

GLAUCO EMILIO SOCORRO TINOCO

**ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES TRANSMITIDAS À MANDÍBULA
POR UM IMPLANTE CONE MORSE, VARIANDO O NÍVEL DE INSERÇÃO PELO
MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

CAMPINAS
2009

GLAUCO EMILIO SOCORRO TINOCO

**ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES TRANSMITIDAS À MANDÍBULA
POR UM IMPLANTE CONE MORSE, VARIANDO O NÍVEL DE INSERÇÃO PELO
MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada ao Centro de Pós-Graduação / CPO São Leopoldo Mandic, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Implantodontia

Orientador: Prof. Dr. Saturnino Aparecido Ramalho

CAMPINAS
2009

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca "São Leopoldo Mandic"

T591a Tinoco, Glauco Emilio Socorro.
Análise da distribuição das tensões transmitidas à mandíbula por um implante cone morse, variando o nível de inserção pelo método dos elementos finitos / Glauco Emilio Socorro Tinoco. – Campinas: [s.n.], 2009.
99f.: il.

Orientador: Saturnino Aparecido Ramalho.

Dissertação (Mestrado em Implantodontia) – C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação.

1. Resistência à tração. 2. Elementos. 3. Implante dentário.
I. Ramalho, Saturnino Aparecido. II. C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação. III. Título.

**C.P.O. - CENTRO DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS
SÃO LEOPOLDO MANDIC**

Folha de Aprovação

A dissertação intitulada: “ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES TRANSMITIDAS À MANDÍBULA POR UM IMPLANTE CONE MORSE, VARIANDO O NÍVEL DE INSERÇÃO PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS” apresentada ao Centro de Pós-Graduação, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, área de concentração: _____ em __/__/____, à comissão examinadora abaixo denominada, foi aprovada após liberação pelo orientador.

Prof. (a) Dr (a)
Orientador

Prof. (a) Dr (a)
1º Membro

Prof. (a) Dr (a)
2º Membro

DEDICATÓRIA

À Deus que permitiu a conclusão desta jornada, concedendo-me êxito.

À Aline, minha esposa, pelo incentivo e compreensão durante a realização desta dissertação.

À minha filha, Ana Luísa, presente de Deus para mim, afim de que haja nela o despertar pela ciência.

Aos meus pais, Arnaldo e Auristela, que sempre me incentivaram e aconselharam a trilhar o caminho dos estudos.

À minha irmã, Ana Cristina, que sempre me inspirou coragem.

Aos meus sogros, José Nilton e Odinary, pela constante presença familiar.

DEDICO ESTE TRABALHO.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. Saturnino Aparecido Ramalho, pela confiança e nobreza profissional, que o fez orientar e conduzir este trabalho com extrema sabedoria.

Ao Prof. Dr. Marcelo Lucchesi Teixeira, pela estratégia adotada, e pelos conhecimentos compartilhados durante a elaboração desta dissertação.

AGRADECIMENTOS

Ao Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic, na figura de seu Coordenador de Pós-Graduação, Prof. Dr. Thomaz Wassal, pela oportunidade dos recursos disponibilizados no desenvolvimento deste trabalho.

Ao Laboratório de Simulação Odontológica do CPO São Leopoldo Mandic, pelo exemplo de profissionalismo dado pelo Engenheiro Rogério Furtado.

Ao Engenheiro Olavo Luppi, pela contribuição fundamental no desenvolvimento do CAD utilizado neste estudo comparativo.

À empresa Conexão® - Sistemas de Prótese, pelo apoio e confiança dispensados na elaboração deste trabalho.

À Gláucia e Fabiana, da Biblioteca do CPO São Leopoldo Mandic, pela atenção, paciência e conduta profissional.

MEUS SINCEROS AGRADECIMENTOS.

“Se eu vi mais longe, foi por estar de pé sobre ombros de gigantes.”

(Isaac Newton)

RESUMO

A interface entre tecido ósseo e implante tem sido muito estudada. A transmissão de tensões nesse local tem grande relevância no processo de osseointegração e depende, entre outros fatores, do tipo de carga, tecido ósseo de suporte, geometria do implante e propriedades mecânicas do implante e prótese. O propósito desta pesquisa foi analisar, pelo método dos elementos finitos, com análise bidimensional, a distribuição de tensões ocorridas na coroa protética, no pilar intermediário, no implante osseointegrável e nas estruturas de suporte, e determinar qual nível de inserção do implante apresenta melhor resposta biomecânica. Foi utilizado implante AR Morse, da empresa Conexão® - Sistemas de Prótese, formato rosqueável com 4,00mm de diâmetro por 10,0 mm de comprimento. O implante recebeu um pilar speed e sobre ele foi cimentada uma coroa metalocerâmica representando um dente 46. Foi aplicada uma carga de 100 N, distribuída pela superfície oclusal, em sentido axial e oblíquo. Constatou-se que houve maior tensão nas solicitações oclusais que envolviam carga oblíqua para os conjuntos avaliados. A distribuição das tensões no tecido ósseo não diferiu significativamente para os três níveis de inserção do implante quando se incidiu apenas carga axial, entretanto quando sujeito a ação de forças oblíquas, o nível do implante sub-crestal gerou tensões mais elevadas que o nível do implante supra-crestal, que gerou tensões mais elevadas que a posição do implante ao nível da crista óssea.

Palavras-chave: Cone morse. Análise de elemento finito. Força de tensão. Nível ósseo de inserção.

ABSTRACT

The interface between bone tissue and implant has been much studied. The conduction of stresses this site have great relevance in the osseointegration and depends, among other factors, the type of load, the supporting bone, the implant geometry and mechanical properties of the implant and prosthesis. The purpose of this research was to analyze out through the finites elements method, with two-dimensional analysis, the distribution of stress that took place on prosthetic crown, the intermediate abutment, the osseointegrated implant and at the supporting structures, and to determine which attachment level from implant shows better biomechanical response. The AR Morse implant (Conexão[®] trademark - Prosthesis Systems; screw shape, 4.0mm in diameter and 10.0mm in lenght) was used in this study. The speed abutment was inserted into implant and over it a metal-ceramic crown was cemented, representing a tooth 46. Axial and oblique loads of 100N were applied, which were distributed through occlusal surface. It was found out that there was higher stress on occlusal requests involving oblique load for the assessed sets. The stress distribution on bone tissue not differed significantly for the three implant attachment levels when only one load was applied, however, when subjected to oblique loads, the level of implant below the beak bone generated more increased stresses than the level of implant above the bone crest, what generated more increased stresses than the position of implant at the bone crest.

Keywords: Morse Attachment. Finite Element Analysis. Stress Force. Bone Attachment Level.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Corte transversal do Implante.	67
Quadro 1 – Propriedade dos Materiais.....	67
Figura 2 – Modelo1: Dimensões e configuração - implante ao nível da crista óssea	68
Figura 3 - Modelo 2: Dimensões e configuração - implante 1,5 mm supra- crestal...	69
Figura 4 - Modelo 3: Dimensões e configuração - implante 1,5 mm sub- crestal.....	69
Figuras 5 - Detalhe da distribuição e inclinação das forças utilizadas: a) carga vertical; b) carga oblíqua.....	70
Figura 6 – Detalhe da malha gerada	71
Figura 7 – Detalhe da restrição ao deslocamento	72
Figura 8 - Sistema Completo do M1, Força Vertical	74
Figura 9 - Cerâmica do M1, Força Vertical.....	74
Figura 10 – Supra-estrutura do M1, Força Vertical.	74
Figura 11 - Pilar Intermediário do M1, Força Vertical.	74
Figura 12 - Implante do M1, Força Vertical.	74
Figura 13 - Osso Cortical do M1, Força Vertical.....	74
Figura 14 - Osso Medular do M1, Força Vertical.....	75
Tabela 1 – Valores máximos da tensão de von Mises para o modelo M1, força vertical	75
Figura 15 - Sistema Completo do M1, Força Inclínada.	76
Figura 16 - Cerâmica do M1, Força Inclínada	76
Figura 17 – Supra-estrutura do M1, Força Inclínada.....	76
Figura 18 - Pilar Intermediário do M1, Força Inclínada.....	76
Figura 19 - Implante do M1, Força Inclínada.....	76
Figura 20 - Osso Cortical do M1, Força Inclínada.	76
Figura 21 - Osso Medular do M1, Força Inclínada	77
Tabela 2 –Valores máximos da tensão de von Mises para o modelo M1, Força Inclínada	77
Figura 22 - Sistema Completo do M2, Força Vertical.....	78
Figura 23 - Cerâmica do M2, Força Vertical.....	78
Figura 24 – Supra-estrutura do M2, Força Vertical.	78

Figura 25 - Pilar Intermediário do M2, Força Vertical.	78
Figura 26 – Implante do M2, Força Vertical.....	78
Figura 27 – Osso Cortical do M2, Força Vertical.....	78
Figura 28 - Osso Medular do M2, Força Vertical.....	79
Tabela 3 - Valores máximos da tensão de von Mises para o modelo M2, força vertical	79
Figura 29 - Sistema Completo do M2, Força Inclinada	80
Figura 30 - Cerâmica do M2, Força Inclinada.	80
Figura 31 – Supra-estrutura do M2, Força Inclinada.....	80
Figura 32 - Pilar Intermediário do M2, Força Inclinada.	80
Figura 33 - Implante do M2, Força Inclinada.....	80
Figura 34 - Osso Cortical do M2, Força Inclinada.	80
Figura 35 - Osso Medular do M2, Força Inclinada.	81
Tabela 4 - Valores máximos da tensão de von Mises para o modelo M2, força Inclinada	81
Figura 36 - Sistema Completo do M3, Força Vertical.....	82
Figura 37 - Cerâmica do M3, Força Vertical.....	82
Figura 38 – Supra-estrutura do M3, Força Vertical.	82
Figura 39 - Pilar Intermediário do M3, Força Vertical.	82
Figura 40 - Implante do M3, Força Vertical.	82
Figura 41 - Osso Cortical do M3, Força Vertical.....	82
Figura 42 - Osso Medular do M3, Força Vertical.....	83
Tabela 5 –Valores máximos da tensão de von Mises para o modelo M3, força vertical	83
Figura 43 - Sistema Completo do M3, Força Inclinada.	84
Figura 44 - Cerâmica do M3, Força Inclinada.	84
Figura 45 – Supra-estrutura do M3, Força Inclinada.....	84
Figura 46 - Pilar Intermediário do M3, Força Inclinada.....	84
Figura 47 - Implante do M3, Força Inclinada.....	84
Figura 48 - Osso Cortical do M3, Força Inclinada.	84
Figura 49 - Osso Medular do M3, Força Inclinada.	85
Tabela 6 - Valores máximos da tensão de von Mises para o modelo M3, força Inclinada	85

Tabela 7 - Valores máximos da tensão de von Mises para M1, M2 e M3, Força Vertical (valores em MPa).....	86
Tabela 8 - Valores máximos da tensão de von Mises para M1, M2 e M3, Força Vertical (valores em Porcentagem).....	86
Tabela 9 - Valores máximos da tensão de von Mises para M1, M2 e M3, Força Inclinada (valores em MPa).	86
Tabela 10 - Valores máximos da tensão de von Mises para M1, M2 e M3, Força Inclinada (valores em Porcentagem).	86

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AEF	- Análise dos Elementos Finitos
AX	- Axial
CAD	- Computer Assisted Design
CM	- Cone Morse
EF	- Elemento Finito
EQV	- Equivalente
HE	- Hexágono Externo
HI	- Hexágono Interno
JCE	- Junção Cimento Esmalte
MEF	- Método dos Elementos Finitos
MHz	- Megahertz
µm	- Micrometro
MPa	- Mega Pascal
PPF	- Prótese Parcial Fixa
psi	- Unidade de medida de pressão (libra por polegada quadrada)
SLA	- Superfície Jateada e Condicionada por Ácido
SPT	- Spray de Plasma de Titânio
TC	- Tomografia Computadorizada
VL	- Vestíbulo-lingual
2D	- Bidimensional
3D	- Tridimensional

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DA LITERATURA	16
3 PROPOSIÇÃO	65
4 MATERIAIS E MÉTODOS	66
4.1 Pré-processamento	66
4.1.1 Confeção do modelo	66
4.1.2 Projetos	67
4.1.3 Aplicação da Carga	69
4.2 Processamento	70
4.3 Pós-processamento	72
5 RESULTADOS	73
5.1 Modelo M1 submetido à Força Vertical	73
5.2 Modelo M1 submetido à Força Inclinada	75
5.3 Modelo M2 submetido à Força Vertical	77
5.4 Modelo M2 submetido à Força Inclinada	79
5.5 Modelo M3 submetido à Força Vertical	81
5.6 Modelo M3 submetido à Força Inclinada	83
5.7 Comparação entre os Modelos	85
6 DISCUSSÃO	87
7 CONCLUSÃO	94
REFERÊNCIAS	95
ANEXO A – DISPENSA DO COMITÊ DE ÉTICA	99

1 INTRODUÇÃO

A interface entre tecido ósseo e implante configura uma ótima resposta orgânica sob os parâmetros celular, estrutural e mecânico. Holmgren et al. (1998) relataram que o índice de sucesso dos implantes osseointegráveis atinge mais de 84% em acompanhamento longitudinal, numa perspectiva de cinco ou mais anos.

A força oclusal que incide sobre um implante pode ser semelhante àquela que incide sobre um dente natural. Entretanto, o dente apresenta ligamento periodontal, que tem a capacidade de absorver tensões ou permitir a movimentação dentro do alvéolo enquanto a interface osso-implante não permite micro movimentos. A transferência de tensões na interface osso-implante depende, entre outros fatores, do tipo de carregamento, tecido ósseo de suporte, geometria do implante e propriedades mecânicas do implante e prótese. Quando a força oclusal excede a capacidade da interface osseointegrada de absorver tensões, o implante está fadado ao insucesso (Eskitascioglu et al., 2004). O estudo das tensões em implantes não deve incluir somente forças verticais ou horizontais, mas também sua combinação, que constituem as forças oblíquas porque representam direções de mordida mais realistas, que originam forças elevadas, muitas vezes prejudiciais ao tecido ósseo (Holmgren et al., 1998).

As resultantes de forças oclusais aplicadas sobre as estruturas de suporte e as respectivas tensões geradas podem ser estudadas pelo Método dos Elementos Finitos (MEF). Portanto, o método constitui um recurso interessante na simulação e análise das tensões, deslocamentos e deformações em implantes, componentes protéticos e estruturas de suporte. O MEF permite encontrar soluções para

problemas complexos pelo desmembramento deste em problemas simplificados. Esta subdivisão denomina-se discretização do modelo. Devido ao avanço da tecnologia de informática, é possível a utilização de computadores pessoais que solucione esses problemas. O MEF é também um processo didático, no qual um modelo matemático pode ser demonstrado graficamente, de forma a representar a estrutura real que está sendo modelada (Geng et al., 2001).

Os implantes osseointegráveis rosqueáveis de superfície lisa, cilíndricos com hexágono externo tipo Brånemark™ deram origem a seguidores em todo mundo. Com o desenvolvimento das pesquisas, apareceram sugestões de alterações de geometria para maior controle biológico e melhores opções de estética. A geometria proposta pelo sistema cone morse parece proporcionar um efeito de selamento biológico e estético interessantes.

Tendo em vista à estas situações, é interessante avaliar três níveis de inserção do implante Cone Morse e identificar qual posição traria a distribuição de tensões mais compatíveis com a longevidade da osseointegração, trazendo à luz do entendimento, o comportamento biomecânico deste sistema.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Weinstein et al. (1977) foram os primeiros a utilizar o método dos elementos finitos sob um ponto de vista mais próximo da Implantodontia moderna. A análise ocorreu a partir de um modelo plano de um implante poroso. Os resultados foram comparados aos de testes mecânicos realizados com a mesma finalidade, pois o objetivo primeiro era demonstrar a viabilidade da Metodologia dos Elementos Finitos (MEF) como meio de análise e avaliação biomecânica do funcionamento de um implante sob ação oclusal. O propósito era analisar a distribuição e magnitude das tensões de implantes feitos de uma liga constituída de cromo-cobalto-molibidênio e seu tecido ósseo de suporte. O reconhecimento que a interface osso e implante não era uniforme fez com que o método permitisse a modelagem de uma interface mais realista. Apesar de não trabalharem com o conceito de superfície osseointegrável, os autores verificaram que as propriedades mecânicas da interface osso e implante teriam influência fundamental na distribuição de tensões em torno dos implantes. O implante de superfície porosa ofereceu maior estímulo ao que chamaram de crescimento tecidual em torno de seu ápice. Isto levou a melhor distribuição de tensões do que para aqueles implantes sem porosidade, que apresentavam interface contínua e fibrosa com o tecido ósseo.

Skalak (1983) analisou os mecanismos de transferência de carga e distribuição de tensões no contexto macroscópico, onde a aposição óssea sobre implantes fosse verificada microscopicamente. Relatou a importância do correto posicionamento de fixações e o modo de funcionamento de uma prótese fixa tipo protocolo I de Brånemark. Partiu-se do princípio que a transmissão de tensões do implante para o osso deveria ocorrer sem mobilidade da fixação. Para isto, um

período de osseointegração deveria ser permitido ao implante antes da incidência de carga oclusal. O íntimo contato entre implante e osso se mostrou maior para as fixações em forma de parafuso rosqueável em relação às fixações lisas inseridas apenas sob pressão. O rosqueamento leva ao travamento mecânico que resiste a forças de compressão e tração e faz com que a resistência da fixação não dependa apenas da qualidade de aderência dada pela superfície osseointegrada, como observado nos implantes não rosqueáveis. A distribuição de cargas por sobre uma prótese protocolo com cantiléver suportada por seis implantes demonstrou ser mais crítica na fixação mais distal do conjunto. Quanto mais rígida a prótese, melhor é a distribuição de tensões pelas seis fixações. Isto pareceu ser mais importante para o arco superior, comparado ao inferior, visto que um conjunto de implantes com maior travamento suportou melhor a incidência de carga individualmente, a ponto de poder suportar sem maiores problemas uma prótese mais flexível. De uma forma ou de outra, uma adaptação passiva entre fixações e prótese parcial fixa múltipla proporcionou uma estrutura combinada que agiu em conjunto com a estrutura óssea, muito mais efetiva do que cada implante ou osso de suporte em termos individuais. Desta maneira, é constituída uma unidade funcional composta por: prótese parcial fixa, implantes e tecido ósseo. Como a união íntima entre implante e osso faz transmitir qualquer onda de tensão aplicada aos implantes, se mostrou efetiva a interposição de uma camada absorvente de choques representada pela superfície oclusal de dentes construída em resina acrílica.

Rieger et al. (1989) avaliaram os padrões de distribuição das tensões ósseas em torno de dois implantes disponíveis comercialmente e um implante experimental, quando suas propriedades elásticas fossem variadas. Confeccionaram-se modelos de elemento finito axissimétricos de três geometrias

para serem avaliados: um sólido serrilhado com conicidade de dois graus e uma secção transversal retangular; um sólido tipo parafuso, cilíndrico; e um sólido aparado, com conicidade de um grau e nove minutos e secção transversal circular. Dez módulos de elasticidade variando de 0,348 a 74,96 psi X 10⁶ foram usados para cada geometria. Gráficos de contorno das tensões de von Mises resultantes foram usados para estudar a mudança nos padrões de distribuição das tensões dentro do osso cortical ao redor dos implantes. Os resultados indicaram que a geometria serrilhada causou altas concentrações de tensões nas extremidades das invaginações ósseas e em torno do pescoço do implante. O baixo módulo de elasticidade enfatizou essas concentrações. A geometria tipo parafuso não-cônica apresentou maiores concentrações de tensões na base do implante, quando os altos módulos foram estudados e no pescoço do implante quando os módulos baixos foram estudados. Concluíram que um implante intra-ósseo cônico, com um alto módulo de elasticidade seria mais adequado para a Implantodontia odontológica. Entretanto, o desenho não deve causar altas concentrações de tensões no pescoço do implante, pois geralmente poderá causar a reabsorção óssea.

Rieger et al. (1990) calcularam pelo método de elemento finito, a quantidade e o contorno das tensões no osso ao redor de seis implantes odontológicos em forma de pinos endosteais. As comparações foram feitas com os modelos Branemark™, Core-Vent™, Denar™, Miter™, Stryker™ e seis modelos de implantes experimentais. Algumas hipóteses levantadas foram consideradas controversas, ainda que feitas, com base na literatura. Em primeiro lugar, a manutenção óssea ideal ocorre a 250 psi. A reabsorção patológica do osso ocorre em mais de 700 psi. A atrofia óssea ocorre em menos de 200 psi. Essas hipóteses não podem ser verdadeiras quando existe uma distribuição de tensões deficiente.

Com exceção da tensão máxima de 478 psi verificada próxima ao pescoço, o implante Brånemark™ transfere relativamente baixa tensão ao osso. Assim, a reabsorção patológica do osso seria menos provável com este implante. O que pode gerar maior preocupação é a distribuição deficiente das tensões e a possibilidade de atrofia com este implante. As tensões estão concentradas no pescoço e na extremidade, havendo menor transmissão de tensão na porção mediana. Em um modo de manutenção livre com 25 unidades de força aplicadas virtualmente, um quarto do osso cortical ao redor poderia sofrer hipocalcificação. Se colocado em “função em grupo”, conforme recomendações do fabricante, onde menor força é aplicada no sentido oclusal, quase que a metade do osso cortical ao redor poderia descalcificar a um nível abaixo do normal. Além disso, a quantidade de osso cortical calcificado normalmente no pescoço e na extremidade poderia ser reduzida. O implante Core-Vent™ apresentou tensão máxima de 661 psi no pescoço deste implante. A probabilidade de reabsorção patológica do osso é mínima. Este implante é semelhante ao de Brånemark™, no que diz respeito à distribuição da tensão ser deficiente. Quase metade do osso cortical poderia sofrer hipocalcificação. Essa condição poderia afetar seriamente o sucesso deste implante, uma vez que a ausência de suporte interno provocaria picos localizados de tensão bastante aumentados na extremidade. A tensão máxima de 747 psi pôde ser vista no pescoço do implante Denar™. A reabsorção patológica do osso poderia ocorrer nesta região. Assim como nos dois implantes anteriores, quase que metade do osso cortical ao longo do comprimento deste implante poderia sofrer hipocalcificação. O pico de tensão localizada na extremidade poderia também ser um problema. A tensão máxima de 794 psi pode ser visto no pescoço do implante Milter™. A reabsorção patológica do osso poderia ocorrer no primeiro serrilhado; e de fato, há evidência

clínica disto na ausência de inflamação. Diferentemente dos implantes anteriores, a distribuição de tensões para este implante é eficiente. Apesar de não ser parte deste estudo, este implante poderia funcionar bem como um implante de suporte livre. A tensão máxima de 868 psi foi encontrado no pescoço do implante Driskell™. Esta é a maior tensão vista entre os seis implantes estudados. A reabsorção patológica do osso poderia ocorrer no pescoço deste implante. Quase que 1/3 do osso cortical ao redor poderia sofrer hipocalcificação. A tensão máxima de 417 psi pode ser vista na extremidade do implante experimental, codificado como RTB 411. Esta é a menor tensão vista entre os seis implantes avaliados. Consequentemente há menor probabilidade de ocorrer reabsorção óssea patológica com este implante. Apesar de haver alguma comprovação de que a hipocalcificação ocorra em aproximadamente 1/5 do osso cortical de suporte, há também evidência de que o remodelamento normal ocorra na mesma região. Concluíram que os picos de tensões localizadas apicalmente com todos esses implantes, não foram significativos clinicamente.

