

Leonardo Rodrigues de Souza

**ANÁLISE BIDIMENSIONAL DE TENSÕES EM
IMPLANTES DE NIÓBIO E TITÂNIO PELO
MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, Área de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial.

Uberlândia, 2006

Leonardo Rodrigues de Souza

ANÁLISE BIDIMENSIONAL DE TENSÕES EM IMPLANTES DE NIÓBIO E TITÂNIO PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, Área de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial.

Orientador: Prof. Dr. Darceny Zanetta-Barbosa.

Banca Examinadora:
Prof. Dr. Darceny Zanetta-Barbosa
Prof. Dr. Vanderley Luiz Gomes
Prof. Dr. Celso Koogi Sonada

Uberlândia

2006

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pelo Sistema de Bibliotecas da UFU / Setor de
Catalogação e Classificação

S729a Souza, Leonardo Rodrigues de, 1978-

Análise bidimensional de tensões em implante de nióbio e
titânio pelo método dos elementos finitos / Leonardo Rodrigues de
Souza. - Uberlândia, 2006.

61 f. : il.

Orientador: Darceny Zanetta Barbosa.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Pro-grama de Pós-Graduação em Odontologia.

Inclui bibliografia.

1. Implantes dentários osseointegrados - Teses. I. Barbosa,
Darceny Zanetta. II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa
de Pós-Gra-duação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314-

089.843

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado no Programa de Pós-Graduação em Odontologia, em sessão pública realizada em 28 de junho de 2006, considerou o candidato Leonardo Rodrigues de Souza aprovado.

1. Prof. Dr. Darceny Zanetta-Barbosa (Orientador) _____
2. Prof. Dr Vanderley Luiz Gomes _____
3. Prof. Dr Celso Koogi Sonoda _____

DEDICATÓRIA

À minha família que sempre me
dedicou confiança e incondicional
apoio no término deste projeto.

AGRADECIMENTOS

A Deus pela oportunidade de realizar mais um projeto da minha vida e ser a fonte de apoio e segurança nos momentos difíceis.

À minha família por estar sempre ao meu lado, incentivando e dando condições para a realização deste projeto.

Ao Prof. Dr. Darceny Zanetta Barbosa, mestre de longa data, responsável pela minha formação profissional, que com sua ousadia e confiança viabilizou a concretização deste projeto.

Ao Ms. Wesley de Oliveira e Silva, companheiro de aprendizagem e dificuldades, que sempre esteve em condições de apoiar o projeto.

Ao Ms. Rodrigo França Alves Marques, pelo respeito, atenção e desprendimento em prol deste projeto.

Ao Ms. Gentil Homem de Araújo Neto, companheiro de antigas lutas, pela amizade e apoio em todos os instantes.

Aos meus colegas de curso, pelo companheirismo, a amizade e o respeito.

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, pela atenção e carinho durante todo o curso.

A todos as pessoas que direta ou indiretamente me incentivaram e apoiaram durante todo o curso.

EPÍGRAFE

Mesmo sob fortes temporais o bambu curva-se até o chão, mas recupera sua posição firme. Simboliza a flexibilidade, a maturidade e a elegância que devemos todos ter.

Anônimo.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	9
RESUMO	10
ABSTRACT	11
1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DA LITERATURA	14
3 PROPOSIÇÃO	28
4 MATERIAIS E MÉTODOS	29
5 RESULTADOS	46
6 DISCUSSÃO	57
7 CONCLUSÃO	60
REFERÊNCIAS	61

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CT – Contato Osso-Implante

IT – Interior

Nb – Nióbio

Ti – Titânio

RESUMO

A biomecânica dos implantes tem papel fundamental na osseointegração. O método dos elementos finitos proporciona o estudo da biomecânica baseada na avaliação numérica de modelos matemáticos. Neste trabalho avaliou-se comparativamente as tensões de von Mises geradas em modelo com implante de nióbio e em modelo com implante de titânio. Utilizou-se um modelo bidimensional com implante cilíndrico rosqueável de 4.1 x 10 mm e cicatrizador de 4.5 x 3 mm em tecido ósseo cortical e trabecular. Uma carga axial de 100 N foi aplicada na superfície central do cicatrizador. Os materiais envolvidos nesta análise foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. As tensões avaliadas foram obtidas de Nós previamente selecionados no contato osso-implante, no interior do implante, tecido ósseo cortical e trabecular. Os resultados baseados na análise comparativa entre os modelos com implante de nióbio e de titânio demonstraram uma distribuição similar das tensões no interior do implante, tecido ósseo cortical e trabecular, e no contato osso-implante.

