

Luciano Pedrin Carvalho Ferreira

**Avaliação pelo método dos elementos finitos de
cargas axiais aplicadas sobre implantes e
componentes protéticos com diversas inclinações**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Reabilitação Oral – Área de Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Mestre em Reabilitação Oral – Área de Prótese.

Orientador:

Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla

Co-orientador:

Prof. Dr. Osvaldo Manzoli Filho

Araraquara

2007

Ferreira, Luciano Pedrin Carvalho

Avaliação pelo método dos elementos finitos de cargas axiais aplicadas sobre implantes e componentes protéticos com diversas inclinações / Luciano Pedrin Carvalho Ferreira. – Araraquara : [s.n.], 2007.

117 f. ; 30 cm.

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

Orientador: Prof. Dr. José Claudio Martins Segalla

1. Implante dentário 2. Análise de elemento finito 3. Porcelana dentária 4. Metais 5. Cerômero I. Título.

Luciano Pedrin Carvalho Ferreira

**Avaliação pelo método dos elementos finitos
de cargas axiais aplicadas sobre implantes
e componentes protéticos com diversas inclinações**

COMISSÃO JULGADORA

DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE

Presidente e Orientador: José Cláudio Martins Segalla

2º Examinador: João Neudenir Arioli Filho

3º Examinador: José Carlos Rabello Ribello

4º Examinador: Regina Helena B. T. Silva

5º Examinador: Vítor Humberto O. Flores

Araraquara, 24 de abril de 2007

DADOS CURRICULARES

LUCIANO PEDRIN CARVALHO FERREIRA

Nascimento 02/05/1972 – São Paulo - SP

Filiação Ney Carvalho Ferreira
 Cleusa Pedrin Carvalho Ferreira

1991-1994 Curso de Graduação
 Faculdade de Odontologia de Lins

2001-2003 Curso de Especialização em Prótese Dentária
 Faculdade de Odontologia Araraquara – UNESP

2005-2007 Curso de Mestrado em Reabilitação Oral
 Faculdade de Odontologia Araraquara – UNESP

DEDICO E AGRADEÇO

Agradeço primeiramente a DEUS: por me proporcionar tantos momentos felizes pela qual passei e vou passar por toda a minha vida

A minha filha Letícia: sua presença em minha vida fez com que brotasse em meu coração o melhor sentimento que alguém poderia ter em sua vida – “o amor de pai” – Obrigado por você fazer parte de minha vida.

A minha esposa Sandra: Deus não poderia me dar um presente tão maravilhoso, você, dizem que por trás de um grande homem existe uma grande mulher, não sei se sou um grande homem, mas tenho certeza que você é uma grande mulher. Te amo

Ao meu pai (Ney): Você sempre foi meu melhor amigo, sempre querendo que eu me destacasse em tudo, nem sempre conseguia, mas você sempre esteve ao meu lado. Obrigado por tudo.

A minha mãe (Cleusa): Agradeço todos os sacrifícios que fez para sempre ficar ao meu lado, sendo esta pessoa que sou hoje, e por ajudar a Sandra no momento em que mais precisamos. Serei sempre grato por tudo que fez por mim. Obrigado, você mora em meu coração.

Ao meu irmão (Fernando): eu não sei do que eu posso te chamar, amigo, companheiro, camarada, você é muito mais que isso, por mais que não nos falemos rotineiramente, você sempre estará comigo. Um grande abraço.

A minha cunhada (Renata): obrigado por você sempre ser esta pessoa amiga para toda nossa família.

Cícero (sogro) e Maria (sogra): Obrigado por me acolherem como um filho, e por ajudarmos na época em que mais precisamos em nossa vida. Podem sempre contar comigo.

Aos meus avós (Severino e Nair) pelo excesso de amor que sempre tiveram por mim.

Aos meus tios (Mauro, Miriam, Armando e Neusa) e primos (Karina, Mércule, Kátia, Augusto, André, Mauro Augusto e Mariane) por vocês estarem sempre próximos a mim, mesmo que seja só em pensamento.

Aos meus cunhados (Alessandro, Luciene, Leandro e Cristiane) pelo grande carinho que temos um com o outro.

Ao meu orientador José Cláudio Martins Segalla por ser esta pessoa tão amável e companheira, me ensinando todos os caminhos bons da pós-graduação. Caco você é “fabuloso”.

João Gustavo, Murilo e Fabiano, meus irmãos em Araraquara, a amizade que cultivamos é para toda a vida, vocês moram em meu coração.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À Professora Doutora, Rosemary Adriana Chiérici Marcantonio, Diretora da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista.

Ao Professor Doutor, José Cláudio Martins Segalla, Vice-diretor da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista.

Ao Professor Doutor Gelson Luis Adabo, Coordenador da Pós-graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista. Obrigado pela disponibilidade contínua e apoio durante todo o curso de mestrado.

Ao Professor Doutor Carlos Cruz, Chefe do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista.

Aos Professores do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese desta Faculdade, Ana Cláudia, Ana Lúcia, Carlos Cruz, Carlos Vergani, Cinara, Eunice, Francisco (Kiko), Gelson, Geraldo, Guedes, Ivan, João Arioli, José Cláudio, Lígia, Marco Antônio, Norberto Catanzaro, Regina, Renata, Sérgio Nogueira e Sérgio Russi. Obrigado por dividirem comigo seus conhecimentos e experiência. Tenho certeza que serão indispensáveis na carreira da docência.

Ao meu professor e amigo Doutor Mário Roberto Perussi por sempre me incentivar na carreira docente.

Ao meu amigo Doutor Luis Carlos Pires por me dar oportunidade de ser seu assistente no curso de odontologia estética.

Aos meus amigos da especialização (Renan, George, Paulinho, Lilian, Mariana, Odília, Viviane, Tatiane) pela amizade e pelos bons tempos.

Ao prof. Osvaldo Manzoli Filho, da Faculdade de Engenharia de Bauru por me acolher com muita gentileza e por ser o co-orientador deste trabalho de mestrado

Ao Patrick, aluno de iniciação científica da Faculdade de Engenharia de Bauru, pela ajuda com o contorno das estruturas dos implantes.

Ao prof. Gelson Adabo por me ajudar no seccionamento dos implantes e também na correção do artigo.

Ao prof. Paulo Domingos A. Bolini, do Departamento de Morfologia – Disciplina de Anatomia por ajudar nas imagens das mandíbulas.

Aos amigos Darlon e Adriano pela amizade.

Aos Funcionários e do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese desta Faculdade, Adelaide, Adelaidinha, Ângela, Cida, Cláudio, Dulce, Inês, José Carlinhos, Júnior, Malú, Manoel, Martinha, Maria Lúcia e Silvinha, pela amizade sincera e convivência harmoniosa.

Ao Manoel, meu amigo, pelos ensinamentos, troca de experiências na prótese laboratorial e principalmente pelo convívio agradável no trabalho e lazer.

À Martinha e Silvinha pela amizade e apoio dados a mim nesses 5 anos de UNESP, obrigado! Adoro vocês!

Aos Funcionários da Seção de Pós-Graduação desta Faculdade, José Alexandre, Mara, Rosângela, Silvia e Vera pela constante disponibilidade e amor com que realizam seu trabalho.

Aos Funcionários da Biblioteca, desta Faculdade, Adriano, Cidinha, Ceres, Cristina, Eliane, Inês, Maria Helena, Marley, D. Odete, Sandra e Silvia, pela ajuda na pesquisa bibliográfica, ficha catalográfica e referências dessa dissertação, além da dedicação constante ao trabalho.

Aos estagiários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese desta Faculdade, Celina, Maribel, Brenda e Marina pela amizade e carinho.

A todos os funcionários da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista, em especial à Conceição, pela amizade, carinho e paciência a mim dispensados.

Aos colegas do Curso de Mestrado: Carol, Laiza, Juliê, Paula, Alejandro, Isabela e Lívia.

Aos colegas da Pós-Graduação em Reabilitação Oral desta Faculdade, Alessandro, Ana Carolina, Ana Paula, André, Andréia, Anelise, Daniela, Eduardo, Ewerton, Fabiano, Janaína, José Maurício, Karin, Marcelo, Mariana, Matheus, Max, Michael, Nara, Polyanna, Raphael, Roberta, Sabrina, Sicknam, Vanessa e Weber.

A Paula Sanitá e Alejandro, meus parceiros de clínica na pós-graduação, sempre camaradas e companheiros.

A todos os pacientes obrigado pela paciência e confiança! Vocês nos proporcionaram aquisição de muitos conhecimentos.

À Capes, pela concessão de bolsa de estudo, muito útil para realização deste trabalho.

À Maria Lúcia Carneseca Montoro, pela revisão gramatical e ortográfica deste trabalho.

Enfim, a todas as pessoas que direta ou indiretamente ajudaram para que este SONHO se realizasse.

Sumário

Resumo	11
Abstract	14
Introdução	17
Revisão da literatura	21
Proposição	55
Material e método	57
Resultado	76
Discussão	86
Conclusão	99
Referências	101

Ferreira LPC. Avaliação pelo método dos elementos finitos de cargas axiais aplicadas sobre implantes e componentes protéticos com diversas inclinações [Dissertação de Mestrado] Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2007.

RESUMO

O stress causado pela mastigação sobre implantes que se encontram muito inclinados, podem levar a tensões indesejáveis, causando até o fracasso da restauração. Este trabalho teve como objetivo apresentar através de simulações computacionais, as concentrações de tensões no implante e osso de suporte quando sua inclinação for maior que 30°. Para avaliação comportamental das tensões no implante/osso circundante, foi desenvolvido um modelo representando o primeiro pré-molar inferior. Foi utilizado o método dos elementos finitos bidimensional. Um modelo simulando um implante hexágono externo (4 mm x 15 mm) foi confeccionado, sofrendo inclinações de 30°, 35° e 40°, com uma carga de 100 N e 350 N, incidindo no sentido vertical. Através do encerramento de um componente ucla, a inclinação da coroa protética foi restabelecida. Os materiais de cobertura selecionados foram: porcelana, cerômero e o metal. No implante sem inclinação (controle), a tensão máxima ficou concentrada no local de aplicação da carga. Para os implantes angulados, as tensões se concentraram no local de aplicação da carga, no osso cortical e no terço cervical e médio do implante, no lado da inclinação, independentemente do material de cobertura utilizado. Com a limitação deste estudo, as cargas verticais são bem aceitas pelos implantes sem

inclinação, mas quando angulados, a concentração de stress é muito maior no lado em que ocorre a inclinação.

Palavras-chave: Implante dentário; análise de elemento finito; metais; porcelana dentária; cerômero.

Ferreira LPC. Evaluation of implants and prosthetic components with several inclinations by the finite element method of axial loads [Dissertação de Mestrado], Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2007.

ABSTRACT

Tensions caused by mastication on very inclined implants can result in undesirable stresses as well as restoration failures. By means of computational simulations, present the concentrations of stresses on the implant and supporting bone when the inclination is greater than 30°. A model representing the first mandibular premolar was developed to evaluate stress behavior in the surrounding implant/bone, using the bidimensional finite element method. A model simulating an external hexagon implant (4 mm x 15 mm) was made, with 0°, 30°, 35° and 40°, a load of 100 N and 350 N, occurring in the vertical direction. The correct prosthetic crown inclination was reestablished by means of a UCLA component. The selected covering materials were: porcelain, ceromer and metal. In an implant without inclination (control), maximum stress was concentrated in the place of load application and on the middle third of the implant. For angled implants, the stress was concentrated on the side of the inclination, on the cortical bone and on the cervical and medium third of the implant. The covering material had similar behavior. Within the limitations of this study, the vertical loads were well accepted by the implants without inclination, but when implants were angled, the stress concentration was much greater on the side inclination. The finite element

method used to investigate inclined implants in the posterior area of the jaw, indicated that there was higher stress concentration where the inclination was. However, clinical studies are important to evaluate the amount of load necessary for bone reabsorption.

Keywords: Dental implant; finite element; alloys; dental porcelain; ceromer.

1 Introdução

O termo osseointegração foi utilizado pela primeira vez em 1952 por Per Ingvar Branemark, tema amplamente pesquisado e divulgado até os dias atuais, sendo definido como uma conexão direta, estrutural e funcional entre o osso vital organizado e a superfície de um implante de titânio capaz de receber carga funcional.

Inicialmente indicados para solucionar problemas de edentulismo total inferior, Brannemark et al.¹² propuseram a fixação de 6 implantes na região interforaminal para suportar uma estrutura protética de 12 elementos (protocolo). Gradativamente outras opções de tratamento com implantes foram ganhando espaço, com possibilidade de fixação em qualquer parte da cavidade oral, desde que tivesse quantidade e qualidade óssea suficiente para realização.

Com a busca cada vez maior pela estética e a evolução dos implantes unitários, a sua colocação passou a exigir um planejamento mais rigoroso, uma vez que o posicionamento dos implantes e a possibilidade de um perfil de emergência da prótese em relação ao tecido gengival, tornaram-no um procedimento de primeira escolha (planejamento reverso) na maioria das situações clínicas, considerando ainda que as estruturas anatômicas podem limitar a colocação dos implantes no local planejado, principalmente em rebordos reabsorvidos¹³.

A maior causa dos insucessos em reabilitação oral está na falta de conhecimento sobre biomecânica, visto que o sistema prótese/implante não deve sofrer tensões excessivas, tanto nos eixos axiais quanto oblíquos, o que resultaria no insucesso do tratamento. A dentição natural apresenta ligamentos periodontais, que são responsáveis pela proteção de toda a estrutura contra as sobrecargas; já nos implantes, a sua união com a estrutura óssea é rígida e assim sendo, uma carga excessiva aplicada aos implantes pode levar ao fracasso do tratamento reabilitador¹⁸.

Pesquisas alertam a respeito da sobrecarga existente sobre o complexo prótese/implante⁶⁰, a qual justifica a presença de cargas axiais e não axiais com perda óssea marginal em implantes⁶. Uma preocupação constante está relacionada à perda óssea que pode existir quando o implante se encontra angulado, no qual as forças não são distribuídas uniformemente. E essa carga pode gerar forças nocivas, acarretando reabsorção óssea ou até mesmo fratura do implante, do parafuso ou da coroa protética.

Existem alguns métodos para se analisar a biomecânica nos implantes, entre eles: o método dos elementos finitos, a fotoelasticidade, a mensuração de cargas in vivo e in vitro, os testes de cisalhamento, tração e compressão, entre outros.

Contando com softwares específicos, o método dos elementos finitos (MEF), pela construção de modelos virtuais, permite analisar

qualitativa e quantitativamente as tensões existentes sobre o complexo prótese/implante/osso.

Desde 1960, os programas computacionais (por exemplo, NASTRAN, ANSYS, ABAQUS, GT-STRUDL, GID) têm sido extensivamente empregados para executar os cálculos numéricos requeridos no projeto de sistemas e estruturas mecânicas. Modelos bem detalhados de elementos finitos foram usados para criar gráficos de tensão. No projeto de aviões, carros e outros sistemas mecânicos modernos, os projetos assistidos por computador (CAD) desempenham um papel essencial na definição da geometria dos componentes, criando modelos matemáticos e fazendo uma análise de corpos deformáveis. Uma análise com elementos finitos é combinada para determinar a distribuição de tensões e deformações e além disso analisa projetos tanto de objetos grandes (pontes e veículos espaciais) quanto de objetos muito pequenos.

Weinstein et al.⁸⁰ foram os primeiros a usar o método dos elementos finitos (MEF) na implantodontia, e Borchers, Reichart⁹ iniciaram pesquisas utilizando o método dos elementos finitos tridimensional, pelo qual onde um implante é colocado em diferentes posições no osso.

Devido ao crescente número de pesquisas, esse método (MEF) tornou-se uma ferramenta valiosa para avaliar a distribuição de tensões no sistema prótese/implante e sua inter-relação com o osso de suporte. O desenvolvimento de um modelo virtual e o conhecimento das possíveis

distribuições das tensões nesse complexo sistema podem ajudar na diminuição da probabilidade de fracasso dos implantes, tornando-o valioso no processo de planejamento e instalação dos implantes osseointegrados.

2 Revisão da literatura

Branemark et al.¹¹ (1969) introduziram o termo osseointegração quando apresentaram um estudo em cães, no qual os implantes eram instalados e sobre eles colocadas as próteses. Primeiramente os implantes passaram por um tempo de estabilização sem receber qualquer tipo de trauma, ficando abaixo do nível gengival. Após esse período, os implantes foram reabertos e instaladas as próteses. Essa técnica foi mundialmente divulgada, sendo sugerida também sua utilização em humanos.

