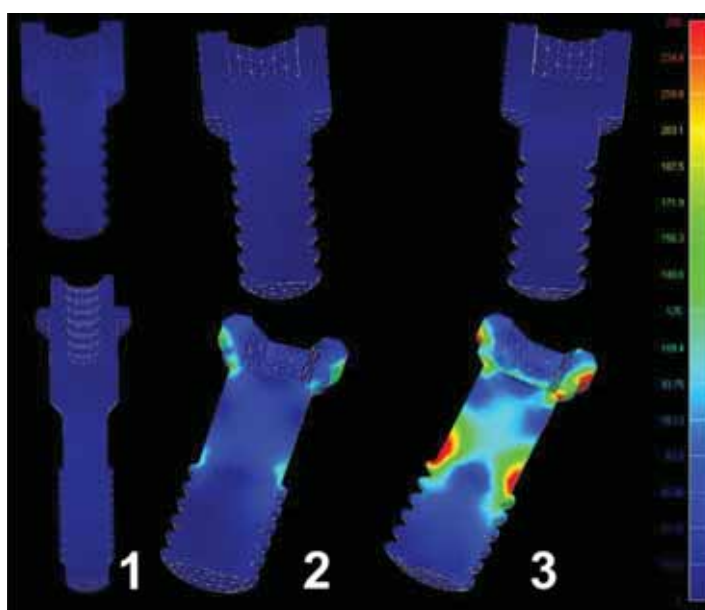


FIGURA 5 - Parafusos (Carga Axial)

Sob carga oblíqua, o parafuso da coroa apresentou tensões distribuídas uniformemente para os três modelos. Para o modelo 3 houve maior área com tensões elevadas, sendo que estas se estenderam da

cabeça do parafuso até o início das roscas do lado oposto ao da aplicação das cargas. O modelo 2 obteve menores áreas com altas concentrações de tensões, estas se encontravam nos extremos da parede lisa do parafuso, entre a cabeça do parafuso e a primeira rosca.

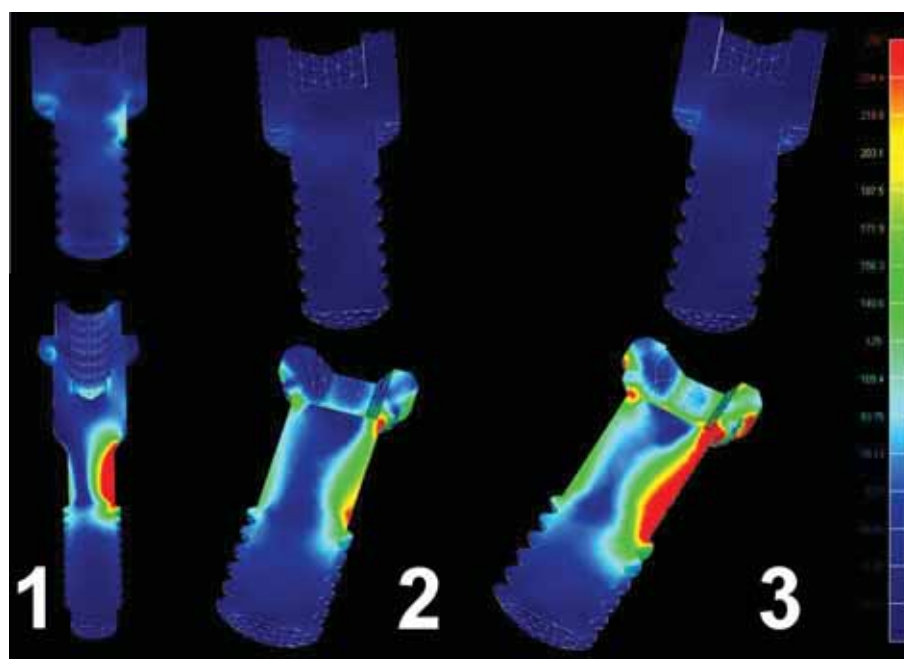
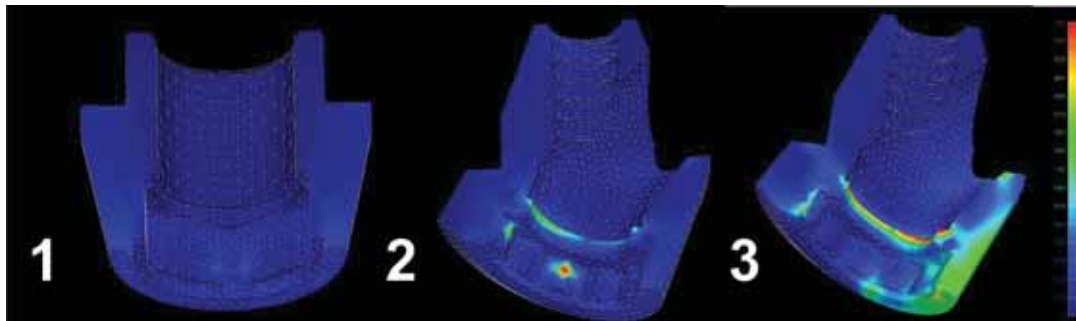


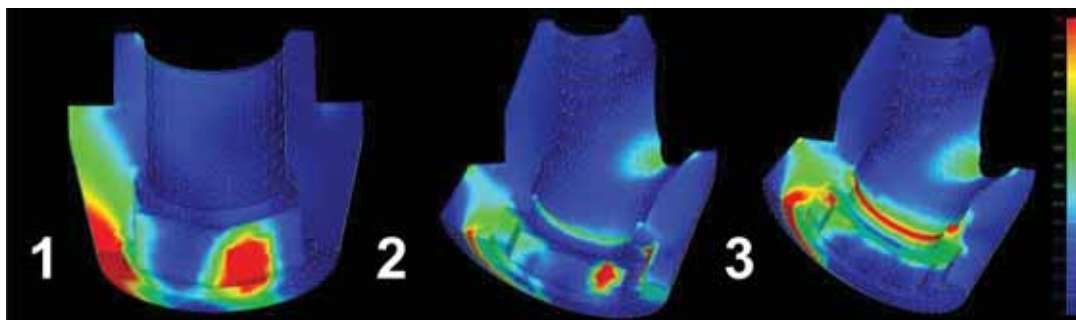
FIGURA 6 - Parafusos (Carga Oblíqua)

Intermediário

A figura 7 mostra o mapa dos intermediários sob carga axial. Observa-se que houve um discreto aumento das tensões conforme a angulação dos implantes. Sendo o modelo de 30° com maior concentração na área de assentamento do parafuso fixador.

**FIGURA 7** - Intermediários (Carga Axial)

Sob carga oblíqua, os intermediários obtiveram maiores concentrações de tensões e em maiores áreas. Essa distribuição foi observada em maiores áreas para os três modelos (Figura 8). Os modelos 1 e 3 apresentaram altas concentrações em maiores áreas. Para o modelo 1 as concentrações se deram na base e nos contatos internos com o hexágono. Para o modelo 3, além da base e pontos internos de contato com o hexágono, também houve altas concentrações na região de assentamento do parafuso fixador. Para o modelo 2 a distribuição se deu a semelhança do modelo 3, porém em menores áreas e concentrações.

**FIGURA 8** - Intermediários (Carga Oblíqua)

Mapas de Tensão Máxima Principal

Osso Cortical

As Figuras 9 a 12 ilustram os mapas de tensão máxima principal do osso cortical (vistas superior e inferior) dos modelos estudados. Na figura 9 observou-se tensões por compressão ao redor da plataforma do implante que foram de menor intensidade para o modelo 1 (reto), seguido pelo modelo 2 (17°) e 3 (30°), respectivamente. Assim, o modelo 3 apresentou as maiores áreas de tensão por compressão, com valores na faixa de -6.25 MPa – -25 MPa. Pôde ser observado uma pequena área de tensão de tração na face vestibular do modelo 3.

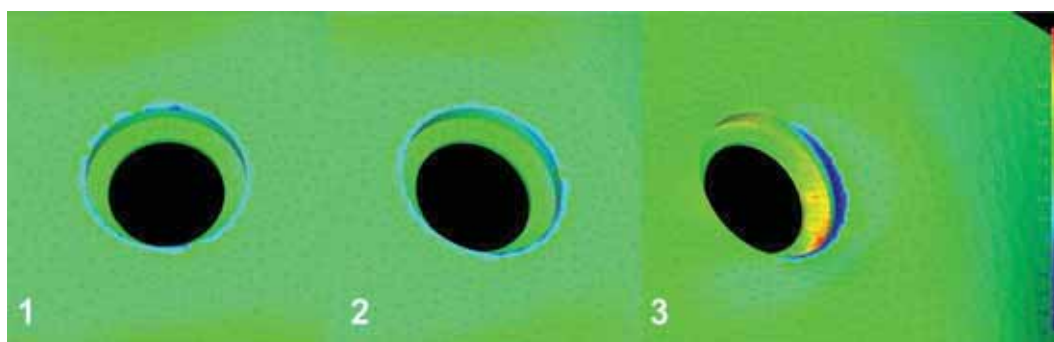


FIGURA 9 - Osso Cortical – Vista superior (Carga Axial)

Características semelhantes foram observadas sob aplicação de carga oblíqua (Figura 10) para os três modelos. Estes apresentaram tensões por compressão e tração. As tensões por tração se deram do lado oposto ao da aplicação da carga. A área de concentração das tensões aumentou ao redor da plataforma a medida que se deu a

inclinação do implante, obtendo o modelo 3 a maior área de tensões. Os valores de tensão por tração estiveram na faixa de 15.63 MPa - 25 MPa.

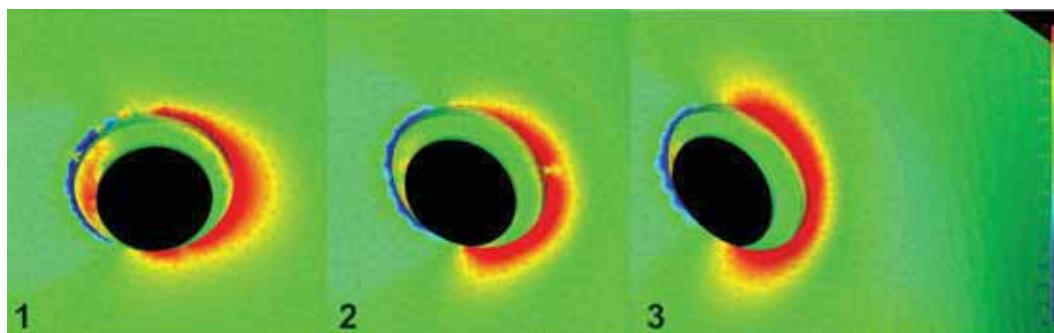


FIGURA 10 - Osso Cortical – Vista superior (Carga Oblíqua)

Na vista inferior do osso cortical, quando aplicada a carga axial (Figura 11), notou-se maiores áreas de tensões por tração para o modelo 3, localizando-se ao redor do implante, no sentido oposto ao da inclinação do mesmo.

Sob carga oblíqua, (Figura 12) os modelos mostraram tensões por tração, próximas à plataforma do implante e no sentido da carga aplicada (face lingual). Os modelos 1 e 2 apresentaram a maior área e com a mais alta tensão por tração 15.63 MPa - 25 MPa.