ABSTRACT

The biomechanical of implants play an important role in osseointegration. The finite element method provides a biomechanical study based on numerical evaluation from mathematical models. In this work, the von Mises stress from models with niobium implant was compared with titanium implant. A two-dimensional model with screw type implant (4.1 x 10 mm) and cicatrizador (4.5 x 3 mm) in cortical and cancellous bone tissue was used. Force of 100 N was applied axially at the center surface of the cicatrizador. The materials on this analysis were assumed to be homogeneous, isotropic and linearly elastic. The analyzed stress was obtained from previously nodes selected on bone-implant contact, on implant, cortical and cancellous bone tissue inside. The results based on compared analysis between models with niobium implant and titanium showed a similar distribution of stress on implant, cortical and cancellous bone tissue inside, and bone-implant contact.

1. INTRODUÇÃO

O Método de Elementos Finitos é uma técnica numérica utilizada para a solução de problemas de engenharia. Tipicamente seu software é empregado para ajudar no projeto de aviões, carros, usinas hidrelétricas e até satélites, mas tem sido também usado na análise biomecânica nas áreas de Ortopedia e Odontologia (Ulbrich et al., 2000).

Este método obtém a solução de um problema complexo, subdividindo-o em problemas simples e menores, que podem ser resolvidos utilizando técnicas numéricas. Uma solução final para o problema original é baseada na combinação da solução dos problemas menores, isto é o método de elementos finitos, ao invés de resolver o problema inteiro em uma única operação, que seria inviável, formula equações para cada elemento finito e os combina para a solução do todo (Patra et al., 1998; Alves Filho, 2000; Detolla et al., 2000; Rubo & Souza, 2001).

O método de elemento finito tem sido amplamente utilizado para pesquisas no campo odontológico, por tratar-se de um método seguro, de fácil aplicação e interpretação em relação a outros métodos. A aplicação se destina à delimitação de regiões da estrutura dental e dos tecidos de suporte em que ocorrem as tensões internas. Nos últimos anos, em função do crescimento das pesquisas sobre implantes dentais, o método de elementos finitos se constituiu em um recurso privilegiado para a demarcação das áreas de tensões, estudo da geometria do implante, esclarecimento das causas de reabsorção óssea, bem como das falhas de componentes protéticos (Koca et al., 2005).

A reabilitação de pacientes parcialmente ou totalmente edêntulos através de implantes osseointegráveis é uma modalidade extensamente empregada na odontologia atual. A efetiva osseointegração de implantes está no equilíbrio do contato osso-implante, sendo que as forças oclusais são diretamente transmitidas ao tecido ósseo. A perda da osseointegração pode estar relacionada à sobrecarga do implante, desta forma a presença de alta concentração de tensões na estrutura óssea de suporte devem ser evitada. (Borchers & Rechart, 1983; Geng et al., 2001)

A osseointegração está relacionada a uma série de fatores biomecânicos, sendo o implante uma variável importante, características como: comprimento, diâmetro, tipo de material e qualidade da superfície devem ser avaliadas. A análise de elementos finitos permite avaliar qualitativamente estas variáveis, o que pode beneficiar o surgimento de novas formas, materiais, desings de implantes que fornecerão um melhor tratamento ao paciente (Patra et al., 1998; Geng et al., 2001; Tada et al., 2003; Vidigal Junior et al., 2004).

O tipo de material do implante exerce influência na distribuição das tensões geradas, desta forma o presente trabalho visa analisar comparativamente as distribuições das tensões através do método de elementos finitos, em um implante unitário de nióbio e outro de titânio, submetidos a uma carga axial (Patra et al., 1998, Rubo & Souza, 2001). O material nióbio foi escolhido devido a maior facilidade de obtenção no país, uma vez que o Brasil é o maior produtor mundial deste elemento químico, e também pelas suas características já pesquisadas de biocompatibilidade e osseointegração.

O intuito é dar suporte biomecânico aos achados experimentais relacionados ao uso do nióbio como um material biocompatível e osseointegrável, possível de ser utilizado na implantodontia atual (Johansson & Albrektsson, 1991; Zanetta-Barbosa et al., 2002a; Zanetta-Barbosa et al., 2002b).