Adell et al.¹ (1981) realizaram uma pesquisa de 5 a 9 anos, em que estudaram 130 pacientes com próteses implanto-suportados na mandíbula e na maxila. Verificaram que 91% dos implantes colocados em mandíbula e 81% em maxila encontravam-se estáveis. Um outro dado encontrado foi que após um ano de instalação dos implantes, houve uma perda óssea marginal em torno de 1,5 mm no primeiro ano, passando a uma perda de 0,1 mm ao ano.

Borchers, Reichard⁹ (1983) fizeram um estudo utilizando o método dos elementos finitos tridimensional e observaram que a ausência de ligamento periodontal determina a transmissão de cargas com maior intensidade ao osso e aos implantes. Assim, o processo de remodelação

óssea na dentição natural age de forma diferente da que acontece com os implantes.

Skalak⁷⁴ (1983) avaliou os aspectos biomecânicos e a transmissão de tensões do sistema prótese/implante no tecido ósseo circundante. Concluiu que a distribuição de cargas verticais e oblíquas está diretamente relacionada com o número, o arranjo e a resistência do implante e restauração protética. Como o implante está diretamente conectado ao osso, uma estrutura mais rígida da prótese transmitiria de forma integral as tensões geradas por forças estáticas e dinâmicas. Um outro aspecto colocado pelo autor é a utilização de materiais mais resilientes podendo ajudar na absorção e distribuição das tensões de forma mais efetiva.

Lekholm, Zarb⁴⁴ (1985), com o objetivo de padronizar e auxiliar os cirurgiões, propuseram uma classificação para os tipos de rebordos alveolares na maxila e na mandíbula. Classificaram, quanto à forma do rebordo, em menos e mais reabsorvido em uma escala crescente (A, B, C, D e E), e estabeleceram a qualidade óssea em uma escala decrescente (1, 2, 3 e 4). Essa classificação foi mundialmente difundida, sendo atualmente a mais utilizada pelos cirurgiões-dentistas.

Farah et al.²⁵ (1988) utilizaram o método dos elementos finitos bidimensional em modelo de mandíbula com dentes naturais e, aplicando uma carga de 100 N, avaliaram as tensões e as deformações da seguinte forma: a) sobre o segundo molar; b) com inclinação de 30° sobre o segundo molar; c) distribuídas sobre o segundo molar e segundo pré-molar. Todos os dentes foram suportados por ligamento periodontal, osso esponjoso e cortical. Concluíram que a carga oblíqua teve um aumento de tensão de 3 a 5 vezes maior comparada à carga axial..

Kitoh et al.⁴¹ (1988), utilizando o método dos elementos finitos bidimensional, avaliaram as tensões no osso de um implante de hidroxiapatita e concluíram que a cortical óssea é quem suporta (29 vezes) a maior parte da carga oclusal quando comparada ao osso medular.

Skalak⁷⁵ (1988) comprovou que o tipo de implante em forma de parafuso é o mais favorável na absorção de tensões. A justaposição no osso e as faces inclinadas das roscas melhoram a transmissão de cargas axiais e compressivas ao redor dos implantes. Para o sucesso dos implantes, as tensões transmitidas nunca devem exceder o limite de resistência do local onde está sendo aplicada a força. Se isso acontecer, pode haver o fracasso da restauração.

Rangert et al.⁶¹ (1989) estabeleceram que a ocorrência de forças verticais ou axiais sobre as próteses na mastigação, distribuía de maneira uniforme as tensões sobre os implantes, enquanto cargas transversais ou oblíquas, geradas pela movimentação da mandíbula e inclinação das cúspides, exercem uma tensão maior no implante e no tecido ósseo quando comparadas com as cargas verticais.

Richter⁶⁴ (1989) observou que o objetivo principal dos implantes é servir de ancoragem para a futura prótese. O fracasso dos implantes está intimamente ligado ao problema de sobrecarga a esta estrutura. As tensões horizontais irão se refletir principalmente na região do osso cortical. Ainda não existem pesquisas suficientes que possam afirmar que materiais resilientes diminuem a tensão exercida sobre os implantes. O autor sugere o aumento do diâmetro do implante, o estreitamento da mesa oclusal e o ajuste adequado da oclusão como forma de atenuar essa sobrecarga.

Clelland et al.²² (1991) realizaram um estudo utilizando o método dos elementos finitos tridimensional pelo qual foram avaliadas as tensões envolvendo um implante isolado. Um modelo geométrico foi confeccionado, sendo todos os materiais considerados isotrópicos e linearmente elásticos, com 100% de osseointegração. O módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson foram extraídos da literatura, bem

como a força de mordida. Concluíram que as tensões foram concentradas principalmente no osso cortical próximo à crista óssea.

Lum⁴⁷ (1991) estudou, pelo método dos elementos finitos bidimensional, a influência do comprimento dos implantes na distribuição das tensões sobre o osso alveolar. Verificou que não há grandes diferenças entre os implantes mais curtos e os mais compridos. Quando existe uma tensão, a região mais sobrecarregada é o osso cortical, próximo à crista óssea. Segundo o autor, o comprimento dos implantes não melhora a resistência dos mesmos; quem mais influencia no fracasso dos implantes é a concentração das tensões.

Sanz et al.⁶⁹ (1991) sugeriram que tanto a placa bacteriana existente no tecido peri-implantar, quanto a existente na dentição com inflamação crônica podem levar ao fracasso de qualquer tratamento reabilitador.

Bidez, Mish⁸ (1992) afirmaram que o conhecimento das tensões exercidas sobre os implantes e tecidos biológicos é determinante para a longevidade das restaurações. Essas forças podem atuar mantendo a integridade da interface osso-implante ou podem também destruí-la. A única maneira de controlar essas tensões é a melhor compreensão dos problemas que envolvem a biomecânica nesses implantes.

Brunski¹⁴ (1992) observou que o objetivo dos implantes é devolver ao paciente a função mastigatória. As pesquisas deveriam se preocupar mais em estudar qual a natureza e como as forças mastigatórias são transferidas aos tecidos e quais as suas reações. Estudos sobre o módulo de elasticidade e a forma dos implantes ajudam a elucidar a transferência de tensões, mas não explica que tipo de reação biológica ocorrerá no osso. Um conhecimento mais específico de fisiologia, permite saber que o estudo da cicatrização após a instalação do implante e o processo de modelação e remodelação óssea devem ser melhor elucidados.

Meijer et al.⁴⁸ (1992) investigaram a distribuição de estresse ao redor de implantes dentais utilizando um modelo bidimensional mandibular com dois implantes. Uma carga vertical de 100 N foi imposta sobre “abutments” ou sobre conexão a barra. O estresse foi calculado nas supra-estruturas com diferentes condições de carregamento com a ajuda do método dos elementos finitos. O comprimento dos implantes e a altura da mandíbula foram também variados. Um modelo com “abutments” unitários mostrou uma distribuição mais uniforme de estresse quando comparado com um modelo dos “abutments” conectados. Usando implantes curtos não obteve uma grande influência sobre o estresse ao redor dos implantes. Quando a altura da mandíbula foi reduzida, um

extenso estresse foi encontrado no osso ao redor dos implantes por causa de uma grande deformação da mandíbula.

Meijer et al.⁴⁹ (1993) aplicaram uma carga vertical de 100 N a uma barra suportada por dois implantes localizados na região de mandíbula. Pelo método dos elementos finitos bidimensional, avaliaram a distribuição de tensões ao redor dos implantes. Variaram o comprimento dos implantes, as condições de carregamento e a altura da mandíbula (simulando uma reabsorção). Os materiais foram considerados isotrópicos e linearmente elásticos, com 100% de osseointegração. Concluíram que, em todas as ocasiões, as tensões se concentraram no osso cortical próximo à crista óssea.

Frost²⁶ (1994) afirmou que toda remodelação óssea pode levar à sua reabsorção ou conservação, não havendo formação óssea sobre a estrutura. O autor observou existir uma força mínima equilibrando esse sistema, chamada de tensão mínima efetiva (TME). A deformação abaixo de 50 uE (micro – Strain) caracteriza o desuso, entre 50 uE e 1500 uE um equilíbrio (modelação óssea), se ultrapassar 1500 uE, poderá ocorrer remodelação óssea e se for acima de 3000 uE poderá gerar reabsorção.

Mori⁵² (1994) relatou que a interpretação dos resultados de uma análise pelo método dos elementos finitos é sempre dada em Von Mises.

Essa unidade foi criada por Richard Von Mises (1883 – 1953), um matemático que avaliou a máxima energia de distorção. O método baseou-se na determinação da energia de um material relacionado com a sua deformação. Para um material estar em condições de segurança, o valor da energia de distorção deve estar abaixo da energia de deformação. Acima do valor obtido, o material sofrerá uma deformação permanente.

White et al.⁸¹ (1994), avaliando o estresse existente no comprimento do “cantilever” em uma prótese parcial fixa suportada por implantes, constataram que o estresse sobre os implantes aumentou significativamente quanto mais comprido era esse “cantilever”, principalmente no implante localizado mais distalmente. Tentando melhorar esse problema de sobrecarga, estudaram a possibilidade de colocar implantes curtos no lugar do “cantilever” e verificaram uma diminuição de estresse sobre a estrutura da prótese parcial fixa. Porém, o grande problema desses implantes curtos é o alto índice de perda que ocorre com o passar do tempo.

Canay et al.¹⁶ (1996) compararam a distribuição do estresse em implantes reto e angulado ao redor de implantes localizados na região de primeiro molar na mandíbula, biomecanicamente analisado em um modelo matemático bidimensional. O implante utilizado foi da marca ITI

Bonefit, com uma carga vertical de 100 N e uma horizontal de 50 N. As magnitudes e os contornos de estresse de compressão e tensão no osso circundante foram determinados. Não foram encontradas diferenças nos valores e contornos de tensão quando a carga vertical foi aplicada para os implantes retos. Contudo, com o carregamento vertical, os valores de estresse compressivo foram cinco vezes mais alto ao redor na região cervical do implante angulado do que ao redor da mesma área no implante reto. Como tensões de compressão podem determinar reabsorção óssea, os autores sugeriram utilização limitada de implantes angulados na região posterior da arcada, onde especificamente cargas verticais são desenvolvidas.

Segundo Meijer et al.⁵⁰ (1996), o desenho das estruturas metálicas influencia no carregamento dos implantes dentários e na deformação do osso anterior interforaminal em uma mandíbula edêntula. Essa deformação causa estresse no osso ao redor dos implantes e pode levar à reabsorção óssea e à sua perda. A distribuição de estresse ao redor dos implantes em uma mandíbula edêntula foi calculada por meio de um modelo de elemento finito tridimensional da parte anterior da mandíbula. Esse modelo foi construído com os dados obtidos de fatias de uma mandíbula humana com quatro implantes na região interforaminal. Os implantes foram conectados a uma barra ou ficaram isolados. Os implantes únicos ou a barra foram carregados, ambos uniformemente ou

não-uniformemente. Em caso de uma distribuição não-uniforme, ambos, barra central e implante sozinho central, foram carregados, ou a barra lateral e implante isolado lateral foram carregados. O estresse mais extremo no osso foi localizado ao redor do pescoço do implante. No caso de uma distribuição uniforme de carregamento, foi mais ou menos igual ao redor dos implantes centrais e laterais. Se a carga não for uniformemente distribuída sobre a estrutura, o implante que estiver mais próximo receberá a maior concentração de estresse; com os implantes conectados, há uma redução na magnitude de estresse principal se comparados com o implante isolado.

Segundo Papavasilou et al.⁵⁸ (1996), o limite elástico de um osso circundante de um implante pode ser superado e, assim, produzir microfraturas no osso. A proposta desse estudo foi comprovada com a simulação, em computador, de situações clínicas com implantes IMZ (Interpole International, Irvine, Califórnia) em mandíbulas edêntulas, tendo identificado condições de carregamento que levaram a microfraturas ósseas. Modelos de análise tridimensional de elemento finito tiveram algumas variações: (1) tipos de mandíbulas edêntulas, (2) materiais de cobertura, (3) ausência de osso cortical, (4) direções de carregamento (axial e oblíqua em 12°), (5) níveis de carregamento (20 N e 200 N). O padrão da distribuição de estresse foi comparado e o estresse interfacial foi monitorado especificamente em quatro alturas ao

longo da interface osso-implante. Estresses foram concentrados na direção do osso cortical (0,8 Mpa para 15 Mpa). Não há diferença entre os tipos de materiais de cobertura sobre o estresse interfacial. Aumento de estresse secundário foi associado a mandíbulas pequenas. Cargas oblíquas aumentaram o estresse em 15 vezes, e carregamento de 200 N aumentou o stress em 10 vezes. Condições para microfraturas ósseas foram associadas a cargas oblíquas, estresse oclusal alto, e ausência de cortical óssea.

Rodrigues⁶⁶ (1996) realizou um estudo utilizando o método dos elementos finitos bidimensional e verificou as tensões exercidas sobre o implante e o osso circundante na região de segundo pré-molar inferior. O modelo geométrico foi confeccionado baseado na cópia fotográfica da região a ser estudada. A carga selecionada foi do tipo axial, com o implante tendo como material de cobertura protética a cerâmica. Os resultados mostraram que a maior concentração de tensões se localizou no lado de aplicação da carga.

Sertgöz, Güvener⁷¹ (1996) investigaram a distribuição de estresse na interface osso/implante pela análise dos elementos finitos tridimensional usando três diferentes “cantilevers” e comprimentos de implante em uma prótese parcial fixa suportada por implantes. Simulações de modelos foram criadas com um “cantilever” distal bilateral

em uma PPF suportada por seis implantes incluídos em um modelo de mandíbula. Nove diferentes simulações de modelo tiveram três diferentes “cantilevers” (7mm, 14mm e 28 mm) e comprimentos dos implantes (7mm, 15mm e 20 mm). Forças verticais de 75 N e forças horizontais de 25 N foram aplicadas para a distal do “cantilever”. Análises do estresse de Von Mises para a interface osso/implante revelaram que o máximo de estresse ocorreu na distal da interface osso/implante e que aumentou significativamente com o comprimento do “cantilever”. Contudo, não houve diferença significativa associada com o comprimento dos implantes.

Holmes, Loftus³² (1997) avaliaram, pelo método dos elementos finitos, a influência da qualidade óssea na transmissão de forças que incidem sobre os implantes dentais. Como padrão para classificação, óssea foi escolhida a classificação de Lekholm e Zarb, amplamente divulgada na literatura. Concluíram que implantes colocados em região onde a espessura da cortical e a densidade de osso medular são maiores, aumentam a sua probabilidade de estabilização e sucesso.

Anusavice⁴ (1998) relatou que a força mastigatória pode variar de uma boca para outra e que a média mais alta conseguida é de aproximadamente 756N. Na região de incisivos, o valor é de 89N a 111 N, em caninos é de 133N a 334 N, em pré-molares de 222N a 445 N, e nos molares é de aproximadamente 400N a 890 N.

Holmgren et al.³³ (1998) examinaram pelo método dos elementos finitos, o efeito da variação do diâmetro dos implantes cilíndricos (3,8 mm – 6,5 mm) localizados na região posterior de mandíbula: (1) compararam a dissipação de estresse em implante cilíndrico-cônico versus implante cilíndrico-reto; (2) avaliaram o significado da direção da força de mordida (vertical, horizontal e oblíqua 45°) em ambos os tipos de implantes. Um modelo geométrico de um caso clínico real foi digitalizado a partir de uma tomografia computadorizada, sendo os implantes osseointegrados unitários simulados. O resultado sugeriu que (1) uma saída para diminuir a magnitude do estresse na interface osso-implante é o uso de um implante com um diâmetro mais largo, mas isto não é necessariamente possível em todos os casos, devido à limitação da morfologia óssea; (2) o estresse é eventualmente melhor dissipado nos implantes cilíndrico-cônicos quando comparado com os implantes cilíndrico-retos. Nesse direcionamento de forças o maior estresse foi localizado na região cortical óssea. Assim, a colocação de implante deve ser baseada na limitação da morfologia óssea da mandíbula, e o desenho cilindro-cônico é a situação mais desejável ante o implante cilíndrico na distribuição de estresse ao redor do osso.

Oosterwyck et al.⁵⁵ (1998) criaram modelos de elementos finitos para estudar a distribuição de estresse e tensão ao redor de implantes

Branemark unitários. Foram examinados na interface osso-implante: as propriedades elásticas do osso, a fixação do implante em osso cortical versus bicortical e a presença de uma lâmina dura. A bicorticalização do implante elimina o estresse que ocorre na região do ápice, dependendo do valor do módulo de elasticidade (quanto maior melhor). Na região cervical, tanto na bicorticalização como na unicorticalização, vai depender também, muito da qualidade e da quantidade da carga que está sendo aplicada sobre o implante, podendo haver nesse tipo de fixação reabsorção óssea marginal. Quando a lâmina dura está presente, a concentração de estresse na interface é completamente eliminada. Todos esses tipos de fixação estão intimamente interligados com a região (mandíbula ou maxila), propriedades mecânicas e a anatomia da região a ser estudada.