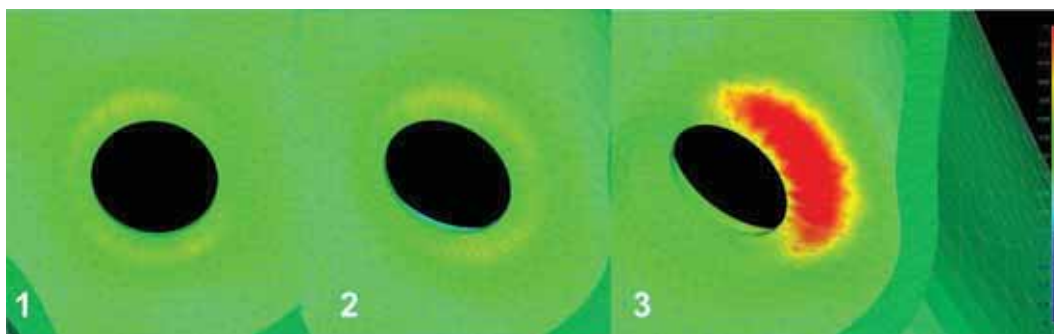


FIGURA 11 - Osso Cortical – Vista inferior (Carga Axial)

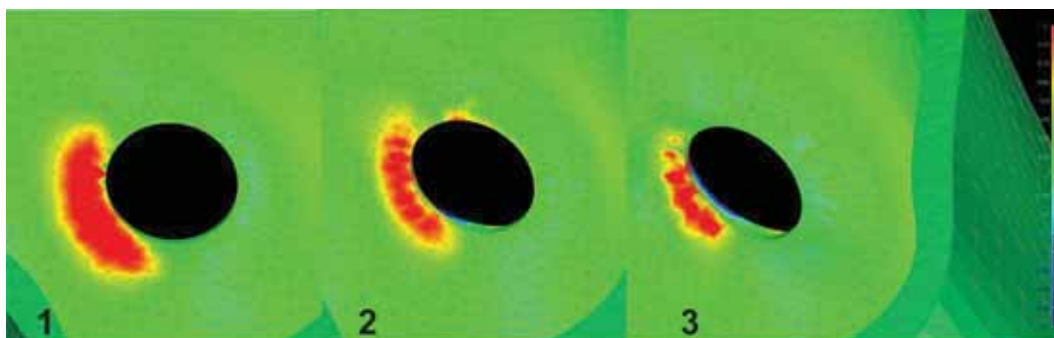


FIGURA 12 - Osso Cortical – Vista inferior (Carga Oblíqua)

Osso trabecular

Os mapas de tensão do osso trabecular estão representados nas Figuras 13 e 14. As tensões localizaram-se ao redor do corpo do implante sob carga axial. O modelo 3 apresentou a mais alta tensão, principalmente no terço apical (ao nível das roscas do implante) no sentido contrario a inclinação, onde as tensões estiveram na faixa 1.969 MPa – 3 MPa.

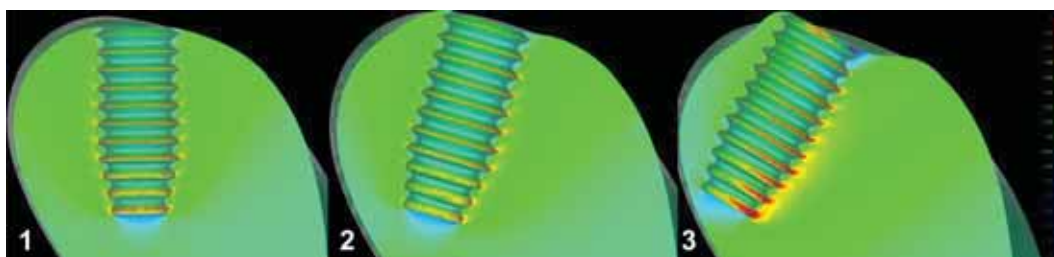


FIGURA 13 - Osso Trabecular (Carga Axial)

Sob carga oblíqua as tensões de tração mostraram-se (Figura 14) mais intensas do lado da aplicação da carga e distribuídas nas extremidades das roscas do implante. Nos modelos 2 e 3 observou-se tensões de tração ao nível da primeira rosca, ao lado contrário da

aplicação das cargas. Para os três modelos foram observadas forças de compressão em pequenas áreas próximas a primeira rosca, no lado da aplicação das cargas. A mais alta tensão por tração localizou-se ao nível das roscas, do lado oposto a aplicação das cargas nos três modelos, ilustrado pela faixa de tensão 1.969 MPa – 3 MPa.

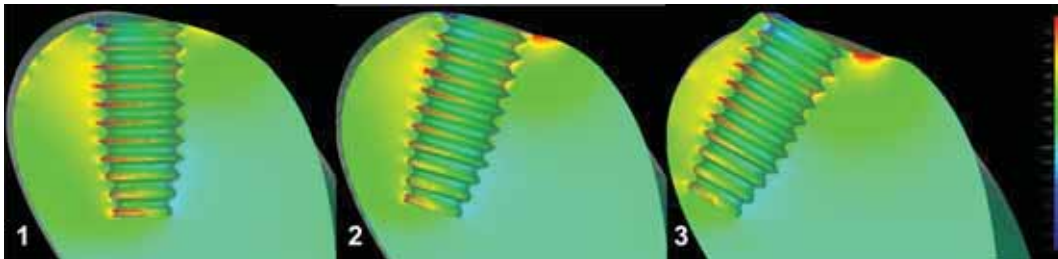


FIGURA 14 - Osso Trabecular (Carga Oblíqua)

2.6 Discussão

Analisando as tensões resultantes no mapa geral, observou-se que o modelo com implante angulado a 30°, apresentou as mais altas tensões, tanto para as cargas axiais quanto para as cargas oblíquas, sendo nestas em maiores áreas de concentrações. Resultados similares foram observados por Weinberg et al.²⁹ em uma análise teórica onde, para cada 10° de inclinação a tensão resultante aumentava em 5% no conjunto prótese/ implante. Quando analisados os modelos sob cargas oblíquas, obteve-se maiores tensões nos modelos 1 e 3, sendo que o modelo 2 (17°) apresentou menores áreas de concentrações de tensões nos mapas gerais. Isso provavelmente se deve ao fato das cargas oblíquas coincidirem com o eixo de distribuição das tensões do implante inclinado a 17°.

Analisando os mapas de tensão do parafuso de retenção, a maior concentração de tensões foi localizada no corpo do parafuso, o que concorda com estudos de Rangert et al.¹⁶ e Weinberg,²⁹ que relatam que o ponto mais fraco do sistema é o parafuso. As tensões nos parafusos foram observadas em maiores áreas e concentrações à medida que a inclinação do implante foi acentuada. A localização das tensões coincide com os relatos de incidência de afrouxamento e fratura do parafuso, observados nos estudos clínicos com próteses implantossuportadas, principalmente em coroas unitárias.^{16,30,31} A configuração hexagonal externa determina a posição rotacional, mas não existe um travamento

positivo. Desse modo, as forças não axiais são absorvidas principalmente pelo parafuso que é o ponto mais fraco do complexo implante/prótese.^{16,29} O tamanho reduzido do hexágono externo torna a estabilidade da conexão dependente do parafuso de retenção, justificando esses os altos índices de afrouxamento observados.^{31,32}

Em relação ao intermediário observamos aumento das tensões à medida que se acentuou a inclinação do implante, consequentemente a desangulação através do mesmo. As tensões se concentraram na base e na união com a plataforma do implante, essa distribuição provavelmente se dá pela tendência à rotação a qual todo o sistema sofre pela incidência das cargas.¹⁶ Apesar da diversidade de intermediários analisados em diferentes a tendência a altas tensões em implantes com maior inclinação foi observada na maioria destes, independentemente do tipo de intermediário utilizado.^{19,20,33} Esta tendência de maiores tensões no intermediário se dá com a transferência das tensões, do parafuso de ouro para as paredes internas do intermediário, podendo representar uma condição biomecanicamente desfavorável.³⁴

Analisando os mapas de tensão para os implantes observou-se que o implante inclinado a 30° apresentou a mais alta concentração de tensões e uma maior área, o que concorda com estudos pela mesma metodologia^{35,36} que obtiveram resultados semelhantes, apesar de não coincidir o grau e sentido da inclinação do implante. Provavelmente o modelo de 30° apresentou maiores concentrações de tensões, pois a

distância, do centro de rotação do implante à resultante da força aplicada, aumenta a medida que a inclinação é mais acentuada, produzindo um maior torque no conjunto implante/prótese.³⁷

Os mapas de tensão máxima principal apresentaram a mais alta concentração de tensão para o osso cortical ao redor do pescoço do implante do lado oposto a inclinação do mesmo, o que foi verificado em trabalhos com diferentes metodologias que utilizaram implantes retos e angulados.^{38,18-20} A concentração das tensões, deve-se também ao alto módulo de elasticidade do osso cortical,³⁹ sendo este mais resistente à deformação, criando uma união rígida com o implante.^{24,29} Estudos clínicos longitudinais^{16,31} verificaram a presença da perda óssea na crista cortical, como resultado das altas concentrações de tensões a este nível, relacionando a sobrecarga oclusal como o principal fator da perda óssea.

À análise dos mapas do osso trabecular em carregamento oblíquo, observou-se um aumento da concentração de tensões de tração em pequenas áreas ao redor das primeiras roscas, do lado do carregamento e nas pontas das roscas distribuídas pelo corpo do implante, do lado oposto ao carregamento. Isto ocorre provavelmente, pois o sistema tende a rotação, fazendo com que surjam essas áreas de tensões de tração e compressão.¹⁶ Becilacqua et al.⁴⁰ obteve resultados similares quando submeteu a carga axial, um implante com inclinações de até 45° no sentido mesio-distal.

Diante do exposto, e apesar das altas tensões observadas no presente estudo em todo conjunto prótese/implante e no osso, estas se encontram dentro dos limites fisiológicos. Podendo, os implantes inclinados vestibulo-lingualmente, serem utilizados quando a altura alveolar for insuficiente e se fizer necessário desviar do nervo alveolar inferior, como descrito por Pancko et al.⁴⁰.

2.7. Conclusão

Baseado na metodologia utilizada foi possível concluir que:

1. A inclinação do implante em 30°, proporcionou maiores tensões em todas as estruturas analisadas.
2. O parafuso de retenção apresentou a mais alta concentração de tensões.
3. A maior concentração de tensões se deu ao nível das primeiras roscas para os implantes inclinados.

2.8 Referências

1. Çăglar A, Aydin C, Özen J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:36-44.
2. Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A Three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:776-781.
3. Sethi A, Kaus T, Sochor P, Axmann-Krcmar D, Chanavaz M. Evolution of the concept of angulated abutments in implant dentistry: 14-year clinical data. *Implant Dent* 2002;11:41-51.
4. Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Sánchez DM, Rinaldi GA, de Aguirre CC, Goiato MC. Influence of implant angulation with different crowns on stress distribution. *J Craniofac Surg* 2011;22:434-437.
5. Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, Sánchez DMIK, Rinaldi GT, Aguirre CC. Influência da angulação do implante e tipo de intermediário na distribuição das tensões. *ImplantNews* 2010;7:507-512.
6. Sethi A, Kaus T, Sochor P. The use of angulated abutments in implant dentistry: five-year clinical results of an ongoing prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:801-810.