2. REVISAO DA LITERATURA

2.1 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS – MEF

O método de elementos finitos é uma técnica numérica utilizada para a solução de problemas de engenharia (projeto de aviões, carros, satélites), entretanto tem sido muito utilizada para a análise biomecânica na área de odontologia, principalmente para avaliar a biomecânica dos implantes dentários, a sua aplicação se destina na delimitação das regiões da estrutura do implante e dos tecidos ósseos de suporte em que ocorrem as tensões internas (Ulbrich et al., 2000).

O método de elementos finitos permite o cálculo de soluções aproximadas dentro da precisão aceitável do problema de engenharia, utilizada para estruturas complexas onde a solução através de procedimentos analíticos clássicos seria inviável. (Alves Filho, 2000).

Detolla et al. (2000) realizaram uma revisão sobre o método de elementos finitos no intuito de elucidar o seu papel na clínica. Concluíram que este método proporciona a simulação de complexos sistemas físicos mecânicos pela construção de soluções numéricas aproximadas para descrever a resposta de qualquer sistema durante a aplicação de cargas. Os autores afirmaram que a parte clínica na implantodontia poderá utilizar desta metodologia para a escolha da mais apropriada forma, tamanho, e posição do implante de acordo com as propriedades ósseas do local escolhido.

Essencialmente o método de elementos finitos fragmenta uma geometria complexa em um número de “elementos finitos”, desta forma o comportamento de toda estrutura é construído a partir do comportamento de cada elemento finito. A qualidade final do comportamento depende do número destes elementos e da ordem da adaptação de cada elemento (Patra et al., 1998; Alves Filho, 2000; Rubo & Souza, 2001).

Algumas simplificações e suposições devem ser feitas a fim de tornar a solução do problema possível. Algumas dessas suposições podem

influenciar significativamente os resultados: (1) geometria do osso e do implante a ser modelado, (2) propriedades físicas dos materiais como o módulo de elasticidade, (3) condições de fixação do modelo e (4) tipo de interface osso-implante (Rubo & Souza, 2001).

Geng et al. (2001) através de uma revisão da literatura afirmaram que a análise de elementos finitos tem sido largamente empregada para prever a performance biomecânica de vários desenhos de implantes assim como os efeitos dos fatores clínicos no sucesso dos implantes. Relataram também que a análise de elementos finitos é uma ferramenta computacional eficaz que tem sido adaptada da engenharia para a biomecânica dos implantes dentais.

Rubo & Souza (2001) descreveram as aplicações de métodos computacionais tais como análise de fotoelasticidade, método de elementos finitos e a extensometria na área odontológica. Observaram que nenhuma das formas possui total preponderância sobre outra, resultando em um consenso entre pesquisadores de que as análises se complementam. O modelo de elementos finitos possibilita a realização de avaliações detalhadas das estruturas de prótese implanto suportada, enquanto que se utilizando análises experimentais, fotoelasticidade e extensometria, pode-se comparar e fornecer subsídios aos modelos, para que se aperfeiçoe e forneça uma maior confiabilidade ao modelo numérico.

Um dos propósitos do método de elementos finitos é resolver problemas físicos ou determinar a eficácia ou o comportamento de uma estrutura existente ou um componente estrutural sujeito a determinadas cargas. A idealização de problemas físicos para um modelo matemático requer certas condições que conduzem a equações diferenciais que governam o modelo matemático, e como o processo é numérico, é imperativo verificar a sua precisão exata (Akça et al., 2002).

2.2 MEF NA IMPLANTODONTIA

Weinstein et al. (1976 apud Cruz et al., 2003) foram os primeiros a utilizarem a análise de elementos finitos em odontologia. Um dos objetivos do estudo foi analisar se um modelo bidimensional poderia ser eficiente quando comparado com um modelo experimental. A comparação dos resultados revelou que a interface totalmente rígida não corresponde à realidade. Este modelo, devido à maior rigidez, apresentou menores deslocamentos comparados com os dados experimentais.

Quando as cargas são aplicadas sobre implantes osseointegrados, estes se comportam diferentemente dos elementos naturais, transmitindo com maior intensidade as cargas ao tecido ósseo e alterando o fenômeno de remodelação óssea de alguma maneira (Borchers & Rechart, 1983).

Kitoh et al. (1988) estudaram a distribuição de tensões geradas no osso alveolar por implante de hidroxiapatita através do método de elementos finitos. Utilizaram um modelo bidimensional que representava um corte vestibulo-lingual ósseo com implante, sobre o qual aplicou-se uma carga vertical. Os resultados demonstraram uma maior concentração de esforços na região óssea cortical ao redor do implante.