Akagawa et al. (1992) desenvolveram e analisaram em MEF um modelo tridimensional, que representasse a condição de um implante osseointegrável e seu tecido ósseo de suporte. Estudos anteriores de biomecânica que tratavam sobre interface osseointegrada eram baseados em modelos bidimensionais. Um implante foi instalado na mandíbula de um macaco e, após um período de três meses de osseointegração, foi instalado o pilar protético. Após um período de dois meses em função, o animal foi sacrificado, a mandíbula foi extraída, e um bloco contendo o implante foi imerso em resina de poliéster. Foram realizados cortes seriados, no sentido vestibulo-lingual, desde a porção distal à mesial do bloco, com auxílio de micrótomo, em intervalos de 35 µm. Cada corte foi digitalizado através de desenhos realizados com a ajuda de um projetor acoplado a um microscópio. Foi produzido um

gráfico tridimensional pela análise das superfícies seriadas por software especificamente criado para este fim. Este gráfico tridimensional permitiu análise morfométrica da estrutura óssea na interface osseointegrada em qualquer direção e constituiu importante colaboração para uma esquematização de análise de elementos finitos tridimensional mais realista em trabalhos futuros.

Tortamano Neto (1993) estudou a distribuição de tensões transmitidas à mandíbula por um implante osseointegrável, variando a espessura do osso cortical e a direção da carga aplicada, por meio do MEF tridimensionais. Uma secção de mandíbula foi modelada contendo um implante do sistema Brånemark™ tipo Standard com 10 mm de comprimento. Dois modelos matemáticos foram idealizados. O primeiro apresentou uma espessura de osso cortical de 1,6 mm na parte superior da mandíbula e 1,0 mm na inferior, fazendo com que o ápice do implante alcançasse a porção inferior do osso cortical. O segundo modelo apresentou uma espessura de osso cortical de 0,83 mm, tanto na porção superior quanto na inferior. Desta forma, o ápice do implante não tocava a porção inferior do osso cortical. O implante, nos dois modelos, foi submetido a uma carga axial de 5 kg (= 49 N) e oblíqua com inclinação de 45 graus em relação ao plano áxio-mésio-distal também de 5 Kg. Foi observado que: a) as cargas oclusais transmitidas pelo implante ao osso que o circunda ocorreram de forma não uniforme ao longo da superfície da fixação; b) em todas as situações analisadas, o osso cortical apresentou maior concentração de tensões; c) o implante apoiado apicalmente no osso cortical diminuiu o pico de tensões observado ao redor do osso que envolve plataforma do implante; d) as tensões que ocorreram no lado mesial e distal da cabeça do implante foram maiores do que aquelas que ocorreram do lado vestibular e lingual da mesma região; e) sob ação de cargas oblíquas ocorreu um aumento do

pico de tensões, quer o implante fosse apoiado ou não sobre o osso cortical. Isso provou que a ação da rosca diminuiu a ação de cisalhamento na interface osso e implante quando a peça foi submetida a cargas axiais.

Monteith (1993) utilizou um programa computacional desenvolvido especificamente para avaliar e otimizar os esforços existentes em uma prótese implanto-suportada. O objetivo da utilização deste software foi simplificar os modelos matemáticos existentes até então para esta finalidade, como o descrito por Skalak (1983). O programa foi alimentado com quatro itens essenciais da equação de Skalak: a) a força atuante sobre a prótese, b) o número de fixações, c) as coordenadas dos implantes relativas ao eixo ortogonal e d) as coordenadas do ponto de aplicação das forças. Quando utilizado em conjunto com alguns parâmetros oclusais para avaliar a performance do parafuso de ouro, o programa auxiliou o clínico no planejamento e desenho de próteses implanto-suportadas. A elaboração do software se justificou pela inviabilidade de processar uma sucessão de equações para escolha da melhor localização de cada implante. O parafuso de ouro é o ponto mais fraco, no sistema Brånemark™, propositadamente. A distribuição de forças oclusais dentro dos limites de aceitação dos parafusos de ouro pôde ser encontrada pela definição do desenho e extensão do braço de cantiléver. Assim sendo, foi minimizada a possibilidade de sobrecarga biomecânica na prótese implanto suportada, tornando o sistema mais protegido contra fratura ou desaperto de parafusos de retenção.

Sertgöz & Guvener (1996) verificaram a distribuição de tensões na interface osso e implante, e osso cortical adjacente ao pescoço de cada implante por meio do MEF tridimensional. O modelo consistiu-se de um conjunto de seis fixações mandibulares e prótese fixa múltipla implanto-suportada com cantiléver bilateral.

Cada implante foi considerado como 100% osseointegrado. Foram considerados como variáveis o comprimento dos implantes e a extensão dos segmentos em cantiléver. Foram nove os modelos virtuais avaliados. As extensões para os segmentos em cantiléver foram de 07, 14 e 28 mm, enquanto os comprimentos dos implantes foram de 07, 15 e 20 mm. As forças de carregamento aplicadas foram de 75 N no sentido vertical e de 25 N no sentido horizontal sendo localizadas na extremidade distal dos segmentos em cantiléver. A análise das tensões de von Mises na interface osso e implante revelou níveis máximos de tensões na interface osseointegrada mais distal, localizada em relação ao lado de aplicação da carga, a qual aumentava na proporção em que a extensão do braço em cantiléver era maior. Em relação à outra variável analisada, que foi o comprimento dos implantes, não foi possível estabelecer mudança estatisticamente significativa nas tensões geradas pela aplicação de forças nas extensões em cantiléver.

Cochram et al. (1997) examinaram as dimensões e as relações dos tecidos implanto-gengivais envolvendo implantes de titânio de corpo único não-submersos, submetidos à carga e não submetidos à carga na mandíbula de cães durante longo tempo. Foram utilizados dois tipos diferentes de implantes cilíndricos de titânio comercialmente puro de grau IV, de corpo único, não-submersos com um desenho do tipo parafuso oco. O diâmetro externo era de 4,1 mm, o comprimento total de 9,0 mm. A parte lisa supra-óssea de cada implante tinha uma superfície usinada, enquanto que a parte infra-óssea tinha 6,0 mm de comprimento e superfície tratada com spray de plasma de titânio (TPS) com aspereza típica e valores de porosidades de 30 a 50 μm ou superfície jateada e condicionada com HCl/H₂SO₄ (SLA) com dois níveis de aspereza, um de 20 a 40 μm de ponta a ponta, e um segundo nível superposto de 2 a 4 μm de ponta e ponta. Foram utilizados neste

estudo seis cães Labradores americanos, machos. A instalação dos implantes ocorreu três meses após as exodontias e houve uma distribuição de seis implantes de teste sobre cada lado da mandíbula. Os cães foram distribuídos aleatoriamente em três diferentes grupos de tratamento: A, B e C. Devido ao encurtamento do rebordo na região anterior, três dos 72 possíveis implantes não puderam ser instalados, resultando em um total de 69 implantes inseridos. Os procedimentos de higiene oral foram realizados três vezes por semana utilizando um gel de clorexidina 0,2 % em conjunto com uma escova dental e esponja macias. O reparo após a inserção do implante ocorreu sem complicações em todos os cães. Depois de três meses de reparo, todos os 69 implantes demonstraram integração de tecido bem sucedida com estabilidade anquilótica e sem sinais clínicos de infecção periimplantar. Nenhuma radioluscência periimplantar contínua apareceu nas tomadas radiográficas. Portanto, todos os 48 implantes dos Grupos B e C puderam ser restaurados com coroas unitárias retidas por parafuso ou próteses parciais fixas. Quatro dos seis cães constituíram os grupos de implantes com cargas, B e C. As restaurações foram inseridas três meses depois da instalação dos implantes. Depois das cargas, todos os implantes mantiveram estabilidade anquilótica e sem complicações durante o acompanhamento. Dois cães (Grupo A) foram sacrificados depois de um período de reparo de três meses e constituíram o grupo de implantes sem cargas. Os outros quatro cães foram sacrificados depois das cargas, dois cães após três meses (Grupo B) e os outros dois após 12 meses de cargas (Grupo C). As mandíbulas foram seccionadas em blocos com um disco de autópsia e os segmentos recuperados com os implantes foram fixados em formaldeído 4% / CaCl_2 1% para o preparo e análise histológica. Os resultados histológicos em torno de implantes com cargas revelaram características teciduais similares àquelas

encontradas nos tecidos ao redor de implantes sem cargas. Sinais de remodelagem e neoformação óssea eram evidentes para ambos os períodos de avaliação, três meses e 12 meses. Uma comparação dos implantes carregados durante três meses aos implantes carregados durante um ano não revelou nenhuma diferença estrutural dentro dos tecidos periimplantares. Este estudo sugere que as dimensões e relações da junção implanto-gengival de implantes de titânio de parte única, não-submersos e saudáveis, são similares aos tecidos dento-gengivais. As medidas dos tecidos foram semelhantes sob as condições com e sem cargas. A terapia de manutenção de rotina incluindo o tratamento mecânico e químico por até 15 meses não alterou as dimensões gerais dos tecidos moles. Esses dados sugerem que há uma largura biológica ao redor dos implantes de corpo único, não-submersos assim como em dentes e que ela é uma estrutura fisiologicamente formada e estável pelo menos no caso de implantes de titânio não-submersos.

Hermann et al. (1997) examinaram sistematicamente, por meio de tomadas radiográficas, os implantes não-submersos e submersos em uma comparação lado-a-lado, em cães. A hipótese examinada foi aquela de que a interface entre superfícies de implante ásperas e lisas, como também a localização do microgap, teria uma influência significativa sobre a formação de tecido periimplantar durante o reparo. Foram utilizados seis tipos diferentes de implantes cilíndricos com um desenho de parafuso em todo o corpo feitos de titânio puro comercial grau IV denominados de A a F. O diâmetro externo era de 4,1 mm, e o comprimento total foi de 9,0 mm. O implante áspero, com a porção apical apresentando uma superfície jateada (granulação alta) e condicionada com ácido HCl/H₂SO₄ (SLA) com dois níveis de rugosidade, sendo um de 20 a 40 µm de ponta a ponta, e o outro superposto de 2 a 4 µm de ponta a ponta. O implante

relativamente liso, com a parte coronal exibindo uma superfície de titânio usinada. A superfície SLA tinha 6,0 mm de comprimento para os implantes tipo A com a interface áspera/lisa no nível da crista alveolar, e 4,5 mm para os implantes tipos B a F, com uma interface áspera/lisa situada 1,5 mm abaixo da crista. Os tipos A e B eram implantes formados somente por uma parte e os tipos C a F eram de duas partes, exibindo um microgap de aproximadamente 50 µm entre o implante e o pilar. Para os implantes tipo C e D, o microgap localizava-se no nível da crista óssea; para os tipos E e F, o microgap situava-se 1,0 mm acima e 1,0 mm abaixo da crista, respectivamente. Os implantes A a C foram colocados utilizando uma técnica não-submersa, e os implantes D a F uma abordagem submersa. Os implantes foram instalados em cinco cães da raça Labrador e aguardaram três meses. Uma dieta baseada em alimentos macios foi utilizada durante todo o estudo. Além disso, procedimentos de higiene oral foram realizados três vezes por semana usando um gel de clorexidina 0,2% em combinação com uma escova e esponja macias. Três meses após a inserção do implante, os pilares foram conectados para os implantes submersos tipos D a F. Quatro, oito e dez semanas depois da cirurgia, os pilares foram afrouxados e apertados imediatamente para imitar a inserção de outro pilar cicatrizador, a moldagem, como também a instalação definitiva do componente protético. Após mais três meses, todos os cães foram sacrificados. As mandíbulas foram seccionadas em bloco com um disco utilizado para necropsia e os segmentos recuperados com os implantes foram imersos em uma solução de formaldeído 4% combinada com CaCl 1% para o preparo histológico e análise. As imagens obtidas foram digitalizadas e avaliadas, mostrando que o reparo ocorreu sem eventualidades em todos os cães; e após três meses da inserção, todos os 59 implantes apresentaram integração tecidual bem sucedida exibindo estabilidade anquilótica

sem sinais clínicos de infecção periimplantar. Radioluscências periimplantares descontínuas eram aparentes nas tomadas radiográficas. Portanto, todos os 30 pilares dos tipos de implante submersos D a F poderiam ser conectados. Depois da segunda etapa cirúrgica, todos os implantes mantiveram estabilidade anquilótica e revelaram um período de acompanhamento livre de complicações. Embora a higiene oral fosse realizada três vezes por semana, houve uma variação da resposta do tecido em torno dos diferentes implantes. Essa resposta variou desde uma inflamação mínima até um tecido bastante inflamado que era de natureza hiperplásica. Os resultados deste trabalho demonstram que a criação de um microgap entre o implante e o pilar resulta em perda de osso ao redor do implante. Essa perda óssea ocorre mesmo se o microgap estiver posicionada 1,0 mm coronal à crista alveolar. Além disso, as mudanças alveolares ocorrem rapidamente e então se estabilizam. Os resultados revelam que um implante de corpo único não-submerso com uma superfície osteofílica áspera para a integração do tecido duro e uma superfície lisa para a integração do tecido mole apresentou a melhor resposta tecidual dos seis tipos de implantes (de corpo único ou não, não-submerso ou submerso) examinados.

Holmes & Loftus (1997) analisaram a influência da qualidade óssea na transmissão de forças oclusais em implantes osseointegráveis. Os autores partiram do princípio que o osso cortical apresenta módulo de elasticidade maior que o osso trabecular, sendo, portanto mais forte e resistente à deformação. Por esta razão, o osso cortical suportaria maior carga que o osso trabecular em situações clínicas como a que se pretendeu simular neste estudo. Foi modelado pelo MEF, um implante rosqueável de 3,75 mm por 10,0 mm e seu tecido ósseo de sustentação. Foram criados quatro modelos com níveis diferentes de qualidade óssea pela

variação dos parâmetros elásticos do tecido ósseo. Uma força de 100 N foi aplicada com direção oblíqua, 30° em relação ao longo eixo do implante. Os níveis mais altos de concentração das tensões de von Mises foram observados sempre na altura da plataforma do implante, ao redor do osso marginal. Os valores das tensões foram crescentes à medida que se diminuía a qualidade do osso. A magnitude das tensões avaliadas apresentou correlação direta com o deslocamento virtual do tipo de implante estudado. Esta análise permitiu concluir que a instalação de implantes em rebordos de camada cortical espessa e de alta densidade resulta em menor micro movimentação, o que reduz a concentração de tensões. A durabilidade das fixações provavelmente aumenta, bem como a estabilidade e integração tecidual.

Holmgren et al. (1998) examinaram os efeitos da variação do diâmetro do implante (3,8 mm, 4,5 mm, 5,5 mm, 6,5 mm) de dois tipos de implante, o cilíndrico escalonado e o cilíndrico reto, sobre um modelo de osso composto da região posterior da mandíbula. Ressaltaram que na região subcrestal da interface osso cortical e implante havia grande interesse. Analisaram as curvas de nível de tensão e a distribuição de tensão de um desenho de implante cilíndrico escalonado quando comparado ao desenho cilíndrico reto. Avaliaram também os efeitos da direção de força de mordida (vertical, horizontal, oblíqua a 45°) sobre ambos os desenhos. Criou-se um modelo sólido de uma secção para-sagital de uma mandíbula digitalizada de um rearranjo multiplanar a partir de dados do paciente gerados por tomografia computadorizada (TC). Os resultados foram então apresentados como curvas de nível de tensão por tipo de material (implante, osso cortical, e osso trabecular). A modelagem sólida e a AEF foram realizadas em um computador Petium G5-200 MHz utilizando o software ANSYS™ versão 5.3, edição universitária (SASIP Inc). Os implantes tinham 13 mm de comprimento e se supôs que tinham um

pilar de titânio de 6,0 mm encaixado, exceto para o implante de 6,5 mm de diâmetro, que apresentava o comprimento de 10,0 mm. Os valores máximos das tensões foram medidos nos elementos do pescoço do implante e osso cortical. As tendências de tensão para o implante reto são similares às do implante escalonado. As tendências gerais são aquelas que à medida que o diâmetro do implante aumenta, a magnitude da tensão diminui, dentro dos limites morfológicos. Isso é altamente significativo para o osso cortical, visto que o aumento do diâmetro do implante pode reduzir a quantidade de tensão transmitida pelo implante ao seu pescoço e cortical vizinho, com isso aumentando a probabilidade de sucesso do implante reduzindo a indesejável reabsorção de osso cortical. Concluíram que o implante com maior diâmetro nem sempre é a melhor escolha para diminuir a tensão na interface osso cortical e implante. Os modelos neste estudo que usaram a AEF mostraram que há um diâmetro ideal de implante para este grupo de informações (dados) específico ao paciente. A melhor escolha normalmente se correlaciona ao implante de maior diâmetro, dentro dos limites morfológicos, gerando a tensão mínima, quando carregado, dentro do osso cortical vizinho ao mesmo tempo em que gera mínima tensão no osso trabecular. Portanto, clinicamente, para aumentar a integridade estrutural entre implante e osso e, assim, a vida útil da restauração implanto-sustentada, deve-se considerar cuidadosamente a morfologia do osso envolvido e sua subsequente capacidade de acomodar um tamanho e formato de implante escolhido. Também verificaram a tensão é igualmente distribuída ao longo de todo o implante cilíndrico escalonado quando comparado a um cilíndrico reto; por isso, o implante escalonado é uma melhor escolha clinicamente para as situações de assentamento (adaptação) com pressão. Também, as tensões na divisa junto ao implante escalonado são menores, e assim ideais, com o implante de 5,5mm de

diâmetro para os dados de TC do específico paciente. Afirmaram ser importante na AEF de implantes dentários, considerar as forças axiais (carga vertical) e as horizontais; o que torna imperativo considerar as cargas combinadas (cargas oblíquas); visto que estas tem as direções de mordida mais reais, e submetidas a uma determinada força, irão causar a maior tensão localizada no osso cortical.

Barbier et al. (1998) avaliaram a influência de cargas oclusais axiais e não axiais no fenômeno de remodelamento ósseo, em torno de dois implantes, em um experimento animal, por meio do MEF. As condições de aplicação de carga axial e não axial foram simuladas em duas Próteses Parciais Fixas (PPFs) suportadas por dois implantes da marca IMZTM: Uma convencional suportada bilateralmente, sem extremo livre (cantiléver), e outra com cantiléver, na mandíbula de cachorros da raça Beagle. Modelos bidimensionais e tridimensionais foram criados para analisar e comparar as tensões equivalentes do tipo von Mises, a tensão principal máxima e as distribuições da densidade de energia de tensão, primeiramente em torno de um implante de suporte com cantiléver e, subseqüentemente, em torno dos implantes de suporte convencional, sem cantiléver. Foram aplicadas cargas verticais e horizontais de 100 N em ambos os desenhos de próteses. Independentemente da localização da força aplicada, tensões foram maiores no osso cortical do que no osso trabecular. A transferência do menor tensão ocorreu quando a carga foi aplicada no centro da prótese, entre os implantes. A transferência da tensão mais elevada ocorreu quando uma força foi aplicada no cantiléver da prótese. A magnitude das tensões máximas dependeu mais da posição relativa da força (em relação aos implantes) do que da distância entre os implantes. A aplicação de carga na prótese convencional causou grandes concentrações de tensões no osso cortical, próximo à plataforma dos implantes. Tensões máximas foram vistas mesialmente ao primeiro implante e

alcançaram valores máximos distalmente ao segundo implante. O padrão de aplicação de carga resultante das próteses com cantiléver induziu tensões maiores ao redor do primeiro implante, ao invés do segundo. A orientação dos diferentes componentes de tensão revelou que a prótese com cantiléver mostrou uma tendência a rotacionar em torno de um fulcro, em função das grandes tensões horizontais geradas ao redor destes implantes. Como conclusão principal, observou-se que as tensões compressivas horizontais estão associadas com o remodelamento mais intenso do que as tensões verticais elásticas, especialmente no osso cortical.

Sendyk (1998) realizou estudo comparativo entre materiais diferentes na confecção da coroa protética e variou também o diâmetro dos implantes avaliados. Sob uma força axial de 100 N aplicada em um único ponto, na cúspide vestibular de um molar inferior, foi verificada a distribuição de tensões nos componentes do complexo pilar-implante e também no osso de suporte. Os resultados indicaram maior concentração de tensões no pescoço do parafuso de ouro de retenção da coroa protética e no pescoço do parafuso de titânio de retenção do pilar. As tensões foram mais bem distribuídas nos implantes de maior diâmetro. As porções do osso em torno da plataforma do implante foram as mais solicitadas. Concluiu-se que, quanto maior for o diâmetro de um implante, menor será o valor das tensões geradas no tecido ósseo cortical de suporte. As tensões geradas no tecido ósseo por uma coroa de porcelana e uma de compômero foram equivalentes.

Van Oosterwyck et al. (1998) compararam os fatores determinantes no sucesso em longo prazo de implantes submetidos a condições de sobrecarga e subcarga, por meio do MEF. Foram realizados modelos axissimétricos pelo MEF de um implante BrånemarkTM, rodeado por um volume cilíndrico de osso para avaliar a

distribuição da tensão no osso para uma força axial de 100 N e uma força lateral de 20 N, respectivamente. A interface implante e osso foi modelada como um contato livre ou como uma união fixa (para simular uma união físico-química, como no caso de um material bioativo). Diferentes disposições ósseas foram consideradas: a espessura do osso cortical marginal foi diversificada, diferentes módulos de Young do osso trabecular foram considerados e a lâmina dura (uma fina camada de osso denso na adjacência imediata do implante) foi também considerada. Picos de tensão elevados foram calculados no osso trabecular, nas extremidades das roscas dos implantes. Os resultados mostraram que uma camada bioativa poderia reduzir o risco de sobrecarga local, considerando que a sobrecarga e a subcarga são possíveis causas da reabsorção óssea marginal. Os resultados das análises pelo MEF mostraram a importância das condições da interface na transferência de tensões ao osso marginal cortical quando não há uma camada bioativa. Apenas pequenas tensões são vistas no osso ao redor do colo do implante. Isto comprova a hipótese de que a redução óssea ao redor do implante BrånemarkTM até o nível da primeira espira (como observado freqüentemente na clínica) é causada pela subcarga. Porém, os resultados das análises pelo MEF também sugeriram que, quando forças elevadas de flexão estão presentes, a sobrecarga pode apresentar um mecanismo secundário de redução óssea marginal, especialmente quando o colo do implante não está inserido no osso denso. A presença de uma lâmina dura resultou em uma redução dos picos de tensão no osso trabecular, agindo como um possível mecanismo para reduzir o risco de sobrecarga. Com base nos resultados das análises pelo MEF, hipóteses foram formuladas para explicar o fenômeno de remodelação observado clinicamente. Entretanto, maiores pesquisas clínicas e experimentais sistemáticas (em animais), associadas com modelos de EF

personalizados, são necessárias para uma compreensão total dos fatores determinantes da falha ou sucesso dos implantes.