7. Block MS, Haggerty CJ, Fisher GR. Nongrafting implant options for restoration of the edentulous maxilla. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67:872-881.
8. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7 Suppl 1:S88-94.
9. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: A prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7 Suppl 1:S1-12.
10. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3:39-49.
11. Testori T, Del Fabbro M, Capelli M, Zuffetti F, Francetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:227-232.
12. Mattsson T, Köndell PA, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57:281-287.

13. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:405-414.
14. Rosen A, Gynther G. Implant treatment without bone grafting in edentulous severely resorbed maxillas: A long-term follow-up study. *J Oral Maxillofac Surg* 2007;65:1010-1016.
15. Celletti R, Pameijer CH, Bracchetti G, Donath K, Persichetti G, Visani I. Histologic evaluation of osseointegrated implants restored in nonaxial functional occlusion with preangled abutments. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1995;15:562-573.
16. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-247.
17. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:326-334.
18. Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology* 2003;91:31-36.
19. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:541-548.

20. Clelland NL, Gilat A. The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. *J Prosthodont* 1992;1:24-28.
21. Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co., 1987.
22. Misch CE. Short dental implants: a literature review and rationale for use. *Dent Today* 2005;24:64-6, 68.
23. Kitagawa T, Tanimoto Y, Nemoto K, Aida M. Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. *Dent Mat J* 2005;24:219-224.
24. 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.
25. Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J Dent Res* 1987;66:1493-1498.
26. Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures--a finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2005;32:273-278.
27. Morneburg TR, Proschel PA. Measurement of masticatory forces and implant forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont* 2002;15:20-27.

28. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont* 1995;8:421-433.
29. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses.. *J Prosthet Dent* 2003;90:121-132.
30. Ekfeldt A, Carlsson GE, Börjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:179-183.
31. Scheller H, Urgell JP, Kultje C, et al. A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:212-218.
32. Dittmer S, Philipp Dittmer M, Kohorst P, Jendras M, Borchers L, Stiesch M. Effect of Implant-Abutment Connection Design on Load Bearing Capacity and Failure Mode of Implants. *J Prosthodont* 2011 [Epub ahead of print].
33. Chiapasco M, Romeo E. Reabilitação oral com prótese implantossuportada para casos complexos. São Paulo: Editora Santos, 2007. 494 p.
34. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:533-539.

35. Kao HC, Gung YW, Chung TF, Hsu ML. The influence of abutment angulation on micromotion level for immediately loaded dental implants: a 3-D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:623-630.
36. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:19-31.
37. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996;76:633-640.
38. Martin RB, Burr DB, Sharkey NA. *Skeletal tissue mechanics*. 1st ed. New York: Springer, 1998:127-178.
39. Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, Pera P. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont* 2008;21:539-542.
40. Pancko F, Dyer J, Weisglass S, Kraut RA. Use of tilted implants in treatment of the atrophic posterior mandible: a preliminary report of a novel approach. *J Oral Maxillofac Surg* 2010;68:407-413.

**Influência da angulação dos implantes com diferentes tipos de
conexão protética na distribuição de tensões. Estudo pelo
método dos elementos finitos tridimensionais**

3.1 Resumo

Proposição: O objetivo deste estudo foi avaliar a influência da inclinação dos implantes em próteses implanto-suportadas de diferentes conexões na distribuição das tensões, pelo método dos elementos finitos tridimensionais.

Material e método: Foram confeccionados 6 modelos tridimensionais, com auxílio dos programas de modelagem gráfica SolidWorks 2010 e Rhinoceros 4.0, além do programa InVesalius. Cada modelo foi composto por um bloco e um implante com diferentes tipos de conexão (hexágono externo e cone morse) e coroa metalo-cerâmica. Após geração de geometrias, os modelos foram importados para o programa de pré e pós-processamento de elementos finitos FEMAP 10.2, onde foram geradas as malhas, condições de carregamento e contorno. A carga aplicada foi de 200N axial e 100N obliquamente, na superfície oclusal das coroas. Os modelos foram resolvidos pelo programa NeiNastran 9.2 e novamente importados no FEMAP 10.2 para visualização dos resultados, por meio de mapas de Tensão Máxima Principal.

Resultados: No osso cortical foram observadas tensões ao redor da plataforma do implante (vista superior e inferior). Os modelos com conexão externa apresentaram as maiores áreas de concentração de tensões. No osso trabecular, sob aplicação de carga axial, as tensões concentraram-se ao redor do corpo do implante para os dois tipos de conexão. Sob aplicação de carga oblíqua, as tensões localizaram-se do lado oposto da aplicação da carga, nas extremidades das roscas, apresentando altas tensões nos modelos de hexágono externo. Em ambos os tipos de conexão as áreas de concentração foram maiores para os implantes mais angulados. Os modelos com conexão cone morse apresentaram as menores áreas de concentrações de tensões.

Conclusão: Com o aumento da inclinação do implante, aumentaram-se as tensões independentemente do tipo de conexão. As tensões foram menores para a conexão cone morse.

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

3.2 Introdução*

As limitações anatômicas às vezes tornam necessário o posicionamento de implantes com angulações fora do que é considerado ideal, podendo levar a uma posição indesejável para a confecção de uma restauração protética.¹ Porém quando os procedimentos cirúrgicos não podem reverter tal situação, a correção dessa angulação é possível através de um cuidadoso planejamento e a utilização de intermediários.²

Os estudos longitudinais reportam que o uso de implantes inclinados elimina complicações associadas aos procedimentos de reconstruções ósseas e que a angulação do intermediário parece não ter influência na taxa de sobrevivência dos implantes, quando comparado aos intermediários retos. Estes estudos confirmam que implantes carregados não axialmente alcançaram a integração funcional sem efeitos adversos sobre o osso circundante ou tecidos moles, porém em sua maioria, tratavam de próteses multiplas e esplintadas.³⁻¹³

Inúmeras pesquisas são realizadas em vistas ao aprimoramento da biomecânica destas próteses a fim de evitar ao máximo a perda óssea e o fracasso do tratamento reabilitador, uma vez que a interface osso/implante não tem a capacidade de permitir o movimento do implante, devido à interface ser rígida.¹⁴ As tensões transferidas à essa interface dependem do tipo de carga, das propriedades do material do implante e da prótese, da natureza do osso que suporta o implante, da quantidade e

qualidade da superfície óssea, além da geometria, profundidade, largura, comprimento e inclinação do implante.¹⁵⁻¹⁸

Pesquisas mostraram que o carregamento de implantes em posicionamento não axial, já foi considerado suficiente para inibir a osseointegração^{18,19} e em estudos por diferentes metodologias foi observado que quando da utilização de implantes excessivamente inclinados, há maior concentração de tensões e reabsorção no osso cortical ao redor do implante.²⁰⁻²⁴

Outro fator que pode influenciar na transferência das cargas é o tipo de conexão protética, como observado em estudos por diferentes metodologias.^{25,26} Os Implantes têm como principais conexões as externas, internas e dentro das conexões internas temos a do tipo Cone Morse. O sistema de hexágono externo possui vantagens, tais como ser apropriado para o método de dois estágios, um mecanismo anti-rotacional, reversibilidade e compatibilidade entre sistemas diferentes. O sistema hexágono interno também possui vantagens como a facilidade de conexão com o intermediário, maior estabilidade e anti-rotação, indicados para restauração unitária, maior resistência à carga lateral, devido ao centro de rotação mais baixo e uma melhor distribuição da força. O sistema Cone Morse tem a vantagem de uma melhor capacidade de vedamento, pela diminuição do micro-gaps em relação aos outros tipos de conexão.²⁷

Diante do exposto e devido à escassez de estudos relacionando as diferentes conexões protéticas com a angulação dos implantes osseointegrados, a proposta deste estudo foi realizar uma análise pelo método dos elementos finitos tridimensionais em implantes osseointegrados angulados e de diferentes conexões.

3.2 Proposição

O propósito deste estudo foi realizar uma análise pelo método dos elementos finitos tridimensionais da influência da inclinação dos implantes (0° , 17° e 30°) em próteses implanto-suportadas com conexões de hexágono externo e cone morse na distribuição das tensões no tecido ósseo.

3.3 Material e Método

Para este estudo foram confeccionados seis modelos tridimensionais (Tabela 1), representados por uma secção de osso mandibular, um implante (4,0x10mm) e prótese fixa unitária associada. As dimensões do bloco do osso foram aproximadamente 25 mm de altura, 13 mm de largura e 13 mm de espessura, composto por osso trabecular no centro e circundado por osso cortical, da região molar mandibular.

A espessura do osso cortical na base do bloco permaneceu constante (3 mm).²⁸ A geometria do osso trabecular e cortical foi obtida a partir da recomposição de uma Tomografia Computadorizada frontal da região de molar inferior, feita através do programa InVesalius (CTI, São Paulo, Brasil). Posteriormente, a imagem foi exportada ao programa Rhinoceros 4.0 (NURBS modeling for Windows, Robert McNeel & Associates, Seattle, EUA) para simplificação de geometria e refinamento do desenho.

A geometria dos implantes foi obtida à partir do desenho de um implante do sistema Conexão em formato sld* (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, Brasil), particularmente, um de hexágono externo e um de cone morse, todos com 10 mm de comprimento e 4,0 mm de diâmetro, além de seu correspondente componente protético Esteticone ou Speed (cone morse). Todos os implantes e componentes tiveram

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

Tabela 1 Especificações dos modelos	
Modelo	Descrição
1	Implante unitário de 4,0x10 mm, hexágono externo, com coroa metalo-cerâmica parafusada (Esteticone). Com angulação de 0°.
2	Implante unitário de 4,0x10 mm, hexágono externo, com coroa metalo-cerâmica parafusada (Esteticone). Com angulação de 17°.
3	Implante unitário de 4,0x10 mm, hexágono externo, com coroa metalo-cerâmica parafusada (Esteticone). Com angulação de 30°.
4	Implante unitário de 4,0x10 mm, cone morse, com coroa metalo-cerâmica cimentada (Pilar Speed). Com angulação de 0°.
5	Implante unitário de 4,0x10 mm, cone morse, com coroa metalo-cerâmica cimentada (Pilar Speed). Com angulação de 17°.
6	Implante unitário de 4,0x10 mm, cone morse, com coroa metalo-cerâmica cimentada (Pilar Speed). Com angulação de 30°.

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

foi considerada parafusada para as conexões de hexágono externo e cimentada para a conexão cone morse, sendo considerada uma linha de cimentação com espessura de 0,8 mm.²⁹

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

As propriedades mecânicas correspondentes de cada material foram incorporadas às malhas, utilizando-se valores obtidos na literatura²⁹⁻³² (Tabela 2). Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos.