Sendyk⁷⁰ (1998) avaliou as tensões desenvolvidas nas estruturas externas e internas de implantes osseointegrados unitários com coroa protética, na região correspondente ao molar inferior. Foi utilizado o método dos elementos finitos bidimensional, variando-se o diâmetro e o tipo de material de cobertura, compômero (Artglass) ou cerâmica feldspática (Vita), mantendo-se o comprimento do implante e a situação óssea e aplicando-se carga concentrada axial. Foram avaliadas as seguintes estruturas: coroa protética (compômero e cerâmica) e parafuso; pilar intermediário e parafuso; implante osseointegrado (nos dois

diâmetros) e tecido ósseo (cortical e medular). Como resultado obteve uma distribuição de tensões de Von Mises ligeiramente maior quando aplicada carga em uma coroa de compômero em vez de uma coroa de cerâmica; uma grande concentração de tensões de Von Mises no colo do conjunto implante/pilar e intermediário/corôa; que os implantes de maior diâmetro podem melhorar a distribuição das tensões geradas, tanto internamente como nas estruturas de suporte ao redor dos mesmos; e que existe uma diminuição gradativa da intensidade das tensões de Von Mises à medida que se caminha em direção ao tecido ósseo apical, em todos os modelos estudados.

Ciftçi, Canay²⁰ (2000), variando os materiais de cobertura oclusal (resina acrílica, resina composta, cerômero, porcelana e liga de ouro) na confecção de prótese parcial fixa implanto-suportada, pelo método dos elementos finitos tridimensional, avaliaram o efeito amortecedor desses materiais. Concluíram que as resinas reduzem a tensão exercida sobre a infra-estrutura sob diferentes condições de carga (15 a 25%), quando comparados à porcelana ou ao metal. Porém, a baixa resistência à fratura e à abrasão, a facilidade ao manchamento e a instabilidade de cor indicam seu uso apenas provisoriamente.

Geng et al.²⁷ (2001) relaram que a análise pelo método dos elementos finitos tem se tornado uma ferramenta muito valiosa na análise

da biomecânica do complexo implante/osso. Esse método depende de alguns parâmetros como: diâmetro e comprimento dos implantes; interface osso-implante; forma e característica do implante; tipo de carga; qualidade e quantidade de osso circundante. Esse tipo de análise permitiu ao pesquisadores fazerem uma simulação em computador dos tipos de tensões que podem acontecer no implante e no osso circundante, podendo assim alertar o clínico dos possíveis problemas que podem acometer o tratamento. A maior dificuldade desse método está na dificuldade da modelagem do tecido ósseo humano não homogêneo e anisotrópico e de sua resposta às forças aplicadas. Para que o método tenha sucesso, é necessário que algumas hipóteses sejam assumidas para a interpretação dos resultados.

Rubo, Souza⁶⁷ (2001) observaram, em todos os métodos de análise mecânica (fotoelasticidade, elemento finito e extensometria), que nenhum tem preponderância sobre o outro. Pelo método dos elementos finitos, pode-se fazer avaliações detalhadas das estruturas das próteses sobre implante, enquanto pelas outras técnicas é possível conseguir subsídios aos modelos numéricos, dando mais confiabilidade à pesquisa. Os autores concluíram que a associação dos métodos é importante na simulação clínica dos implantes e das estruturas que os cercam.

Rudolph et al.⁶⁸ (2001) determinaram os tipos de forças ortodônticas que causam altos estresses no ápice radicular. Um modelo tridimensional de elemento finito de um incisivo central superior, com ligamento periodontal e osso alveolar foram construídos sobre a base de uma morfologia anatômica média. O incisivo central foi selecionado para o estudo porque é um dos dentes com grande risco de reabsorção radicular apical. As propriedades do esmalte, da dentina, do ligamento periodontal, do osso e quatro diferentes sistemas de carga (inclinadas, intrusão, extrusão e força rotacional) foram testadas. A análise do elemento finito mostrou que forças puramente intrusivas, extrusivas e rotacionais têm concentração de estresse no ápice radicular. O principal estresse em forças inclinadas localizaram-se na crista alveolar.

Acça, Iplikcioglu² (2002) compararam o efeito do diâmetro, comprimento e número de implantes na distribuição de stress no osso ao redor dos implantes suportando uma prótese parcial fixa de três elementos na região posterior de uma mandíbula edêntula. O modelo tridimensional de elemento finito foi construído em uma mandíbula classe II de Kennedy. Quatro próteses fixas suportadas por dois implantes de vários comprimentos e diâmetros, e duas próteses parciais fixas, suportadas por três implantes de vários comprimentos foram desenhados. Em casos separados, cargas de força com 400 N oblíqua, 200 N vertical, e 50 N horizontal foram simuladas. Os valores de stress de tensão e

compressão na cortical óssea ao redor do colar dos implantes e stresses de Von Mises nos implantes foram avaliados. Os autores concluíram que embora a mudança no comprimento dos implantes não reduziu o stress, os valores de stress de tensão e compressão diminuiu em implantes mais largos. Não houve mudanças significativa na distribuição de valores das tensões em próteses suportadas por dois implantes largos em comparação com três implantes padrões.

Iplikçioğlu, Akça³⁶ (2002) compararam o efeito do diâmetro, do comprimento e do número de implantes na distribuição de estresse no osso ao redor dos implantes suportando uma prótese parcial fixa de três elementos na região posterior de uma mandíbula edêntula. O modelo tridimensional de elemento finito foi construído em uma mandíbula classe II de Kennedy. Quatro próteses fixas suportadas por dois implantes de vários comprimentos e diâmetros, e duas próteses parciais fixas, suportadas por três implantes de vários comprimentos foram desenhados. Em casos separados, cargas de força com 400 N oblíqua, 200 N vertical, e 50 N horizontal foram simuladas. Os valores de stress de tensão e compressão na cortical óssea ao redor do colar dos implantes e stresses de Von Mises nos implantes foram avaliados. Embora a mudança no comprimento dos implantes não reduziu o stress, diminuiu os valores de stress de tensão e compressão em implantes mais largos. Na distribuição dos valores de tensões, não foram observados diferenças significantes

em próteses com dois implantes largos em comparação com três implantes padrões. Com o uso de dois implantes de 4,1 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento sendo suporte de uma prótese fixa de três elementos, a magnitude e a distribuição dos estresses no osso cortical ao redor do colar do implante estão dentro do limite fisiológico normal.

Oosterwyck et al.⁵⁶ (2002) relataram que em pacientes com implantes em uma crista alveolar estreita pode ocorrer uma deiscência. A ausência de suporte ósseo no lado lingual ou vestibular do implante pode apresentar uma situação desfavorável do ponto de vista biomecânico. Foi proposta a hipótese pelo método dos elementos finitos, de que a presença de deiscência conduz a um aumento do risco de sobrecarga no osso marginal. Foram modeladas três diferentes situações para um implante oral cilíndrico colocado na mandíbula: sem deiscência, com uma deiscência no lado vestibular e deiscência no lado vestibular e lingual. Concluíram que a presença de deiscências vestibulares e/ou linguais levam a um forte aumento das tensões ósseas marginais nos lados mesial e distal do implante, aumentando, portanto o risco de sobrecarga no tecido ósseo. Em ambos os lados, lados vestibular e lingual, não foi observado aumento nas tensões no osso marginal.

Tepper et al.⁷⁸ (2002) estudaram, pela análise tridimensional de elemento finito, uma variação de situações que podem ocorrer no

levantamento de seio, mostrando qual o procedimento cirúrgico e o material de cobertura peri-implantar que produzirão o melhor suporte de osso no implante. Oito modelos foram utilizados, quatro situações de modelos padrões simularam quantitativamente diferentes situações de coberturas produzidas por diferentes acessos cirúrgicos: 1- sem cobertura; 2- com 1 mm de cobertura óssea; 3- cobertura parcialmente oblíqua; 4- completa cobertura óssea peri-implantar indo até o ápice do implante; 5- comparou o implante padrão com o comprimento 13,5 mm e diâmetro de 3,75 mm, com 7 mm de comprimento e 5 mm de largura do implante. Em todos os modelos, os implantes modelados foram carregados em seu ponto de emergência com uma força de 100 N. Estresses de Von mises foram usados para calcular o stress em ambos, no osso humano e no metal do implante em titânio. O resultado indicou que a maior extensão de material de cobertura peri-implantar reduz o deslocamento do implante, stress intra-ósseo e stress na interface osso-implante.

Hansson²⁹ (2003) tem hipotetizado que a reabsorção óssea marginal seja resultado de acumulação de microdanos. Em consequência disto, um implante dental deveria ser desenhado de tal maneira que minimizasse os picos de stress ao redor do osso. Uma força sobre um implante pode ser dividida por seus componentes horizontais e verticais. Em estudos prévios tem-se encontrado que os picos de stress sobre o osso, resultantes de cargas verticais é diferente àquelas que resultam de

cargas horizontais. Estes picos de stress produzem risco de reabsorção óssea. Usando assimetricamente a análise pelo método dos elementos finitos, foi fundamentado que na interface do implante/pilar ao nível de osso marginal, em combinação com elementos de retenção na porção endóssea do pescoço do implante, o pico de stress ósseo, resultante da carga axial ficou mais abaixo no osso. Isto significa que estão espacialmente separadas dos picos de stress que resultam de forças horizontais.

Ishigaki et al.³⁷ (2003) estudaram a distribuição biomecânica de stress no osso de suporte ao redor de um implante e um dente natural sob funções mastigatórias. Contruiu-se modelos de elementos finitos tri-dimensionais de dente natural e de implante em titânio, ambos na mandíbula na região de molar. As direções das forças de deslocamento foram determinadas de acordo com o ângulo da trajetória de fechamento da mastigação do tipo vertical e lateral. O modelo dos dentes mostrou suave distribuição de stress no osso de suporte com uma baixa concentração ao redor do pescoço do dente. O modelo de implante mostrou concentração de stress no osso de suporte ao redor do pescoço do implante. O modelo de mastigação do tipo lateral mostrou uma concentração de stress tensional mais alta que o modelo de mastigação tipo vertical para o pescoço do implante. Os resultados deste estudo

sugeriram a importância de considerar a oclusão em função da mastigação para entender a biomecânica dos implantes orais.

Pantoja⁵⁷ (2003) baseada no método dos elementos finitos utilizando um implante hexágono externo com diâmetro de 3,75 mm por 10,0 mm de comprimento na região de maxila utilizou dois tipos de pilares esteticone, um reto e outro angulado. Comparou a distribuição de tensões e deformações nos implantes, componentes e tecidos ósseos de suporte. O modelo dos elementos finitos foram conseguidos através do programa autocad e transferida para o outro programa específico, e a partir daí feito as leituras das tensões e deformações. Verificou que os parafusos de ouro e do pilar intermediário do angulado sofreram o dobro das tensões, quando comparados com os mesmos componentes do reto. O pilar intermediário reto e o implante sofreram maiores tensões localizadas nas regiões de contato das próteses, quando comparadas às mesmas peças do componente angulado. Não houve diferença no que diz respeito à configuração óssea.

Tada et al.⁷⁷ (2003) estudaram a influência do desenho dos implantes e da qualidade óssea na distribuição de tensões no osso ao redor dos implantes, por meio do método dos elementos finitos tridimensional. Os implantes utilizados foram em forma de parafuso e cilindro. A qualidade óssea foi dividida, variando o módulo de elasticidade

do osso medular. Não foi encontrado diferença entre o implante em forma de parafuso e cilíndrico, mas as tensões no osso cortical aumentaram à medida que diminuía o módulo de elasticidade do osso medular.

Alkan et al.³ (2004) investigaram a distribuição de stress em 3 implantes dentais pré-carregados com intermediário, sob simulação de forças oclusais. Foram utilizados os implantes: hexágono externo Branemark retido por intermediário, ITI com abutment sólido, ITI com abutment Syn Octa. Foram feitas 3 simulações de carga oclusal estática (10 N horizontal, 35 N vertical, 70 N oblíquo) sobre o complexo implante-abutment. Os resultados numéricos e gráficos demonstraram que o stress aumentou em todos os abutments e parafusos protéticos no modelo de elemento finito depois da simulação do carregamento horizontal. Contudo quando foi aplicado o carregamento vertical e oblíquo, diminuiu o stress no hexágono externo e no ITI com abutment synOcta, o stress aumentou no ITI com abutment sólido.

Bozcaya et al.¹⁰ (2004) estudando a concentração de cargas oclusais sobre implantes de diversas marcas comerciais (Ankylos, Astra, Bicon, ITI e Nobel Biocare) concluíram que a geometria do implante tem grande influência na resistência de todos os tipos de forças que possam vir a sobrecarregar a estrutura.

Eskitascioglu et al.²⁴ (2004) relataram que a influência do carregamento oclusal na distribuição do stress em uma dentadura parcial fixa suportada por implante e por tecido ósseo é limitada. Pensando nisso, investigaram o efeito do carregamento de 1 a 3 diferentes localizações na superfície oclusal de uma prótese sob stress, distribuído em uma dentadura parcial fixa mandibular suportada por implante e osso circundante, usando análise tridimensional de elemento finito. Um modelo de um osso mandibular seccionado (Tipo 2) com a perda de um segundo pré-molar e sua supra-estrutura foram usados para este estudo. Um implante de 4.1mm x 10,0 mm da ITI foi modelado para este estudo. Cobalto-cromo (Wiron 99) foi usado como material da estrutura da coroa e porcelana foi usada como material de cobertura. O implante e sua estrutura foram desenhados em um programa de computador (Pro/Engineer 2000i). Um total de cargas com 300 N foi aplicada com as seguintes localizações: 1) ponta da cúspide vestibular (300 N); 2) ponta da cúspide vestibular (150 N) e fossa distal (150 N); ou 3) ponta de cúspide vestibular (100 N), fossa distal (100 N), e fossa mesial (100 N). Os resultados demonstraram que para cada 1 localização de carregamento vertical resultou em altos valores de stress no osso e implante. Para carregamento em 2 ou 3 localizações, stresses foram concentrados sobre a estrutura e superfície oclusal da prótese, e baixo stress foram distribuídos para o osso. Para o carregamento das condições investigadas, a combinação ótima para o carregamento vertical foi

encontrado para ser carregado para 2 ou 3 localizações que diminuiu o stress dentro do osso. Nesta situação, stress de Von Mises foi concentrado sobre a estrutura e superfície oclusal da prótese.

Geramy, Morgano²⁸ (2004) investigaram a tensão em um implante associado com diferentes desenhos em molar unitário quando sujeitos a variação de condições de carregamento. Os três desenhos foram: (1) implante único com diâmetro de 3,75 mm, (2) implante único com diâmetro de 5,00 mm, e (3) 2 implantes, cada um com 3,75 mm de diâmetro suportando uma coroa de um molar. Modelos foram feitos de 3 desenhos, e medidas de tensões foram usadas para medir a tensões induzidas. Duas cargas foram aplicadas para a coroa do molar com 3 diferentes localizações sobre a superfície oclusal, a fossa central e o cume marginal distal. Angulação das forças foi também variada, onde as cargas foram aplicadas no longo eixo da coroa e com 15° de angulação. Comparando os resultados obtidos pela variação de direção, e localização das cargas aplicadas, as investigações informaram que o desenho de duplo-implante resistiram às cargas melhor que os outros dois desenhos. O uso do implante com 5 mm de diâmetro reduziu stress em aproximadamente 40% quando comparados com o implante com 3,75 mm de diâmetro. Uma grande redução no carregamento mesio-distal e vestibulo-lingual ocorreu com o desenho de 2 implantes quando comparado com uma coroa suportada por um implante de 5 mm.