Abu-Hammad et al. (2000), avaliaram pelo MEF 3D, a tensão na crista óssea ao redor do colo de implantes osseointegráveis. Cinco modelos de EF foram criados, cada um descrevendo um implante cilíndrico vazado de 3,45 mm de diâmetro com uma porção osseointegrada de 10,0 mm de comprimento colocada em um bloco cilíndrico de osso de 20,0 mm em diâmetro e 12 mm de altura. A interface óssea na base de dentro do cilindro foi modelada para ter 0,75 mm de espessura. Cada bloco de osso foi modelado com as tábuas corticais superior e inferior de 1,0 mm de espessura, com o restante sendo osso esponjoso. O modelamento de EF linear foi utilizado para o estudo, uma vez suposta a integração osso e implante. Se uma união menor do que a perfeita era considerada, então a análise do contato (não linear) deveria ser considerada mais adequada. Os valores de tensão máxima no osso concentraram-se superiormente no osso cortical, próximo aos implantes. As tensões sob carga horizontal foram mais severas do que sob carga vertical e foram geralmente cerca de 10 vezes o seu valor.

Ciftçi & Canay (2000) avaliaram o efeito de diversos materiais utilizados na fabricação de supra-estruturas para PPF implantossuportadas na distribuição da tensão nos tecidos ao redor dos implantes. Cinco modelos matemáticos consistindo de 11.361 nós e 54.598 elementos foram criados para estudar os materiais das PPF em porcelana, liga de ouro, resina composta, resina composta reforçada e resina acrílica, utilizando-se MEF 3D. Os pontos de referência foram determinados no osso cortical, onde forças perpendiculares, oblíquas e horizontais foram aplicadas. Os valores de tensão criados pelas forças oblíquas e horizontais foram mais altos do que aqueles criados pelas forças verticais. A tensão concentrou-se,

independentemente do tipo de material da supra-estrutura, no osso cortical, ao redor da região cervical dos implantes. A porcelana e a liga de ouro produziram os mais elevados valores de estresse nesta região. As tensões geradas pela resina acrílica e a resina reforçada foram 25% e 15% menores, respectivamente, do que a porcelana ou a liga de ouro. A porcelana e a liga de ouro produziram valores de tensão maiores nas superfícies linguais dos implantes que alcançaram os valores de resistência finais do osso cortical. Para todos os materiais de veneer, a tensão foi maior sob as cargas horizontal e oblíqua e menor sob a carga vertical. Para todos os modelos, os valores de tensões mais altas estavam localizados dentro do colar do implante, imediatamente abaixo da crista óssea. As tensões compressivas máximas foram verificadas no aspecto lingual do osso cortical e estes valores foram muito próximos da resistência final do osso. Materiais resinosos são benéficos na redução das tensões suportadas durante diferentes condições de aplicação de cargas. A resina acrílica ou a resina composta modificada por vidro reduziram a tensão em 25% e 15%, respectivamente, em comparação à espessura equivalente da porcelana ou do metal.

Reis et al. (2000) investigaram pelo MEF, por meio de um modelo com simetria axial, os níveis de tensões que estarão sujeitos os componentes de um implante dentário sob um carregamento de 100 N na direção do eixo do implante. Foram utilizados cinco carregamentos no modelo, aplicados de diferentes maneiras na superfície superior da prótese de porcelana. Os carregamentos foram aplicados da seguinte forma: a) um carregamento concentrado no centro da prótese de porcelana, b) um carregamento concentrado localizado aproximadamente na metade do raio da prótese de porcelana (simetria axial distribuída em uma linha), c) um carregamento distribuído em um seguimento a 1,2 mm do centro da prótese, d) um

carregamento distribuído em um seguimento de 1,65 mm da extremidade da prótese (simetria axial distribuída em áreas), e) um carregamento distribuído em toda a superfície da prótese. De acordo com cada análise obtiveram níveis de tensões máxima de von Mises apresentando os seguintes resultados: a) o carregamento concentrado apresentou níveis de tensões elevados comparados com os demais carregamentos. Os níveis de tensões para os carregamentos distribuídos na posição (b) apresentaram-se ligeiramente menores que o carregamento em (c) distribuído na área de 1,2 mm, bem como o carregamento distribuído em toda a área da prótese; (e) apresentou níveis de tensões inferiores ao carregamento em (d) com distribuição de tensão na área superficial periférica da prótese. Estas variações nos níveis de tensões são explicadas pela diferença das formas de distribuição desenvolvidas e como se comportam os níveis de tensões em cada ponto crítico (concentrador de tensões) para os diferentes carregamentos aplicados no modelo. Em todos os carregamentos observou-se uma diminuição gradativa dos níveis de tensão de von Mises à medida que se afastava das áreas de aplicação das cargas. Em todos os carregamentos foram observados pontos de concentração de tensão, fato este explicado em alguns casos pela geometria do modelo, visto que o mesmo não foi considerado como peças separadas, mas como sendo uma única peça. Na prótese onde se encontram os maiores níveis de tensão devido ao ponto de aplicação das cargas, o carregamento que apresentou menores níveis de tensão foi o carregamento (d), com valores de tensão bem inferiores aos demais carregamentos. O carregamento mais crítico, como já era esperado, foi o carregamento (a) concentrado no centro da prótese. O carregamento que apresentou a melhor distribuição de tensões foi o quinto carregamento (e). Em todos os carregamentos foi observado um ponto de concentração de tensão na parte inferior da abutment. Para

todos os carregamentos não se observou diferenças qualitativa significativa quanto aos perfis de distribuição de tensão do coping, abutment, parafuso do implante e implante.

Merz et al. (2000) objetivaram aumentar o entendimento das mecânicas de dois tipos de conexões. Para tal propósito, os modelos do elemento finito (EF) não linear tridimensionais foram criados com o objetivo de comparar as junções tipo cone e as conexões topo a topo para melhor interpretar os resultados na luz dos achados dos testes com cargas cíclicas realizados sobre o atual complexo implante pilar. Os resultados dos cálculos com as cargas aplicadas em diferentes ângulos mostram a importância da conexão tipo cone na redução da carga sobre a parte rosqueável do pilar a um nível viável. Além disso, o cone previne o afrouxamento sob cargas axiais retas. Enquanto a tensão pré-carga da linha pode ser completamente compensada, a fricção no cone assegura uma conexão estável e livre de rotação entre o implante e o pilar. Em uma conexão topo a topo, por outro lado, essa compensação parcial ou total da pré-carga provavelmente leve ao afrouxamento do parafuso com o passar do tempo. Com carga de até 15° em uma direção discreta fora do eixo, as roscas são dificilmente afetadas pela carga externa no caso da conexão cone. Com cargas aplicadas 30° fora do eixo, as linhas experimentam alguma tensão, que atinge níveis maiores que o ponto de limite, porém a área de alta tensão é muito limitada e o gradiente de força é alto, de modo que se aplicam os efeitos de sustentação. Isso foi provado no teste cíclico sobre dois milhões de ciclos. Como utilizado nos cálculos do presente estudo, 380 N nitidamente representa uma carga limite para a dada combinação implante pilar com o Cone Morse ITI™. As características no diagrama do ciclo de força têm certa extensão, dependendo do material ou lote de fabricação. Por exemplo, a resistência

à fadiga, isso é, a carga que três implantes sobreviveram por dois milhões de ciclos, totalizou 380 N. Outra série de teste levou a uma resistência à fadiga 8% menor (350N), mas nunca ficou abaixo desse valor. Sob condições parecidas, a conexão topo a topo se mostra menos favorável, comparativamente. Mesmo em limitados ângulos fora do eixo da aplicação de força, a tensão resultante no parafuso do pilar atinge níveis maiores que no caso do CM. Com uma carga de 350 N até 380 N em 30° fora do eixo, as áreas de alta tensão que ultrapassam o ponto limite são muito grandes para serem compensadas pelos efeitos de sustentação. Portanto, os cálculos pelo MEF previram o fracasso da configuração topo a topo, sob a referida situação de carga, antes dos dois milhões de ciclos serem atingidos.

Moraes et al. (2001) realizaram simulações mediante a modelagem de reabilitações unitárias com implantes osseointegráveis bicorticalizados e de largo diâmetro, no sentido de analisar o comportamento mecânico da estrutura quando submetido às cargas funcionais. Utilizou-se o método dos elementos finitos com o auxílio do programa ANSYS™ para simular o carregamento de próteses sobre implantes osseointegráveis e avaliar as tensões desenvolvidas no complexo pilar e implante. Confeccionou-se ainda um modelo para representar as relações entre os componentes da estrutura. Foram utilizadas as dimensões de peças fabricadas e comercializadas pela empresa Conexão® Sistemas de Prótese. Utilizou-se um implante osseointegrável rosqueável de hexágono externo, que é confeccionado em titânio comercialmente puro. Foram utilizados implantes de 3,75 mm de diâmetro por 10,0 mm de comprimento e implantes com 5,0 mm de diâmetro por 10,0 mm de comprimento. O pilar intermediário foi do tipo Esteticone, indicado para próteses parafusadas. Estes pilares foram fixados ao implante por intermédio do parafuso de fixação do pilar, que também foi modelado no desenho. Para supra-estrutura

protética, usaram os componentes protéticos: cilindro ou "copping" de ouro do tipo cônico, parafuso de ouro na parte superior do pilar intermediário e a coroa protética adaptada ao cilindro de ouro revestido de porcelana e coroa angulada de 30°. Um corte de segmento ósseo humano mandibular foi modelado com a primeira cortical, osso trabecular ou esponjoso e segunda cortical. Foram desenvolvidos dois modelos, um para implante ancorado em uma cortical, implante mono-ancorado e outro para implante ancorado em duas corticais, implante bi-ancorado. A primeira cortical apresenta-se com altura de 1,0 mm e a segunda cortical com altura de 2,0 mm. A altura óssea total foi de 18,0 mm. A largura da área de osso modelada foi de 5,0 mm em ambos os modelos. As dimensões usadas nos modelos são normalmente encontradas em humanos adultos. Desta forma, determinou-se a localização dos pontos do modelo e gerou-se uma malha de elementos finitos que permitiu uma discretização das estruturas do modelo, tendo sido realizada análise de convergência da malha. Para a viabilização deste trabalho, buscando tornar a modelagem e simplificar a solução deste processo, foram adotadas algumas hipóteses. Os materiais envolvidos nesta análise foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Uma estrutura axissimétrica foi definida para o modelo geométrico bidimensional. Uma secção longitudinal das estruturas foi modelada. As estruturas foram modeladas como sendo uma única peça considerando as uniões entre os componentes como uma união rígida não permitindo qualquer movimentação relativa entre os componentes, o que tornou a análise estática e linear. Os carregamentos atuantes nas estruturas modeladas neste trabalho são diversificados, e optou-se por considerar situações críticas envolvendo condições de carregamento axial. Os esforços foram aplicados através de cargas concentradas em pontos reconhecidos como críticos do ponto de vista da

estrutura em análise. A análise efetuada constituiu na aplicação de uma carga axial de 100 N concentrada na metade do raio da prótese (distribuída em uma linha) para análise do tipo de ancoragem do implante (monocortical e bicortical); e uma carga axial de 100 N distribuída em um segmento de 1,55 mm próximo à extremidade da coroa protética (carga distribuída em uma área) para análise da variação do diâmetro do implante (3,75 mm e 5,00 mm) A partir das imagens gráficas geradas pelo programa para a condição de monocorticalização e bicorticalização foi possível determinar as tensões máximas para os componentes modelados no presente trabalho. Os resultados obtidos mostraram que a tensão máxima ocorreu no componente coroa protética, próximo à região de aplicação da carga para as duas condições de ancoragem. A coroa protética e os demais componentes do sistema de implantes analisado, mostraram um aumento nas tensões para a condição de bi-ancoragem. Porém, a região de osso cortical, próxima ao pescoço do implante, mostrou uma redução das tensões em aproximadamente 40 % para a condição de implante bi-ancorado. A partir das imagens obtidas para a análise da variação do diâmetro do implante em 3,75 mm e 5,00 mm, determinaram-se as tensões máximas obtidas para os componentes modelados neste trabalho. As tensões máximas foram observadas na região inferior do pilar intermediário para os implantes de 3,75 mm e 5,00 mm de diâmetro. Verificou-se que as tensões nos componentes foram iguais ou menores para a condição com implante de 5,00 mm de diâmetro. Os valores das tensões na região inferior do pilar intermediário foram reduzidos em cerca de 60 % quando da utilização do implante com diâmetro de 5,00 mm. Os resultados da análise da ancoragem bi-cortical apresentaram menores tensões na região de osso cortical. Porém, as tensões foram mais elevadas no ponto de aplicação da carga e porção média do implante do que as encontradas na ancoragem mono-cortical. Com

o implante de maior diâmetro os níveis de tensões são inferiores para os componentes do sistema de implante quando comparado com o implante de menor diâmetro.

Cardoso & Elias (2001) demonstraram, por meio do MEF, com a utilização de simulação computacional, a atuação das forças oclusais sobre sistemas de implantes e a influência destas forças no osso. O implante avaliado foi de hexágono interno, modelo Conect, da Conexão[®] Sistemas de Prótese, com diâmetro de 4,2 mm e comprimento total de 13,2 mm. As geometrias dos componentes foram construídas em AUTOCAD 2000[™], para uma análise axissimétrica, tomando-se por base os desenhos de fabricação e o arquivo gerado exportado com o formato igs para posterior análise pelo ANSYS[™]. O implante foi fixado em osso cortical e em contato também com o osso esponjoso, este com menor densidade e menor resistência do que o osso cortical. Foram empregados carregamentos de 125 N, 630 N e 1350 N. As cargas foram aplicadas pontualmente a 1,5 mm a partir do eixo de simetria do implante no sentido MD, tendo-se analisado as tensões efetivas pelo critério de tensões do tipo von Mises. Os resultados obtidos nas simulações aprofundaram o conhecimento do estado de tensões sobre o osso e contribuíram para a determinação das causas nas falhas dos sistemas de implantes devido ao fenômeno de reabsorção óssea. As tensões geradas indicaram que fenômenos de reabsorção óssea podem ocorrer nesta região. Na comparação dos resultados, verificou-se a correspondência linear entre carga aplicada e tensões geradas nos componentes do sistema de implante. Esta linearidade permitiu a quantificação da força externa para que ocorra falha por sobrecarga dos sistemas de implante.

Rubo & Souza (2001) relataram que recursos como a análise de fotoelasticidade, o método de elementos finitos e a extensometria, bem como as

aplicações desses procedimentos na resolução de carregamentos de próteses sobre implantes além da potencialidade que esses recursos apresentam, tornaram-se importantes instrumentos para a pesquisa. Por meio dos modelos computacionais do MEF, foi possível avaliar detalhes das estruturas de prótese implanto-suportadas, enquanto que utilizando as análises experimentais, pôde-se comparar e fornecer subsídios aos modelos, para que se aperfeiçoe o modelo numérico, dando maior precisão e confiabilidade ao mesmo. As possibilidades de utilização dessas metodologias são inúmeras na área odontológica: da mesma forma que o MEF e extensometria foram utilizados para avaliar deformações ocorridas em componentes de implantes, estes recursos também podem ser utilizados para ensaios de tração, compressão, análises dinâmicas, contração e outros. Com pequenas modificações e uso de sensores específicos, podem ser obtidos dados de pressão, temperatura e vibração, o que faz com que essas metodologias representem um campo vasto de aplicações em pesquisa.

Geng et al. (2001) averiguaram em revisão literária o uso da AEF em relação à interface osso e implante, a conexão prótese-implante e as próteses sobre implantes múltiplos. Algumas considerações como geometria do modelo, propriedades do material, condições limitantes aplicadas e a interface osso implante afetam bastante a precisão de previsão do modelo de AEF. Para obter modelos mais realistas, a natureza anisotrópica e não-homogênea dos materiais precisa ser considerada; e as condições limitantes precisam ser refinadas. Além disso, o modelamento da interface entre osso e implante deve incluir a área de contato de osseointegração real no osso cortical assim como o padrão de contato do osso trabecular detalhado. A transmissão de carga e a distribuição de estresse na interface osso e implante são influenciadas pelo tipo de carga, as propriedades do

material de prótese e do implante, comprimento e diâmetro do implante, forma do implante, estrutura da superfície do implante, natureza da interface osso e implante, e a qualidade e a quantidade do osso ao redor. Desses fatores biomecânicos, o comprimento, diâmetro e forma do implante podem ser facilmente modificados no desenho do implante. A qualidade e a quantidade do osso esponjoso e cortical ao redor precisam ser avaliadas clinicamente e devem influenciar a escolha do implante. A incidência dos problemas clínicos, tais como falhas do parafuso de abutment, parafuso de ouro e fratura do implante tem movido estudos sobre a distribuição das tensões na conexão implante e prótese. As modificações da macroestrutura para se evitar ou reduzir essas falhas protéticas através da melhor distribuição das tensões nos componentes do implante, têm sido sugeridas.

Húngaro (2002) avaliou por meio do MEF bidimensional dois formatos diferentes de implantes. Um implante tipo Brånemark™ de hexágono externo rosqueável com pilar cerâmico e coroa protética aparafusada contra um implante cônico rosqueável de hexágono interno da Friadent™. Os modelos virtuais foram elaborados com base em implantes reais adquiridos no mercado e incluídos em blocos de resina. Estes sofreram um corte no sentido ocluso-cervical e em direção vestibulo-lingual. A imagem da hemisseção dos implantes foi transferida para um microscópio ótico e aumentada em 40 vezes. Esta imagem foi digitalizada e deu origem a um modelo tipo Computer Assisted Design (CAD), que por sua vez foi importado para o software PATRAN®. O tecido ósseo mandibular foi obtido com base em uma planigrafia. Cada estrutura no modelo recebeu valores correspondentes ao módulo de elasticidade e Coeficiente de Poisson. A partir de uma carga axial de 100 N, dividida em dois pontos de 50 N sobre a cúspide vestibular de um pré-molar inferior, foram avaliadas a distribuição das tensões nos

componentes internos do complexo protético e no tecido ósseo de suporte. Houve maior tensão no pescoço do parafuso de titânio, que prendia o pilar intermediário para o sistema de hexágono externo. A concentração de tensões também foi elevada na cabeça do parafuso de ouro de retenção da coroa protética no complexo pilar e implante de hexágono externo. Nos componentes do sistema com hexágono interno, as tensões foram menores, comparativamente. A distribuição das tensões geradas pelos dois sistemas em relação ao tecido ósseo foi semelhante.

Moraes et al. (2002) analisaram as tensões geradas sobre implantes osseointegráveis, utilizando o método de elementos finitos. Neste trabalho foram realizadas simulações mediante a modelagem de reabilitações unitárias com implantes osseointegráveis, no sentido de avaliar o comportamento mecânico da estrutura em função do desenho da prótese. Por isso foram avaliados dois tipos de variações no desenho das supra-estruturas: a mesa oclusal e o ângulo cuspídeo. Utilizou-se um implante osseointegrável rosqueável de hexágono externo, com 3,75 mm de diâmetro por 10,00 mm de comprimento e implantes com 5,00 mm de diâmetro por 10,00 mm de comprimento com pilar intermediário do tipo estético, indicado para próteses parafusadas. Estes pilares foram fixados ao implante por intermédio do parafuso de fixação do pilar, que também foi modelado no desenho. Para supra-estrutura protética, foram modelados os componentes protéticos: o cilindro ou "copping" de ouro do tipo cônico, parafuso de ouro na parte superior do pilar intermediário, todos da empresa Conexão® Sistemas de Prótese e a coroa protética adaptada ao cilindro de ouro com revestimento de porcelana, coroa angulada de 30° e mesa oclusal estreita (2,5 mm). Um corte longitudinal destas estruturas foi modelado. Desta forma, determinou-se a localização dos pontos do modelo e gerou-se uma malha de elementos finitos que permitiu uma discretização

das estruturas que compunham o modelo, tendo sido realizada a análise de convergência da malha. O módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson foram retirados da literatura. Como hipóteses simplificadoras, os materiais envolvidos nesta análise foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. As estruturas foram modeladas como sendo uma única peça, considerando-se as uniões entre os componentes como uma união rígida, não permitindo qualquer movimentação relativa entre os componentes, o que tornou a análise estática e linear. A análise efetuada constituiu na aplicação de uma carga axial de 100 N concentrada na metade do raio da prótese (distribuída em uma linha) para análise da variação do ângulo de inclinação da cúspide (30° e 45°) e uma carga axial de 100 N distribuída em um segmento de 1,55 mm próximo à extremidade da coroa protética (carga distribuída em w na área) para análise da variação da largura da mesa oclusal (estreita e larga). Nas análises de variação do ângulo de inclinação da cúspide e variação da largura da mesa oclusal, observou-se o comportamento biomecânico das regiões correspondentes ao implante osseointegrável, aos componentes de sua supra-estrutura e seu tecido ósseo de suporte. Os resultados mostraram que a tensão máxima foi obtida para o componente da coroa protética, próximo à região de aplicação da carga para ambas as inclinações de ângulo cuspidal. A coroa protética e o parafuso de ouro mostraram um aumento de aproximadamente 40% nas tensões para a condição de ângulo de inclinação da cúspide de 45° . Quanto à análise da variação da largura da mesa oclusal, as tensões máximas foram observadas na região inferior do pilar intermediário para a condição de mesa oclusal estreita (2,5 mm) e mesa oclusal larga (3,5 mm). As tensões para esta região apresentaram-se aumentadas em aproximadamente 140% para a condição de mesa oclusal larga. A análise da variação do ângulo de

inclinação da cúspide de 30° para 45° mostrou que a condição de cúspide inclinada de 45° é crítica em relação à de 30°. Verificou-se que o aumento da inclinação aumenta as tensões na coroa protética e no parafuso de ouro. Para o cilindro de ouro, pilar intermediário, parafuso de fixação do pilar intermediário e implante, os níveis de tensões encontrados foram similares em ambos os modelos. O aumento da largura da mesa oclusal elevou as tensões em todos os componentes do sistema de implante osseointegrável analisado.