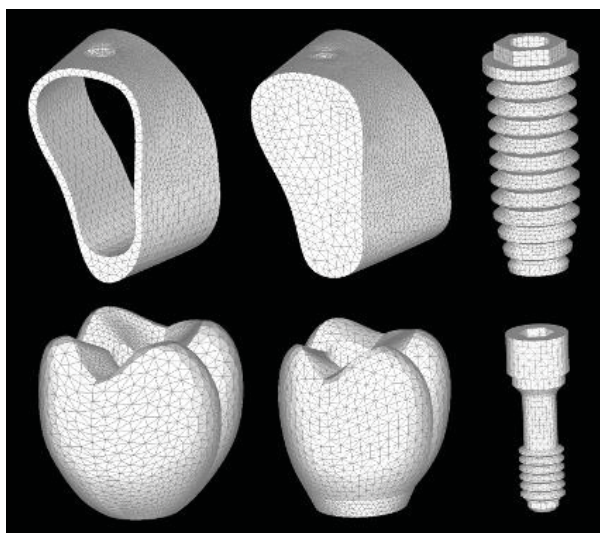


FIGURA 1 - Malha de Elementos Finitos

Tabela 2 Propriedades dos materiais

Estrutura	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coefficiente de Poisson (v)	Referência
Osso Trabeculado	1,37	0,30	Sevimay et al.
Osso Cortical	13,7	0,30	Sertgoz et al.
Titânio (intermediário, implante)	110,0	0,35	Sertgoz et al.
Liga NiCr	206,0	0,33	Anusavice & Hojjatie
Porcelana Feldespática	82,8	0,35	Eraslan et al.
Cimento de Fosfato de Zinco	22,4	0,35	Anusavice & Hojjatie

Os contatos entre porcelana/metal, implante/osso cortical, implante/osso trabecular, osso cortical/osso trabecular, componente protético/parafuso e implante/parafuso foram assumidos como colados, enquanto que os contatos entre coroa/intermediário e intermediário/implante foram assumidos como justapostos. As condições de contorno foram estabelecidas como fixados nos três eixos (x, y e z) nas superfícies mesiais e distais do osso cortical e trabecular, estando todo o restante do conjunto livre de restrições. A carga axial aplicada no

modelo foi de 200N³³ (dividida em 50N por cúspide) e oblíqua de 100N (dividida em 50N por cúspide lingual).

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

3.4 Resultados

Osso Cortical

Os mapas de tensão máxima principal do osso cortical (vista superior) dos dois tipos de conexões analisados estão representados nas figuras 2 a 5. Sob carga axial, foram observadas áreas de tensões por compressão ao redor da plataforma do implante. Para os modelos de hexágono externo estas tensões foram em maior intensidade para o modelo 3, e em maior área para a vestibular (Fig 2). Nos modelos com implante do tipo cone morse (Fig 3), as concentrações de tensão por compressão se mostraram em menor intensidade e em menor área, quando comparados aos modelos de HE. Porém o modelo com maior inclinação (6) apresentou maiores áreas de tensão por compressão que os modelos 4 e 5. Os modelos com inclinação de 30° apresentaram as maiores áreas de tensão por compressão, com valores na faixa de -6,25 MPa – 25 MPa.

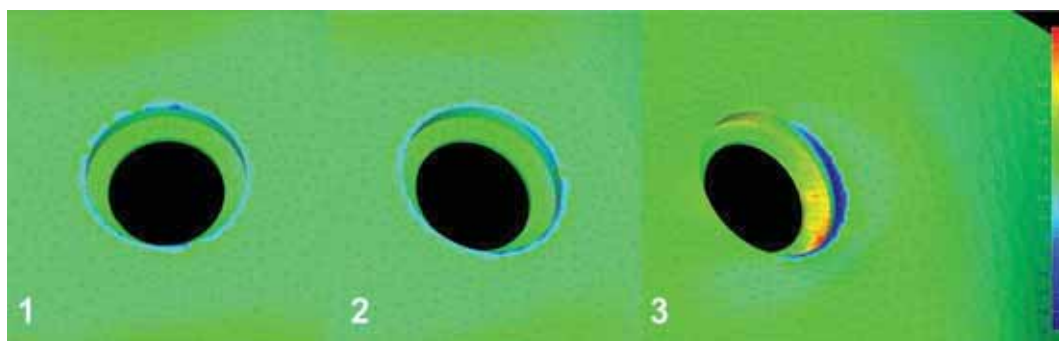


FIGURA 2 - Osso Cortical – Hexágono externo - Vista superior (Carga Axial)

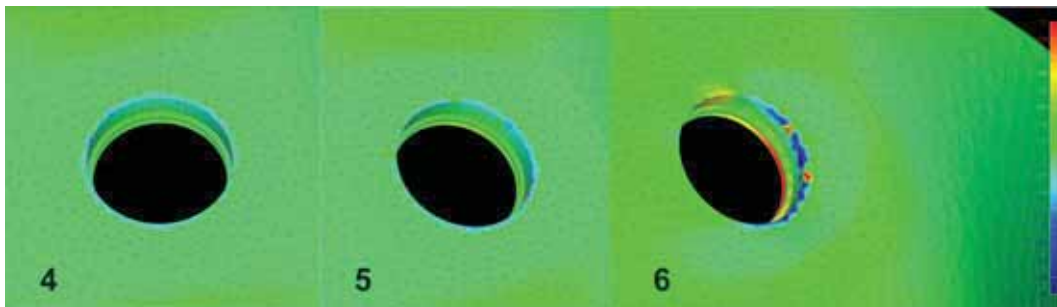


FIGURA 3 - Osso Cortical - Cone morse - Vista superior (Carga Axial)

Sob aplicação de carga oblíqua (Figs 4 e 5) nos dois tipos de conexões e para as três inclinações analisadas, observou-se tensões por compressão no sentido da aplicação da carga, sendo que para os modelos de cone morse foram em menores áreas. As áreas de tração localizaram-se do lado oposto às tensões de compressão. Para os dois tipos de conexões houve aumento de tensões por tração conforme a inclinação do implante, porém para os modelos cone morse, a área de abrangência dessas tensões foi cerca da metade da área dos modelos de hexágono externo, seguindo as respectivas inclinações. As maiores tensões de tração para o carregamento oblíquo localizaram-se na faixa de 15,23 MPa – 25 MPa

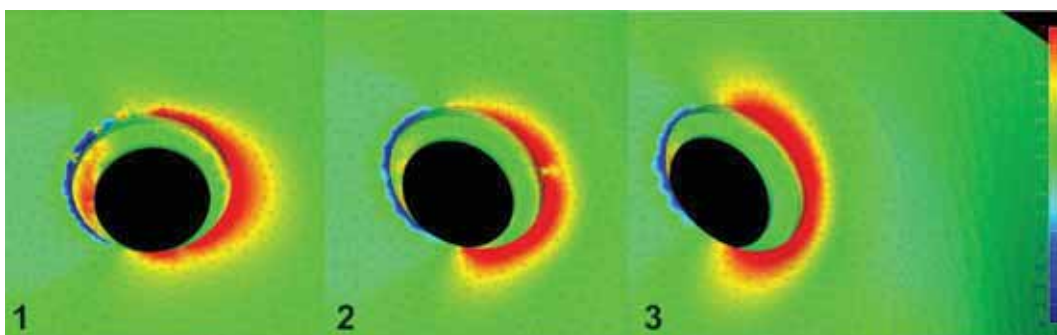


FIGURA 4 - Osso Cortical – Hexágono externo - Vista superior (Carga Oblíqua)

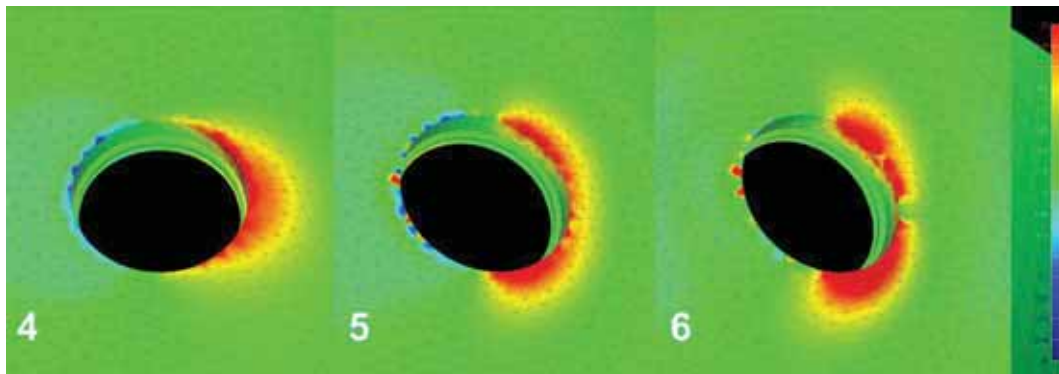


FIGURA 5 - Osso Cortical – Cone morse - Vista superior (Carga Oblíqua)

Analisando comparativamente, observou-se que tanto na aplicação de carga axial bem como na oblíqua, os modelos com conexão Cone morse apresentaram os mais baixos valores de tensão de tração e compressão. Porém, estas aumentaram a conforme a inclinação do implante para as duas conexões.

Na vista inferior do osso cortical, sob aplicação de carga axial (Figs 6 e 7), observaram-se áreas de tensão por tração ao redor do implante. As maiores áreas de tensões foram observadas nos modelos 3 e 6. As tensões mais críticas foram evidenciadas pela visualização da faixa de valor 9.37MPa – 25 MPa

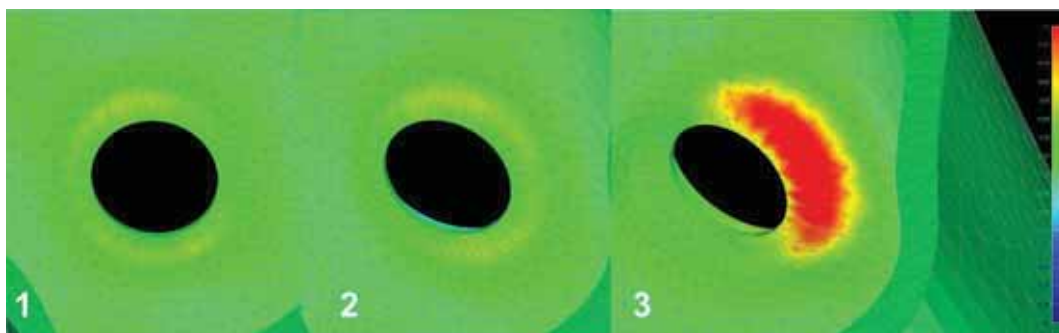


FIGURA 6 - Osso Cortical – Hexágono externo - Vista inferior (Carga Axial)

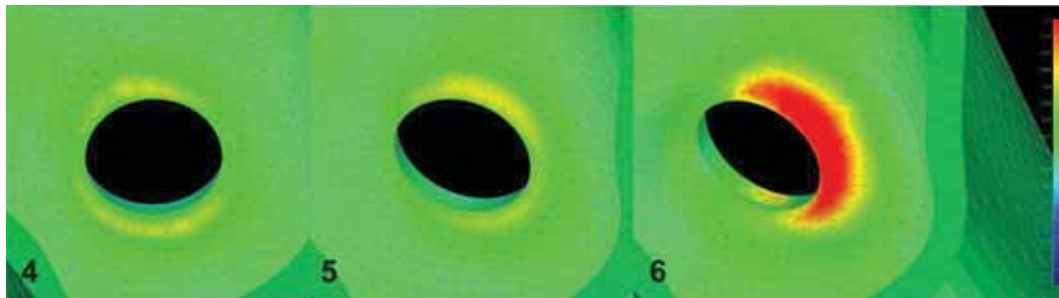


FIGURA 7 - Osso Cortical – Cone morse - Vista inferior (Carga Axial)

Sob carga oblíqua, (Figs 8 e 9) os modelos mostraram tensões por tração próximas à plataforma do implante no sentido da aplicação da carga (face lingual). Os modelos 1 e 2 apresentaram a maior área é a mais alta tensão por tração visualizados na faixa de tensão de valor 12,5 MPa - 25 MPa. Nos modelos com conexão cone morse, além de apresentarem as mais baixas intensidades e pequenas áreas de tensão, o valor máximo se deu em 21,88 MPa, (Fig 9).