Himmlová et al.³⁰ (2004) em uma simulação matemática de distribuição de stress ao redor dos implantes determinaram qual o comprimento e diâmetro dos implantes poderia ser melhor para a dissipação de stress. Simulações computacionais foram feitas através da análise do método dos elementos finitos usando modelos tri-dimensionais. Os modelos simulando implantes foram colocados em posição vertical na região de molar em uma mandíbula. Um modelo simulando um implante com diâmetro de 3,6 mm e comprimento de 8 mm, 10 mm, 12mm, 14 mm, 16 mm, 17 mm e 18 mm foram desenvolvidos para investigar a influência do fator comprimento. A influência de diferentes diâmetros foram modelados usando implantes com comprimento de 12 mm e diâmetros de 2,9 mm, 3,6 mm, 4,2 mm, 5,0 mm, 6,0 mm e 6,5 mm. A carga mastigatória foi simulada usando uma força mastigatória média em uma direção natural, oblíquo para o plano oclusal. Valores do stress equivalente de Von Mises para a interface implante-osso foram computadas usando a análise do método dos elementos finitos para todas as variações. Áreas de stress máximo foram localizadas ao redor do pescoço do implante. A diminuição do stress foi de 31,5% comparando os diâmetros de 3,6mm para 4,2 mm. A redução de stress em implante com 5 mm reduziu 16,4% o stress. O aumento no comprimento do implante também diminuiu os valores de stress de Von Mises; a influência do comprimento, contudo, não foi tão pronunciada como foi o diâmetro. O estudo dos elementos

finitos sugere que o diâmetro do implante pode ter uma influência maior para a redução do stress mastigatório que o comprimento do implante.

Kitamura et al.³⁹ (2004) relataram que embora a perda óssea ao redor de implantes seja reportado como a complicação de um processo incontrolável, reabsorção nem sempre leva a perda do implante, porque pode ser o resultado da adaptação biomecânica do stress. Para verificar esta hipótese foi realizada a análise tridimensional de elemento finito e se investigou a quantidade de reabsorção óssea marginal e a forma de contorno. Foram criados um total de nove modelos virtuais com 1 implante: um modelo sem reabsorção (base) e oito variações, em que três diferentes profundidades foram combinadas com reabsorções verticais puras (A) ou cônicas puras (vertical-horizontal). Forças axiais e buco-linguais foram aplicadas independentemente em toda oclusal e no centro da supra-estrutura. Considerando a direção da carga, os stresses ósseos foram mais altos nos modelos de reabsorção vertical pura que nos modelos base, e foram aumentados com a profundidade da reabsorção. De todos os modos, o stress na cortical foi muito menor nos modelos de reabsorção cônica que nos modelos base. Os resultados desta análise sugeriram que a quantidade de reabsorção cônica pode resultar da adaptação biomecânica do osso ao stress. Contudo com o progresso da reabsorção óssea, o stress crescente no osso esponjoso em um implante com carga lateral pode resultar no fracasso do implante.

Yokoyama et al.⁸² (2004) investigaram através da análise do método dos elementos finitos tridimensional a influência da localização e o comprimento do pântico em uma prótese parcial fixa suportada por implante. Verificaram que quanto maior o comprimento do pântico, maior será o stress gerado para os implantes que suportam esta prótese.

Huang et al.³⁵ (2005) estudaram modelos tridimensionais de elementos finitos de coroas protéticas splintadas e avaliaram o stress com diferentes tipos de implantes suportando uma prótese parcial fixa. Os modelos de elementos finitos foram construídos baseados em um cadáver mandibular contendo o segundo pré-molar e o primeiro-molar. As coroas destes dois dentes foram modelados para imitar o design splintado e não splintado, respectivamente. Um implante standart foi colocado na região de pré-molar, enquanto que três tipos de implantes suportaram o molar (um implant standart, um implante amplo e dois implantes regulares). Uma carga oblíqua de 100 N foi aplicada para a cúspide vestibular sobre cada coroa. A simulação pelo método do elemento finito foi validada pela média de tensão. Os dados experimentais foram bem correlatados com a previsão pelo método dos elementos finitos. Quando comparados com o implante standart usados em área de molar, o implante largo e dois implantes regulares reduziram o pico de stress na crista óssea em 29-37% para cada caso splintado e não-splintado. Introduzindo o implante

standart em cada área de pré e molar o stress ósseo foi idêntico para designs splintados como para não-splintados. Contudo a splintagem das coroas tem a função de reduzir o stress ósseo para a região de pré-molar em 25%. As vantagens biomecânicas usando implantes largos ou dois implantes regulares são quase idênticas. O benefício de compartilhar a carga para ferulizar as coroas é compartilhado só quando os implantes em regiões de pré-molar e molar tem diferente capacidade de suporte.

Kitamura et al.⁴⁰ (2005) relataram que em um implante, a média de reabsorção óssea marginal é de mais ou menos 1 mm depois do primeiro ano de carregamento funcional, seguido por uma perda anual de aproximadamente 0,1 mm, tem sido registrado como implante estável. Contudo, análises de elemento finito no stress ósseo ao redor de implantes tem sido limitado para analisar o stress ósseo na ausência de alguma reabsorção óssea. Assim, uma análise de elemento finito tridimensional foi interpretado para comparar o stress ósseo em um modelo não-reabsorvido com outros quatro modelos com reabsorção óssea de duas profundidades (1.3 mm e 2.6 mm) e tipos (reabsorção horizontal e defeito angular). Forças axial e vestibulo-lingual foram separadamente aplicadas para o centro da estrutura e o equivalente ao stress máximo foi calculado. Depois da carga axial houve uma concentração alta de stress ao redor do pescoço do implante, e também na região vestibulo-lingual em todos os modelos (sem reabsorção e com

reabsorção óssea). Distribuição de stress ósseo foi similar em modelos sem reabsorção e com reabsorção horizontal, mas diferente para esses modelos com defeito angular. Assim, no método dos elementos finitos, a simulação precisa da forma do osso marginal na região do pescoço do implante é aconselhável.

Koca et al.⁴² (2005) relataram que implantes localizados na região posterior de maxila tem baixo sucesso em razão da comparação com outros implantes colocados na região oral. Em seus estudos, os autores estudaram a quantidade e a localização de stress em implantes e regiões ósseas adjacentes quando localizados na maxila posterior em proximidade com o seio usando a análise do método dos elementos finitos. Um modelo tridimensional de elemento finito de uma secção óssea de uma maxila posterior (tipo 3) foi usado para este estudo. Diferentes dimensões ósseas foram geradas para calculo não-linear. Uma única peça com 4.1 x 10 mm do implante ITI foi modelado e inserido em um modelo de maxila atrófica com uma altura de crista óssea de 4, 5, 7, 10, e 13 mm. Em alguns modelos o implante penetrou no assoalho do seio. Cobalto-cromo (virion 99) foi usado como material de estrutura da coroa localizado sobre o implante, porcelana foi usada como superfície oclusal da coroa. Uma média total de força oclusal (carga vertical) de 300N, foi aplicada na cúspide palatina (150 N) e fossa mesial (150 N) da coroa. O implante e a estrutura foram simuladas em software específico. Para a

estrutura de porcelana, os valores máximos de stress de Von Mises foi observada na fossa mesial e cúspide palatina. Para a estrutura óssea, os valores máximos do stress de Von Mises foram observados na cortical óssea palatina adjacente com o pescoço do implante. Alto stress ocorreu nos implantes para todos os planos. O stress de Von Mises máximo em um implante foi localizado no pescoço do implante para o osso com 4 e 5 mm de crista óssea, mas para 7, 10 e 13 mm o stress ocorreu dentro do implante.

Petrie, Williams⁵⁹ (2005) analisaram e compararam sistematicamente os efeitos do diâmetro, comprimento e tipo de implante sob tensões na crista óssea. Foram criados modelos tridimensionais de elementos finitos da secção de um pré-molar de uma mandíbula com um implante endósseo unitário, incluído em osso esponjoso com alta e baixa densidade. Aplicou-se uma carga oclusal oblíqua (200 N verticais e 40 N horizontais). O diâmetro do implante variou entre 3,5 e 6 mm, o comprimento do implante entre 5,75 e 23,5 mm, e a conicidade de 0 a 14°, resultando em diversos desenhos de implantes. O diâmetro crescente do implante resultou em uma redução 3,5 vezes da tensão crestal, o comprimento crescente foi causa de uma redução de 1,65 vezes, a conicidade aumentou a tensão na crista, especialmente em implantes estreitos e curtos, dando aumento de 1,65 vezes. O diâmetro, o comprimento e a conicidade tem que ser considerados juntos devido a

seus efeitos interativos na tensão da crista óssea alveolar. Se o objetivo foi minimizar a tensão peri-implantar na crista óssea alveolar, a eleição mais favorável pareceu ser um implante amplo e relativamente longo, sem conicidade. Se deve evitar implantes estreitos, curtos e com conicidade em região cristal, especialmente em osso de baixa densidade.

Sevimay et al.⁷³ (2005) relataram que a estabilidade implantar primária e densidade óssea são consideradas essenciais para atingir a osseointegração e a sobrevivência dos implantes. Eles investigaram o efeito de 4 diferentes qualidades ósseas sobre a distribuição de stress em uma coroa mandibular suportada por implante, usando o método dos elementos finitos. Um modelo tridimensional de uma secção óssea mandibular com uma falha do segundo pré-molar e um implante com uma coroa foi desenvolvido. Um implante ITI de 4.1 X 10 mm e uma coroa metalo-cerâmica de Co-Cr (Wiron99) e porcelana feldspática foram modelados. O modelo foi desenvolvido com o software (Pro/Engineer 2000i program), e 4 tipos de qualidades ósseas (D1,D2,D3 e D4) foram preparados. Uma carga de 300N foi aplicada em uma direção vertical para a cúspide bucal (vestibular) e fossa distal das coroas. Os resultados demonstraram que as diferentes simulações de qualidades ósseas e de coroas suportadas por implante foram afetadas pela distribuição de stress. O stress de Von Mises em qualidades ósseas D3 e D4 alcançaram valores elevados para o pescoço do implante e foram distribuídos

localmente. Uma distribuição mais homogênea foi visto no osso inteiro para o grupo ósseo D1 e D2, e uma distribuição similar de stress foi observada.

Byung-Gon, Su-Gwan¹⁵ (2006) avaliaram através da análise do método dos elementos finitos tridimensional a distribuição de tensão e a avaliação da estabilidade do implante e do enxerto antes e depois de sua estabilização . A distribuição de tensão foi comparada na mandíbula e na maxila, com uma carga vertical e a outra aplicada em ângulo de 30°. As propriedades físicas dos materiais de enxerto mudam com o tempo da implantação do enxerto, portanto, foram comparados a distribuição de stress para diferentes estágios usando três diferentes materiais: Dembone (Pacific Coast Tissue Bank, LA, CA, EUA), Bio-Oss (Geistlich-Pharma, Wolhusen, Suíça), e uma combinação de dentina particulada e gesso Paris (hidroxiapatita), para avaliar a efetividade do material de enxerto. A tensão foi maior quando aplicada a força em ângulo de 30°, comparando-se com a vertical. A hidroxiapatita demonstrou uma menor distribuição de tensão, enquanto que a maior distribuição de tensão se aplicou em ângulo de 30° com o uso de osso desmineralizado (banco de osso). Os autores concluíram que é necessário precaução para aplicar carga imediata a um implante depois de sua colocação e que as diferenças de tensão variam à medida que o implante e o enxerto vão se estabilizando.

Natali et al.⁵³ (2006) investigaram a interação que ocorre entre implantes dentais endósseos e o tecido ósseo peri-implantar, através de análises numéricas. Foram adotados modelos detalhados de elementos finitos para analisar o comportamento atual do sistema osso-implante dependendo das configurações da carga e da situação anatômica. Foram considerados diferentes tipos de implantes dentais confeccionados em titânio. Os modelos foram obtidos através de programas específicos para a construção da geometria. Os aspectos anatômicos foram modelados através de dados fornecidos por uma tomografia computadorizada. Foram aplicadas forças oclusais estáticas sobre os implantes e estudados seus efeitos sobre a região da interface osso-implante. A influência da morfologia anatômica do local e as condições de carregamento biomecânico do sistema osso-implante são diretamente proporcional à resposta do tecido ósseo à tensão exercida sobre o implante

3 Proposição

O objetivo deste estudo, pelo método dos elementos finitos bidimensional (MEF), foi avaliar implantes localizados na região posterior de mandíbula (primeiro pré-molar) nas seguintes condições:

- Quanto à posição:

- 0°
- 30°
- 35°
- 40°

- Quanto à carga aplicada na superfície oclusal

- 100 N
- 350 N

- Quanto ao material de cobertura oclusal

- cerômero
- porcelana
- metal

4 Material e método

Questões ligadas à biomecânica dos implantes, atualmente, são assuntos de uma variedade de estudos. A idealização de um modelo e sua divisão em um número finito de pontos é o objetivo do método dos elementos finitos, pelo qual é possível graças, a softwares específicos, analisar qualitativa e quantitativamente as tensões existentes sobre o complexo prótese/implante/osso, sendo determinante o conhecimento de algumas propriedades: módulo de elasticidade, coeficiente de Poisson, geometria da infra-estrutura, confecção da malha dos elementos, fixação do modelo e carga.

O método utilizado neste estudo foi o do elemento finito bidimensional. Inicialmente, com o auxílio de recursos CAD (computer aided design), foi feita a geometria da infra-estrutura, transferida para o programa dos elementos finitos, a seguir subdivididos em inúmeras partes triangulares denominadas de elementos e conectadas entre si por intermédio de pontos discretizados chamados nós, formando o que chamamos de malha (Figura1). A partir daí foi possível estudar com mais detalhes as regiões de tensões e deformações dentro de cada elemento.

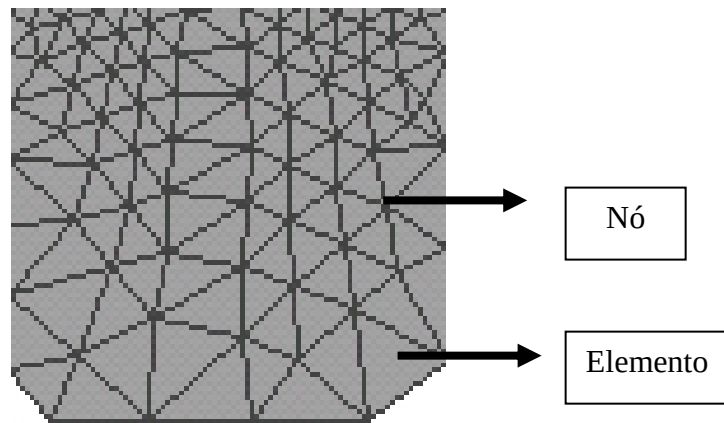


FIGURA 1- Desenho esquemático da malha

A análise pelo método dos elementos finitos proporcionou dados valiosos a um custo relativamente baixo, cujos resultados numérico/computacionais mostraram-se de acordo com os estudos clínicos.

Nesse método numérico, foi possível dividi-los em quatro etapas: dados preliminares, pré-processamento, processamento e pós-processamento. A Figura 2 mostra as etapas para a análise pelo método dos elementos finitos.

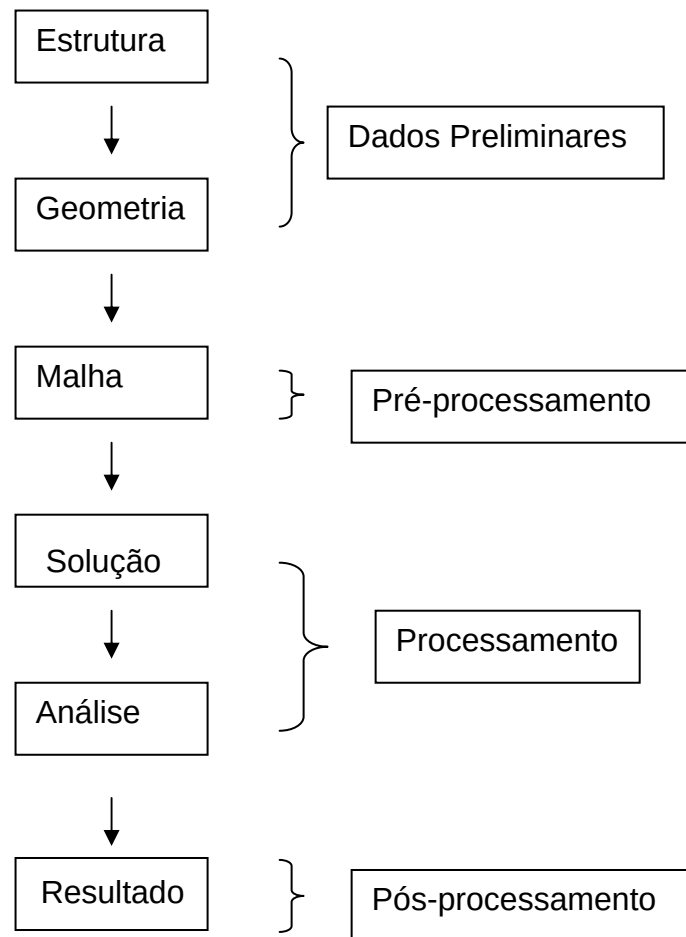


FIGURA 2- Esquema de todas as etapas do método dos elementos finitos

4.1 Etapas da Análise pelo Método dos Elementos Finitos

Dados Preliminares: Essa etapa mostra a geometria do problema e o contorno da estrutura. As propriedades mecânicas de cada material

utilizado devem ser especificadas (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson).