Nagasao et al. (2002) calcularam a localização e a intensidade das tensões máximas que ocorrem ao redor dos implantes em mandíbulas humanas reconstruídas. Mandíbulas humanas preservadas e fíbulas foram utilizadas para criar modelos mandibulares computadorizados em 3D. Diversos modelos de simulação 3D representando mandíbulas foram feitos. Implantes e supra-estruturas foram incluídos em cada modelo e a carga oclusal foi aplicada ao cantiléver da supra-estrutura. As tensões do tipo von Mises, a tensão principal mínima e máxima em cada modelo foram calculadas utilizando um software de análise estrutural de EF. Finalmente, a avaliação das tensões ao redor de cada perfuração do dispositivo foi feita. Os autores concluíram que a direção e a magnitude das tensões foram influenciadas por fatores complexos, tais como a espessura do osso cortical, no qual os implantes foram incluídos; o grau de deslocamento vertical sob carga e a relação espacial entre os implantes adjacentes. A localização e a intensidade das tensões que ocorreram ao redor dos implantes diferenciaram significativamente entre os diversos tipos de desenhos das reconstruções mandibulares.

Reis et al. (2002) realizaram um estudo no qual o objetivo foi investigar as tensões nos componentes de uma prótese unitária sobre implante, com carregamento de 100 N na direção do longo eixo do implante, com o uso do MEF. O

modelo foi confeccionado baseado em dados de implantes reais. O sistema foi modelado como sendo uma única peça, considerando as uniões entre os componentes como rígidas, não permitindo qualquer tipo de movimentação relativa, tornando a análise linear. Na análise, foi investigado somente o sistema de implante, restringindo os movimentos dos nós do implante onde teria contato com o tecido ósseo. No modelo, foram utilizados cinco carregamentos aplicados na superfície superior da prótese de porcelana. Os carregamentos foram aplicados da seguinte forma: a) concentrado no centro da prótese de porcelana; b) concentrado e localizado aproximadamente na metade do raio da prótese de porcelana (simetria AX - distribuído em uma linha); c) distribuído em um segmento de 1,2 mm próximo ao centro da prótese; d) distribuído num segmento de 1,65 mm próximo à extremidade da prótese (carregamentos distribuídos em áreas - simetria AX); e) distribuído em toda a superfície da prótese. Os carregamentos selecionados simularam a mastigação de alimento indeformável e alimento com grande plasticidade. Com as análises obteve-se os níveis das tensões máximas do tipo von Mises para cada tipo de carregamento. Dos resultados obtidos, pôde-se observar que o carregamento concentrado apresentou níveis de tensões elevados comparados com os demais carregamentos. Os níveis de tensões para o carregamento distribuído na linha circular (b) apresentou valores ligeiramente menores que o carregamento (c) distribuído na área. O carregamento distribuído em toda a área da prótese (e) apresentou níveis de tensões inferiores ao carregamento (d) com distribuição de tensão na área superficial periférica da prótese. Estas variações nas tensões são explicadas pela diferença dos perfis de distribuição das tensões e pelo comportamento das tensões em cada ponto crítico (concentrador de tensões). Alguns carregamentos obtiveram níveis de tensões elevados na prótese,

devido à concentração ocorrida no ponto de aplicação do carregamento. Os resultados das simulações dos carregamentos indicaram que: a) o carregamento concentrado induz tensões elevadas em relação aos demais carregamentos analisados; b) o carregamento distribuído em toda a área da prótese cria tensões inferiores ao carregamento distribuído na área periférica da prótese; c) em todos os carregamentos observou-se uma diminuição gradativa das tensões à medida que se afasta das áreas de aplicação das cargas; d) o carregamento mais crítico foi o carregamento com carga concentrada no centro da prótese; e) em todos os carregamentos foi observado um ponto de concentração de tensão na parte inferior do abutment.

Tada et al. (2003) verificaram por meio de uma análise de elemento finito 3D a hipótese de que a tensão e compressão são influenciadas pelo tipo de implante (parafuso ou cilindro) e seu comprimento, bem como pela qualidade do osso. Os implantes e os pilares foram modelados em um computador pessoal (PC) (G6-200) utilizando um programa de elemento finito (ANSYS™ versão 5.5). Em uma tentativa de simular um segmento mandibular simplificado, um núcleo esponjoso envolvido por uma cama cortical de 1,3 mm de espessura foi modelado em torno dos implantes. As dimensões gerais desse bloco foram 23,4 mm em altura, 25,6 mm no comprimento mesio-distal e 9,0 mm na largura vestibulo-lingual. Os tipos de implantes de titânio (parafuso e cilindro) foram submersos nesse modelo de osso. Cada tipo de implante foi modelado em quatro comprimentos (9,2 mm, 10,8 mm, 12,4 mm e 14 mm) com um pilar de 6,0 mm de altura. Todos os materiais utilizados nos modelos foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. Os módulos elásticos de 102 GPa e 13 GPa foram utilizados para o implante de titânio e o osso cortical, respectivamente. Quatro tipos de osso (tipo I até tipo IV)

foram modelados variando o módulo de elasticidade para o osso esponjoso (9.5, 5.5, 1.6, e 0.69 GPa). Forças de 100 N e 50 N foram aplicadas no sentido axial (AX) e no vestibulo-lingual (VL), respectivamente, ao segmento oclusal no centro do pilar. Osso cortical: sob carga AX, a maior tensão no osso cortical localizou-se vestibular e lingualmente em torno do pescoço do implante nos tipos III e IV de osso. Nos tipos I e II, essa tensão foi observada mesial e distalmente ao redor do pescoço do implante. Sob carga VL, a maior tensão localizou-se vestibulo-lingualmente em torno do pescoço do implante em todos os modelos. Osso esponjoso: a distribuição de compressão EQV na região trabeculada sob carga AX apresentou algumas diferenças, dependendo da qualidade de osso e do tipo de implante. Quanto aos modelos de osso de baixa densidade, a maior compressão foi observada ao redor da base do implante. No osso tipo II, com o implante parafuso e no osso tipo I com ambos os tipos de implante, a maior compressão foi frequentemente encontrada próximo ao pescoço do implante, porém em algumas situações, ela atingiu a base do implante. Além do mais, nos ossos tipo III e IV, os filamentos dos implantes do tipo parafuso efetivamente reduziram o grau de concentração, gerando compressão moderada no osso ao redor das cristas das roscas e igualmente baixa compressão distribuída em outras regiões. Compressão razoavelmente alta foi encontrada sobre áreas maiores com o cilindro do que com o implante parafuso e com o implante cilindro mais curto do que com o implante cilindro mais comprido. Sob carga VL, a distribuição de compressão EQV no osso esponjoso foi similar para os modelos com a mesma qualidade de osso, independentemente do tipo e comprimento de implante. Na maioria dos casos, a maior compressão foi encontrada em torno do pescoço do implante, e compressão razoavelmente alta estava distribuída na metade superior do osso. Essa compressão estava distribuída sobre áreas maiores

nos modelos de osso de baixa densidade, e ela atingiu a base do implante no modelo de osso tipo IV com o implante cilindro de 9,2 mm de comprimento. Os resultados desta AEF sugerem que: a) a compressão EQV máxima no osso trabeculado (esponjoso) e a pressão EQV máxima no osso cortical aumentaram nos modelos com osso esponjoso de baixa densidade, confirmando a importância da qualidade do osso e seu diagnóstico pré-cirúrgico para o prognóstico em longo prazo; b) sob carga AX, a compressão EQV máxima no osso esponjoso foi menor com o implante do tipo parafuso do que com um implante cilíndrico, especialmente nos modelos de osso de baixa densidade. Assim, um implante do tipo parafuso pode ser a melhor escolha em uma mandíbula com osso esponjoso de baixa densidade; c) sob carga AX a influência do comprimento do implante sobre a pressão no osso pareceu clara para o osso de baixa densidade, nesse tipo de osso esponjoso, implantes de maiores comprimentos podem ser uma melhor escolha do que os implantes mais curtos.

Proos et al. (2003) verificaram a influência do módulo de elasticidade do cimento de união de uma coroa sobre um primeiro pré-molar quando submetida à incidência de força vertical. A avaliação das tensões foi realizada por meio do MEF bidimensional. Foram analisados oito diferentes modelos contendo combinações de supra-estruturas confeccionadas em ouro ou em In Ceram™, utilizando cimento adesivo resinoso ou fosfato de zinco como agente de união e com espessuras variando de 0,05 a 0,1 mm. Os resultados permitiram observar a geração de tensões inferiores àquelas como máximas para a porcelana avaliada. O mesmo ocorreu em relação ao pico de tensão sofrido pelo cimento resinoso quando comparada à força necessária para ocorrer fratura ou perda da adesão química. Para o cimento de fosfato de zinco não foi observada margem de resistência à fratura quando

submetido à mesma força axial dos demais modelos. A influência do módulo de elasticidade dos agentes de união avaliados foi considerada irrelevante na distribuição de tensões sobre a coroa e estrutura dentinária. O mesmo foi observado em relação à espessura dos cimentos utilizados, sendo esta menos relevante do que a presença do próprio cimento. Os autores concluíram que a função do agente de cimentação foi apenas transferir as tensões resultantes, da supra-estrutura para a dentina subjacente. Não foi observada propriedade de resistência dos cimentos avaliados contra qualquer deflexão oriunda das forças aplicadas.

Himmlová et al. (2004) fizeram uma simulação matemática da distribuição das tensões ao redor de implantes para determinar qual comprimento e diâmetro dissipariam melhor estas tensões. Registros das tensões iniciando na base do implante foram feitos com o MEF 3D, utilizando-se modelos computadorizados. Os modelos simulavam implantes instalados nas posições verticais na região de molar da mandíbula. Um modelo simulando um implante com um diâmetro de 3,6 mm e comprimentos de 8, 10, 12, 14, 16, 17 e 18,0 mm foi criado para avaliar a influência do fator comprimento. A influência de diferentes diâmetros foi estudada utilizando-se implantes com um comprimento de 12,0 mm e diâmetros de 2,9; 3,6; 4,2; 5,0; 5,5; 6,0 e 6,5 mm. A carga aplicada foi simulada com direção oblíqua ao plano oclusal. Valores de tensões equivalentes do tipo von Mises na interface osso e implante foram registrados utilizando-se o MEF para todas as variações. Foi obtida uma média dos valores para os três elementos de maior tensão para cada variação, sendo expressos em porcentagem de valores registrados para a referência (100%), a qual foi o valor de tensão para o implante com um comprimento de 12,0 mm e diâmetro de 3,6 mm. As áreas de tensão máxima localizaram-se ao redor do colo do implante. A queda na tensão foi de 31,5 % para os implantes com diâmetro entre 3,6

mm a 4,2 mm. A redução da tensão para o implante de 5,0 mm foi de 16,4 %. O aumento no comprimento do implante também levou à queda nos valores máximos de tensões equivalentes do tipo von Mises. A influência do comprimento do implante, contudo, não foi acentuada como aquela do diâmetro do implante. Dentro das limitações deste estudo, observou-se que, com o aumento no diâmetro do implante reduziu-se as tensões equivalentes máximas do tipo von Mises ao redor do colo do implante mais do que com o aumento no comprimento do implante, resultando em uma distribuição mais favorável das forças oclusais simuladas aplicadas neste estudo.

Alkan et al. (2004) avaliaram a distribuição das tensões dos parafusos para implante que receberam carga oclusal, em três sistemas de união implante e abutment, sob forças oclusais simuladas. Três sistemas de conexão implante e abutment foram simulados utilizando-se o MEF 3D: a) implante Brånemark™ de hexágono externo e abutment retido por parafuso; b) implante ITI™ e abutment cimentado cone morse de 8°; c) implante ITI™ e abutment cone morse de 8° com octógono interno retido por parafuso. Os implantes receberam, então, três cargas oclusais estáticas simuladas (10 N horizontal; 35 N vertical, e 70 N oblíqua) na posição da coroa no complexo do implante e abutment. Os resultados numéricos e dos gráficos mostraram que as tensões aumentaram no abutment e nos parafusos protéticos nos modelos de EF, após a simulação com carga horizontal. Entretanto, quando cargas estáticas verticais e oblíquas foram aplicadas, as tensões reduziram no abutment de hexágono externo e no abutment ITI™ cônico morse de oito graus com octógono interno e nos parafusos protéticos, com exceção do parafuso protético do abutment ITI™, após uma carga oblíqua de 70 N. As tensões aumentaram no abutment ITI™ cimentado cone morse de oito graus, após as cargas vertical e

oblíqua. Os resultados mostraram que os três sistemas de encaixe implante e abutment testados podem não falhar sob forças oclusais simuladas.

Bozkaya et al. (2004) avaliaram os efeitos da geometria externa e do valor de carga oclusal de cinco sistemas de implantes nas reabsorções ósseas periimplantares. Foram comparados cinco diferentes implantes dos seguintes sistemas: Ankylos™, Astra™, Bicon™, ITI™ e Nobel Biocare™, de tamanhos compatíveis, mas diferentes perfis de rosca, por meio do MEF. A qualidade óssea usada foi do tipo II e a osseointegração completa foi considerada. Cargas oclusais de diversos valores (de 0 a 2000 N) foram aplicadas nos abutments suportando restaurações de dentes isolados, a 11,3° do eixo vertical, com um desvio de 1,0 mm. A área total óssea que recebeu sobrecarga, sofreu tensões que saíram dos limites recomendados de 100 a 170 MPa, e foi avaliada quanto aos diferentes níveis de carga. Para níveis moderados de cargas oclusais de até 300 N, o osso compacto não recebeu sobrecarga de nenhum dos sistemas de implantes. Nos valores extremos do intervalo de carga oclusal (1000 N ou mais), as características de sobrecarga dos implantes podem depender da forma geométrica. Em geral, a sobrecarga ocorre próxima à região superior do osso compacto, na compressão, e é principalmente causada pelos componentes oblíquos e laterais da carga oclusal. Na região de interseção do osso compacto e trabecular, a sobrecarga ocorre na tensão devido ao componente vertical da carga oclusal. Para forças excessivas maiores que 1000 N, as áreas de sobrecarga do osso variaram consideravelmente entre os cinco sistemas diferentes de implantes testados.

Lehmann et al. (2004) simularam implantes dentários cônicos, utilizando a técnica de elementos finitos, em modelo tridimensional, levando-se em conta a camada de osso que se forma na interface entre implante e osso, além de comparar

os resultados obtidos para cada um dos tipos de próteses da mandíbula. Os implantes e seus componentes foram modelados em computador usando o programa CAD e os dados exportados para o programa ANSYS, versão 5.7. Os implantes analisados foram do modelo Master Conect da Conexão® Sistemas de Prótese com diâmetro de 4,3 mm e comprimento de 13,0 mm. Entre os componentes do sistema de implante analisados, destaca-se o parafuso de fixação do abutment do tipo hexágono interno, o qual tem apresentado bons resultados clínicos. O osso cortical e trabecular foram modelados no próprio programa ANSYS como um bloco com 1,3 mm de espessura de osso cortical, 23,4 mm de altura, 25,6 mm de comprimento méso-distal e 9,0 mm de largura buco-lingual. Para as próteses, foi necessária a utilização de um scanner tridimensional. O equipamento utilizado foi pórtico, modelo G-90C, equipada com software de medição geométrica metrolog 11. Cada componente foi modelado separadamente para permitir a visualização individual dos componentes e verificar os níveis de tensões com base nas diferentes escalas de cores fornecidas pelo programa. Foram adotadas algumas hipóteses simplificadoras. Os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Outra simplificação do modelo foi a de considerar uma perfeita osseointegração do implante. Na realidade, a osseointegração ocorre em 80% da superfície do implante. Com relação à prótese, foi definida a utilização de resina compósita devido a sua larga utilização. O elemento finito utilizado foi o SOLID 92. Cada modelo gerado apresentou aproximadamente 70.000 elementos, com nove volumes independentes, a saber: osso cortical, osso trabecular, osso neoformado, implante, abutment, parafuso de fixação do abutment, coping, parafuso de fixação do coping e prótese. A força axial de 100 N foi aplicada na superfície da prótese que apresenta mesa oclusal (pré-molares e molares). A força buco-lingual de 50 N

foi aplicada nas próteses sem mesa oclusal (incisivo central, incisivo lateral e canino). A definição do local onde a força foi aplicada está relacionada com a oclusão cêntrica tida como ideal para o paciente. As restrições de movimento foram aplicadas nas áreas distais, em todas as direções. Para análise em todas as simulações, foram utilizadas as tensões equivalentes de von Mises. Foram analisadas as tensões transmitidas para o osso, assim como, as tensões nas próteses, nos implantes e nos seus componentes (abutment, coping e parafusos de fixação). Com relação aos resultados obtidos, foi possível observar que entre os casos analisados, os maiores níveis de tensões são observados quando a prótese utilizada é no segundo pré-molar. Os resultados obtidos por meio das simulações apresentadas sugerem: a) a reabilitação unitária de um segundo pré-molar é a situação mais crítica no sentido de se ter problemas com osseointegração; b) a reabilitação unitária com menor possibilidade de problemas relacionados a osseointegração é para o primeiro molar. Outra reabilitação que provavelmente não teria problemas desta natureza seria o incisivo central que apresentou menores níveis de tensão nos componentes protéticos e níveis de tensão próximos do osso cortical e neoformado observado para o primeiro molar; c) O modelamento fiel das próteses, assim como a consideração do osso neoformado da interface entre o implante e o osso, influenciaram na distribuição de tensões dos diversos componentes protéticos, implante e osso.

Eskitascioglu et al. (2004) avaliaram o efeito da aplicação de carga em três localizações diferentes na superfície oclusal de um dente na distribuição das tensões em uma PPF suportada por implantes mandibulares e no osso ao redor, utilizando-se o MEF. Um modelo de EF 3D de uma secção mandibular do osso (Tipo II) com ausência do segundo pré-molar foi utilizado neste estudo. Um sistema de

implante odontológico ITI™ em forma de parafuso de 4.1 x 10 mm de corpo único (implante sólido) foi criado para este estudo. Foi utilizado o cromo-cobalto como material da infra-estrutura da coroa e a porcelana como material para a superfície oclusal. Cargas totais de 300 N foram aplicadas nos seguintes locais: a) extremidade da cúspide vestibular (300 N); b) extremidade da cúspide vestibular (150 N) e fossa distal (150 N); ou c) extremidade da cúspide vestibular (100 N), fossa distal (100 N) e fossa mesial (100 N). Os resultados mostraram que a aplicação de carga vertical, dependendo do local, resultou em valores de tensão mais altos dentro do osso e nos implantes. Níveis de tensão próximos foram observados dentro do osso para a aplicação de carga nos locais a e b. Os primeiros níveis criaram as tensões mais extremas e os segundos as tensões mais equilibradas dentro do osso. Com a aplicação de carga nos locais a e b, as tensões concentraram-se na estrutura e na superfície oclusal da PPF. Tensões baixas foram distribuídas ao osso. Para as condições de carga estudadas, a combinação ideal da carga vertical foi vista quando aplicadas nas posições a e c, o que reduziu as tensões dentro do osso. Neste caso, as tensões do tipo von Mises concentraram-se na estrutura e na superfície oclusal da PPF.

Sütpideler et al. (2004) avaliaram por meio da modelagem de elemento finito, o efeito de uma compensação sobre a transmissão de força ao osso de sustentação dos implantes alinhados em uma configuração retilínea ou em uma configuração de compensação. Além disso, o estudo avaliou o efeito das diferentes alturas da prótese e diferentes direções da aplicação de força. Um modelo de EF 3D foi desenvolvido para comparar a distribuição de força de uma configuração com três implantes em linha reta e outra configuração de três implantes com várias compensações. O modelo simulou a estrutura anatômica da mandíbula posterior. A

dimensão méso-distal do modelo era de 25,0 mm, a vestibulo-lingual tinha 11 mm, e a dimensão súpero-inferior era de 22,0 mm. Nas superfícies superior e inferior uma camada de osso cortical, de 2,0 mm de espessura, foi simulada. Toda a outra modelagem do osso foi feita para simular o osso trabecular. Três implantes de Ti (3,75mm de diâmetro e 10,0 mm de comprimento) foram inseridos no modelo. Esses implantes foram colocados afastados a 7,0 mm de distância (da cabeça do implante até o centro do implante) e a 3,5 mm das superfícies mesial e distal do modelo. Uma prótese implanto-suportada com uma estrutura feita em liga de ouro tipo IV com uma dimensão méso-distal de 25,0 mm, vestibulo-lingual de 11,0 mm, e uma dimensão ocluso-gengival de 5,0 mm foi simulada. O modelo foi criado utilizando o software de elemento finito PATRAN (MSC Software). As próteses foram fabricadas para se adaptarem às três configurações nas alturas de 6,0 mm e 12,0 mm. Consideraram-se todos os materiais no modelo de EF homogêneos, isotrópicos, e linearmente elásticos. O carregamento oclusal simulado da prótese implanto-suportada foi realizado aplicando-se 200 N à prótese em um local correspondente ao centro do implante, sem compensações. As forças foram aplicadas a essa mesma posição em todas as condições do teste da compensação, ângulo da força, ou altura da prótese. As forças foram aplicadas em 0°, 15°, 30°, 45° e 60° na direção vertical. A análise do modelo dos EF foi realizada utilizando o software ABAQUS (HKS). A maior concentração de tensões foi encontrada no osso cortical ao redor da superfície superior, ou plataforma, do implante. As menores tensões foram vistas com a aplicação vertical da força, simulando a aplicação de força junto ao longo eixo do implante. Isso foi real para ambas as alturas de prótese e todos os tipos de tensão (Von Mises, tração, e compressão). Quando o ângulo da força mudou de vertical, aumentando em incrementos de 15°, a tensão no osso aumentou. A aplicação de

uma compensação ao ponto central do implante reduziu as tensões sob todas as condições de carregamento. Utilizando os modelos de elemento finito, foi encontrado que: a) o carregamento vertical de uma prótese implanto-sustentada produziu a menor tensão ao osso de sustentação; b) uma mudança de 15° da vertical no ângulo de força aplicado a uma prótese implanto-sustentada causou um aumento na tensão no osso de sustentação simulado; c) o aumento da inclinação da carga resultou em maior tensão no osso de sustentação simulado; d) a redução na altura da prótese de 12,0 mm para 6,0 mm ou o estabelecimento de uma compensação do implante para o meio dos três implantes pôde reduzir a tensão, mas essa redução não compensou o aumento na tensão encontrada com as cargas não axiais normais.

Sevimay et al. (2005) avaliaram o efeito de quatro diferentes qualidades ósseas na distribuição das tensões em uma coroa total mandibular suportada por implante, utilizando-se o MEF 3D. Um modelo de EF 3D de uma secção de osso da mandíbula, com ausência do segundo pré-molar, foi criado e também um implante, para receber uma coroa total metalocerâmica. Um sistema de implante em forma de parafuso de 4.1 x 10,0 mm sólido (Sistema ITITM) e uma coroa metalocerâmica utilizando infra-estrutura em cromo-cobalto e porcelana feldspática foram modelados. Quatro tipos de qualidade óssea (D1, D2, D3, D4) foram preparados. Uma carga de 300 N foi aplicada em uma direção vertical à cúspide vestibular e fossa distal das coroas. A qualidade óssea ideal para uma coroa implantossuportada foi avaliada. Os resultados mostraram que as tensões do tipo von Mises nas qualidades D3 e D4 foram de 163 MPa e 180 MPa, respectivamente, e alcançaram os valores mais elevados no colo do implante. Os valores das tensões do tipo von Mises nas qualidades ósseas D1 e D2 foram de 150 MPa e 152 MPa, respectivamente, no colo do implante. Uma distribuição de tensões mais homogênea

foi vista em todo osso. Os autores concluíram que: a) qualidades ósseas diferentes simuladas para uma coroa suportada por implante afetaram a distribuição e os valores das tensões; b) as tensões do tipo von Mises nas qualidades D3 e D4 alcançaram os valores mais elevados no colo do implante e foram distribuídas localmente; c) a distribuição de tensões mais homogênea e semelhante foi vista em todo osso para os grupos ósseos D1 e D2.