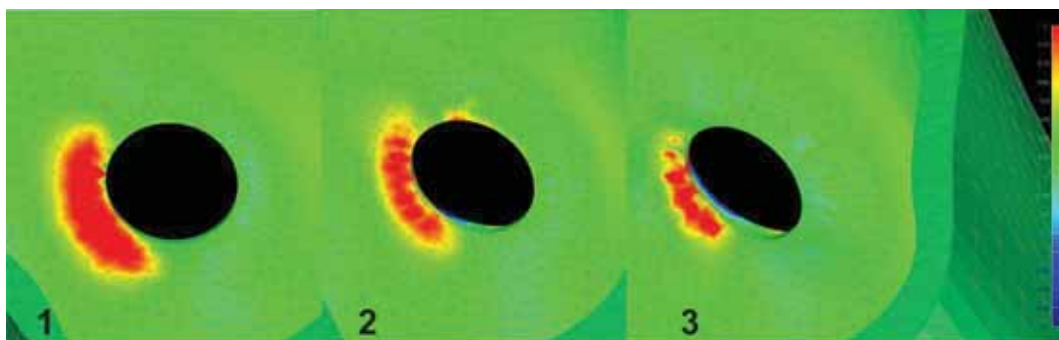


FIGURA 8 - Osso Cortical – Hexágono externo - Vista inferior (Carga Oblíqua)

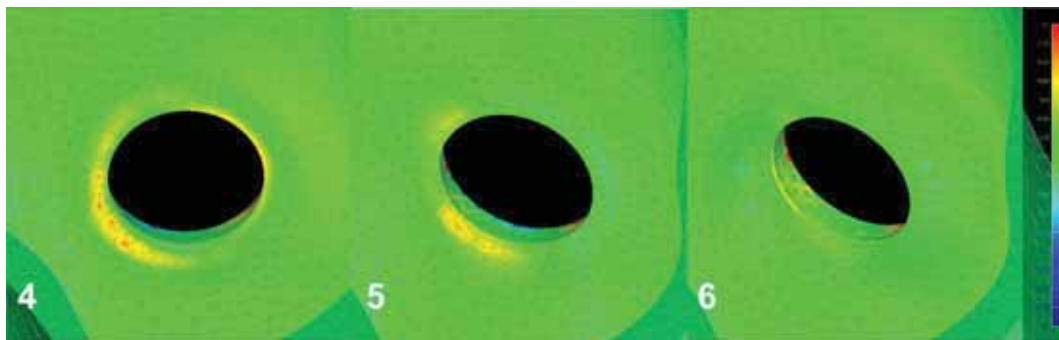


FIGURA 9 - Osso Cortical – Cone Morse - Vista inferior (Carga Oblíqua)

Osso trabecular

Os mapas de tensão do osso trabecular estão representados nas Figs 10 a 13. O padrão de distribuição das tensões foi semelhante para os dois tipos de conexão. As tensões por tração localizaram-se ao redor do corpo do implante sob carga axial. Observou-se uma maior área para o modelo 3 (30°)

Os modelos 3 e 6 mostraram altas tensões ao nível das roscas, principalmente no terço apical. Nos modelos cone morse, as tensões foram baixas ao nível das micro-roscas e as mais altas tensões localizaram-se ao nível do ápice do implante. Para todos os modelos, áreas de baixas tensões por compressão, foram observadas no ápice do implante.

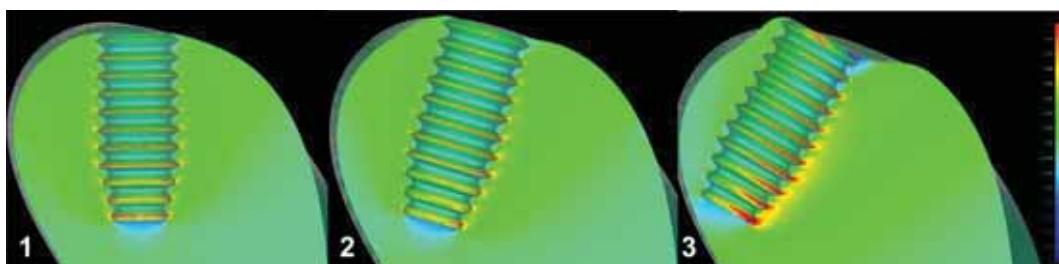


FIGURA 10 - Osso Trabecular - Hexágono externo (Carga Axial)

Analisando comparativamente os modelos, notou-se que a conexão externa (Fig 10) apresentou as mais altas tensões e estiveram na faixa de valor 1.969 MPa – 3 MPa. E a medida que inclinou-se o implante, aumentaram-se as tensões.

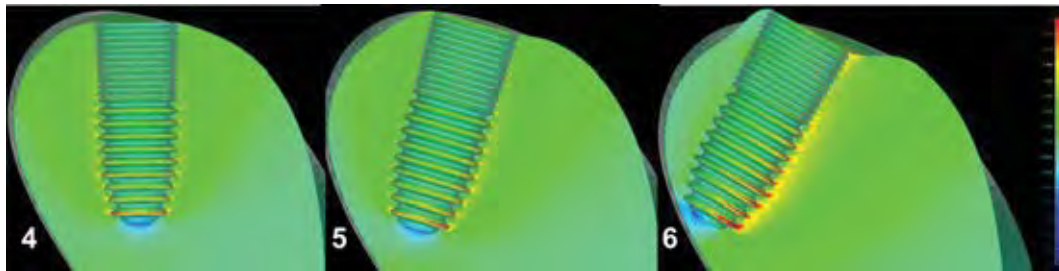


FIGURA 11 - Osso Trabecular - Cone morse (Carga Axial)

Sob carga oblíqua (Figs 12 e 13), as tensões por tração foram mais concentradas e em maior área ao redor dos implantes de conexão externa, nas pontas das roscas do lado oposto ao da aplicação das cargas e em torno da plataforma do implante, no mesmo lado de aplicação das cargas, sendo o implante com maior angulação o que apresentou maiores tensões. Para a conexão cone morse as tensões por tração se concentraram ao nível da plataforma do implante nos modelos inclinados, tendo no modelo 5 as maiores áreas de tensões. Tensões por tração também foram observadas no modelo 1 (0°) nas pontas das roscas, com maior concentração ao nível da ultima rosca.

Somente os modelos de conexão externa apresentaram uma pequena área de tensão por compressão ao nível da primeira rosca do implante, do lado da aplicação da força.

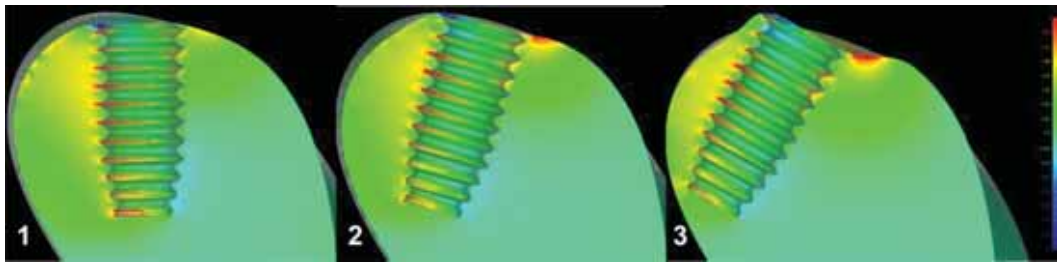


FIGURA 12 - Osso Trabecular - Hexágono externo (Carga Oblíqua)

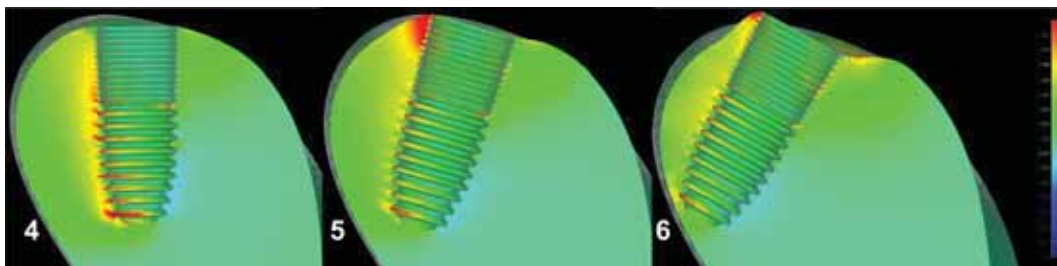


FIGURA 13 - Osso Trabecular - Cone morse (Carga Oblíqua)

Analisando comparativamente, notou-se que os modelos com conexão cone morse apresentaram as menores áreas de distribuição das tensões nos modelos com implantes reto e angulados.

3.5 Discussão

Analizando os resultados do presente estudo, observamos que, para todas as estruturas analisadas as tensões foram mais baixas para os modelos com implante cone morse. A maioria dos estudos³⁴⁻³⁶ demonstraram que a conexão de tipo cone morse apresenta uma maior estabilidade às cargas mastigatórias. Isso provavelmente se deve a uma conexão mais profunda e estável, devido a uma maior área de união entre as paredes do intermediário e as paredes internas do implante.³⁷ Basicamente a conexão morse apresenta um comportamento biomecânico diferente da conexão externa, uma vez que na conexão cônica o carregamento é suportado principalmente pela interface. Esta impede a movimentação do intermediário, promovendo estabilidade do conjunto através das forças friccionais. Diferentemente, uma configuração de hexágono externo propicia um travamento rotacional, mas não há um travamento positivo, dessa maneira o carregamento lateral é absorvido principalmente pelo parafuso do intermediário.³⁴

A concentração de tensões na interface de ambas conexões, reflete a forma e a intensidade que estas serão transmitidas ao osso circundante.^{26,38} Os resultados desse estudo mostraram que conforme o grau de inclinação dos implantes, quanto maior a inclinação, maior será a concentração de tensões no osso cortical. Tais resultados estão de acordo com os achados de Clelland et al.²² e Watanabe et al.²¹ Isso

provavelmente ocorre, pois a distância do centro de rotação do implante à resultante da força aplicada, aumenta à medida que a inclinação é mais acentuada, produzindo um maior torque no conjunto implante/prótese.¹⁶ Mostraram ainda, que a conexão externa transfere as tensões para uma maior área ao redor do conjunto implante prótese. Esse fato provavelmente está relacionado com a própria configuração da conexão de hexágono externo, ao qual permite uma maior micromovimentação entre o intermediário e o implante.¹⁹

Analisando os mapas de tensão Máxima Principal do osso cortical por uma vista inferior, observa-se a diminuição de tensões por tração quando comparadas as conexões, sobretudo nas cargas oblíquas. Estes resultados corroboram com outros estudos,^{34,39} que indicam que o implante cone morse é mais resistente às cargas laterais devido a sua configuração. As tensões são distribuídas sobre toda a área de conexão como observado em estudos de elementos finitos.^{34,36,40} Esta redução de tensões no osso periimplantar pode estar relacionada aos achados de estudos de acompanhamento,^{41,42} onde não houve perda progressiva do osso ao redor do implante nesse tipo de conexão.