Pré-processamento: etapa usada para a confecção do modelo numérico. Este foi confeccionado pelo programa GID (Barcelona, Espanha), que permitiu a geração automática da malha de elementos finitos a partir da definição da geometria do problema. O programa possibilitou a definição das variadas regiões correspondentes aos diferentes materiais envolvidos na análise, assim como a imposição das condições de contorno (cargas e vínculos). As informações associadas a posição espacial de cada elemento (coordenadas dos nós e conectividades), cargas, vínculos e materiais são transformadas em dados numéricos que irão alimentar o programa computacional que as processarão.

Processamento: feito por programa computacional de análise mecânica que realiza os cálculos necessários para a obtenção de tensões e deformações pelo método dos elementos finitos (Programa Ômega). Como resultado, serão obtidos os valores de deslocamentos, tensões e deformações associados aos vértices (nós) de cada elemento finito que constitui o problema. A análise da enorme quantidade de informações obtidas é facilitada pelas imagens gráficas geradas por técnicas de pós-processamento.

Pós-processamento: feito pelo módulo de pós-processamento do programa GID que, a partir dos resultados numéricos fornecidos pelo processamento, gera representações gráficas dos estados de tensões, deformações ou de outras variáveis de interesse.

4.2 Definição das Propriedades Mecânicas

Para que seja possível a simulação dos modelos numéricos, é necessário que estes sejam isotrópicos (apresentem as mesmas propriedades para qualquer direção), elásticos (recuperem as dimensões originais quando a carga é retirada) e contínuos (não apresentem espaços vazios). Com isso faz-se necessário o conhecimento de algumas propriedades mecânicas:

- Módulo de Elasticidade: medida da rigidez do material - quanto maior o módulo de elasticidade, menor a capacidade de deformação.
- Coeficiente de Poisson: é o valor absoluto da relação entre as deformações transversais e as longitudinais.
- Tensão: é uma resposta interna a forças aplicadas externamente.
- Deformação: modificações internas passadas por um corpo quando este sofre uma determinada força.

Para que seja possível a geração da malha, cada elemento bidimensional deve receber os valores do módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson de cada material utilizado (Quadro 1) (Baseado em Sendyk⁷⁰, 1998)

Quadro 1 – Valores dos materiais componentes

Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coeficiente de Poisson (U)
Osso Cortical	13.7	0.30
Osso Esponjoso	1.37	0.30
Impl. Osseoint. Ti	110.0	0.33
Liga de Ag/Pd	80.00	0.33
Porcelana Feldspática	67.70	0.28
Cerômero “Artglass”	20.00	0.28

4.3 Geometria das Estruturas

Para a avaliação comportamental das tensões existentes no implante e ao seu redor, foi desenvolvido um modelo que representasse um caso clínico real na região de primeiro pré-molar inferior. As imagens foram capturadas utilizando-se uma máquina fotográfica digital (D 50, Nikon, Tóquio, Japão) e uma lente 105 mm (Nikon, Tóquio, Japão), sendo trabalhadas em ambiente CAD (computer aided design), para depois serem transferidas para o programa dos elementos finitos.

4.3.1 Implantes Osseointegrados

Para a confecção do modelo, foi utilizado um implante LTX (3i, Palm Beach, Flórida, USA), com 4,0 mm de diâmetro, 15 mm de comprimento, 7 mm de altura hexagonal e 4,1 mm de plataforma oclusal, fabricado em titânio comercialmente puro, do tipo rosqueável, e apresentando hexágono externo (Figura 3).

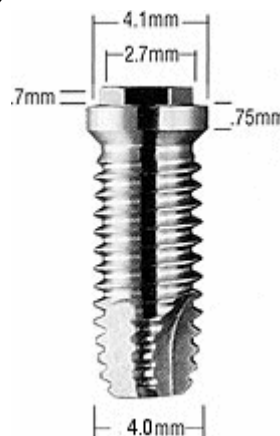


FIGURA 3-Desenho esquemático mostrando implante 3i com as medidas.

4.3.2 Pilar Intermediário

Devido à grande inclinação adotada pela pesquisa para os implantes (30, 35 e 40 graus), não se encontrou no mercado odontológico intermediários pré-fabricados que corrigissem e devolvessem uma posição adequada da coroa protética na cavidade bucal. O componente selecionado foi o pilar UCLA (3i, Palm Beach, Flórida, USA) com 4,0 mm de diâmetro e com anti-rotacional (Figura 4).



FIGURA 4- Componente protético UCLA com anel metálico.

4.3.3 Coroa Protética

A prótese confeccionada equivalia ao primeiro pré-molar inferior (Figura 5), na qual, sobre o componente UCLA, foi fundido um “copyng”, dando a característica de uma peça cimentada, e sobre esse componente foram aplicadas resina, porcelana feldspática ou apenas uma única fundição em prata-paládio (copyng + coroa), resultando em uma coroa total metálica. Pela peça ser cimentada, não houve a necessidade de especificar a linha de cimentação, pois, por ela ser tão delgada, não influenciava no resultado final do trabalho.

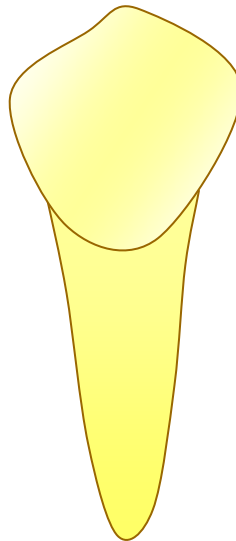


FIGURA 5- Desenho esquemático do primeiro pré-molar inferior.

4.3.4 Segmento Ósseo Mandibular

A região selecionada para este estudo foi a mandibular, mais especificamente na região de primeiro pré-molar inferior. Para a confecção do modelo geométrico da mandíbula, tomou-se como referência um corte longitudinal de uma mandíbula, cedida pelo Departamento de Anatomia da Faculdade de Odontologia de Araraquara - Unesp. Nesse tipo de corte é possível diferenciar o osso cortical do esponjoso (Figura 6).

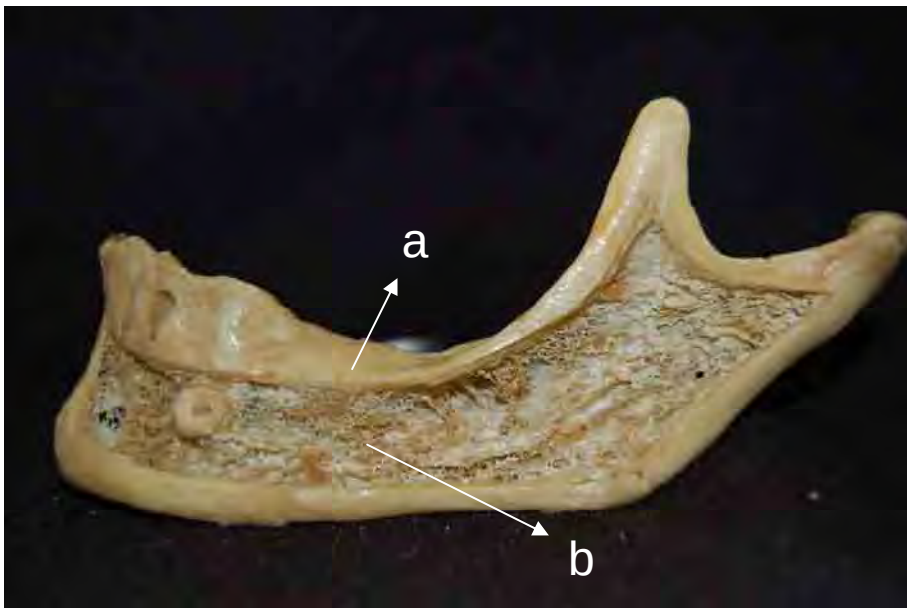


FIGURA 6- Hemimandíbula mostrando internamente:

a)osso cortical; b)osso esponjoso.

4.4 Modelo do Elemento Finito

4.4.1 Construção

O método dos elementos finitos é uma simulação pela qual se procura desenvolver a biomecânica de um caso clínico real. Dependendo das inclinações, o programa mostrará as regiões que receberão as deformações ou tensões oriundas da carga aplicada sobre a prótese.

Por se tratar de uma simulação, não foi preciso a fundição e nem a aplicação dos materiais de cobertura, pois apenas o enceramento foi necessário para diferenciar os materiais que foram usados na pesquisa.

Todas as imagens foram capturadas digitalmente procurando copiar com precisão a região a ser pesquisada.

Foram adquiridos quatro implantes da marca comercial LTX (3i, Palm Beach Garden, Flórida, USA), com 4,0 mm de diâmetro por 15 mm de comprimento, que foram incluídos em resina acrílica autopolimerizável (Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, São Paulo, Brasil), com suas inclinações (0°, 30°, 35° e 40°). A região estudada foi a relativa ao primeiro pré-molar inferior.

Terminada a inclusão fez-se o seccionamento no sentido ocluso-apical com o disco diamantado Diamond Wafering Blade (Série 15 HC Diamond) em conjunto com a máquina Metaserv 2000 (Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA).

A partir daí, o pilar ucla (3i, Palm Beach Garden, Flórida, USA) foi instalado sobre o implante, sendo feito o enceramento da estrutura metálica e a posterior confecção do material de cobertura, devolvendo a oclusão com o antagonista.

O processo de enceramento da estrutura metálica deve ser bastante criterioso, de forma a proporcionar uma cobertura homogênea de porcelana, resina composta ou metal (Figuras 7 a 10). O metal selecionado para esse tipo de pesquisa foi a liga de prata-paládio, com o parafuso que trava a estrutura ao implante em titânio.

A imagem conseguida foi capturada por uma câmera digital (D 50, Nikon, Tóquio, Japão) em conjunto com uma lente macro 105 mm (Nikon, Tóquio, Japão) e trabalhada pelo programa AUTOCAD (computer aided design) e transferida ao programa GID (Barcelona, Espanha).

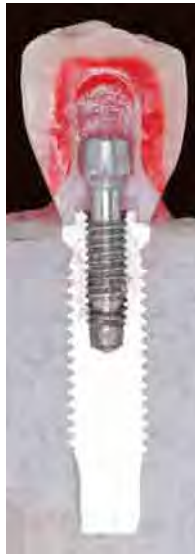


FIGURA 7- 0°.



FIGURA 8 - 30°.



FIGURA 9 – 35°.



FIGURA 10 – 40°.

FIGURAS 7 a 10 – Corte mostrando implante com 0°, 30°, 35° 40° e seus respectivos parafusos, e enceramentos dentais.

O modelo foi construído por meio de um sistema cartesiano ortogonal nos eixos X e Y através da divisão em elementos finitos, unidos através de pontos denominados nós, em que a correta distribuição das tensões foi dada pela forma triangular dos elementos. Com isso foram obtidos resultados nos campos de deformações, tensões e deslocamentos bastante confiáveis.

Para não sofrer nenhum tipo de interferência (rotação e translação), foi necessário restringir os deslocamentos nos sentidos X e Y, estabilizando o modelo.

O modelo matemático apresentou X nós e Y elementos, somados às estruturas da coroa, intermediário, implante e osso mandibular.

Inicialmente foi necessário o estudo dos dados preliminares com a confecção da geometria e o contorno das estruturas (Figuras 11 a 14) com suas respectivas propriedades mecânicas (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson).

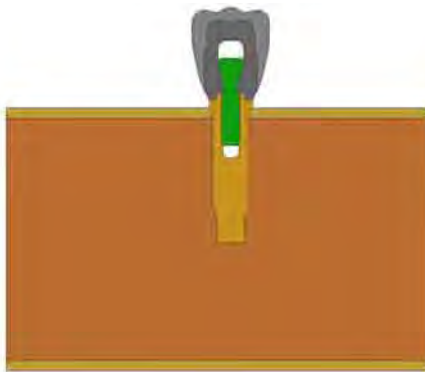


FIGURA 11 – 0°.

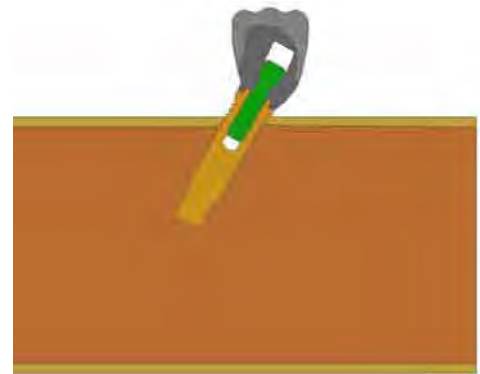


FIGURA 12 - 30°.

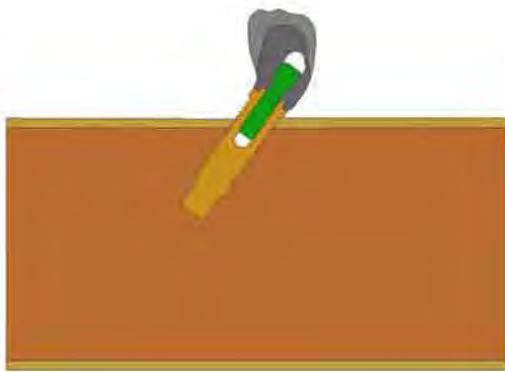


FIGURA 13 - 35°.



FIGURA 14 - 40°.

FIGURAS 11 a 14 - Desenho esquemático mostrando o conjunto implante com suas respectivas inclinações, parafuso e coroa protética.

Em seguida, para a confecção do modelo numérico (pré-processamento), foi utilizado um programa gráfico GID, pelo qual é definida a geração da malha (Figuras 16 a 19), com os correspondentes nós (vértice de forma triangular). O programa lista as coordenadas de todos os nós (Figura 15), os volumes (áreas) com as superfícies e as definições das condições de contorno (cargas e vínculos)

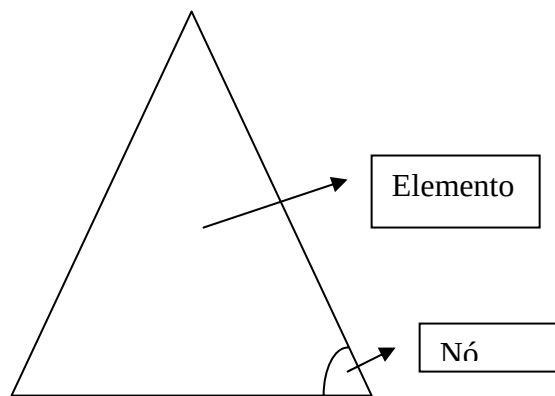


FIGURA 15 - Forma do elemento finito para a listagem das coordenadas.

Para fazer o cálculo das tensões e deformações (processamento), foi usado o programa computacional Ômega, pela qual foi possível processar os resultados (deslocamentos, tensões de Von Mises para cada nó).

O pós-processamento foi conseguido pelo programa GID, que gerou as imagens que facilitaram a interpretação dos resultados e também a configuração das deformações e tensões.

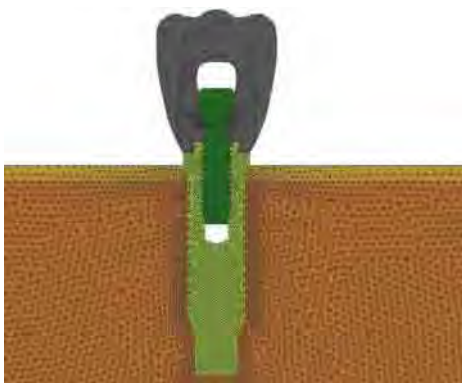


FIGURA 16 – 0°.



FIGURA 17 - 30°.

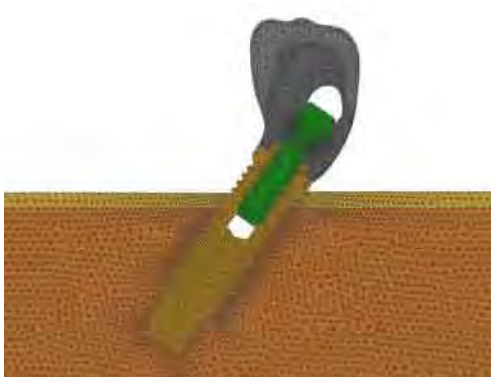


FIGURA 18 - 35°.