Lehmann et al. (2005) avaliaram a distribuição das tensões ósseas de diferentes geometrias dos dentes de uma prótese mandibular suportada por implantes, por meio do MEF. Na simulação, um implante cônico com hexágono interno e os componentes protéticos foram modelados utilizando-se um programa de EF. Visando simular um segmento mandibular simples, um núcleo esponjoso revestido por uma camada cortical com espessura de 1,3 mm foi modelado ao redor dos implantes. As dimensões gerais deste bloco foram 23,4 mm em altura e 25,6 mm de comprimento MD e 9,0 mm na largura VL. O implante foi modelado com 13,4 mm de altura e 5,4 mm de diâmetro. Todos os materiais utilizados nos modelos foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Foi utilizado o elemento tridimensional SOLID 92TM nos modelos. A carga aplicada foi de 100 N aos dentes com mesa oclusal e de 50 N nos dentes sem mesa oclusal. A carga foi aplicada na superfície superior dos dentes para obter uma oclusão cêntrica. As restrições de movimento foram aplicadas nas áreas de extremidade distal, em todas as direções. Foi possível utilizar o programa para calcular as tensões do tipo von Mises no osso e nos componentes dos sistemas de implante utilizados. Os resultados verificados para todas as simulações indicaram que o ponto do osso cortical com maior concentração de tensões foi na área marginal dos implantes (colo). Os valores de tensões variaram de acordo com a geometria da prótese. As

tensões no osso cortical foram menores nos modelos para os incisivos centrais. As tensões mais elevadas no osso cortical foram verificadas em um dos modelos de segundo pré-molar. As diferenças observadas foram estatisticamente significativas. Os valores verificados nas tensões no osso esponjoso foram menores que 3,0 MPa, para todos os modelos analisados. Ao analisar a camada óssea formada na superfície do implante (osso neoformado), foi possível observar que a tensão foi maior no osso neoformado com interface cortical no segundo pré-molar. Os resultados indicaram que a falha é possível nessa região. O implante, o abutment e os parafusos apresentaram maiores níveis de tensões para os modelos de pré-molar em relação aos modelos de incisivos centrais. As conclusões deste estudo foram: a) os resultados confirmaram a experiência clínica de que a região de pré-molar é a mais crítica para os casos simulados; b) as tensões na prótese aumentam da região anterior para a posterior; c) a tensão principal nos componentes protéticos e no osso avaliado é para o segundo pré-molar.

Al-Sabbag (2006) avaliou em revisão literária o posicionamento apicocoronal do implante em relação ao nível de inserção. Afirmou que geralmente é aceito que a crista óssea é restabelecida 1,5 mm apical à interface implante-pilar. Esse espaço é também conhecido como microgap. A posição apicocoronal do implante deve fornecer um equilíbrio entre a saúde e a estética. O perfil de emergência e a localização do microgap são os dois parâmetros mais importantes que afetam a saúde e a estética. De modo geral, há uma relação inversa entre esses dois parâmetros. Quanto mais apical o posicionamento do implante, mais estética é a restauração e menos saudável o tecido. O aprofundamento do ombro do implante deve ser de 1,0 mm a 2,0 mm para um implante de fase única ou de 2,0 mm a 3,0 mm para um implante de duas fases apicalmente à linha imaginária que une as JCE

médio-vestibular dos dentes adjacentes sem recessão gengival. Em pacientes com recessão gengival, a margem gengival médio-vestibular pode ser utilizada como uma referência em vez da JCE.

Chun et al. (2006) investigaram o efeito de três tipos de diferentes pilares sobre a distribuição de tensão no osso sob cargas verticais e inclinadas realizando a análise do elemento finito. A tensão máxima Von Mises ocorreu na região de osso compacto adjacente à primeira microlinha do implante, de todos os sistemas, com diferentes pilares sob ambas as condições de carga, vertical e inclinada. Quanto à condição de carga vertical, a distribuição de tensões no osso para todos os três sistemas de implante apresentou tendências semelhantes, porém as tensões máximas von Mises geradas no osso foram todas diferentes para os sistemas de implante. Quanto à condição de carga inclinada, a distribuição de tensões no osso para todos os três sistemas de implantes apresentou diferenças notáveis. Essas diferenças referentes às condições de carga vertical e inclinada foram causadas pela mudança no mecanismo de transferência de carga relacionado aos diferentes tipos de pilar. Também, o tamanho da área de contato entre o pilar e o implante influenciou significativamente a distribuição e magnitude da tensão de von Mises geradas no osso para todos os sistemas de implantes. A tensão máxima de von Mises aumentou quando o ângulo de inclinação da carga aplicada aumentou em cada sistema de implante. A menor tensão máxima de von Mises foi obtida no osso ao redor do sistema de implante hexágono interno, e a maior tensão máxima de von Mises foi encontrada no osso ao redor do implante hexágono externo em todas as condições de carga. Diferenças nas tensões máximas de von Mises aumentaram com o aumento do ângulo da carga inclinada. O sistema de implante hexágono interno gerou as menores tensões máximas de von Mises sob todas as condições de

carga devido à redução no efeito de flexão causado pelo componente horizontal da carga inclinada por meio do deslizamento nas conexões cônicas entre o implante e o pilar. Quando a variação nas tensões de von Mises na interface entre os diferentes sistemas de implante e o osso foi monitorada, quanto às cargas verticais e inclinadas, apresentaram redução gradual a partir do nível de osso marginal até o ápice do implante. Significante redução na tensão de von Mises foi observada no limite entre o osso compacto e o esponjoso devido ao módulo de elasticidade relativamente baixo do osso esponjoso.

Abu-Hammad et al. (2007) avaliaram, por meio do MEF, os níveis de tensão óssea sob diferentes padrões de aplicação de carga. Um programa de análise pelo MEF foi utilizado para construir quatro modelos tridimensionais diferentes, descrevendo implantes de 4,0 mm de diâmetro por 10,0 mm de comprimento, em blocos de osso cortical e trabecular. Um abutment de 5,0 mm de comprimento foi desenhado em cima de cada implante. O implante no modelo I não tinha rosca e no modelo II era rosqueado, ambos com forma circular. O terceiro implante no modelo III tinha uma forma de secção transversal com um desenho em forma de estrela de 16 lados. O implante no modelo IV não era rosqueável, com um diâmetro de 4,5 mm. Cargas verticais e horizontais de 100 N foram aplicadas no nó medial superior de cada implante. Todos os nós na superfície inferior dos modelos de osso foram limitados. Na comparação dos modelos I, II e III, os valores de tensões ósseas mais baixas, sob forças verticais e horizontais, foram vistos ao redor do implante não rosqueável no modelo I (8,92 e 94,52 MPa, respectivamente). O valor de tensões ósseas mais altas, sob forças verticais, foi visto ao redor do implante rosqueável no modelo II (10,07 MPa), enquanto que o valor de tensão óssea mais alta, sob carga horizontal, foi visto ao redor do implante em forma de

estrela no modelo III (108,40 MPa). O modelo quatro, com um desenho não rosqueável mais amplo, mostrou valores de tensão óssea, sob carga vertical e horizontal de 7,32 e 71,35 MPa, respectivamente. Concluíram que o desenho de implante não rosqueável produziu a menor tensão óssea. O aumento no diâmetro do implante poderia produzir grande redução no valor de tensão no osso ao redor do colo do implante.

Ramagem (2007) comparou as tensões resultantes em implantes osseointegráveis de plataforma regular com conexão do tipo hexágono externo e hexágono interno, componentes protéticos e tecido ósseo de suporte, após aplicação de forças. A utilização dos dois tipos de implantes avaliados em situações idênticas procurou identificar qual configuração traria a distribuição de tensões mais compatível com a longevidade da osseointegração. Para tanto, verificou: a) a importância da análise de contato na verificação da distribuição das tensões no modelo virtual; b) a diferença entre o carregamento axial e oblíquo na distribuição das tensões; c) qual projeto promoveu maior tensão nas estruturas de suporte; d) qual tipo de conexão pilar-implante gera mais tensão intrinsecamente; e) a localização das maiores concentrações de tensões no tecido ósseo circunjacente. Utilizou o Método dos Elementos Finitos, análise bidimensional, a partir de amostra obtida por meio do CAD fornecido pela empresa. Concluíram que: a) a discretização dos modelos virtuais utilizando análise de contato permitiu a avaliação intrínseca do sistema de implante em relação ao modo como são distribuídas as tensões por entre os componentes do sistema; b) para os dois tipos de implantes avaliados a incidência de carga oblíqua implicou numa geração maior de tensões sobre o sistema de implante e tecido ósseo quando comparada à aplicação de carga axial sobre os mesmos; c) a distribuição das tensões no tecido ósseo não diferiu

significativamente para os dois tipos de implantes quando neles incidiu apenas carga axial. Quando sujeito à ação de forças oblíquas, o implante de hexágono externo transmitiu tensões mais elevadas ao osso adjacente; d) o sistema de hexágono interno sofreu menor tensão intrinsecamente quando comparado ao sistema de hexágono externo, particularmente em relação ao parafuso de fixação protética do sistema de hexágono interno; e) a maior geração de tensões em relação ao osso que circunda o implante ocorreu mais visivelmente na camada cortical que envolve a plataforma do implante. Isto pôde ser observado com maior intensidade sob ação de força oblíqua e para implante de hexágono externo.

Beckenkamp (2008) analisou o comportamento biomecânico das alterações das tensões nos implantes em estruturas onde ocorre e não ocorre reabsorção óssea. Para tanto verificou: a) a importância da direção da aplicação da carga; b) qual a estrutura foi mais afetada no modelo com diminuição de suporte ósseo; c) qual a estrutura mais comprometida no modelo com suporte ósseo total. Utilizou o Método dos Elementos Finitos, análise bidimensional, sendo os modelos desenvolvidos nos programas MSC Patran (EUA). Esse software é o responsável pelo pré e pós-processamento da análise pelo método dos elementos finitos (MEF), ou seja, a compilação de todos os dados necessários à análise e a visualização dos resultados. Foi também utilizado o software MSC Marc (EUA), que foi o responsável pela solução das equações geradas durante a modelagem. Como forma de análise e comparação entre os resultados, o critério utilizado foi a tensão de von Mises. A partir dos resultados encontrados, pode-se concluir que: a) houve diferença nos valores das tensões para os modelos quando submetido ao carregamento vertical e inclinado. Foi evidente também a grande sollicitação que o sistema apresentou quando o carregamento foi inclinado, comparado com o carregamento vertical no

mesmo modelo; b) o parafuso do pilar no modelo com reabsorção óssea foi significativamente mais requisitado; c) as tensões de von Mises das estruturas pilar, osso cortical e osso esponjoso foram maiores no modelo sem reabsorção óssea.

Jung et al. (2008) avaliaram as mudanças radiográficas na crista óssea ao redor de implantes dentários de 4,1 mm de diâmetro por 8,0 mm de comprimento conectados a pilares de 3,3 mm de diâmetro situados submucosalmente ou transmucosalmente em três níveis diferentes em relação à crista alveolar: 1,0 mm aquém, a nível ósseo e 1,0 mm intra-ósseo. Foram utilizados sessenta implantes de duas peças com diâmetros incongruentes de implante e pilar colocados em espaços edêntulos bilateralmente em cinco cães Foxhound (caçadores de raposa). Os implantes estavam posicionados submucosalmente e transmucosalmente no lado direito ou no lado esquerdo da mandíbula. Em cada lado foram posicionados aleatoriamente seis implantes em três níveis diferentes em relação à crista alveolar. Depois de 12 semanas, 60 coroas foram cimentadas. Fizeram tomadas radiográficas de todas as áreas de implante em seguimento a instalação do implante, após a inserção da coroa, e mensalmente durante seis meses após as cargas. A análise das tomadas radiográficas revelou pouquíssima perda de osso e pequeno aumento no nível de osso para os implantes posicionados no nível da crista ou 1,0 mm aquém dela. A maior perda de osso ocorreu em implantes situados 1,0 mm abaixo da crista. Nenhuma diferença clinicamente significativa, concernente à perda de osso marginal e ao nível do contato entre osso e implante, foi detectada entre os implantes com pilares submucosal ou transmucosal. Concluíram que os implantes e pilares avaliados demonstraram perda de óssea; entretanto, ela era em pequena quantidade. Não houve diferença clinicamente significativa entre as abordagens submucosal e transmucosal.

3 PROPOSIÇÃO

A finalidade desta pesquisa consistiu em estudar comparativamente as tensões resultantes em um implante osseointegrável de plataforma regular com conexão do tipo cone morse e tecido ósseo de suporte, em três níveis diferentes de inserção após aplicação de cargas. Buscou-se esclarecer as condições biomecânicas proporcionadas pelo implante cone morse, por meio do MEF bidimensional, verificando:

- a) a diferença entre o carregamento axial e oblíquo na distribuição das tensões;
- b) o nível de inserção que promoveu maior tensão nas estruturas de suporte;
- c) a quais estruturas o carregamento oblíquo foi mais prejudicial;
- d) a localização das maiores concentrações de tensões no tecido ósseo circunjacente.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Foi escolhido o Método dos Elementos Finitos com análise bidimensional, para avaliar a distribuição de tensões em prótese sobre implante, implante e osso adjacente, simulando três níveis diferentes de inserção óssea.

4.1 Pré-processamento

4.1.1 *Confecção do modelo*

O modelo utilizado continha um implante AR Morse Porous 4.0 mm de diâmetro por 10,0 mm de comprimento e sobre este um pilar intermediário (Pilar Speed 1,0 mm C.M.) ambos da empresa Conexão® Sistemas de Prótese. Sobre este conjunto uma coroa metalocerâmica com liga de Pd-Ag-Au (Pors-on IV) da Degussa™ e cerâmica Noritake™, foi cimentada com Cimento de Fosfato de Zinco da SS White™. Este conjunto foi incluído em um bloco de Resina Acrílica Autopolimerizável incolor da marca Dencor®, com o objetivo de estabilizá-lo. O bloco foi submetido a um corte V-L (transversal), obtendo-se a imagem da Figura 1.

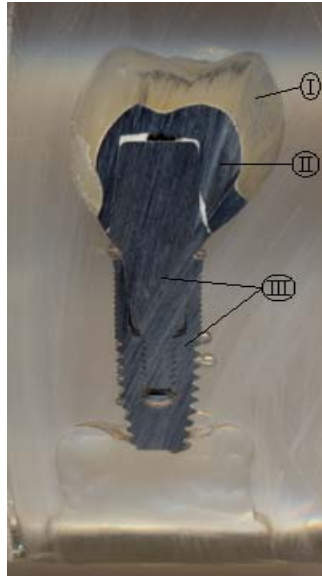


Figura 1 - Corte transversal do Implante.

4.1.2 Projetos

A figura 1 apresenta um corte da secção transversal do sistema utilizado e identifica os tipos de materiais que o compõem. Os modelos foram compostos por cinco tipos diferentes de material: cerâmica, liga Pd-Ag-Au, titânio tipo IV, osso cortical e osso medular, cujas propriedades físicas estão descritas no Quadro 1.

Materiais	Mód. de Elast. (GPa)	Coef. de Poisson (U)	Ref. Bibliográfica
I - Cerâmica	67,70	0,28	Anusavice et al., 1986, Sertgöz, 1997
II - Pd-Ag-Au	131,00	0,33	Sertgöz, 1997; Givan, 2007.
III - Impl e Pilar (Ti. grau IV)	110,00	0,33	Richter et al., 1990 Sendik, 1998
Ossos Cortical	13,70	0,30	Sertgöz, 1996; Moraes, 2002.
Ossos Medular	1,37	0,30	Sertgöz, 1996; Moraes, 2002.

Quadro 1 – Propriedade dos Materiais

De posse da imagem da seção transversal do implante, foi feito um desenho virtual, tendo-se a imagem da figura 1 como base, e posteriormente foi inserido o desenho que representa as regiões ósseas (osso cortical e osso medular). Para se obter o desenho virtual, foi utilizada uma escala milimetrada que foi escaneada junto com o desenho para relacionar as dimensões das estruturas.

Durante o desenvolvimento do trabalho, foram feitas seis análises para três condições distintas. As três condições são representadas por M1, M2 e M3, que correspondem ao caso com inserção do implante numa situação padrão (Nível Ósseo), numa situação com inserção de 1,5 mm aquém do nível ósseo, e com 1,5 mm dentro do osso, respectivamente.

As figuras de 2 a 4, apresentam as três condições analisadas no trabalho. Em todos os casos o sistema de implante utilizado foi o mesmo, variando-se somente o nível de inserção óssea.

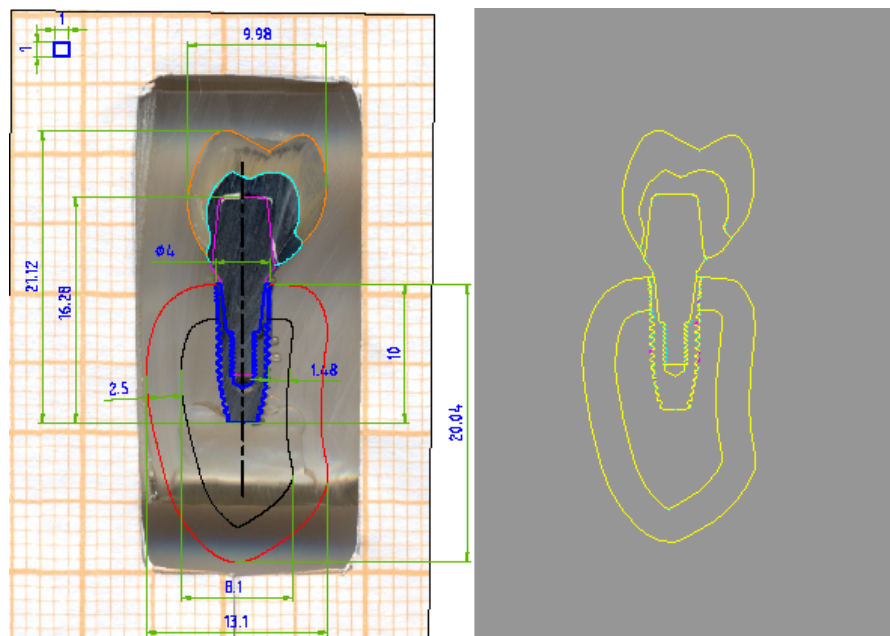


Figura 2 – Modelo1: Dimensões e configuração - implante ao nível da crista óssea.

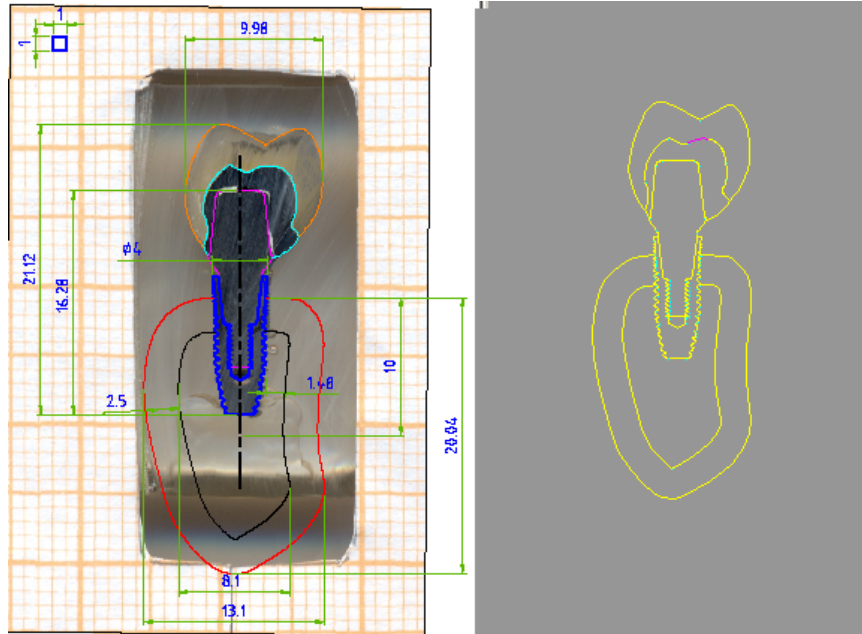


Figura 3 - Modelo 2: Dimensões e configuração - implante 1,5 mm supra - crestal.

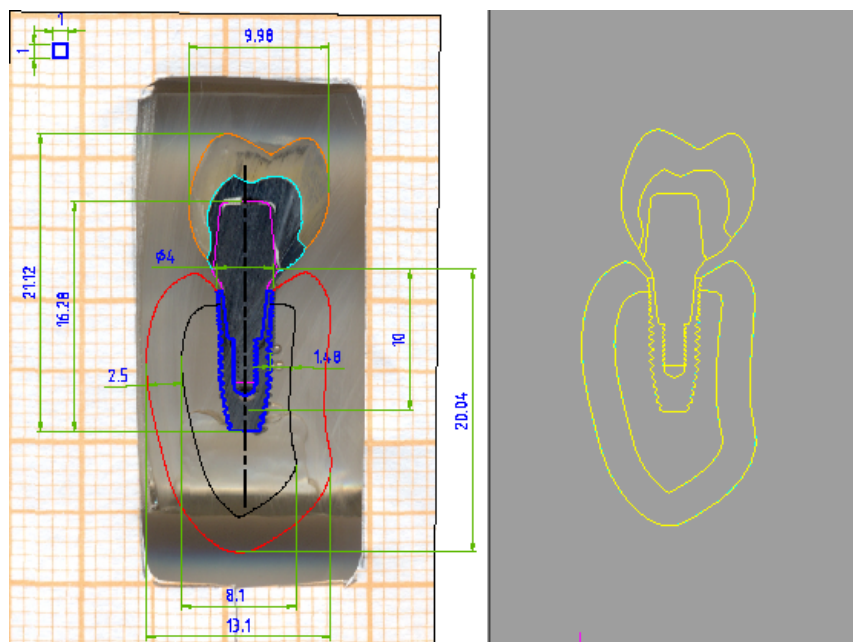
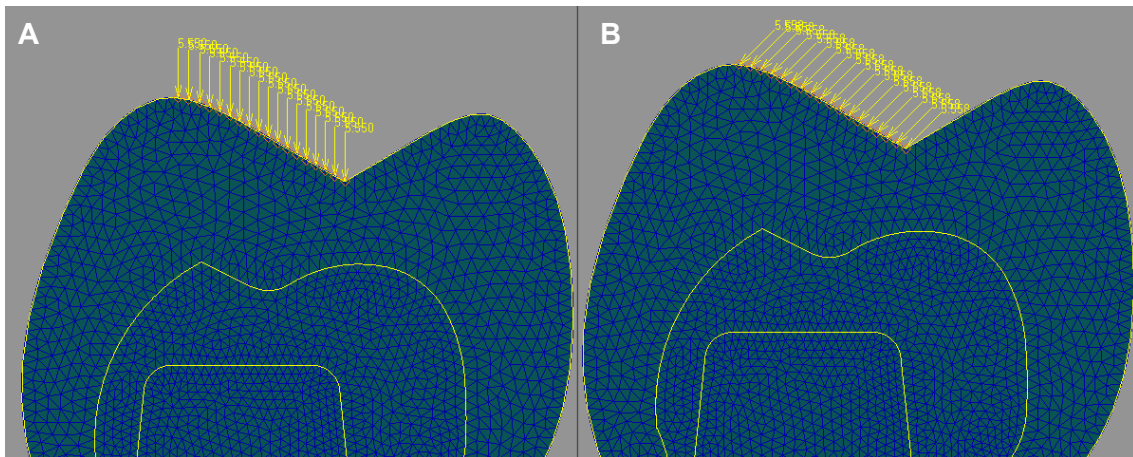


Figura 4 - Modelo 3: Dimensões e configuração – implante 1,5 mm sub - crestal.