Outro fator que pode ter influenciado nas baixas tensões apresentadas nos modelos com conexão cone morse, pode estar relacionado às coroas implantossuportadas cimentadas, já que, segundo Pietrabissa e colaboradores,⁴³ o cimento pode atuar como um dissipador de tensões. O uso das coroas cimentadas, clinicamente, é mais indicada

em próteses unitárias com conexão cone morse, principalmente na região posterior, porque após o torque, o componente protético dificilmente afrouxará.³

Os resultados para o osso trabecular mostraram um aumento nas concentrações de tensão por tração conforme o aumento da inclinação do implante, coincidindo com as áreas de maiores tensões no osso cortical. Provavelmente, essa transmissão de tensões pelos tecidos ósseos resulta em perdas, o que clinicamente é chamado de saucerização. No caso de continuidade desse fenômeno, progressão da perda óssea vertical, pode-se chegar à perda do implante.⁴⁴ Quando comparados os tipos de conexão, na carga axial os modelos comportaram-se de maneira semelhante. Para a carga oblíqua os modelos cone morse apresentaram menores áreas de tensão.

A utilização do hexágono externo não está contra-indicada, pois teoricamente está dentro dos limites fisiológicos⁴⁵, entretanto os resultados desse estudo mostraram relativamente um aumento de tensões principalmente com os implantes inclinados quando utilizadas conexão externa, que somados a outros fatores de risco e se tratando de prótese unitária podem inviabilizar a utilização. Com certeza é necessário um planejamento reverso.

3.6 Conclusão

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

1. Com o aumento da inclinação do implante, aumentaram-se as tensões independentemente do tipo de conexão.
2. .As tensões foram menores para a conexão cone morse.

3.7 Referências

1. Balshi TJ, Ekfeldt A, Stenberg T, Vrielinck L. Three-year evaluation of Branemark implants connected to angulated abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:52-58.
2. Eger DE, Gunsolley JC, Feldman S. Comparison of angled and standard abutments and their effect on clinical outcomes: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:819-823.
3. Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, Sánchez DMIK, Rinaldi GT, Aguirre CC. Influência da angulação do implante e tipo de intermediário na distribuição das tensões. *ImplantNews* 2010;7:507-512.
4. Sethi A, Kaus T, Sochor P, Axmann-Krcmar D, Chanavaz M. Evolution of the concept of angulated abutments in implant dentistry: 14-year clinical data. *Implant Dent* 2002;11:41-51.
5. Block MS, Haggerty CJ, Fisher GR. Nongrafting implant options for restoration of the edentulous maxilla. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67:872-881.
6. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7 Suppl 1:S88-94.

7. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: A prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7 Suppl 1:S1-12.
8. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3:39-49.
9. Testori T, Del Fabbro M, Capelli M, Zuffetti F, Francetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:227-232.
10. Mattsson T, Köndell PA, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57:281-287.
11. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:405-414.
12. Rosen A, Gynther G. Implant treatment without bone grafting in edentulous severely resorbed maxillas: A long-term follow-up study. *J Oral Maxillofac Surg* 2007;65:1010-1016.
13. Celletti R, Pameijer CH, Bracchetti G, Donath K, Persichetti G, Visani I. Histologic evaluation of osseointegrated implants restored

- in nonaxial functional occlusion with preangled abutments. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1995;15:562-573.
14. Chapman RJ. Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts. *Quintessence Int* 1989;20:473-480.
 15. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont* 1995;8:421-433.
 16. Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *J Dent* 2002; 30:271-282.
 17. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-598.
 18. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-247.
 19. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:326-334.
 20. Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A Three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:776-781.

-
21. Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology* 2003;91:31-36.
 22. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:541-548.
 23. Clelland NL, Gilat A. The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. *J Prosthodont* 1992;1:24-28.
 24. Çağlar A, Aydin C, Özen J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:36-44.
 25. Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Simamoto Junior P, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:781-789.
 26. Lin C-H, Wang J-C, Ramp LC, Liu P-R. Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation, bone density, and loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23:57-64.

27. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. *In Vitro* differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. J Oral Rehab 2006;33:75-78.
28. Kitagawa T, Tanimoto Y, Nemoto K, Aida M. Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. Dent Mat J 2005;24:219-224.
29. Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. J Dent Res 1987;66:1493-1498.
30. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. J Prosthet Dent 2005;93:227-234.
31. 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.
32. 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.
33. Morneburg TR, Proschel PA. Measurement of masticatory forces and implant forces and implant loads: a methodologic clinical study. Int J Prosthodont 2002;15:20-27.

-
34. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:519-526.
 35. Çehreli MC, Şahin S, Akça K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *J Dent* 2004;32:123-132.
 36. Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Sánchez DM, Rinaldi GA, de Aguirre CC, Goiato MC. Influence of implant angulation with different crowns on stress distribution. *J Craniofac Surg* 2011;22:434-437.
 37. Pessoa RS, Muraru L, Júnior EM, et al. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12:219-234.
 38. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofacial* 2006;21:195-202.
 39. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:76-94.
 40. Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the

prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. J Oral Implantol 2008;34:1-6.

41. Nentwig GH. Ankylos implant system: concept and clinical application. J Oral Implantol 2004;30:171-177.
42. Mangano C, Mangano F, Piattelli A, et al. Prospective clinical evaluation of 307 single-tooth morse taper-connection implants: a multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants 2010;25:394-400.
43. Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. Clin Oral Impl Res 2000;11:448-457.
44. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. Clin Oral Implants Res 1992; 3:104-111.
45. Martin RB, Burr DB, Sharkey NA. Skeletal tissue mechanics. 1st ed. New York: Springer, 1998:127-178..

Anexo A

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

✓ Método dos elementos finitos

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

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

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

Anexo A

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

✓ **Softwares utilizados**

Solidworks

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

Rhinoceros

O Rhinoceros 3D é um *software* de modelagem tridimensional; que trabalha modelando sólidos a partir de superfícies complexas. Um dos aspectos mais interessantes do programa, é a vasta gama de opções de importação e exportação de que dispõe. A grande quantidade de formatos disponíveis permite que o Rhinoceros atue como um "conversor", preenchendo lacunas entre diferentes softwares utilizados no processo de desenvolvimento de um projeto.

Invesalius

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

Anexo A

Confecção dos modelos

✓ Coroa Metalo-Cerâmica

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

Posteriormente, o molde foi preenchido com resina acrílica autopolimerizável incolor (Ortoclass, Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, Brasil) (Figura 2), Obtendo-se um bloco de resina incolor com o dente artificial exposto a partir da coroa (Figura 3), a qual foi digitalizada por meio de um *scanner* 3D MDX-20. Após a digitalização da coroa (Figura 4); o modelo 3D foi gerado pelo programa de desenho assistido Rhinoceros® 3D 4.0 (Figura. 5) para modelagem das estruturas, sendo alguns detalhes 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 com intermediário esteticone, foi simulada com inclinação de 30° de cúspides (Figura 6); o tipo do material simulado da coroa foi uma liga de Níquel-Cromo (NiCr) e Porcelana feldspática (Figura 7A). A espessura da porcelana e da estrutura metálica da coroa⁹ (Figura 7B) foram desenhadas no programa Rhinoceros® 4.0. A região cervical da coroa foi

Anexo A

refinada a fim de ser conectada ao intermediário do implante (Esteticone e pilar Speed), após a sua confecção. As medidas da coroa do dente molar foram baseadas na literatura¹⁶.