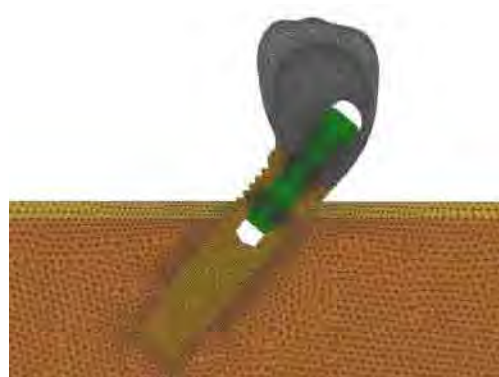


FIGURA 19 - 40°.

FIGURAS 16 a 19 - Desenho esquemático da malha para o conjunto implante com suas respectivas inclinações, parafuso e coroa protética.

4.5 Aplicação da Carga

A maioria das cargas exercidas sobre a superfície oclusal nos dentes posteriores inferiores é vertical e por essa razão, o trabalho foi desenvolvido segundo um modelo plano. A carga aplicada sobre a cúspide vestibular foi de 100 N e 350 N no sentido axial, sendo este valor retirado da literatura.

4.5.1 Regiões a Serem Analisadas

A partir do modelo bidimensional foram selecionadas áreas específicas para o resultado final deste estudo:

- a carga axial incidindo sobre o implante com coroa coberta por porcelana feldspática, cerômero e coroa metálica e suas respectivas tensões e deformações em implante sem inclinação;
- a carga incidindo sobre o implante com cobertura em porcelana feldspática, cerômero e coroa metálica e suas respectivas tensões e deformações em implante com inclinações de 30°, 35° e 40°;
- comparação das tensões e deformações existentes nos implantes retos com as inclinados com 30°, 35° e 40°;
- dissipação dessas tensões e deformações nas estruturas ósseas que circundam o implante.

5 Resultado

Após os estágios de pré-processamento e processamento, os resultados foram apresentados em forma de cores, por meio de diagramas de tensão/deformação, com a distribuição de tensões e os valores numéricos, cuja mudança significa a ocorrência de algum tipo de tensão sobre a região pesquisada. Juntamente com o valor qualitativo, o método dos elementos finitos proporciona saber os valores numéricos de cada região estudada, visualizada lateralmente em cada desenho. Estes valores foram representados pelas tensões de Von Mises, desde as tensões mínimas chegando as máximas obtidas em MPa. Em todas as inclinações dos implantes, foram admitidas duas forças verticais separadas, sobre a cúspide vestibular do primeiro pré-molar inferior, sendo uma de 100 N e outra de 350 N, e também três tipos de materiais de revestimento: porcelana feldspática, cerômero e prata-paládio.

Com os resultados obtidos pelo método dos elementos finitos bidimensional, foram selecionadas áreas específicas para o resultado final das tensões (Tabela 1).

1. Carga incidindo sobre o implante sem inclinação com diferentes materiais de recobrimento

Nos modelos carregados com 100 N, a região com maior concentração de tensão localizou-se na ponta da cúspide, onde a tensão de Von Mises foi de 140 MpA, passando a 77 MpA na região circundante a esta e diminuindo para uma média 15,55 MpA para o terço médio e apical do implante (Figuras 20, 22 e 24).

Com carga de 350 N, as tensões foram concentradas nas mesmas regiões encontradas nos modelos carregados com 100 N, apenas tendo sua intensidade aumentada. Na região de ponta de cúspide a tensão foi de 480 Mpa, circundando esta região, o valor foi de 266.67 Mpa e para o terço médio e apical do implante a intensidade foi de 53,32 Mpa (Figuras 21, 23 e 25).

O material de cobertura não interferiu na distribuição de tensões para os modelos carregados com 100 N e 350 N.

2. Carga incidindo sobre implante com inclinação de 30°, 35° e 40° com diferentes materiais de cobertura

Para os modelos com inclinações de 30, 35 e 40° e uma carga vertical incidindo sobre a ponta de cúspide vestibular com 100 N, a intensidade e a região da concentração de tensões foram as mesmas, isto é, na ponta de

cúspide com um valor de 140 Mpa, passando a 77,77 Mpa na região circundante e na região do pescoço até o terço médio do implante do lado da inclinação, e na região apical houve uma intensidade de 15,55 Mpa (Figuras 26, 28, 30, 32,34,36, 38, 40 e 42).

Com uma carga de 350 N, as tensões foram concentradas nas mesmas regiões encontradas nos modelos com carga de 100 N, tendo apenas sua intensidade aumentada. Na ponta de cúspide o valor foi de 480 Mpa, na região circundante e do pescoço ao terço médio do implante do lado da inclinação o valor foi de 266,66 Mpa, e na região apical a intensidade foi de 53,33 Mpa (Figuras 27, 29, 31, 33, 35, 37, 39,41,43).

O material de cobertura não interferiu na distribuição de tensões para os modelos carregados com 100 N e 350 N.

3. Comparação das tensões existentes nos implantes retos com os inclinados em 30°, 35° e 40°

No implante com 0° as tensões se localizaram com maior intensidade no local de aplicação da carga, se espalhando de maneira homogênea por toda a superfície do implante, tanto para os modelos carregados com 100 N como para 350N, não sendo nocivo para o sistema. Enquanto que para os implantes inclinados, as tensões se concentraram mais no local de aplicação da carga e

nas regiões do pescoço até o terço médio do lado da inclinação, podendo causar injúrias ao sistema.

4. Dissipação das tensões nas estruturas ósseas que circundam os implantes retos e angulados

No implante com 0° houve uma distribuição homogênea em torno do osso circundante, ficando os valores concentrados para carga com 100 N em 15,55 Mpa e para carga com 350 N em 53,33 Mpa.

Para os implantes inclinados com 30° o stress máximo se concentrou na cortical óssea no lado da inclinação, onde para o modelo com carga de 100 N o valor foi de 93,33 Mpa, e para o osso medular a tensão ficou em 15,55 Mpa (Figuras 26, 28 e 30). Para uma carga de 350 N, a tensão se concentrou na cortical óssea com 320 Mpa, no osso medular a intensidade foi de 53,33 Mpa (Figuras 27, 29 e 31)

Para os implantes inclinados com 35° o stress máximo se concentrou na cortical óssea no lado da inclinação, onde para o modelo com carga de 100 N o valor foi de 108,89 Mpa, e para o osso medular a tensão ficou em 15,55 Mpa (Figuras 32, 34 e 36). Para uma carga de 350 N, a tensão se concentrou na cortical óssea com 373,33 Mpa, no osso medular a intensidade foi de 53,33 Mpa (Figuras 33, 35 e 37).

Para os implantes inclinados com 40° o stress máximo se concentrou na cortical óssea no lado da inclinação, onde para o modelo com carga com 100 N o valor foi de 124,44 Mpa, e para o osso medular a tensão ficou em 15,55 Mpa (Figuras 38, 40 e 42). Para uma carga de 350 N, a tensão se concentrou na cortical óssea com 426,67 Mpa, no osso medular a intensidade foi de 53,33 Mpa (Figuras 39, 41 e 43).

Mesmo com cargas diferentes aplicadas sobre implantes inclinados, as regiões de tensão no osso medular mostraram-se iguais, tanto para carga 100 N (média de 15, 555 Mpa) como para carga de 350 N (média de 53,33 Mpa), para o lado em que foi aplicada a inclinação e praticamente não houve tensão no lado contrário.

Tabela 1- Valores numéricos das tensões

	100 N			350 N		
	Ponta de cúspide	Cortical óssea	Terço médio do implante	Ponta de cúspide	Cortical óssea	Terço médio do implante
0°	140 Mpa	31,11 Mpa	15,55 Mpa	480,00 Mpa	106,66 Mpa	53,32 Mpa
30°	140 Mpa	93,33 Mpa	77,77 Mpa	480,00 Mpa	320,00 Mpa	266,66 Mpa
35°	140 Mpa	108,89 Mpa	77,77 Mpa	480,00 Mpa	373,33 Mpa	266,66 Mpa
40°	140 Mpa	124,44 Mpa	77,77 Mpa	480,00 Mpa	426,67 Mpa	266,66 Mpa

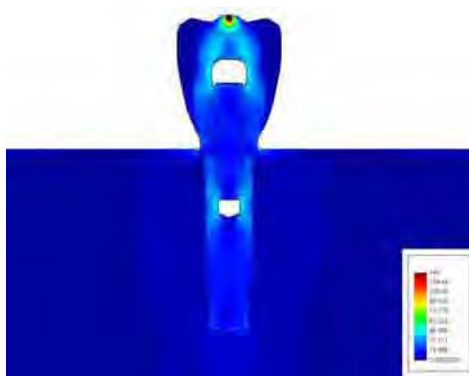


FIGURA 20- Cerômero c/ 100 N.

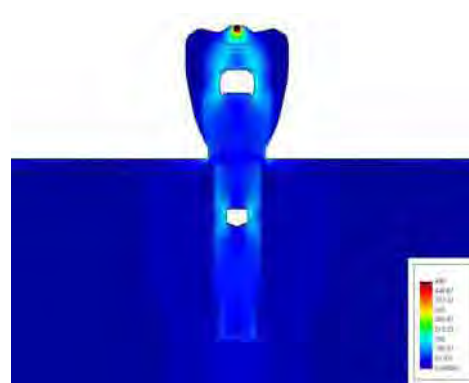


FIGURA 21- Cerômero c/ 350 N.

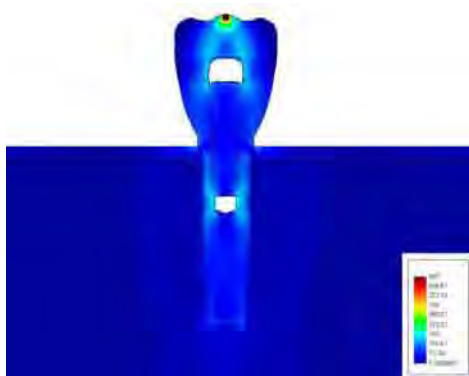


FIGURA 22- Porcelana c/100 N.

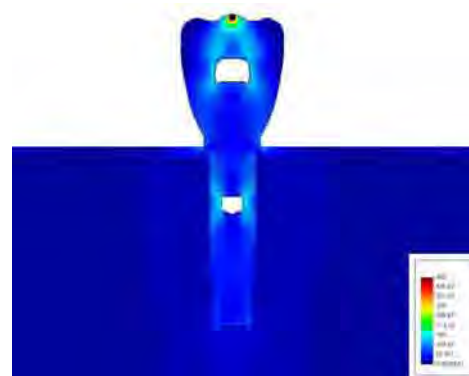


FIGURA 23- Porcelana c/ 350 N.

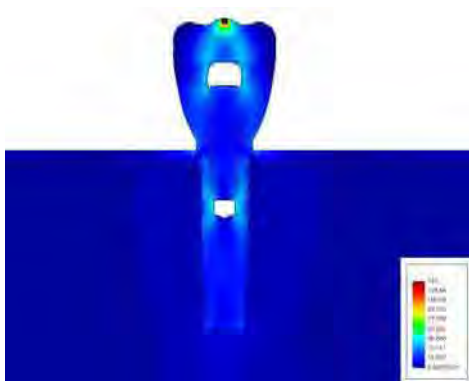


FIGURA 24- AgPd c/ 100 N.

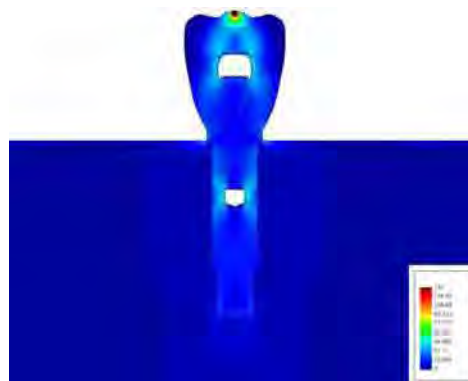


FIGURA 25- AgPd c/ 350 N.

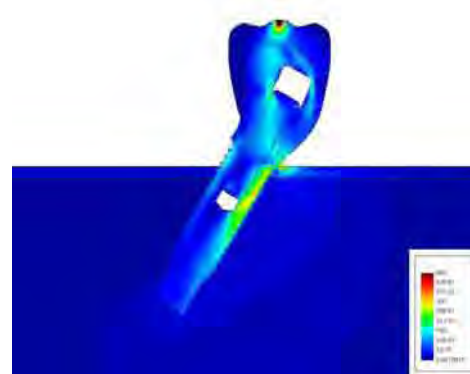
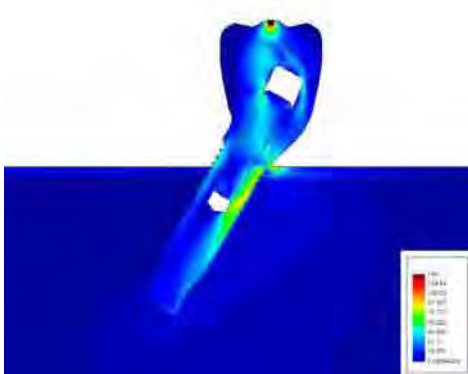


FIGURA 26- Cerômero c/ 100 N (30°). FIGURA 27- Cerômero c/ 350 N (30°).

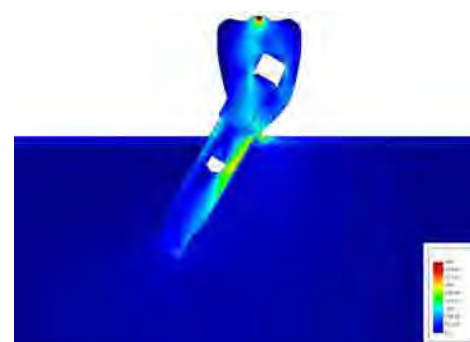
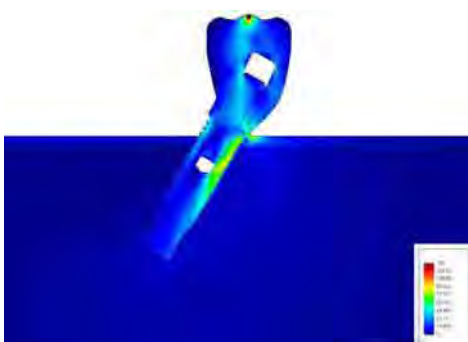


FIGURA 28- Porcelana c/ 100 N (30°). FIGURA 29- Porcelana c/ 350 N (30°).

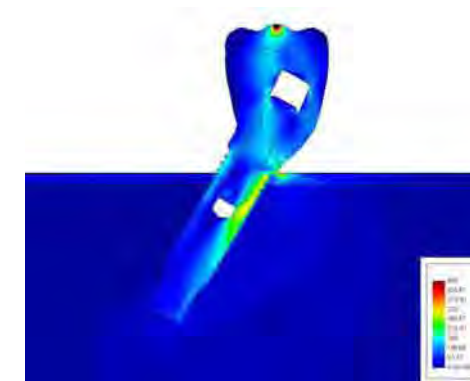
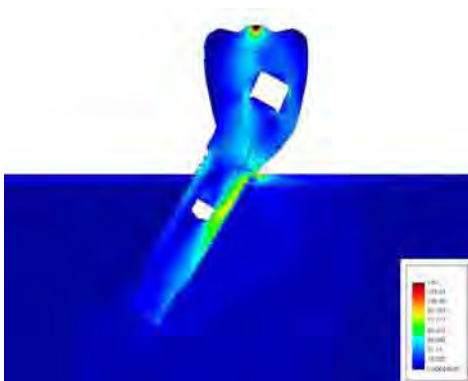


FIGURA 30- AgPd c/ 100 N (30°).

FIGURA 31- AgPd c/ 350 N (30°).

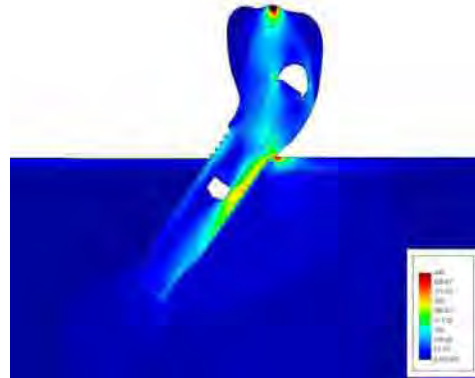
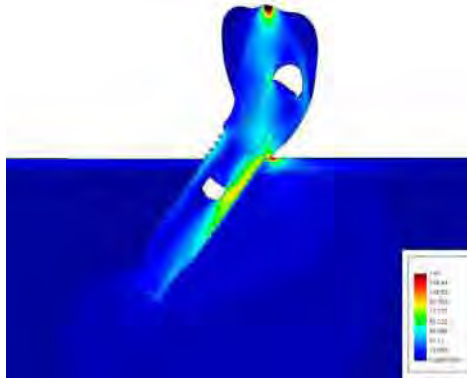


FIGURA 32- Cerômero c/ 100 N (35°). FIGURA 33- Cerômero c/ 350 N (35°).