4.1.3 Aplicação da Carga

O carregamento aplicado foi de 100 N e a inclinação das cúspides foi considerada de 30 graus. Toda análise foi realizada por meio do método dos

elementos finitos (MEF) bidimensional (2D), sendo que o modelo dos materiais foi considerado homogêneo, isotrópico, linearmente elástico e com estado plano de deformações.



Figuras 5 - Detalhe da distribuição e inclinação das forças utilizadas: a) carga vertical; b) carga oblíqua.

A força aplicada de 100N foi distribuída em 18 nós, mostrada na figura 5. Este mesmo carregamento foi aplicado na direção vertical (Figura 5 A) e na direção inclinada em 45° em relação ao eixo horizontal (Figura 5 B). Portanto, cada modelo teve dois tipos de carregamento, totalizando assim seis análises.

4.2 Processamento

Para obtenção dos modelos para realização da análise pelo método dos elementos finitos, o desenho virtual foi salvo no formato igs e importado para o software de modelagem Patran®. O software utilizado para realizar o cálculo numérico foi o Marc®.

Após a importação deste desenho no Patran®, gerou-se a malha de elementos para as diferentes regiões e, embora a densidade de malha tenha sido

grande, optou-se por realizar um refinamento nas regiões de maior tensão conforme mostra a figura 6.

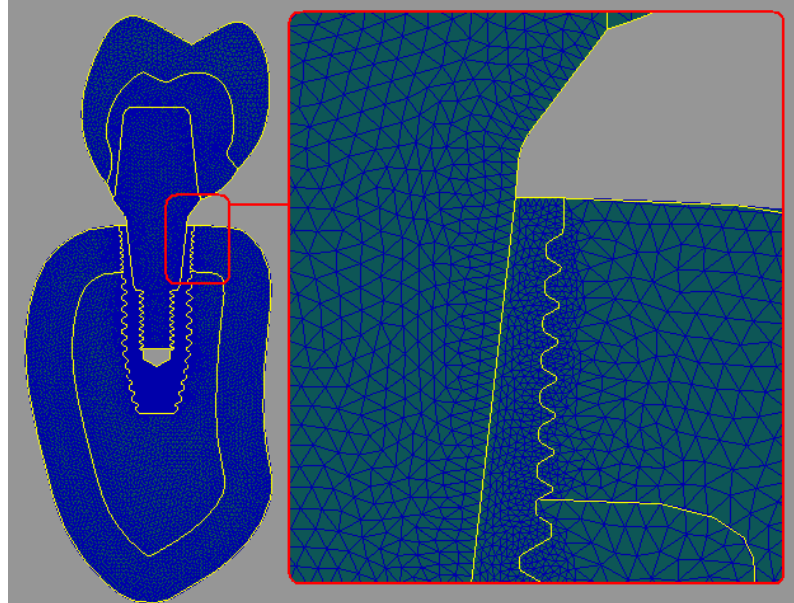


Figura 6 – Detalhe da malha gerada

Para minimizar possíveis erros numéricos, utilizou-se uma malha semelhante nos três modelos. O mesmo pode-se dizer das condições de carregamento e de deslocamento. Sabe-se que o método dos elementos finitos é uma poderosa ferramenta matemática para solução de sistemas, entretanto, as simplificações adotadas durante a análise influenciam diretamente nos resultados. As simplificações adotadas neste trabalho foram: análise bidimensional, os materiais foram considerados: homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos, e com estado plano de deformações, carregamento distribuído na área de trabalho das cúspides de contenção cêntrica do dente (figura 5), e restrição de deslocamento da mandíbula nas direções x e y, esta última adotada tendo como base o trabalho de Húngaro (2002). A figura 7 apresenta a restrição de deslocamento adotada.

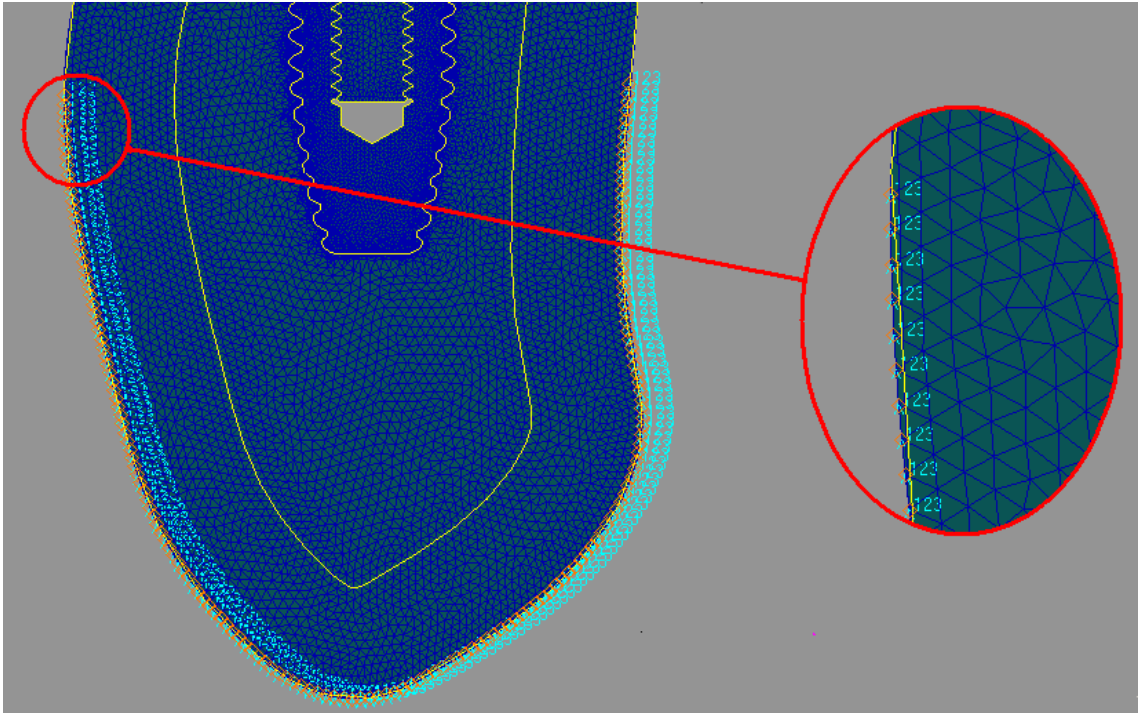


Figura 7 – Detalhe da restrição ao deslocamento

4.3 Pós-processamento

Obtenção das imagens das tensões de von Mises, vistas nos resultados sob forma de desenhos e escala de cores demonstrando a análise qualitativa, além da análise quantitativa representada pela escala numérica.

5 RESULTADOS

Ao total foram criados seis modelos (três posições de implante e duas inclinações de força), e para cada modelo foram analisadas a distribuição das tensões de von Mises para cada uma das seis partes que compõem o sistema estudado (cerâmica, supra-estrutura, pilar intermediário, implante, osso cortical e osso medular). Neste sentido foram geradas 42 figuras ao longo do trabalho. A título de visualização essas figuras são apresentadas, entretanto, para análise dos resultados, as tabelas de 7 a 10 são recomendadas.

5.1 Modelo M1 submetido à Força Vertical

No modelo M1 foi gerada um malha com 25160 elementos e 12831 nós. Tanto na aplicação com força vertical quanto força inclinada manteve-se o mesmo número de elementos e nós.

Os resultados das análises para o modelo M1 com aplicação da força no sentido vertical, tendo como critério de análise a tensão de von Mises. A figura 8 mostra o sistema completo, enquanto as figuras de 9 a 14 apresentam a cerâmica de revestimento da coroa, supra-estrutura (PdAgAu), pilar intermediário (Ti), implante (Ti), osso cortical e osso medular, respectivamente. A tabela 1 mostra os valores da tensão de von Mises máximas para cada um desses componentes.

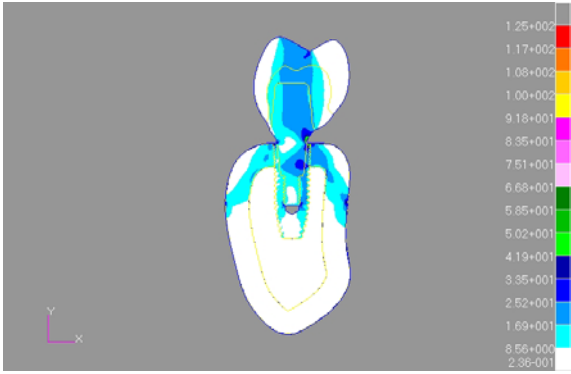


Figura 8 - Sistema Completo do M1, Força Vertical

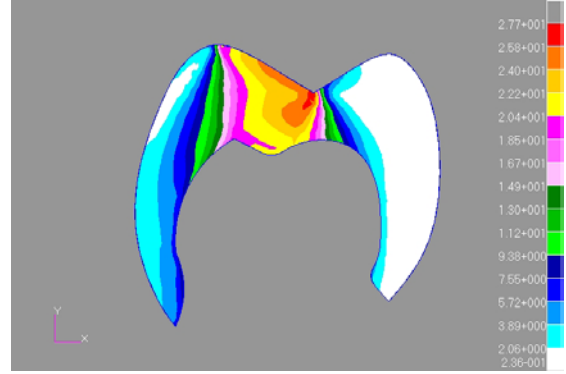


Figura 9 - Cerâmica do M1, Força Vertical.

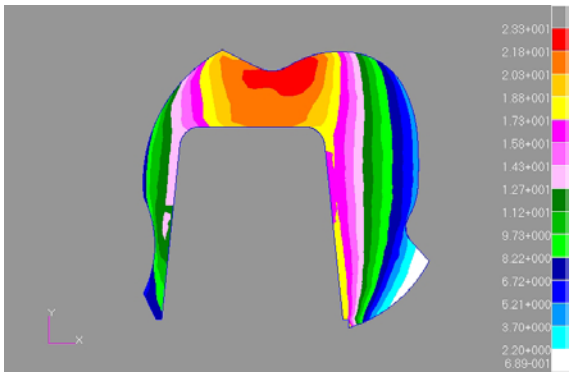


Figura 10 – Supra-estrutura do M1, Força Vertical.

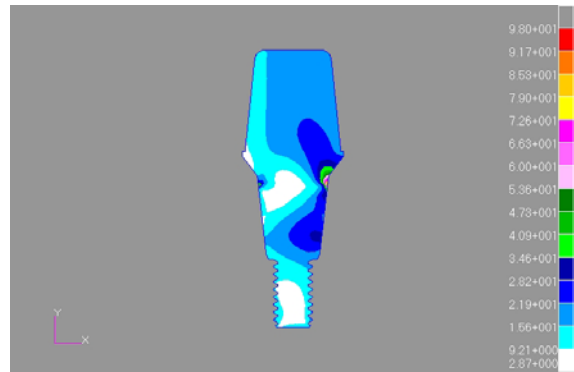


Figura 11 - Pilar Intermediário do M1, Força Vertical.

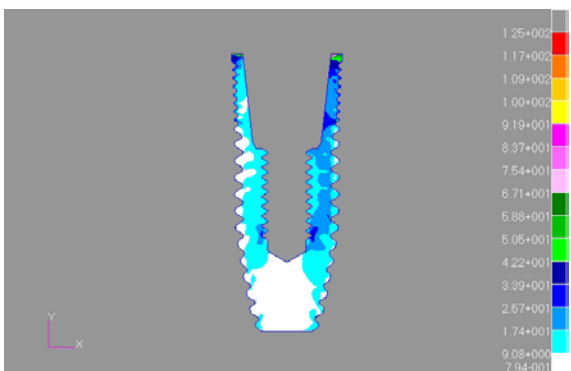


Figura 12 - Implante do M1, Força Vertical.

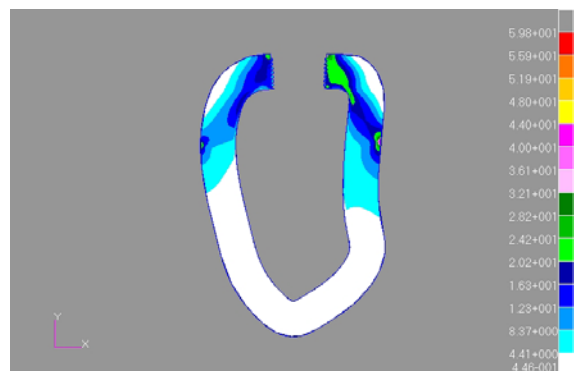


Figura 13 - Osso Cortical do M1, Força Vertical.

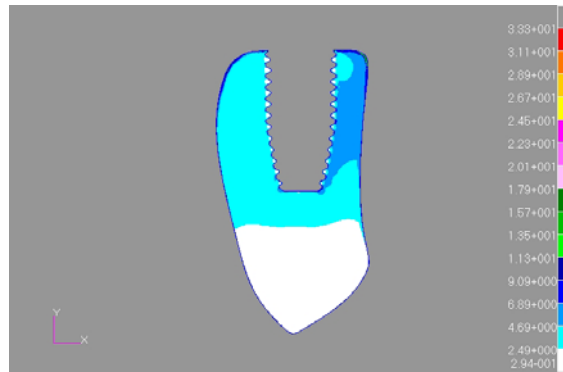


Figura 14 - Osso Medular do M1, Força Vertical.

As figuras acima auxiliam numa análise global dos resultados, entretanto, para melhor comparação, sugere-se a análise da tabela 1 que apresenta os valores máximos da tensão de von Mises para cada um dos componentes avaliados.

Tabela 1 – Valores máximos da tensão de von Mises para o modelo M1, força vertical

Materiais	Valores Máximos de Tensão (MPa)
Cerâmica Revestimento da Coroa	27,7
Supra-estrutura (PdAgAu)	23,3
Pilar Intermediário (Ti grau IV)	98,0
Implante (Ti grau IV)	125,0
Osso Cortical	59,8
Osso Medular	33,3

5.2 Modelo M1 submetido à Força Inclinada

Os resultados das análises para o modelo M1 com aplicação da força no sentido inclinado (45°), tendo como critério de análise a tensão de von Mises. A figura 15 mostra o sistema completo, enquanto as figuras de 16 à 21 apresentam a cerâmica de revestimento da coroa, supra-estrutura (PdAgAu), pilar intermediário (Ti), implante (Ti), osso cortical e osso medular, respectivamente, do M1, força inclinada. A tabela 2 mostra os valores da tensão de von Mises máximas para cada um desses componentes.

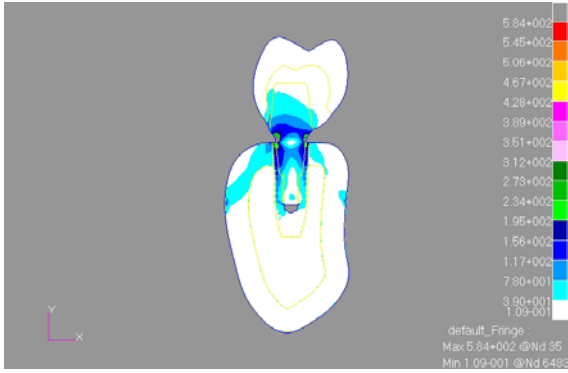


Figura 15 - Sistema Completo do M1, Força Inclinada.

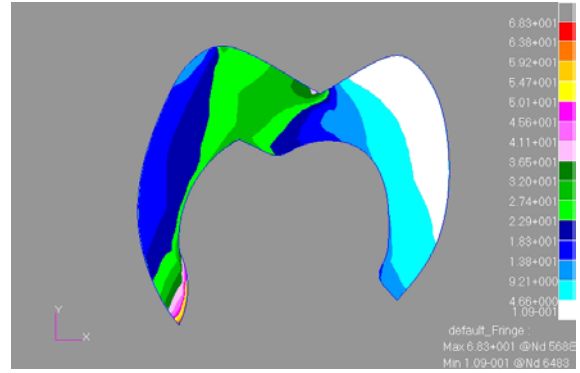


Figura 16 - Cerâmica do M1, Força Inclinada

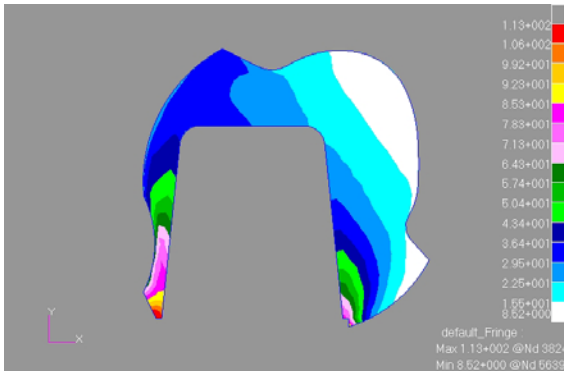


Figura 17 – Supra-estrutura do M1, Força Inclinada.

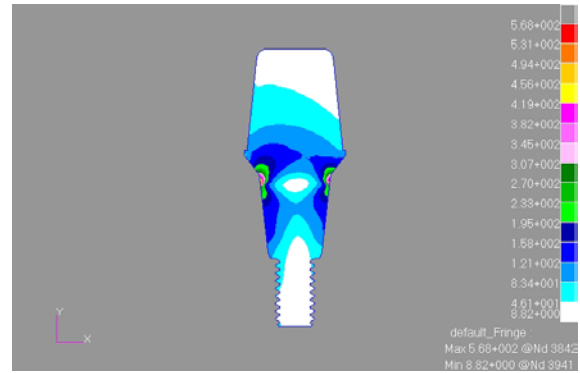


Figura 18 - Pilar Intermediário do M1, Força Inclinada.

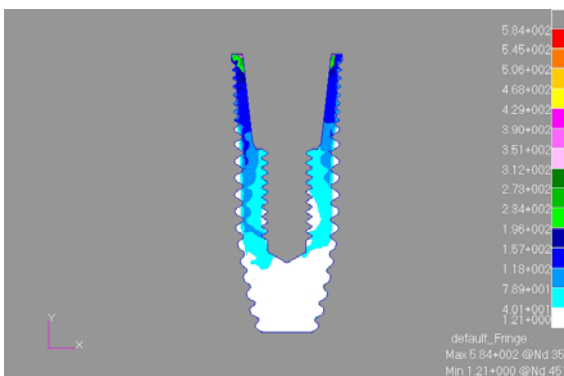


Figura 19 - Implante do M1, Força Inclinada.

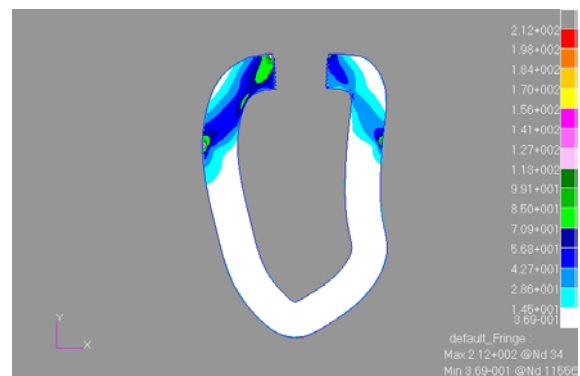


Figura 20 - Osso Cortical do M1, Força Inclinada.

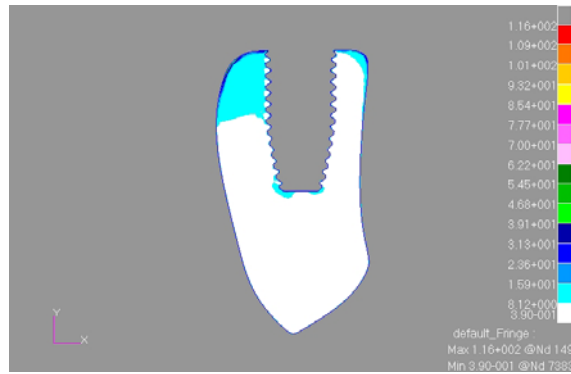


Figura 21 - Osso Medular do M1, Força Inclinada

As figuras acima auxiliam numa análise global dos resultados, entretanto, para melhor comparação, sugere-se a análise da tabela 2 que apresenta os valores máximos da tensão de von Mises para cada um dos componentes avaliados.

Tabela 2 –Valores máximos da tensão de von Mises para o modelo M1, Força Inclinada

Materiais	Valores Máximos de Tensão (MPa)
Cerâmica Revestimento da Coroa	68,3
Supra-estrutura (PdAgAu)	113,0
Pilar Intermediário (Ti grau IV)	568,0
Implante (Ti grau IV)	584,0
Ossso Cortical	212,0
Ossso Medular	116,0

5.3 Modelo M2 submetido à Força Vertical

No modelo M2 foi gerada um malha com 24148 elementos e 12370 nós. Tanto na aplicação com força vertical quanto força inclinada manteve-se o mesmo número de elementos e nós.

Os resultados das análises para o modelo M2 com aplicação da força no sentido vertical, tendo como critério de análise a tensão de von Mises. A figura 22 mostra o sistema completo, enquanto as figuras de 23 a 28 apresentam a cerâmica de revestimento da coroa, supra-estrutura (PdAgAu), pafafuso (Ti), pilar

intermediário (Ti), implante (Ti), osso cortical e osso medular respectivamente. A tabela 3 mostra os valores da tensão de von Mises máximas para cada um desses componentes.

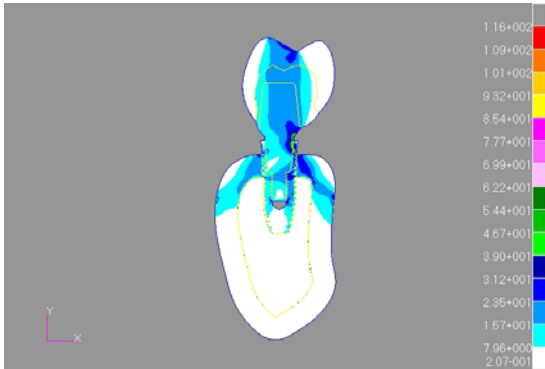


Figura 22 - Sistema Completo do M2, Força Vertical.