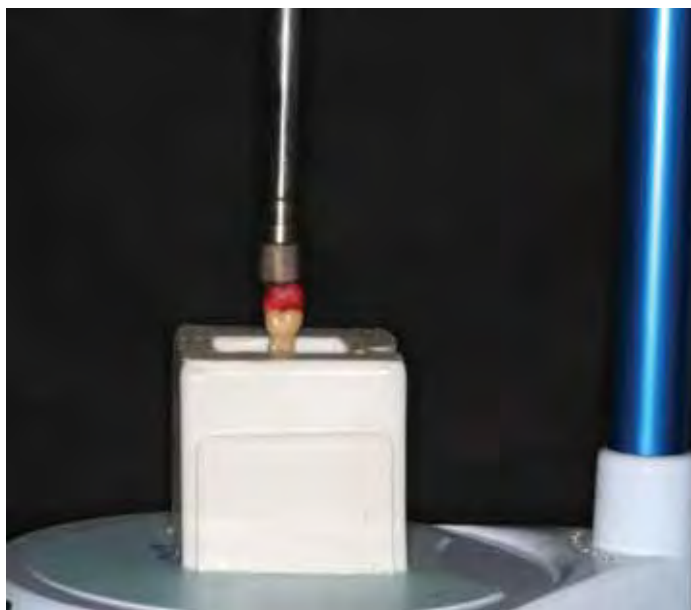


FIGURA 1 - Posicionamento do dente artificial com ajuda do delineador



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



FIGURA 3 - Bloco de resina acrílica com dente artificial inserido

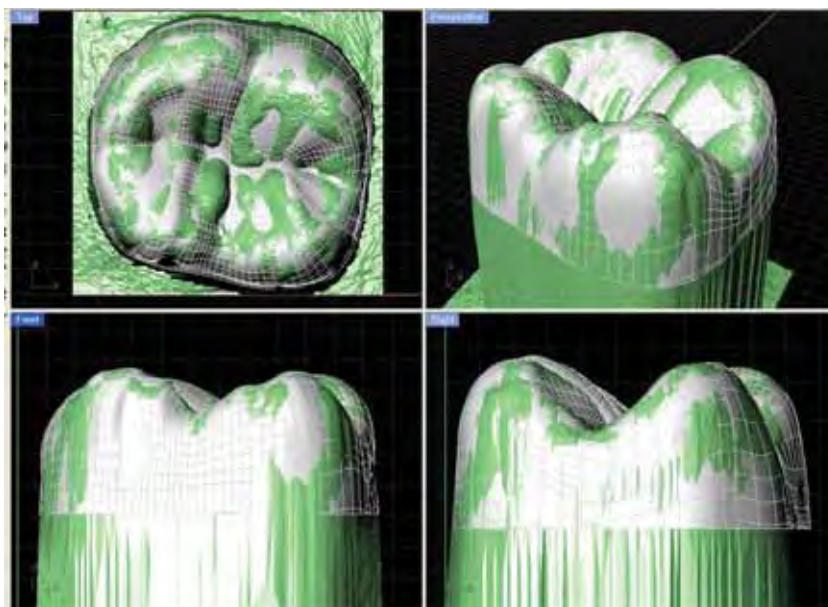


FIGURA 4 - Coroa do dente artificial digitalizada

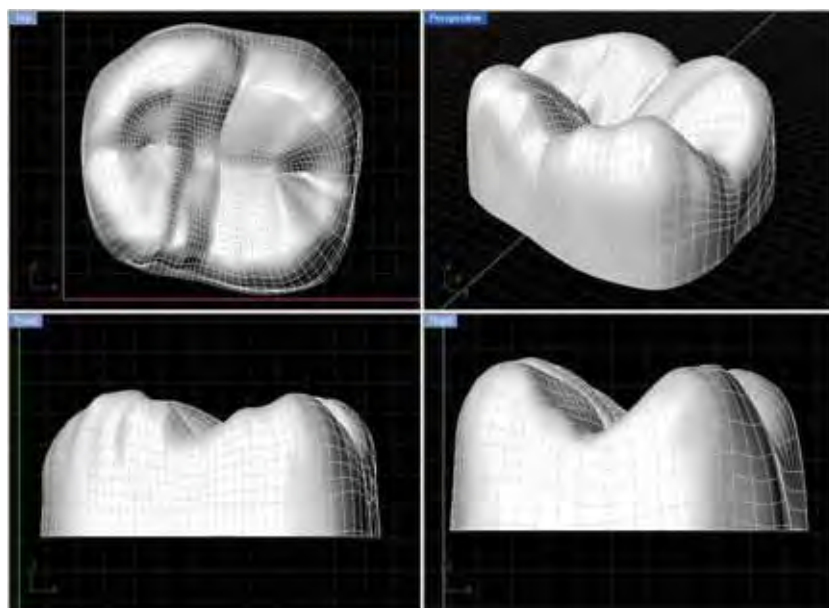


FIGURA 5 - Coroa gerada no programa Rhinoceros 4.0

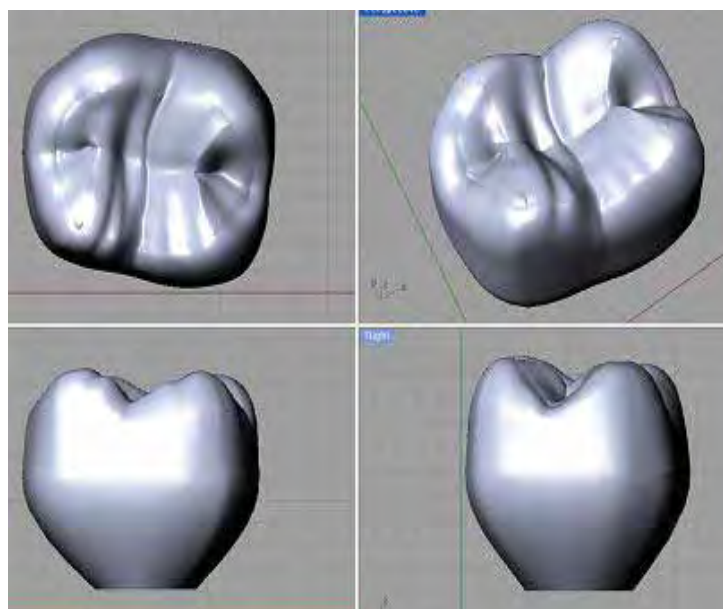


FIGURA 6 - Coroa finalizada com 30° de inclinação das cúspides

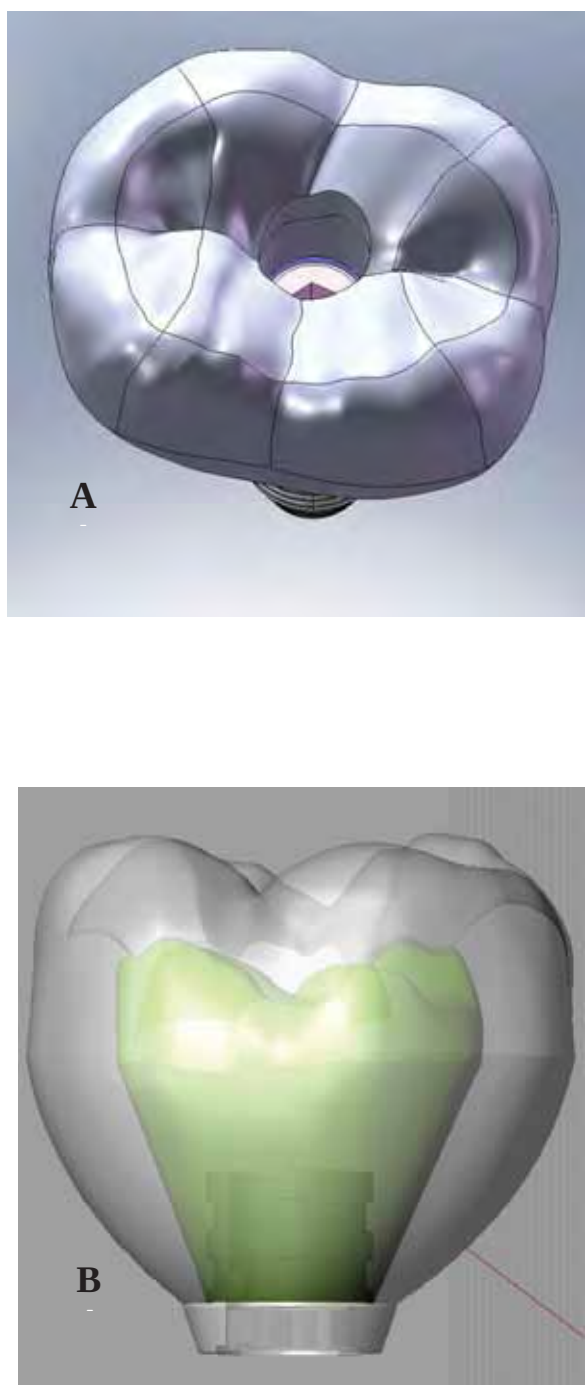


FIGURA. 7 - Vista oclusal da coroa parafusada (A); Imagem interna da coroa: estrutura metálica (NiCr) e espessura da Porcelana (B).

Anexo A

✓ Implante

Foi utilizado como referência um implante (Master, Conexão Sistema de prótese Ltda., Arujá, São Paulo, Brasil), de hexágono externo e cone Morse com 10 mm de comprimento e 4,0 mm de diâmetro. Para a simplificação do modelo do implante, intermediário e parafuso utilizou-se o programa de desenho assistido SolidWorks® 2010.

Após a simplificação do modelo do implante, este foi exportado para o programa Rhinoceros® 4.0 para ser conectado à coroa metalocerâmica do molar (Figura 8A). O conjunto foi exportado ao programa SolidWorks® 2010 para sua inserção na porção óssea (Figura 8B).

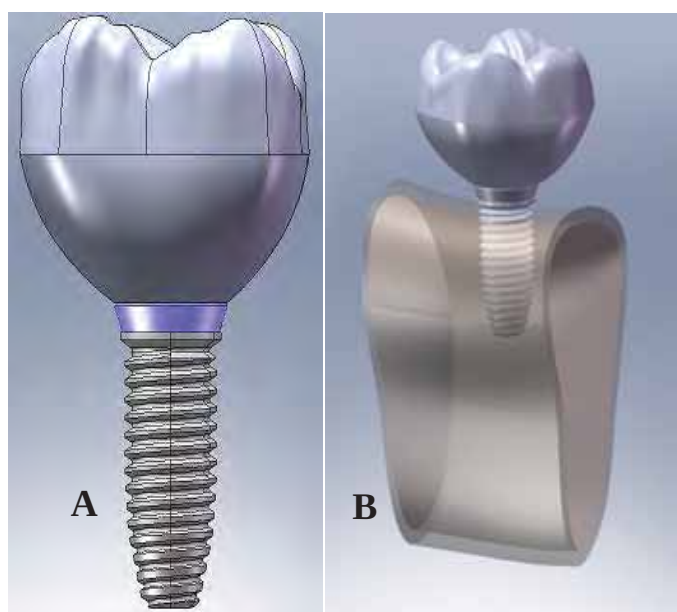


FIGURA 8 - Implante e coroa conectados (A); Implante e coroa inseridos no osso (B).

Anexo A

✓ Osso trabecular e cortical

Os ossos trabecular e cortical foram obtidos a partir da recomposição de uma Tomografia Computadorizada da seção transversal na região de molar; transferida ao programa Invesalious (CTI, São Paulo, Brasil), que gerou a mandíbula em formato tridimensional e posteriormente ao programa Rhinoceros® 4.0 o qual fez a conversão e edição no formato adequado para que a geometria possa ser inserida no pre-processador FEMAP 10.2 (ferramenta incorporada ao NeiNastran® 9.2 para edição de modelos), para a análise de elementos finitos CAD.

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



FIGURA 9 - Ossos trabecular e cortical (B)

Anexo A

✓ Desenvolvimento dos modelos de elementos finitos

Após a confecção dos modelos, deu-se início a fase de exportação dos mesmos para o programa de elementos finitos NEiNastran® 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® 10.2, para resolver problemas de sobreposição de pontos, bem como superfícies abertas por falha de precisão. Corrigido o modelo geométrico, iniciou-se a geração do modelo de elementos finitos para análise. Primeiro foram incorporadas as propriedades mecânicas correspondentes a cada material, tais como módulo de Young e coeficiente de Poisson, que foram determinados de valores obtidos na literatura¹⁷⁻²⁰. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos¹⁸.

Material homogêneo: as propriedades dos materiais são as mesmas em qualquer ponto do elemento estrutural.

Material isotrópico: as propriedades dos materiais são as mesmas em todas as direções em um mesmo ponto do elemento estrutural.

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

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

Anexo A

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

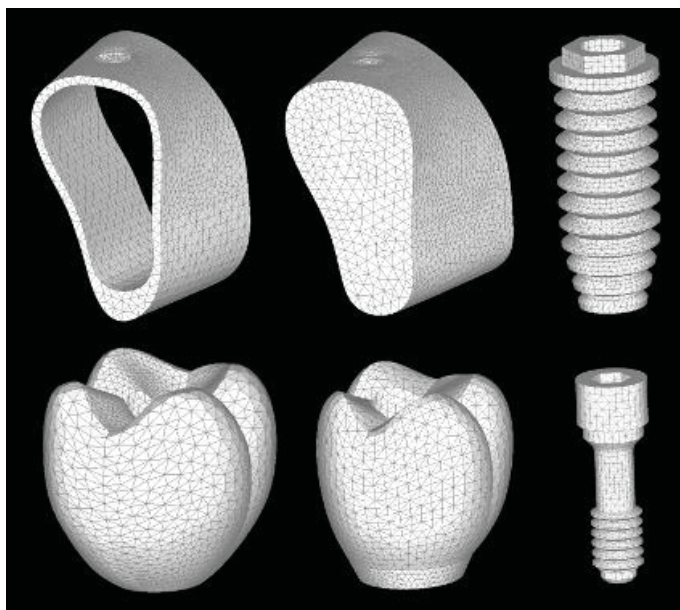


FIGURA 10 – Malha de Elementos Finitos

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

Anexo A

(laterais) e a base livre ou suspensa. O implante foi fixado por contato colado ao osso cortical e trabecular; os demais elementos também foram fixados por contato colado. Nesta análise o contato é chamado de colado, pois impede que ocorra penetração, deslizamento ou afastamento entre as superfícies envolvidas.

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

Configuradas as condições de contorno foi necessário configurar as condições da análise a ser realizada. Por se tratar de uma estrutura complexa, algumas análises preliminares foram necessárias para determinar a natureza do comportamento mecânico do conjunto; após o que concluiu-se que havia possibilidade de utilizar análise do tipo linear. Finalizada as configurações da análise foi executado o núcleo de solução NEiNastran[®] 9.2, gerando os resultados. Os resultados foram importados novamente ao FEMAP[®] 10.2, para visualização e pós-processamento dos mapas de tensão de von Mises e tensão máxima principal.

A análise foi executada em uma estação de trabalho (HP Z200, Hewlett-Packard Company., Califórnia, EUA).