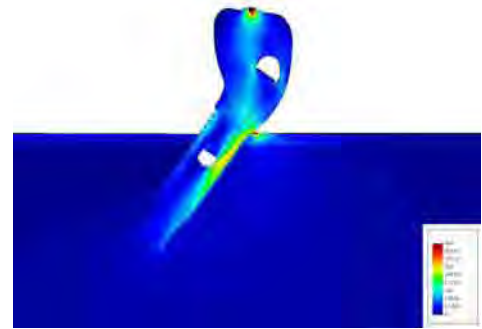
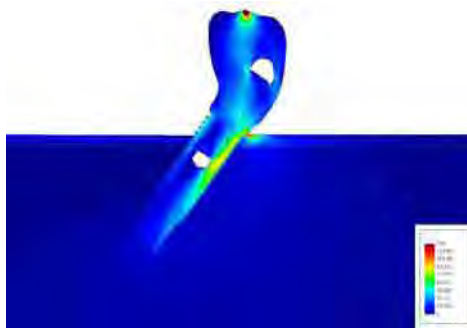


FIGURA 34- Porcelana c/ 100 N (35°). FIGURA 35- Porcelana c/ 350 N (35°).

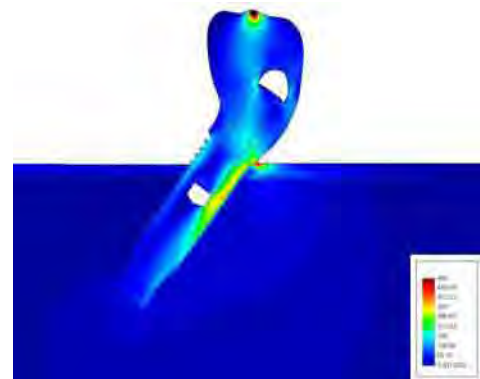
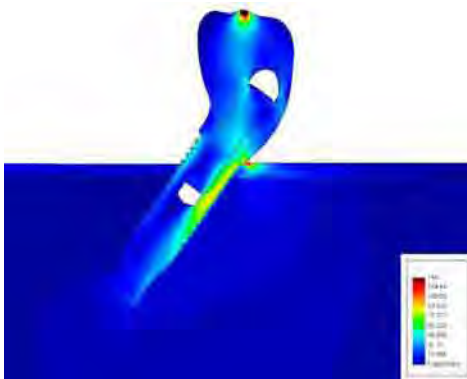


FIGURA 36- AgPd c/ 100 N (35°).

FIGURA 37- AgPd c/ 350 N (35°).

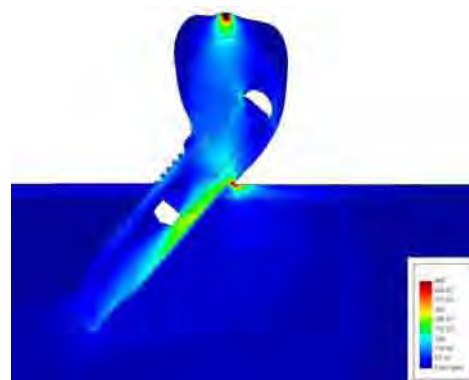
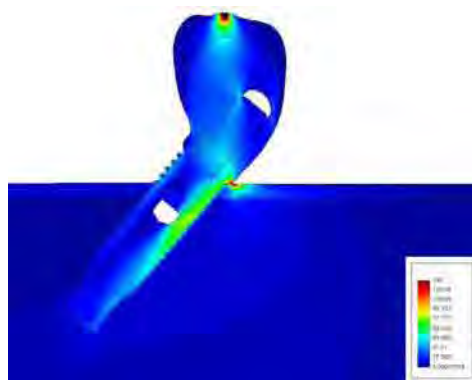


FIGURA 38- Cerômero c/ 100N (40°). FIGURA 39- Cerômero c/ 350 N (40°).

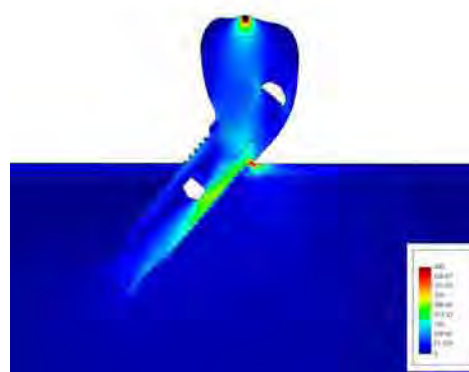
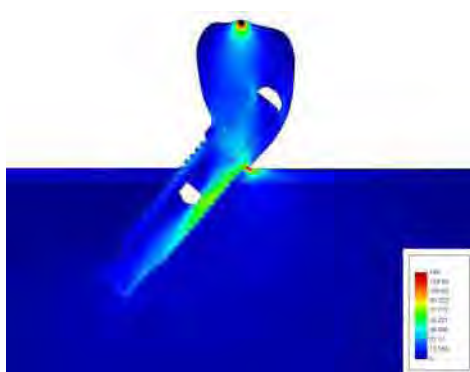


FIGURA 40- Porcelana c/ 100 N (40°). FIGURA 41- Porcelana c/ 350 N (40°).

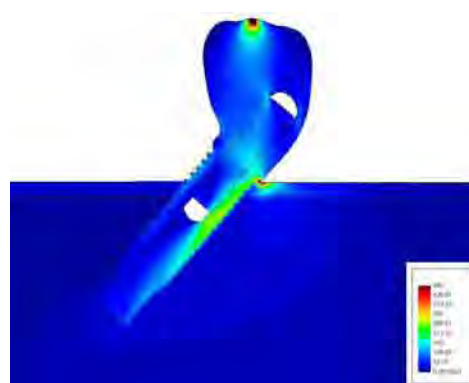
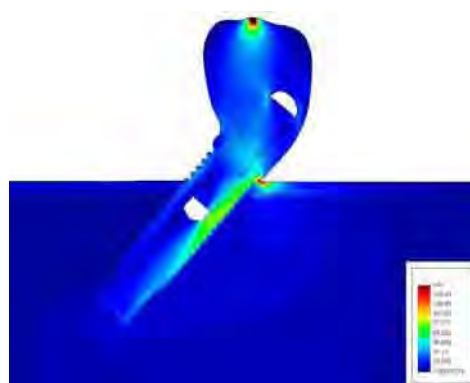


FIGURA 42- AgPd c/ 100 N (40°).

FIGURA 43- AgPd c/ 350 N (40°).

6 Discussão

Com a evolução dos implantes e a procura cada vez maior pela estética, a realização de um planejamento se mostrou vital, tornando-se um procedimento de primeira escolha (planejamento reverso), para definir o posicionamento dos implantes e possibilitar um perfil de emergência correto da prótese em relação ao tecido gengival. Porém, as estruturas anatômicas podem limitar a colocação dos implantes no local previamente planejado, principalmente em rebordos reabsorvidos¹³.

Problemas ligados à sobrecarga sobre os implantes estão intimamente ligados ao fracasso dessas restaurações, podendo ocorrer desde o afrouxamento do parafuso de fixação até a reabsorção do osso circundante⁶².

Entre os métodos mais eficazes de pesquisa, está a análise pelo método dos elementos finitos, pelo qual, através de simulações em computador, é possível prever o comportamento de restaurações ante as estruturas que o circundam. Pesquisas com elemento finito devem ser melhor analisadas para que possa chegar o mais próximo da realidade clínica. Weinstein et al.⁸⁰ em 1976, foram os primeiros a usar o método dos elementos finitos (MEF) em odontologia, e Borchers, Reichart⁹ (1983) iniciaram as pesquisas utilizando o dos elementos finitos tridimensional, pelo qual um implante foi colocado em diferentes posições no osso.

Durante a etapa de revisão de literatura, verificamos a preocupação dos pesquisadores com problemas biomecânicos no sistema prótese/implante/osso circundante. A análise e a discussão dos resultados, foi realizada comparando-se os dados encontrados, com os artigos da literatura, e, para melhor compreensão, este estudo foi dividido de acordo com as áreas comprometidas pela análise.

a) Tensões no Implante e no Tecido Ósseo

O sucesso da osseointegração está ligado à estabilidade implantar primária e à densidade óssea, consideradas essenciais para atingir a osseointegração e a sobrevivência dos implantes⁷³.

Apesar de a implantodontia se tornar uma realidade nas especialidades odontológicas, durante a cicatrização e o primeiro ano de instalação, existe uma perda óssea marginal de 1,5 mm, passando para 0,1 mm nos anos seguintes¹. Porém, Linquist et al.⁴⁶ (1988), estudando pacientes com prótese sobre implante durante 6 anos, verificaram, por meio de radiografias estereoscópicas, que, no primeiro ano a perda óssea foi de 0,5 mm e de 0,06 mm a 0,08 mm nos anos subseqüentes. Os autores expõem ainda que fatores como má higienização e parafunções podem acelerar esse processo.

Apesar de, essas perdas poderem ter alguma variação devido aos diferentes tipos de osso que existem tanto na mandíbula quanto na maxila, Lekholm, Zarb⁴⁴ (1985) propuseram um sistema de classificação, baseado na qualidade e na quantidade óssea, largamente aceito pela comunidade odontológica. Segundo a forma, a maxila e a mandíbula, foram classificadas em A, B, C, D e E, partindo do rebordo menos reabsorvido para o mais reabsorvido, e, segundo a qualidade óssea, classificadas em tipo 1, 2, 3 e 4, numa escala decrescente quanto à densidade óssea e à espessura de osso cortical.

Embora a perda óssea ao redor de implantes seja reportada como a complicação de um processo incontrolável, reabsorção nem sempre leva à perda do implante porque pode ser o resultado da adaptação biomecânica do estresse³⁹. Porém, Bidez et al.⁸ (1992) afirmaram que uma carga elevada aplicada a um implante osseointegrado pode gerar um dano ao implante ou aos tecidos adjacentes, influenciando na longevidade do tratamento. O tecido ósseo remodela sua estrutura dependendo da carga aplicada, e sua variação poderá determinar uma remodelação construtiva ou destrutiva no osso. A ausência de carga no implante pode resultar em atrofia, semelhante à reabsorção alveolar após exodontia, e um excesso de carga (ex: excesso de carga oclusal) pode resultar em perda do implante⁶⁰.

Essa carga atuando normalmente sobre o osso causa uma deformação elástica fisiológica, porém, em certas condições patológicas,

o tecido ósseo é sobrecarregado, causando uma deformação plástica que produz lesões internas sem fraturas³⁴. Frost²⁶ (1991), em uma revisão de literatura, estabeleceu a existência de uma taxa mínima de tensão, “a tensão mínima efetiva” (TME), acima da qual a resposta adaptativa ocorreria, enquanto, abaixo dela, o osso permaneceria estável. Onde a deformação óssea permanecer abaixo de 50 uE (micro strain – unidade de deformação) serão observados os efeitos do desuso; entre 50 uE e 1500 uE ocorrerá o equilíbrio; se a deformação ultrapassar 1500 uE a remodelação óssea poderá ocorrer; e se acontecer acima de 3000 uE, poderá gerar reabsorção. A presença de deiscências vestibulares e/ou deiscências linguais levam a um forte aumento das tensões ósseas marginais nos lados mesial e distal do implante, aumentando, portanto, o risco de sobrecarga no tecido ósseo⁵⁴.

Hanson²⁹ (2003) definiu que a reabsorção é o resultado de microdanos, defendendo a idéia de que os implantes devem ter desenhos que minimizem os picos de estresse tanto vertical quanto horizontal.

Quando compararam dente natural a implante, Borchers, Rechardt⁹ (1983) afirmaram que a ausência de ligamento periodontal nos implantes osseointegrados provoca transmissão de cargas ao osso adjacente e ao implante. Já em dentição natural, o ligamento absorve parte da carga e dissipa de certa forma o restante. Assim, quando cargas são aplicadas sobre implantes osseointegrados, estes se comportam diferentemente dos elementos naturais, transmitindo a carga ao tecido ósseo com maior

intensidade e alterando o fenômeno de remodelação óssea de alguma maneira. Meroueh et al.⁵¹ (1987) estudaram a distribuição de tensões no osso alveolar de uma prótese fixa, utilizando implante osseointegrado IMZ como retentor distal e um segundo pré-molar inferior como retentor mesial e observaram a prevalência de tensões de compressão ao redor do dente natural e tensões de tração ao redor do implante.

O fracasso dos implantes está intimamente ligado à dissipação das cargas conseguidas pelo osso circundante e o material de cobertura oclusal. Em um estudo sobre os tipos de implantes que conseguem resistir melhor às cargas mastigatórias, Rieger et al.⁶⁵ (1990) pesquisaram seis tipos de implantes (Branemark cilíndrico rosqueado, Core vent rosqueado com centro oco, Steri-oss cilíndrico serrilhado, Miter cônico serrilhado, Striker cônico serrilhado, Galena cônico e RBT 411 cônico) e verificaram que os implantes cilíndricos podem direcionar parte da carga para o osso apical, enquanto os cônicos proporcionam melhor distribuição de estresse. Podemos concluir que a geometria do implante tem grande influência na resistência de todos os tipos de forças que possam vir a sobrecarregar a estrutura¹⁰.

Outro fator importante na distribuição das tensões sobre o osso, além da biomecânica, é a ligação da anatomia com a região a ser pesquisada - quanto menor a quantidade de osso suportando o implante, maior será a sobrecarga sobre eles^{42,53}.

Existem dois tipos de cargas possíveis de serem evidenciadas no ciclo mastigatório, as verticais e as oblíquas, que podem afetar os implantes conforme sua intensidade durante a mastigação, melhorando a interface implante/osso, pela manutenção de cargas fisiológicas favoráveis, contribuindo efetivamente para o sucesso do tratamento. Porém, uma mesma magnitude de carga pode gerar efeitos desfavoráveis nessa interface em função de sua direção.

O trauma de oclusão na dentição natural gera mobilidade, porém, uma vez cessado o trauma, o elemento dental retorna ao seu estado de origem. Em implantes osseointegrados esse mesmo trauma, quando cessado raramente faz com que retorne à condição rígida original. Este fato foi relacionado à ausência de ligamento periodontal e à ocorrência de lesão óssea secundária⁸.

Em nossa pesquisa, implantes localizados em posições satisfatórias (paralelas ao seu longo eixo), tanto para cargas de 100 N quanto para 350 N, houve uma distribuição uniforme de tensões, tanto no implante, quanto no osso circundante, não sendo nociva ao sistema. Porém, para autores como Ishigaki et al.³⁷ (2003) e Sendik⁷⁰ (1998), a região que mais sofre tensão em cargas verticais é o pescoço do implante junto à cortical óssea. Outros como Van Hossen et al.⁷⁹ e Clelland et al.^{21,22} (1991 e 1993), acrescentaram que as regiões que sofrem menores concentrações se encontram na região apical do implante.

Para cargas verticais com 100 N e 350 N incidindo sobre implantes inclinados (30°, 35° e 40°), as concentrações de tensões se localizaram na cortical óssea, no pescoço e no terço médio do implante do lado da inclinação. De acordo com o aumento da inclinação do implante, a única região em que a intensidade da concentração de estresse tornou-se maior foi na cortical óssea, resultado este confirmado por Canay et al.¹⁶ (1996), que sugerem a utilização limitada de implantes unitários angulados na região posterior da arcada, onde especialmente cargas verticais são desenvolvidas.

Porém, Sethi et al.⁷² (2000) apresentaram um estudo clínico a longo prazo sobre o comportamento de implantes restaurados com pilares angulados numa ampla variação de angulação. Um total de 2261 implantes foram colocados em 467 pacientes do Center from Implant and Reconstructive Dentistry of London, de março de 1991 a maio de 1999, em combinação com pilares angulados de 0° a 45°, finalizados com restaurações unitárias e múltiplas. Após um período de observação de cinco anos posterior às fixações, os autores concluíram que pilares angulados podem ser utilizados sem comprometer a sobrevivência de longo prazo dos implantes, facilitando o plano de tratamento e os procedimentos cirúrgicos. Krekmanov et al.⁴³ (2000) conduziram um estudo para avaliar o sucesso clínico e os efeitos cirúrgicos e protéticos da inclinação dos implantes mais posteriores em restaurações múltiplas bilaterais. Foram utilizados 36 implantes inclinados de 25° a 30° em 25

mandíbulas acompanhadas por 40 meses e 40 implantes inclinados de 30° a 35° em 22 maxilas acompanhadas por 53 meses. Pilares angulados foram utilizados quando a divergência na inclinação dos implantes atingiu mais de 30°. Os resultados alcançados chegaram a 95,7% de sucesso para implantes inclinados e 92,5% para implantes não inclinados.