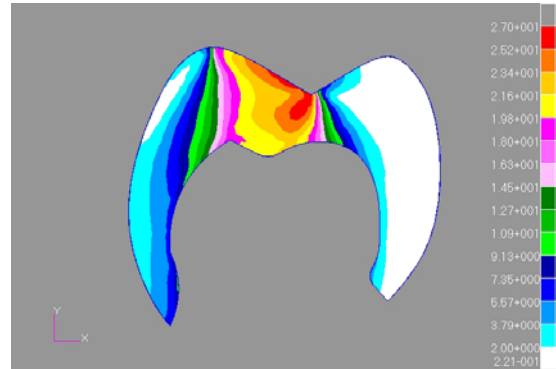


Figura 23 - Cerâmica do M2, Força Vertical.

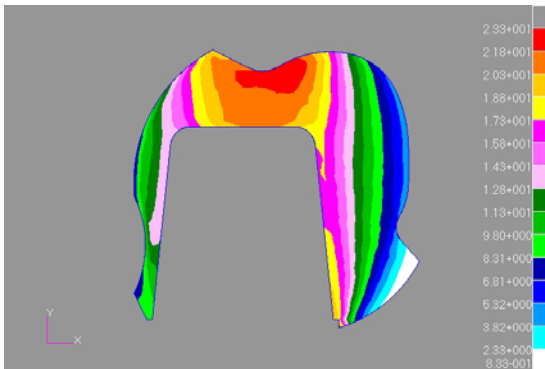


Figura 24 - Supra-estrutura do M2, Força Vertical.

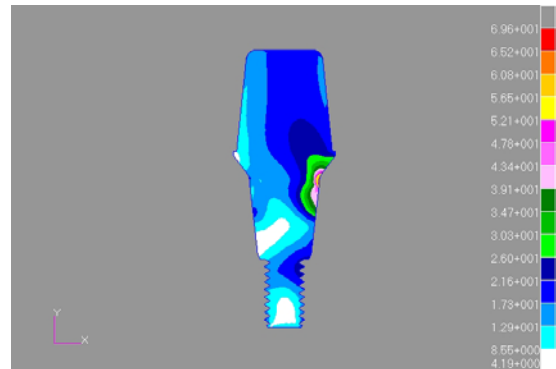


Figura 25 - Pilar Intermediário do M2, Força Vertical.

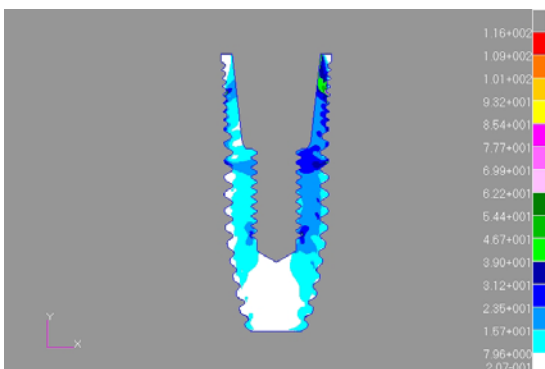


Figura 26 - Implante do M2, Força Vertical.

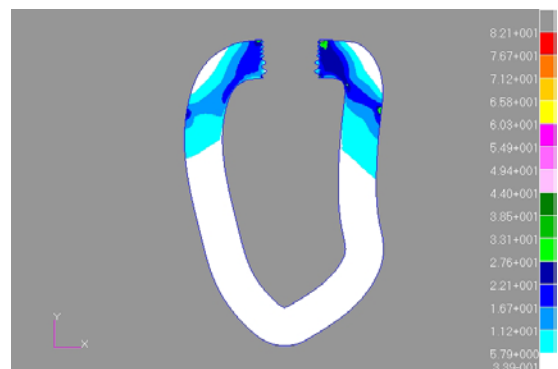


Figura 27 - Osso Cortical do M2, Força Vertical.

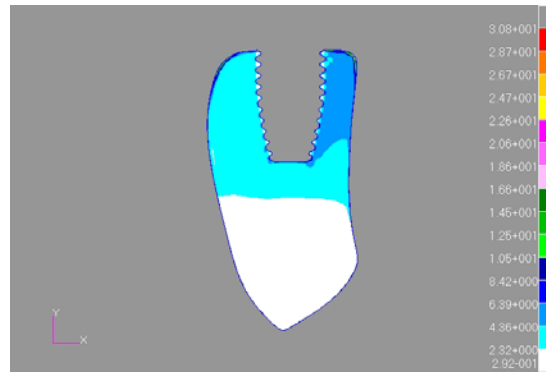


Figura 28 - Osso Medular do M2, Força Vertical.

As figuras acima auxiliam numa análise global dos resultados, entretanto, para melhor comparação, sugere-se a análise da tabela 3 que apresenta os valores máximos da tensão de von Mises para cada um dos componentes avaliados.

Tabela 3 - Valores máximos da tensão de von Mises para o modelo M2, força vertical

Materiais	Valores Máximos de Tensão (MPa)
Cerâmica Revestimento da Coroa	27,0
Supra-estrutura (PdAgAu)	23,3
Pilar Intermediário (Ti grau IV)	69,6
Implante (Ti grau IV)	116,0
Osso Cortical	82,1
Osso Medular	30,8

5.4 Modelo M2 submetido à Força Inclinada

Os resultados das análises para o modelo M2 com aplicação da força no sentido inclinado (45°), tendo como critério de análise a tensão de von Mises. A figura 29 mostra o sistema completo, enquanto as figuras de 30 a 35 apresentam a cerâmica de revestimento da coroa, supra-estrutura (PdAgAu), pilar intermediário (Ti), implante (Ti), osso cortical e osso medular, respectivamente, do M1, força inclinada. A tabela 4 mostra os valores da tensão de von Mises máximas para cada um desses componentes.

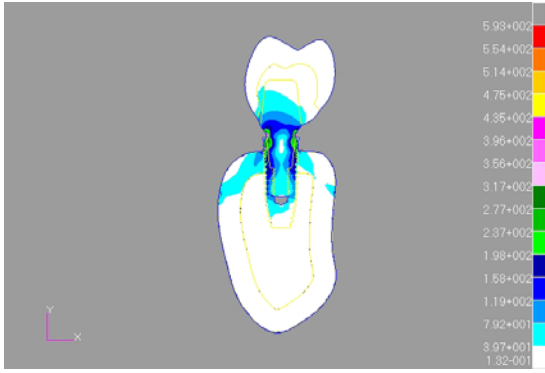


Figura 29 - Sistema Completo do M2, Força Inclinada.

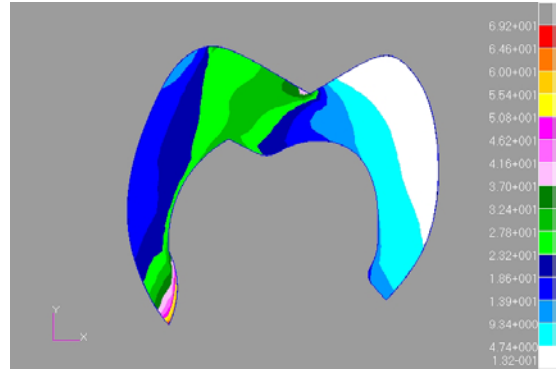


Figura 30 - Cerâmica do M2, Força Inclinada.

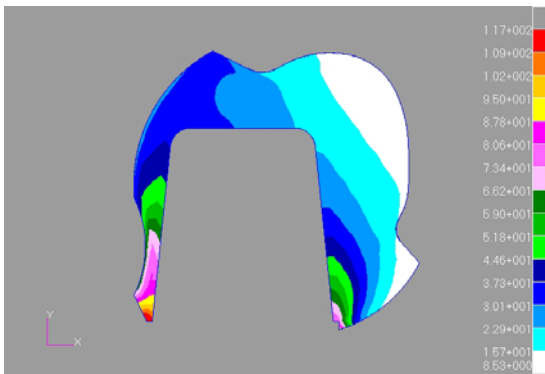


Figura 31 – Supra-estrutura do M2, Força Inclinada.

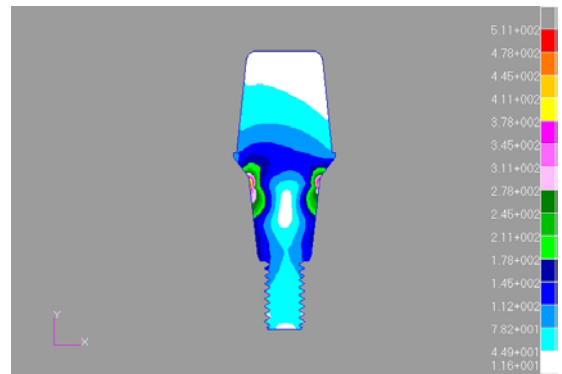


Figura 32 - Pilar Intermediário do M2, Força Inclinada.

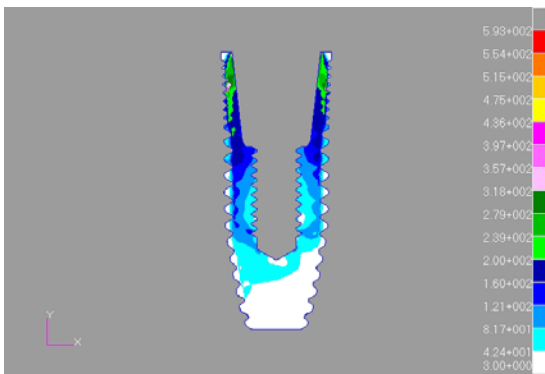


Figura 33 - Implante do M2, Força Inclinada.



Figura 34 - Osso Cortical do M2, Força Inclinada.

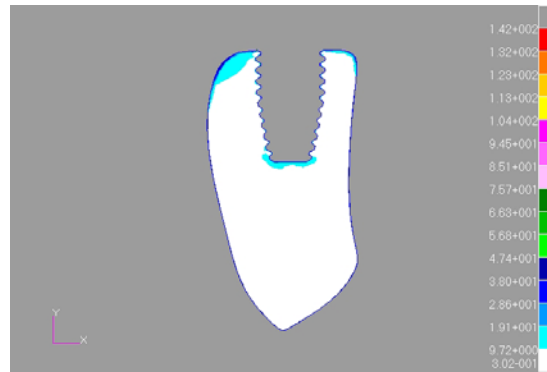


Figura 35 - Osso Medular do M2, Força Inclinada.

As figuras acima auxiliam numa análise global dos resultados, entretanto, para melhor comparação, sugere-se a análise da tabela 4 que apresenta os valores máximos da tensão de von Mises para cada um dos componentes avaliados.

Tabela 4 - Valores máximos da tensão de von Mises para o modelo M2, força Inclinada

Materiais	Valores Máximos de Tensão (MPa)
Cerâmica Revestimento da Coroa	69,2
Supra-estrutura (PdAgAu)	117,0
Pilar Intermediário (Ti grau IV)	511,0
Implante (Ti grau IV)	593,0
Osso Cortical	420,0
Osso Medular	142,0

5.5 Modelo M3 submetido à Força Vertical

No modelo M3 foi gerada um malha com 36943 elementos e 18763 nós. Tanto na aplicação com força vertical quanto força inclinada manteve-se o mesmo número de elementos e nós.

Os resultados das análises para o modelo M3 com aplicação da força no sentido vertical, tendo como critério de análise a tensão de von Mises. A figura 36 mostra o sistema completo, enquanto as figuras de 37 a 42 apresentam a cerâmica de revestimento da coroa, supra-estrutura (PdAgAu), pilar intermediário (Ti),

implante (Ti), osso cortical e osso medular, respectivamente. A tabela 5 mostra os valores da tensão de von Mises máximas para cada um desses componentes.

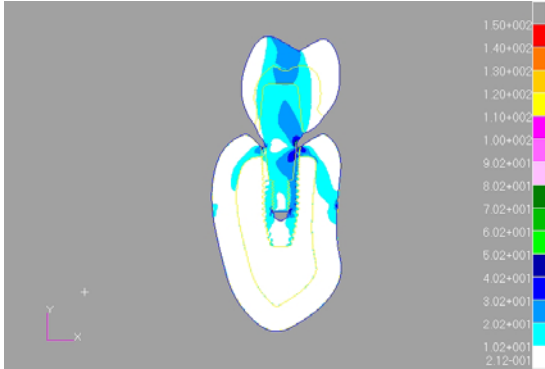


Figura 36 - Sistema Completo do M3,
Força Vertical.

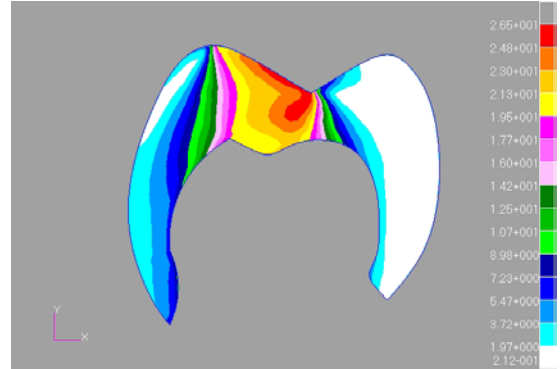


Figura 37 - Cerâmica do M3, Força Vertical.

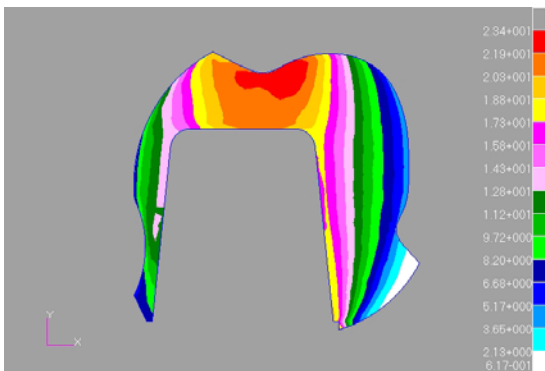


Figura 38 - Supra-estrutura do M3, Força
Vertical.

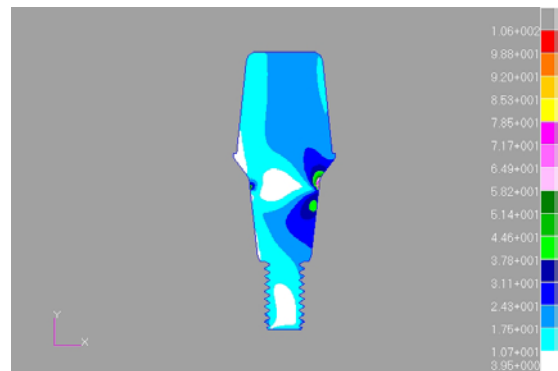


Figura 39 - Pilar Intermediário do M3, Força
Vertical.

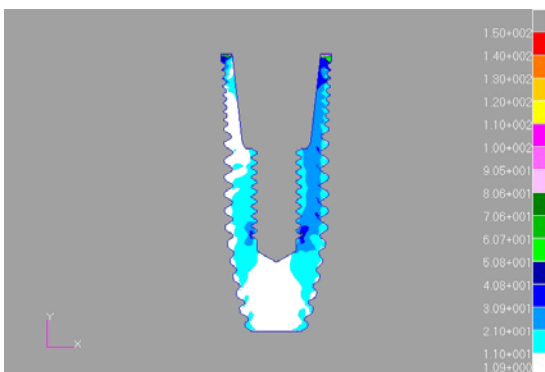


Figura 40 - Implante do M3, Força Vertical.



Figura 41 - Osso Cortical do M3, Força Vertical.

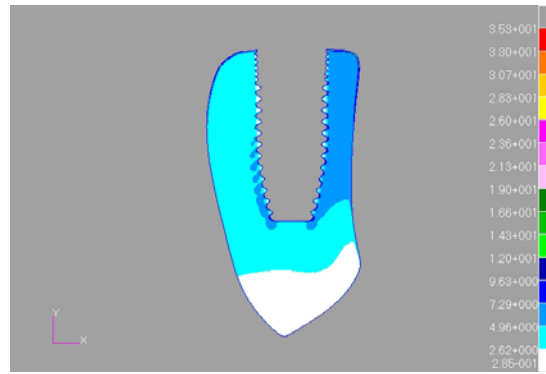


Figura 42 - Osso Medular do M3, Força Vertical.

As figuras acima auxiliam numa análise global dos resultados, entretanto, para melhor comparação, sugere-se a análise da tabela 5 que apresenta os valores máximos da tensão de von Mises para cada um dos componentes avaliados.

Tabela 5 – Valores máximos da tensão de von Mises para o modelo M3, força vertical

Materiais	Valores Máximos de Tensão (MPa)
Cerâmica Revestimento da Coroa	26,5
Supra-estrutura (PdAgAu)	23,4
Pilar Intermediário (Ti grau IV)	106,0
Implante (Ti grau IV)	150,0
Osso Cortical	97,3
Osso Medular	35,3

5.6 Modelo M3 submetido à Força Inclinada

Os resultados das análises para o modelo M3 com aplicação da força no sentido inclinado (45°), tendo como critério de análise a tensão de von Mises. A figura 43 mostra o sistema completo, enquanto as figuras de 44 a 49 apresentam a cerâmica de revestimento da coroa, supra-estrutura (PdAgAu), pilar intermediário (Ti), implante (Ti), osso cortical e osso medular, respectivamente, do M1, força inclinada. A tabela 6 mostra os valores da tensão de von Mises máximas para cada um desses componentes.

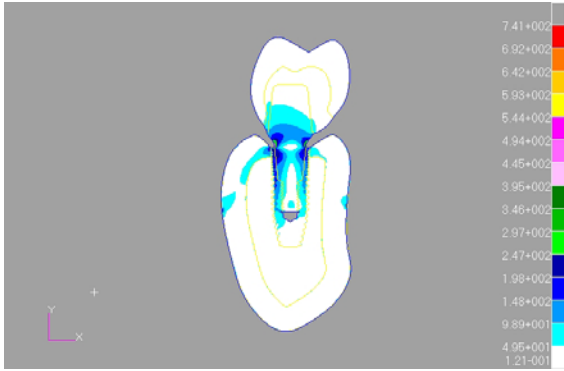


Figura 43 - Sistema Completo do M3, Força Inclínada.

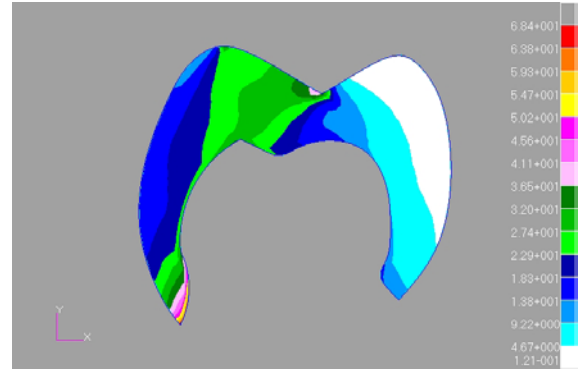


Figura 44 - Cerâmica do M3, Força Inclínada.

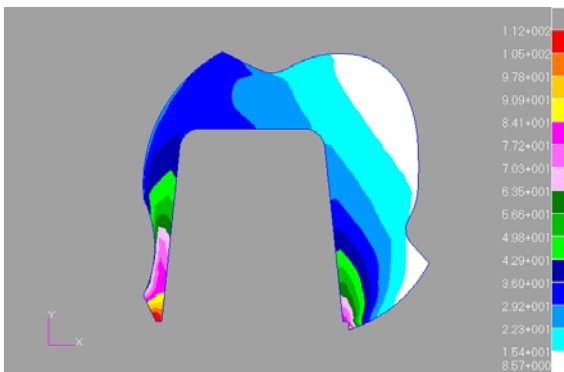


Figura 45 – Supra-estrutura do M3, Força Inclínada.

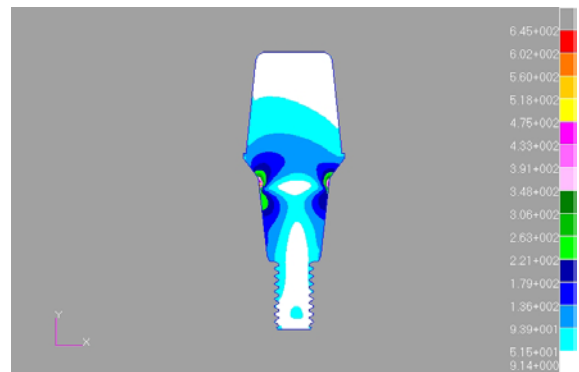


Figura 46 - Pilar Intermediário do M3, Força Inclínada.

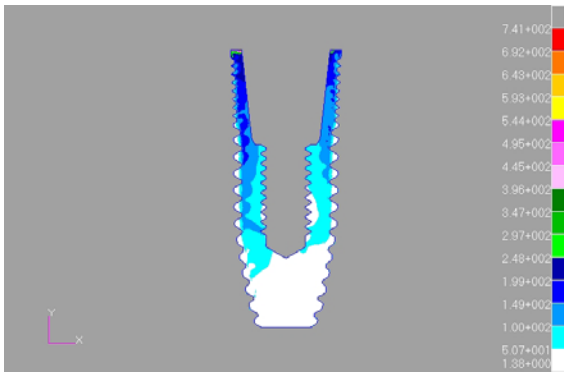


Figura 47 - Implante do M3, Força Inclínada.



Figura 48 - Osso Cortical do M3, Força Inclínada.

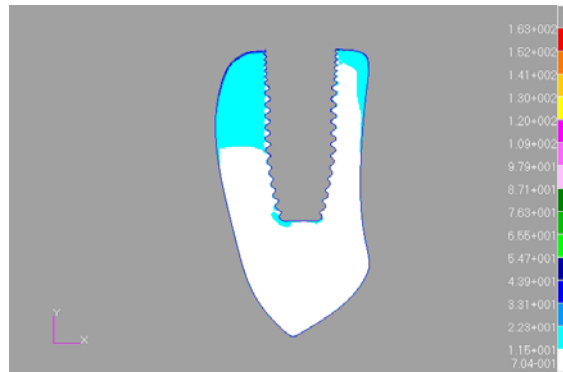


Figura 49 - Osso Medular do M3, Força Inclinada.

As figuras acima auxiliam numa análise global dos resultados, entretanto, para melhor comparação, sugere-se a análise da tabela 6 que apresenta os valores máximos da tensão de von Mises para cada um dos componentes avaliados.

Tabela 6 - Valores máximos da tensão de von Mises para o modelo M3, força Inclinada

Materiais	Valores Máximos de Tensão (MPa)
Cerâmica Revestimento da Coroa	68,4
Supra-estrutura (PdAgAu)	112,0
Pilar Intermediário (Ti grau IV)	645,0
Implante (Ti grau IV)	741,0
Osso Cortical	436,0
Osso Medular	163,0

5.7 Comparação entre os Modelos

Para melhor análise dos dados, estão demonstrados nas tabelas de 7 a 10 os valores de maiores tensões para os modelos 1, 2 e 3, submetidos ao carregamento vertical e inclinado respectivamente.