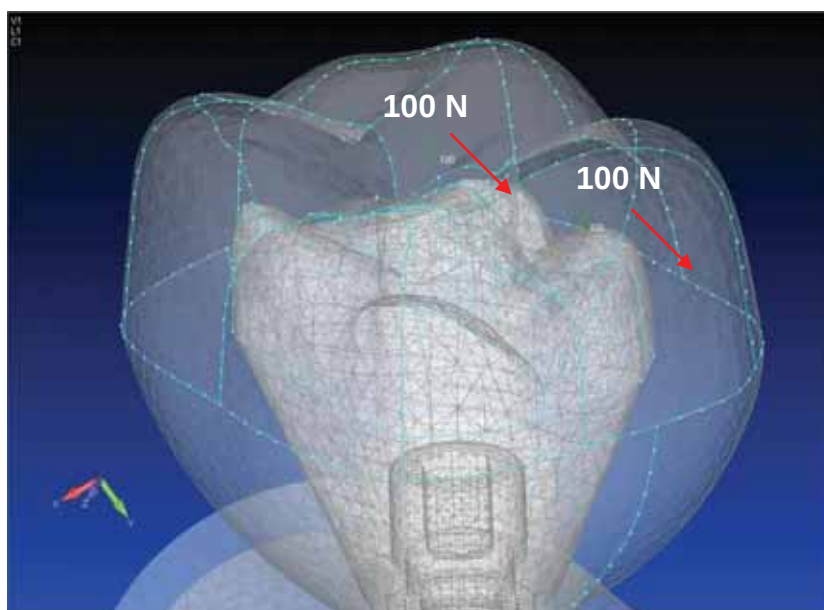


FIGURA 11 - Aplicação de carga oblíqua

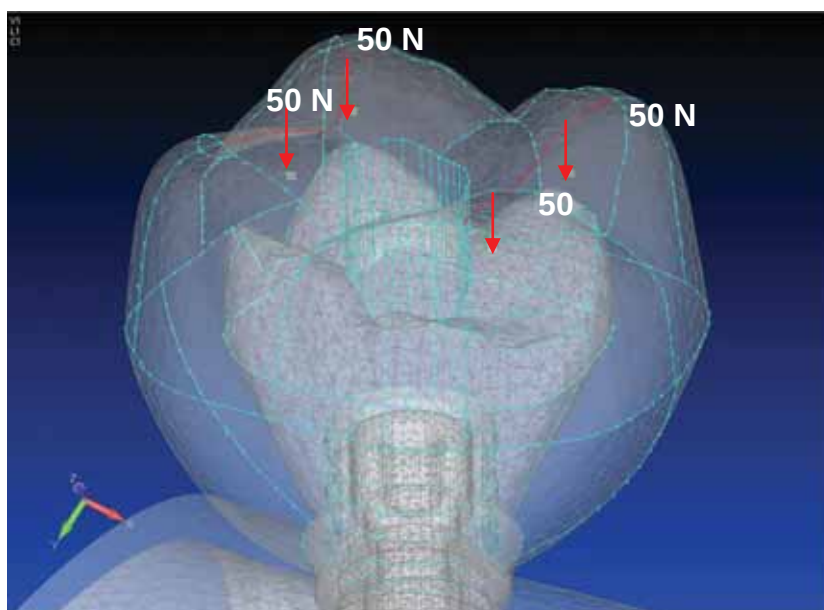


FIGURA 12 - Aplicação de carga axial

Anexo B

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

CAPÍTULO 1 - *Clinical Implant Dentistry and Related Research*

Top Author Guidelines

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

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

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

Clinical Implant Dentistry and Related Research welcomes authors to submit original articles and review articles relating to research, clinical studies, and practical applications of methods and materials relating to dental implants. Related research, including original case reports and short communications, will be considered for publication if it offers a unique perspective that has not previously been introduced into the literature. We welcome the opportunity to provide timely supplements or special issues relating to new technology or treatment.

Please read the instructions below carefully for details on the submission of manuscripts, the journal's requirements and standards as well as information concerning the procedure after a manuscript has been accepted for publication in *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. Authors are encouraged to visit Wiley-Blackwell Author

Anexo B

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

Questions about a submission from North America, South America, and Asia should be addressed to:

William Becker, DDS, MSD, ODhc Editor-in-Chief
Wilmot Dental Center
801 North Wilmot, Suite B-2
Tucson, AZ 85711 USA
Tel: (520) 745- 5558
Fax: (520) 745-9966
e-mail: branebill@comcast.net

Questions about a submission from Europe, Australia, and Africa should be addressed to:

Lars Sennerby, DDS, PhD Editor-in-Chief
Department of Biomaterials/Handicap Research Institute for Surgical Sciences
Gothenburg University
P.O. Box 412
SE 405 30 Gothenburg
Sweden
Tel: +46 31 7732950
Fax: +46 31 7732941
e-mail: lars.sennerby@biomaterials.gu.se

MANUSCRIPT PREPARATION and SUBMISSION

Manuscripts should be submitted electronically via the online submission site <http://mc.manuscriptcentral.com/cid>. The use of an online submission and peer review site enables immediate distribution of manuscripts and consequentially speeds up the review process. It also allows authors to track the status of their own manuscripts. Complete instructions for submitting a paper is available online and below.

Getting Started

- Launch your web browser (supported browsers include Internet Explorer 6 or higher, or 7.2, Safari 1.2.4, or Firefox 1.0.4) and go to the journal's online Submission Site: <http://mc.manuscriptcentral.com/cid>
- Log-in or click the "Create Account" option if you are a first-time user.
- If you are creating a new account. - After clicking on "Create Account", enter your name and e-mail information and click "Next". Your e-mail information is very important. - Enter your institution and address information as appropriate, and then click "Next." - Enter a user ID and password of your choice (we recommend using your e-mail address as

Anexo B

your user ID), and then select your area of expertise. Click "Finish". • If you have an account, but have forgotten your log in details, go to Password Help on the journals online submission system <http://mc.manuscriptcentral.com/cid> and enter your email address. The system will send you an automatic user ID and a new temporary password.

- Log-in and select "Author Center"

Submitting Your Manuscript

- After you have logged in, click the "Submit a Manuscript" link in the menu bar.
- Enter data and answer questions as appropriate. You may copy and paste directly from your manuscript and you may upload your pre-prepared covering letter.
- Click the "Next" button on each screen to save your work and advance to the next screen.
- You are required to upload your files. - Click on the "Browse" button and locate the file on your computer. - Select the designation of each file in the drop down next to the Browse button. - When you have selected all files you wish to upload, click the "Upload Files" button.
- Review your submission (in HTML and PDF format) before sending to the Journal. Click the "Submit" button when you are finished reviewing.

Title Page (first page): The title page must include all authors' full names, highest degrees, and academic affiliations. A corresponding author must be designated, with name, address, telephone and fax numbers, and e-mail address. **Abstract (second page):** A structured abstract of 150-200 words must be provided; should stand alone as an accurate summary of the paper; and should include statements of problem, method of study, results, and conclusions. Footnotes and references are not used in the abstract.

References: References must be listed, double-spaced, in consecutive numerical order (the order of citation in the manuscript, not alphabetically). All references must be cited in text or tables by superscript numbers. References to journal articles must include: (1) author(s) name(s) with initials (list all authors up to six; otherwise, list three authors followed by et al.); (2) article title; (3) journal title as abbreviated in Index Medicus; (4) year of publication; (5) volume number; and (6) opening and closing page numbers. (e.g., Scherer W, Boylan R, Bhatt S. Vital bleaching agents and oral antiseptic: effect on anaerobic bacteria. *J Esthet Dent* 1992; 4:82-85.)

References to books should include: (1) author(s) name(s) with initials; (2) title of chapter (if applicable); (3) editor(s) name(s) with initials; (4) title of book and edition; (5) place of publication; (6) publisher; (7) year of publication; and (8) opening and closing page numbers. (e.g., Wright JM,

Anexo B

Taylor PP. Infections of the oral cavity. In: Nelson JD, ed. Current therapy in pediatric infectious disease-2. Philadelphia: BC Decker, 1988:23-27.)

The author is responsible for the accuracy and completeness of the references and for their correct citation.

Tables: Each table should be typed on a separate sheet of paper with its caption. Each table should contain all necessary information in order that it may stand alone, independent of text, and no table should contain data that could be included in the text in several sentences.

Illustration Preparation: Submit one set of original illustrations in electronic form only. Do not send glossy prints or images embedded in word processing files. Color photographs must be saved in CMYK as TIF or JPG files at 300dpi at 5 inches (12.5cm) in width. Black and white photographs must be saved in greyscale as TIF files at 300dpi at 5 inches (12.5cm) in width. Line drawings can be prepared in Microsoft Word, PowerPoint, or Adobe Illustrator but without embedded images from other sources. Existing line drawings must be scanned at 1200dpi at a minimum of 12.5cm (5in) in width and saved as EPS files (flow charts must not exceed 7 inches [18cm] in width). Clinical Implant Dentistry and Related Research is a full color publication.

Permissions: Illustrations, tables, etc. that have previously appeared elsewhere must be submitted with a legal release from the holder of their copyrights, usually the publisher. The author is responsible for obtaining all necessary permissions.

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

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

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

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

Anexo B

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

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

Proofs and Reprints: Page proofs are sent to the corresponding author for proofreading text, tables, legends, and references. Important factual changes and printer errors are the only allowable corrections. Extensive changes should be avoided as they delay publication of the article. Reprint prices and order forms will accompany proofs. Orders should be returned to the publisher at the time proofs are returned. Each lead author will receive a free PDF of their article.

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

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

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

Submit manuscripts via JOMI's online submission service:
www.manuscriptmanager.com/jomi

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

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

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

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

MANUSCRIPT PREPARATION

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

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

Anexo B

•**Title page.** Page 1 should include the title of the article and the name, degrees, title, professional affiliation, and full address of all authors. Phone, fax, and e-mail address must also be provided for the corresponding author, who will be assumed to be the first listed author unless otherwise noted. If the paper was presented before an organized group, the name of the organization, location, and date should be included.

•**Abstract/key words.** Page 2 of the manuscript should include the article title, a maximum 300-word abstract, and a list of key words not to exceed 6. Abstracts for basic and clinical research articles must be structured with the following sections: (1) Purpose, (2) Materials and Methods, (3) Results, and (4) Conclusions. Abstracts for all other types of articles (ie, literature reviews, clinical reports, technologies, and case reports) should not exceed 250 words and need not be structured.

•**Introduction.** Summarize the rationale and purpose of the study, giving only pertinent references. Clearly state the working hypothesis.

•**Materials and Methods.** Present materials and methods in sufficient detail to allow confirmation of the observations. Published methods should be referenced and discussed only briefly, unless modifications have been made. Indicate the statistical methods used, if applicable.

•**Results.** Present results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in the text all the data in the tables or illustrations; emphasize only important observations.

•**Discussion.** Emphasize the new and important aspects of the study and the conclusions that follow from them. Do not repeat in detail data or other material given in the Introduction or Results section. Relate observations to other relevant studies and point out the implications of the findings and their limitations.

•**Conclusions.** Link the conclusions with the goals of the study but avoid unqualified statements and conclusions not adequately supported by the data. In particular, authors should avoid making statements on economic benefits and costs unless their manuscript includes the appropriate economic data and analyses. Avoid claiming priority and alluding to work that has not been completed. State new hypotheses when warranted, but clearly label them as such.

•**Acknowledgments.** Acknowledge persons who have made substantive contributions to the study. Specify grant or other financial support, citing the name of the supporting organization and grant number.

Anexo B

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

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

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

REFERENCES

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

Journal reference style:

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

Book reference style:

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

ILLUSTRATIONS AND TABLES

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

Anexo B

MANDATORY SUBMISSION FORM

The Mandatory Submission Form (accessible at www.quintpub.com) 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.