O principal problema para os implantes posteriores está ligado à incidência de cargas oblíquas, pois causam maiores tensões ao osso cortical, fato confirmado pelos estudos de Borchers, Rechart⁹ (1983), e Reitz⁶³ (1994). Mecanicamente isso é desfavorável porque as margens do tecido ósseo precisam reagir como um elemento de suporte do implante, surgindo, assim, o aparecimento de destruição óssea em forma de cratera no nível coronário do implante. Soluções seriam o estreitamento da mesa oclusal, o aumento do diâmetro do implante e o ajuste dos movimentos oclusais com liberdade, em pacientes sem bruxismo, como formas de atenuar o aparecimento de cargas horizontais⁶⁴.

Segundo Ogiso et al.⁵⁴ (1994) a longevidade de um implante está relacionada ao número, ao comprimento, ao diâmetro, ao tipo de prótese utilizada e à capacidade em receber cargas oclusais. No entanto, Lum⁴⁷ (1991) relatou que o comprimento dos implantes não influenciou na distribuição de tensão no osso circundante, mas houve uma grande concentração de tensão no osso cortical em comparação ao medular (30:1), evidenciando que a preocupação maior deve estar focalizada na concentração das tensões.

Quando foi comparado o efeito do diâmetro, do comprimento e do número de implantes na distribuição de estresse no osso ao redor dos implantes suportando uma prótese parcial fixa de três elementos na região posterior de uma mandíbula edêntula, Acça, Iplikcioglu² (2002) concluíram que, embora a mudança no comprimento dos implantes não tenha reduzido o estresse de tensão e compressão, nos implantes mais largos diminuíram. Também não houve mudanças significativas na distribuição de valores das tensões em próteses suportadas por dois implantes largos em comparação com três implantes padrões.

Porém, outros autores compararam, além do comprimento, o diâmetro e o tipo de implante influenciando sobre a crista óssea alveolar e verificaram, sempre que possível deve-se evitar implantes estreitos, curtos e com conicidade na região de crista óssea, especialmente quando estes se encontrarem em osso de baixa densidade óssea⁵⁹.

Quando comparamos implantes localizados sob cantilevers, o estresse existente no comprimento destes em uma prótese parcial fixa suportada aumentou significativamente quanto mais comprido eram estes cantilevers, principalmente no implante localizado mais distalmente⁸¹.

Para tentar minimizar a incidência de tensões sobre implantes e osso circundante, alguns autores como Becker, Becker⁷ (1995), Balshi et al.⁵ (1996) e Skalak⁷⁴ (1983), alertaram sobre a importância do desenho da plataforma oclusal, o número, o formato do implante e os controles periódicos de manutenção dos contatos oclusais definidos.

c) Material estético de recobrimento

Os materiais de recobrimento e a oclusão dos implantes são assuntos muito discutidos como causa do fracasso destes tipos de restaurações. Dario²³ (1995), estudando a oclusão dos implantes, com intervalos de três meses, observou a existência de uma hiperclusão nessas restaurações, sugerindo um controle mais rígido da oclusão depois de instalada a prótese e cuidados especiais com os materiais de cobertura.

Para um correto planejamento sobre o tipo de material de cobertura a ser utilizado, é necessário o conhecimento do material existente no antagonista. Leinfelder, Yarnell⁴⁵ (1995), estudando a capacidade de desgaste de vários materiais utilizados nas faces oclusais de próteses dentais, verificaram que o antagonista em porcelana era o que desgastava ou sobrecarregava a prótese.

Quanto ao tipo de material a ser usado, a literatura é um pouco controversa. Existem autores que se reportam às resinas como um material que reduz o impacto devido ao seu baixo módulo de elasticidade quando comparadas às porcelanas e aos metais²⁰; outros como Carlson, Carlson¹⁷ admitem que ainda devem ser realizados novos trabalhos para podermos afirmar alguma coisa.

Neste estudo com elemento finito, para uma carga vertical de 100N e de 350 N, aplicadas sobre os implantes reto e inclinados (30°, 35° e

40°), os materiais de cobertura oclusal (cerômero, porcelana e metal) não influenciou qualitativa e nem quantitativamente no resultado final das tensões sobre implante e osso circundante, fato este confirmado por autores como Cibirka et al.¹⁹(1992), Hobkirk, Psarros³¹ (1992), Papavasiliou et al.⁵⁸ (1996) e Sendyk⁷⁰ (1998).

Porém, Stegaroiu⁷⁶ (1998); estudando implantes na região posterior de mandíbula, relataram que, na prótese com cobertura de resina, sob cargas axiais, foram encontradas as maiores porcentagens de fadigas e fraturas quando comparadas às com porcelana e metal. Ciftçi, Canay²⁰ (2000) variando os materiais de cobertura oclusal (resina acrílica, resina composta, cerômero, porcelana e liga de ouro) na confecção de prótese parcial fixa implanto-suportada avaliaram o efeito amortecedor destes materiais e concluíram que as resinas reduzem a tensão exercida sobre a infra-estrutura sob diferentes condições de carga (15 a 25%), quando comparados a porcelana ou metal. Porém a baixa resistência à fratura e à abrasão, facilidade ao manchamento e instabilidade de cor indicam seu uso apenas provisoriamente.

Para tentar resolver este problema de sobrecarga sobre os implantes, Kaukinen et al.³⁸ (1996), estudaram a influência da forma oclusal na transferência de forças mastigatórias em próteses implanto-suportadas e tecido ósseo de suporte, e concluíram que a redução de esforços laterais pela diminuição da inclinação das vertentes das cúspides

beneficia a manutenção e a preservação da osseointegração e dos componentes do sistema.

Sabe-se que o conjunto dente natural/osso circundante é basicamente sustentado por ligamentos periodontais, ou seja, uma conexão flexível que permite uma mobilidade natural do dente dentro do alvéolo. Já a osseointegração é definida como uma união rígida do conjunto osso e implante. Portanto, a carga imposta ao conjunto implante/prótese é transmitida diretamente ao tecido ósseo, sem nenhuma forma de amortecimento, podendo, dependendo da carga, sobrecarregar o conjunto, levando a falhas mecânicas dos componentes e, conseqüentemente, criando problemas às estruturas de suporte.

A reprodução do tecido ósseo, os implantes e as próteses permitem a construção de modelos matemáticos, nos quais é possível avaliar o surgimento de tensões e deformações em todas as regiões a serem estudadas, onde previsões a respeito do comportamento estrutural do conjunto osso/implante/prótese possibilitam prever os resultados com grande segurança.

7 Conclusão

Dentro das limitações deste trabalho chegamos a seguintes conclusões:

- independentemente das cargas aplicadas, os melhores resultados foram alcançados nos implantes retos;
- entre os implantes angulados, não houve mudança na região das tensões sobre implante e osso circundante; entretanto quanto mais inclinado o implante, maior a tensão na cortical óssea do lado da inclinação;
- cargas diferentes (100 e 350N) aplicadas sobre implantes retos e angulados, mostraram que quanto maior a carga sobre os modelos, maior era a intensidade das tensões;
- os materiais de cobertura (cerômero, porcelana e metal) não influenciaram na distribuição das tensões.

8 Referências*

1. Adell R, Lekholm B, Rockler B, Branemark PI. A 15-years study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg. 1981; 10: 387-416.
2. Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. J Oral Rehabil. 2002; 29: 350-6.
3. Alcan I, Sertgoz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant crews. J Prosthet Dent. 2004; 91: 319-25.
4. Anusavice KJ. Phillips materiais dentários: propriedades mecânicas dos materiais dentários. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan;1998.

* De acordo com estilo Vancouver
Disponível em: [http:// www. nlm. nih. gov/ bsd/ uniform_ requirements. html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

5. Balshi TJ, Hernandez RE, Pryslak MC, Rangert B. Comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996; 11: 372-8.
6. Barbier L, Schepers E. Adaptative bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997; 12: 215-23.
7. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent*. 1995; 74: 51-5.
8. Bidez MW, Mish CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol*. 1992; 18: 264-74.
9. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res*. 1983; 62: 155-9.

10. Bozcaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by elements analysis. *J Prosthet Dent.* 2004; 92: 523-30.
11. Branemark PI, Breine U, Adell R, Hansson O, Lindstron J, Ohlsson A. Intra-osseous implants for dental prostheses: experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969; 3: 81- 100.
12. Branemark PI, Hanson B, Adell R, Breine U, Lindstron J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw experience from a 10- years period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1977; 16: 7-127.
13. Bruggenkate CM, Oosterbeek HS. The placement of angled implants in the edentulous maxillae for the use of overdentures. *J Prosthet Dent.* 1991; 66: 807-9.
14. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater.* 1992; 10: 153-201.
15. Byung-Gon K, Su-Gwan K. Finite element analysis of different bone substitutes in the bone defects around dental implants. *Implant Dent.* 2006; 15:254-64.

16. Canay S, Hersk N, Akpınar I, Asik Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int.* 1996; 27: 591-8.
17. Carlson B, Carlson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9: 90-4.
18. Chapman RJ. Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts. *Quintessence Int.* 1989; 20: 473-80.
19. Cibirka RM, Razzog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent.* 1992; 67: 361-4.
20. Ciftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15: 571-82.

21. Clelland NL, Gilat A, Mcglumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993; 8: 541-8.
22. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991; 6: 391-8.
23. Dario LJ. How occlusal forces change in implant patients: a clinical research report. *J Am Dent Assoc*. 1995; 8: 1113-30.
24. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stress transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*. 2004; 91: 144-50.
25. Farah JW, Craig RG, Meroueh A. Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Rehabil*. 1988; 15: 615-24.

26. Frost H M. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod.* 1994; 64: 175- 88.
27. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001; 85: 585-98.
28. Geramy A, Morgano S M. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent.* 2004; 92:434-40.
29. Hansson S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stress in the supporting bone. *Clin Oral Implants Res.* 2003; 14: 286-93.
30. Himmlová L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvivkova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004; 9: 20-5.

31. Hobkirk JA, Psarros KJ. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992; 7: 345-52.
32. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implant*. 1997; 23: 104-11.
33. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis – A two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol*. 1998; 24: 80-8.
34. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9: 345-60.
35. Huang H, Huang J, Ko C, Hsu J, Chang C, Chen M. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2005; 16: 466-72.

36. Iplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent.* 2002; 30:41-6.
37. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding in implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res.* 2003; 14: 97-102.
38. Kaukinen JA, Edge MJ, Lang BR. The influence of occlusal design on simulated masticatory forces transferred to implant-retained prostheses and supporting bone. *J Prosthet Dent.* 1996; 76: 50-5.
39. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004; 15: 401-12

40. Kitamura E, Stegaroiu S, Nomura S, Miyakawa O.
Influence of marginal bone resorption on stress around an implant – a three-dimensional finite element analysis. J Oral Rehabil. 2005; 32: 279-86.
41. Kitoh M, Matsushita Y, Yamaue S, Ikeda H, Suetsugu T. The stress distribution of the hidroxyapatite implant under the vertical load by the two-dimensional finite element method. J Oral Implantol. 1988; 14: 65-71.
42. Koca O L, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. J Prosthet Dent. 2005; 93: 38-44.
43. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstron H. Tiling of posterior mandibular and maxillary implants for improved prostheses support. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000; 15: 405-14.

44. Leckholm U, Zarb G A. Patient selection and preparation. In: Branemark P I, Zarb G A, Albrektsson T. Tissue integrated prostheses – osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985. p.199-209.
45. Leinfelder KF, Yarnell G. Occlusion and restorative materials. Dent Clin North Am. 1995; 39: 355-61.
46. Linquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. J Prosthet Dent. 1988; 59: 59-63.
47. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. J Oral Implantol. 1991; 17: 126-30.
48. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. J Prosthet Dent. 1992; 68: 96-102.

49. Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WHA, Bosman F. A three-dimensional, finite element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. Arch Oral Biol. 1993; 38: 491-6.
50. Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WHA, Bosman F. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study. J Oral Rehabil. 1996; 23: 757-63.
51. Merueh KA, Watanabe F, Mentag PJ. Finite element analysis of partially edentulous mandible rehabilitated with an osseointegrated cylindrical implant. J Oral Implantol. 1987; 8: 215-38.
52. Mori M. Estudo da distribuição das tensões internas, em dente natural e em dente restaurado com coroa metalo-cerâmica e retentor intra-radicular fundido, sob carga - método do elemento finito [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1994.

53. Natalie AN, Pavan PG, Ruggero AL. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. Clin Oral Implants Res. 2006; 17: 67-74.
54. Ogiso M, Tabata T, Kuo PT, Borgese D. A histological comparison of the functional loading capacity of an occluded dense apatite implant and the natural dentition. J Prosthet Dent. 1994; 71: 581-91.
55. Oosterwyck HV, Duyck J, Sloten JV, Perre GV, Naert I. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. Clin Oral Implants Res. 1998; 9:407-18.
56. Oosterwyck HV, Duyck J, Sloten JV, Perre GV, Naert I. Peri-implant bone tissue strain in cases of dehiscence: a finite element study. Clin Oral Implants Res. 2002; 13: 327-33.
57. Pantoja IVSR. Estudo comparativo em elemento finito da distribuição de tensões nos implantes osseointegrados: análise não linear entre pilar estheticone e pilar angulado de 30° [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

58. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne S C, Felton D A.
Three- dimensional finite element analysis of stress-distribution
around single tooth implants as a function of bony support,
prosthesis type, and loading during function. J Prosthet Dent.
1996; 76: 633-40.
59. Petrie C, Williams JL. Comparative evaluation of implant
designs: influence of diameter, length, and taper on strains in
the alveolar crest. Clin Oral Implants Res. 2005; 16: 486-94.
60. Pugh JP, Rose RM, Radin EL. Elastic and viscoelastic
properties of trabecular bone: dependence on structure. J
Biomech. 1973; 6: 475-85.
61. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on
Branemark Implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1989;
4: 241-7.
62. Rangert B, Krogh PHJ, Langer B, Roekel NV. Bending
overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis.
Int J Oral Maxillofac Implants. 1995; 10: 326-34.

63. Reitz JV. Lingualized occlusion in implant dentistry. Quintessence Int. 1994; 25: 177-80.
64. Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. J Prosthet Dent. 1989; 61: 602-9.
65. Rieger MS, Mayberry MS, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. J Prosthet Dent. 1990; 63: 671-6.
66. Rodrigues CHR. Estudo da distribuição das tensões internas, em prótese sobre implante, sob carga axial, pelo método dos elementos finitos [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1996.
67. Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em prótese sobre implantes. Rev. Fac Odontol Bauru. 2001; 9: 97-103.
68. Rudolph DJ, Willes MG, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. Angle Orthod. 2001; 71: 126-31.

69. Sanz M, Alandez J, Lazaro P, Calvo JL, Quirynen M.
Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of
osseointegrated implants. Clin Oral Implants Res. 1991; 2: 128-
34.
70. Sendyk C L. Distribuição das tensões nos implantes
osseointegrados – análise não linear em função do diâmetro do
implante e do material da coroa protética [Tese de Doutorado].
São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1998.
71. Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of
cantilever and implant length on stress distribution in implant-
supported fixed prosthesis. J Prosthet Dent. 1996; 76: 165-9.
72. Sethi A, Kaus T, Sochor P. The use of angulated abutments
in implant dentistry: five-years clinical results of an ongoing
prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000; 15:
801-10.
73. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G.
Three-dimensional finite element analysis of the effect of
different bone quality on stress distribution in an implant-
supported crown. J Prosthet Dent. 2005; 93: 227-34.

74. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983; 49: 843-8.
75. Skalak R. Stress transfer at the implant interface. *J Oral Implantol.* 1988; 13: 581-93.
76. Stegariou, R. Influence of prostheses material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998; 13: 781-90.
77. 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; 18: 357-68.
78. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W. Three- dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla. *Clin Oral Implants Res.* 2002; 13: 657-65.
79. Van Rossen IP, Braak LH, Putter C, Groot K. Stress-absorbing elements in dental implants. *J Prosthet Dent.* 1990; 64: 198-205.

80. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res.* 1976; 55: 772-7.
81. White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* 1994; 71: 493-9.
82. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2004; 91: 234-40.

Autorizo a reprodução deste trabalho.

Araraquara, 24 de abril de 2007

Luciano Pedrin Carvalho Ferreira