Tabela 7 - Valores máximos da tensão de von Mises para M1, M2 e M3, Força Vertical (valores em MPa).

Materiais	M1	M2	M3
Cerâmica Revest. da Coroa	27,7	27,0	26,5
Supra-estrutura (PdAgAu)	23,3	23,3	23,4
Pilar Intermediário (Ti grau IV)	98,0	69,6	106,0
Implante (Ti grau IV)	125,0	116,0	150,0
Osso Cortical	59,8	82,1	97,3
Osso Medular	33,3	30,8	35,3

Tabela 8 - Valores máximos da tensão de von Mises para M1, M2 e M3, Força Vertical (valores em Porcentagem).

Materiais	M1	M2	M3
Cerâmica Revest. da Coroa	100,0	97,4	95,6
Supra-estrutura (PdAgAu)	100,0	100,0	100,4
Pilar Intermediário (Ti grau IV)	100,0	71,0	108,0
Implante (Ti grau IV)	100,0	92,8	120,0
Osso Cortical	100,0	137,2	162,7
Osso Medular	100,0	92,4	106,6

Tabela 9 - Valores máximos da tensão de von Mises para M1, M2 e M3, Força Inclinada (valores em MPa).

Materiais	M1	M2	M3
Cerâmica Revest. da Coroa	68,3	69,2	68,4
Supra-estrutura (PdAgAu)	113,0	117,0	112,0
Pilar Intermediário (Ti grau IV)	568,0	511,0	645,0
Implante (Ti grau IV)	584,0	593,0	741,0
Osso Cortical	212,0	420,0	436,0
Osso Medular	116,0	142,0	163,0

Tabela 10 - Valores máximos da tensão de von Mises para M1, M2 e M3, Força Inclinada (valores em Porcentagem).

Materiais	M1	M2	M3
Cerâmica Revest. da Coroa	100,0	102,3	100,1
Supra-estrutura (PdAgAu)	100,0	103,5	99,1
Pilar Intermediário (Ti grau IV)	100,0	89,7	113,5
Implante (Ti grau IV)	100,0	101,5	126,8
Osso Cortical	100,0	198,1	205,6
Osso Medular	100,0	122,4	140,5

6 DISCUSSÃO

A escolha pelo Método dos Elementos Finitos (MEF) é justificada porque permite simular a distribuição das tensões no tecido ósseo ao redor de implantes em função da força aplicada. A amostra obtida (coroa e implante) foi posicionada em três níveis diferentes: ao nível da crista óssea, 1,5 mm supra-crestal e 1,5 mm sub-crestal. Havia necessidade de encontrar respostas sobre qual nível geraria menor tensão no osso quando o sistema fosse submetido a cargas. Esta situação é importante porque a resposta de remodelação do tecido ósseo ocorre em função destas tensões. A geração de tensões excessivamente altas ou baixas após carga pode determinar reabsorção óssea, fundamental para o sucesso ou insucesso do implante.

Para uma comparação qualitativa entre modelos, a simulação por meio de modelos em duas dimensões (2D) se mostra tão eficiente quanto em três dimensões (3D). Apesar do desenvolvimento da tecnologia em informática, a utilização de modelos bidimensionais se justifica pela economia de tempo, de custo e pelo tipo de análise a ser feita. No presente estudo foram analisadas as tensões de von Mises geradas em modelos bidimensionais com características isotrópicas. A análise das tensões de von Mises avalia materiais dúcteis quanto à energia de distorção e constituem um critério de análise que representa a média das tensões em todas as direções.

De acordo com Rubo & Souza (2001), a precisão do modelo depende da sua semelhança com as condições físicas reais. Logo, advertiram que é na etapa de criação do modelo que se encontra a fase mais difícil e importante na solução por

meio do MEF. O modelo escolhido foi de um primeiro molar na mandíbula que constitui a principal indicação para as fixações de implante Cone Morse. As informações presentes no modelo estão intimamente relacionadas aos objetivos do trabalho. Sendo assim, a opção por trabalhar com espessura de 2,5 mm para o osso cortical teve como objetivo não criar uma nova variável pela diferença de módulo de elasticidade existente entre osso cortical e osso trabecular. Essa espessura permitiu que os três níveis de inserção do implante estivessem em contato com osso cortical. A escolha do carregamento utilizado foi de amplitude de 100 N (Barbier et al., 1998; van Oosterwyck et al., 1998; Reis et al., 2002; Tada et al., 2003; Eskitascioglu et al., 2004; Chun et al., 2006; Lehmann et al., 2006; Abu-Hammad et al., 2007), tanto no sentido axial quanto no sentido oblíquo.

Como hipóteses simplificadoras, o modelo estudado foi considerado de material homogêneo, isotrópico, linearmente elástico e com estado plano de deformações. Ainda que Ramagem (2007) afirmasse a importância da análise de contato, considerou-se no presente trabalho que o efeito Morse promovido pelos componentes do sistema estudado promove grande estabilidade como se fora uma soldagem a frio, o que justifica a opção da não realização da análise de contato.

Moraes et al. (2001) modelaram implante e pilar como um só corpo, o que tornou a análise estática e linear. As estruturas foram modeladas como sendo uma única peça, considerando-se as uniões entre os componentes como uma união rígida, não permitindo qualquer movimentação relativa entre os componentes. Como o sistema de conexão não oferecia o efeito Morse, concluiu-se que a metodologia utilizada gerou mais hipóteses simplificadoras que restringiram a observação das características de absorção de impacto do sistema de implante. A preocupação em tornar os modelos bidimensionais mais próximos da realidade, resultou na confecção

de amostra real, da qual desenvolveu-se um desenho virtual que foi sobreposto a uma escala milimetrada e juntos digitalizados para análise pelo MEF. A linha de cimentação da coroa protética foi ignorada neste trabalho, pois este componente não afeta a distribuição das tensões no sistema de implantes de acordo com Proos et al. (2003).

Sütpideler et al. (2004) concluíram que, independente do braço de alavanca extra-alveolar e angulação da carga aplicada, as maiores concentrações de tensão foram encontradas no osso cortical ao redor da superfície da plataforma do implante. Afirmaram que, mesmo que a relação coroa e implante seja favorável, o grau de inclinação das cargas é determinante na geração de tensões. Moraes et al. (2002) concluíram que o ângulo de inclinação das cúspides de 30° gera menor tensão na coroa protética e no parafuso de ouro do abutment que o ângulo de inclinação das cúspides de 45°. Os resultados destes dois referidos trabalhos ajudam a justificar a escolha de trabalhar com inclinações das cúspides de 30° no modelo criado para análise pelo MEF do presente estudo. Segundo Holmgren et al. (1998), as chamadas cargas oblíquas constituem direções de mordida mais realistas e são responsáveis pela maior concentração de tensões no osso cortical, o que vem ao encontro dos resultados do presente trabalho. No presente trabalho comparou-se um mesmo sistema implante com mesmo tipo de conexão utilizando o mesmo tipo de análise e, foi observado que o carregamento inclinado apresentou maiores valores de tensões resultantes, o que levou a acreditar que neste tipo de carregamento há maior exigência. Deve-se ressaltar que a intensidade da força aplicada (100 N) foi a mesma no sentido vertical e oblíquo, sendo alterado somente o ângulo de aplicação desta força.

Merz et al. (2000) compararam as junções tipo cone Morse e as conexões

topo a topo sob testes com cargas cíclicas realizados sobre o complexo implante e pilar, e concluíram que as conexões topo a topo apresentaram resistência menor. Chun et al. (2006) compararam os sistemas de implante (HI e HE) e concluíram que, para o carregamento de 100 N na direção vertical, não houve diferença significativa. O componente horizontal do carregamento oblíquo foi menor entre conexão e implante de hexágono interno que conexão e implante de hexágono externo. Isto provavelmente ocorreu devido à maior área de superfície entre pilar e implante existente no sistema de HI em relação ao sistema HE. Além disto, o efeito de deslizamento promovido pela condição de contato, reduziu a concentração de tensões na altura do tecido ósseo cortical correspondente à região da plataforma do implante de hexágono interno. Para ambos os sistemas de implante (HI e HE), as tensões encontradas para o carregamento de 100 N na direção oblíqua apresentaram maiores valores do que o mesmo carregamento na direção vertical, dados em consonância com o presente estudo.

O nível de inserção do implante foi o fator primordialmente avaliado neste trabalho. Cochram et al. (1997) examinaram as dimensões e as relações dos tecidos implanto-gengivais envolvendo implantes de titânio de corpo único não-submersos, e sugeriram que há uma largura biológica ao redor dos implantes semelhante à distância biológica em dentes e que ela é uma estrutura fisiologicamente formada e estável. Hermann et al. (1997) examinaram por meio de tomadas radiográficas se a localização do microgap teria uma influência significativa sobre a formação de tecido periimplantar e concluíram que o microgap entre o implante e o pilar resulta em perda óssea ao redor do implante. Essa perda óssea ocorre mesmo se o microgap estiver posicionado 1,0 mm coronal à crista alveolar.

Al-Sabbag (2006) avaliou, em revisão literária, o posicionamento

apicocoronal do implante em relação ao nível de inserção e concluiu que o perfil de emergência e a localização do microgap são os dois parâmetros mais importantes que afetam a saúde e a estética, e que ainda são inversamente proporcionais, ou seja, quanto mais apical o posicionamento do implante, maior é a estética da restauração e menor a saúde tecidual. O aprofundamento do ombro do implante deve ser de 1,0 mm a 2,0 mm para um implante de fase única ou de 2,0 mm a 3,0 mm para um implante de duas fases apicalmente à linha imaginária que une as JCE médio-vestibular dos dentes adjacentes sem recessão gengival. Em pacientes com recessão gengival, a margem gengival médio-vestibular pode ser utilizada como uma referência em vez da JCE. Jung et al. (2008) avaliaram implantes conectados a pilares de plataforma subextendida variando o nível de inserção do implante em relação à crista óssea: 1,0 mm supra-crestal, ao nível da crista e 1,0 mm sub-crestal. Concluíram não haver diferença significativa. Cochram et al. (1997), Hermann et al. (1997) Al-Sabbag (2006) e Jung et al. (2008) estabeleceram considerações importantes, sugerindo os limites do nível de inserção de 1,0 mm supra-crestal a 1,0 mm sub-crestal. Estas medidas responderiam a questões estéticas e de reparação tecidual periimplantar, entretanto deixam algumas questões sobre tensões geradas no implante e osso. Será que implantes Cone Morse experimentais de 8,5 mm de comprimento posicionados ao nível ósseo, com diâmetros iguais, responderiam melhor que implantes de 10,0 mm de comprimento posicionados 1,5 mm supra-crestal?

Reis et al. (2002) investigaram tensões nos componentes de uma prótese unitária sobre implante e observaram diminuição das tensões à medida que se afastam das áreas de aplicação de cargas e que o ponto que apresentou tensão em todos os carregamentos foi a porção do abutment que tem contato com o implante.

Beckenkamp (2008) analisou o comportamento biomecânico das alterações das tensões nos implantes em estruturas onde ocorre e não ocorre reabsorção óssea. Concluiu que: a) as tensões geradas pelo carregamento inclinado foram maiores, comparada com o carregamento vertical no mesmo modelo; b) o parafuso do pilar no modelo com reabsorção óssea foi significativamente mais requisitado; c) as tensões de von Mises das estruturas pilar, osso cortical e osso esponjoso foram maiores no modelo sem reabsorção óssea. Abu-Hammad et al. (2000) avaliaram por meio do MEF 3D as tensões na crista óssea ao redor do colo de implantes osseointegráveis e concluíram que os valores de tensões máximas no osso estavam concentradas superiormente no osso cortical, próximo aos implantes, o que está de acordo com os resultados deste trabalho. O osso cortical é mais forte e resistente à deformação que o osso medular, por apresentar um módulo de elasticidade maior. Por esta razão o osso cortical absorve mais impacto do que o osso medular. Holmes & Loftus (1997) afirmaram que a concentração das tensões no tecido ósseo aumenta à medida que diminui a espessura da cortical óssea ou densidade do osso medular e que tendem a se concentrar no osso cortical, mais próximo ao ponto de aplicação da carga. Rubo & Souza (2001) concluíram que no osso medular a tendência é a mesma, mas em menor magnitude do que no osso cortical. Neste trabalho tomou-se o cuidado de não avaliar o implante totalmente em osso trabecular para que não houvesse uma indução de resultados, daí a escolha da espessura do osso cortical, e mesmo assim, a distribuição de tensões sobre o osso medular foi mais uniforme, menos concentrada e de menor intensidade do que no tecido ósseo cortical, em concordância com Geng et al. 2001, que afirmaram haver no osso cortical, a dissipação das tensões restrita à área de mais íntimo contato com o implante enquanto no osso medular uma área maior de distribuição das tensões poderia ser

observada.

Em função dos resultados apresentados neste trabalho, é preciso considerar as propriedades mecânicas dos implantes e suas conexões além das propriedades biológicas do paciente e seus anseios estéticos quando da seleção do tipo de implante para cada planejamento. Deve-se levar também em conta, como fatores determinantes de sucesso, a execução das técnicas laboratoriais bem como as características do desenho das coroas protéticas. Cúspides mais baixas com inclinações de até 30 graus, diminuem as tensões geradas fora do longo eixo dos implantes. As tensões geradas dependem da posição e direção da força aplicada à coroa, sistema de conexão, posição e macroestrutura do implante, e qualidade óssea. Quanto mais coincidente e próxima do longo eixo do implante for aplicada força, menor será a tensão produzida no osso. Isto confere aos ajustes oclusais grande relevância na conclusão dos procedimentos. Quanto maior a área de contato do sistema de conexão, menor será a tensão gerada no osso, por haver minimização ou neutralização de micromovimentos. O efeito Morse parece atuar com eficiência neste sentido. Quanto maior o diâmetro e a condição de tratamento de superfície do titânio menor será a transmissão de tensões ao osso, uma vez que existe maior área para dissipar as tensões. O comportamento específico do tecido ósseo parece depender da quantidade de osso cortical que vai contatar com o implante. Então a escolha do nível de inserção do implante envolve não somente a estética e a biologia, pois o nível escolhido pode determinar a obtenção ou não da estabilidade primária, que é fundamental para eleição da técnica cirúrgica e reabilitadora a ser adotada. Acredito que o diagnóstico adequado da espessura de osso cortical na crista óssea é que deve eleger o nível de inserção dos implantes Cone Morse.

7 CONCLUSÃO

A partir da metodologia utilizada, pode-se concluir que:

- a) para os modelos avaliados, a incidência de carga oblíqua provocou uma geração maior de tensões sobre o sistema de implante e tecido ósseo quando comparada à aplicação de carga axial sobre os mesmos;
- b) a distribuição das tensões nos três níveis de inserção no tecido ósseo apresentou diferenças significativas: o implante posicionado ao nível sub-crestal gerou tensões mais elevadas que o implante posicionado ao nível supra-crestal, e este gerou tensões mais elevadas que o implante posicionado ao nível da crista óssea, tanto para o osso cortical quanto para o osso medular, quando foram aplicadas cargas oblíquas;
- c) os níveis de tensão mais elevados quando submetido às cargas oblíquas foram encontrados na junção entre o implante e o abutment e no osso cortical adjacente, sugerindo maiores prejuízos a estas estruturas;
- d) as maiores concentrações de tensões ocorreram no osso cortical, mais especificamente na camada que envolve a plataforma do implante. Esta condição pôde ser observada com maior intensidade sob ação de forças oblíquas.

REFERÊNCIAS¹

- Abu-Hammad OA, Harrison A, Williams D. The effect of a hydroxyapatite-reinforced polyethylene stress distributor in a dental implant on compressive stress levels in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 July-Aug;15(4):559-64.
- Abu-Hammad OA, Khraisat A, Dar-Odeh N, El-Maaytah M. Effect of dental implant cross-sectional design on cortical bone structure using finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007 Dec;9(4):217-21.
- Akagawa Y, Wadamoto M, Sato Y, Tsuru H. The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant: a method for study. *J Prosthet Dent*. 1992 Nov;68(5):813-6.
- Al-Sabbagh M. Implants in the esthetic zone. *Dent Clin N Am*. 2006 391-407.
- Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent*. 2004 Apr;91(4):319-25.
- Anusavice KJ, Hojjatie B, Dehoff PH. Influence of metal thickness on stress distribution in metal-ceramic crowns. *J Dent Res* 1986; 65: 1173-1178.
- Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil*. 1998 Nov;25(11):847-58.
- Beckenkamp DT. Análise pelo método dos elementos finitos da influência da reabsorção óssea em implantes dentários [dissertação]. Campinas: Centro de Pesquisa Odontológicas São Leopoldo Mandic; 2008.
- Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*. 2004 Dec;92(6):523-30.
- Cardoso JM, Elias CN. Forças mastigatórias e de montagem aplicadas sobresistemas de implantes dentários. In: I Congresso da Sociedade de Biotecnologia, 2001; nov 12-14; São Paulo. CD ROM.
- 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 Maxillofac Implants*. 2006 Mar-Apr;21(2):195-202.
- Ciftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 July-Aug;15(4):571-82.
- Cochran D, Hermann J, Schenk R, Higginbottom F, Buser D. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*. 1997;68:186-98.

¹ De acordo com o Manual de Normalização para Dissertações e Teses do Centro de Pós- Graduação CPO São Leopoldo Mandic, baseado no estilo Vancouver de 2007, e abreviatura dos títulos de periódicos em conformidade com o Index Medicus.

Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*. 2004 Feb;91(2):144-50.

Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001 June;85(6):585-98.

Givan DA. Precious metals in dentistry. *Dent Clin N Am*. 2007;51:591-601.

Hermann J, Cochram D, Nummikoski P, Buser D. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*. 1997;68:1117-30.

Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2004 Jan;91(1):20-5.

Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol*. 1997;23(3):104-11.

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Monte F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis: a two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape and load direction. *J Oral Implantol*. 1998;24(2):80-8.

Húngaro P. Estudo comparativo em elemento finito, de implantes osseointegrados com diferentes morfologias e de suas estruturas de suporte [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2002.

Jung RE, Jones AA, Higginbottom FL, Wilson TG, Schoolfield J, Buser D et al. The influence of non-matching implant and abutment diameters on radiographic crestal bone levels in dogs. *J Periodontol*. 2008 Feb;79:260-270.

Lehmann RB, Elias CN, Gouvêa JP. Influence of the geometric shape of prosthesis on the stress distribution the dental implants. In: 18th International Congress of Mechanical Engineering, 2005 nov 6-11, Ouro Preto - MG. [S.l.: s.n]; 2005.

Lehmann RB, Elias CN, Gouvêa JP. Simulação tridimensional de implantes dentários unitários: comparação entre implante cônico e cilíndrico. In: Congresso Nacional de Engenharia Mecânica - CONEM. Belém, 2004. [S.l.: s.n]; 2004.

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 July-Aug;15(4):519-26.

Monteith B. Minimizing biomechanical overload in implant prostheses: A computerized aid to design. *J Prosthet Dent* 1993;69(5):495-502.

Moraes MCCSB, Moraes EJ, Elias C. Análise de tensões em implantes osseointegrados por elementos finitos: variação da ancoragem e diâmetro dos implantes. *Rev Bras Implant*. 2001;7(3):21-6.

Moraes MCCSB, Moraes EJ, Elias CN. Análise das tensões em implantes osseointegrados por elementos finitos: variação da inclinação da cúspide e largura da mesa oclusal. *Rev Bras Implant*. 2002 abr-jun;8(2):21-6.

Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models. *J Craniomaxillofac Surg*. 2002 June;30(3):170-77.

Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Influence of cement on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. *Int J Prosthodont*. 2003 Jan-Feb;16(1):82-90..

Reis TCA, Reis CN, Elias E, Gouvêa JP. Análise de tensões elásticas em implantes dentários pelo método de elementos finitos. *Rev Matéria [periódico na internet]*. 2002 [citado 2007 dez 13]; 7(2) [cerca de 3 p.]. Disponível em: <http://www.materia.coppe.ufrj.br/sarra/artigos/artigo10058/>.

Ramagem LAD. Estudo comparativo das tensões a que são submetidos implantes de conexão externa e interna, componentes protéticos e estruturas de suporte por meio da metodologia dos elementos finitos bidimensional [dissertação]. Campinas: Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic; 2007.

Richter EJ, Orschall B, Jovanovic AS. Dental implant abutment resembling the two-phase tooth mobility. *J Biomech*. 1990;23:297-306.

Rieger MR, Fareed K, Adams WK, Tanquist RA. Bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1989 Feb;61(2):223-8.

Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1990 June;63(6):671-6.

Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. *Rev Facul Odontol Bauru*. 2001;9:97-103.

Sendyk CL. Distribuição das tensões nos implantes osseointegrados: análise não linear em função do diâmetro do implante e do material da coroa protética [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 1998.

Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantiléver and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent*. 1996;76(2):165-9.

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(1):19-27.

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 Mar;93(3):227-34.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983;49(6):843-8.

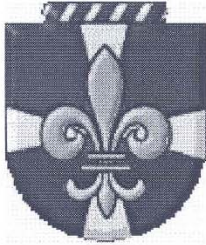
Sütpideler M, Eckert SE, Zobitz M, An K. Finite Element Analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19:819-25.

Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 May-June;18(3):357-68.

Tortamano Neto P. Estudo da distribuição das tensões transmitidas à mandíbula por um implante osteointegrado, variando-se a espessura do osso cortical e a direção da carga aplicada por meio do método de elementos finitos [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 1993.

Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S, Puers R, Naert I. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res*. 1998 Dec;9(6):407-18.

Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *Implantologist*. 1977 Mar;1(2):104-9.

ANEXO A – DISPENSA DO COMITÊ DE ÉTICA

São Leopoldo Mandic
Centro de Pós-Graduação
Comunicado de Dispensa de Submissão ao Comitê

Campinas, terça-feira, 7 de outubro de 2008

Ao(a)

C.D. Glauco Emílio Socorro Tinoco

Curso: Implantodontia

Comitê: Comitê de Ética e Pesquisa

RA

055867

Prezado(a) Aluno(a):

O projeto de sua autoria, abaixo descrito, **NÃO SERÁ SUBMETIDO AO RESPECTIVO COMITÊ**, nesta Instituição, por tratar-se exclusivamente de pesquisa laboratorial, sem envolvimento de seres humanos ou materiais.

Número do Protocolo: **2007/0140**

Data entrada do Projeto: **14/6/2007**

Data da Reunião do Comitê: **6/8/2007**

Orientação por: **Saturnino Aparecido Ramalho**

Projeto: **ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES TRANSMITIDAS À MANDÍBULA POR UM IMPLANTE CONE MORSE, VARIANDO-SE O NÍVEL DE INSERÇÃO E A DIREÇÃO DA CARGA APLICADA POR MEIO DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.**

Cordialmente,

Prof. Dr. Thomaz Wassall
Coordenador de Pós-Graduação