Rieger et al. (1989) estudaram a distribuição das tensões ao redor de três implantes, através do método de elementos finitos, em duas situações na interface osso-implante, uma que os autores chamaram de união óssea e outra de adaptação óssea (osseointegração). A primeira situação, osso e implante estão “travados” e movem-se juntos, na segunda situação, implante e osso movem-se individualmente dependendo da deformação de cada material após a aplicação de uma carga. Os resultados indicaram que (1) a situação de adaptação óssea houve uma melhor distribuição de tensões no osso cortical, (2) em ambos os casos, os picos de maiores tensões foram encontrados na região óssea cortical.

Van Rossen et al. (1990) e Clelland et al. (1991) estudando implantes de formas diferentes, avaliaram a dissipação de cargas para o osso suporte através do método de elementos finitos. As tensões críticas

concentravam-se na crista óssea, e as mais baixas na região apical do implante.

Meijer et al. (1993) através de estudo com método de elementos finitos tridimensional, analisaram um implante osseointegrado na região de caninos instalado a 12 mm da linha mandibular. Os resultados demonstraram tensão óssea máxima próxima ao pescoço do implante.

Meijer et al. (1996) utilizaram o método de elementos finitos para avaliar as tensões na região inter foraminal de uma mandíbula edêntula utilizando implantes conectados ou não por uma barra. Um modelo tridimensional foi construído e as duas situações foram carregadas uniformemente, isto é, a carga foi distribuída por todos os implantes, e na outra situação ela foi concentrada alternadamente nos implantes. Constataram que as maiores tensões no osso foram em redor do pescoço do implante, e que os implantes conectados obtiveram uma diminuição na magnitude da tensão principal em relação aos implantes solitários.

O sucesso ou insucesso do tratamento com implantes osseointegrados está relacionado com a maneira como as cargas são transmitidas e absorvidas pelo tecido ósseo. Este mecanismo varia conforme o tipo de carga, interface osso-implante, comprimento, diâmetro, forma e superfície do implante e a qualidade do tecido ósseo (Duyck et al., 1997).

O grau de osseointegração parece ser uma propriedade da qualidade óssea e das tensões desenvolvidas. As tensões dependem da geometria e do material do implante e também do carregamento. A determinação da melhor posição para o implante é difícil, desta forma é importante o controle das tensões através da geometria e do material do implante, entretanto a biocompatibilidade sempre dita a escolha do material e a geometria do implante é somente um parâmetro que pode ser facilmente mudado (Patra et al., 1998).

Holmgren et al. (1998) analisaram comparativamente dois modelos bidimensionais através do método de elementos finitos, construídos a partir de uma imagem digitalizada de tomografia computadorizada da região posterior da mandíbula, um modelo apresentava implante cilíndrico e outro implante escalonado, variando em ambos o diâmetro (3,8 a 6,5mm), foram aplicadas

cargas no sentido vertical, horizontal e oblíquo. Concluíram que os implantes de maior diâmetro distribuem mais uniformemente as tensões ao osso, entretanto nem sempre é a melhor escolha, devendo ser analisado os limites morfológicos, e que a distribuição das tensões é mais uniforme no implantes escalonados.

Patra et al. (1998) realizaram várias análises através do método de elementos finitos. Inicialmente avaliaram comparativamente as tensões geradas em um modelo bidimensional por dois tipos de implantes, um Branemark e outro BUD (perfil de roscas paralelas) sob carga axial e lateral, o primeiro implante apresentou maiores tensões no tecido ósseo. Posteriormente analisaram a perda progressiva da cortical óssea em seis modelos tendo como resultado a transferência das tensões para a região apical (tecido ósseo trabecular) distante do pescoço do implante podendo ser a causa da perda do implante. Outra análise consistiu da observação das tensões geradas em um modelo tridimensional, comparando novamente os implantes Branemark e BUD, os resultados demonstraram a região cortical com as maiores tensões e a trabecular com as menores e que as roscas iniciais geravam as maiores tensões. Os autores também analisaram três formas do “ombro” do implante BUD, (1) completa remoção do ombro, (2) ombro ligeiramente estendido e (3) ombro estendido com 5 mm, concluíram que o ombro ligeiramente estendido gerou melhor distribuição das tensões na região cortical e trabecular.

Teixeira et al. (1998) pesquisaram a largura óssea mínima necessária em um modelo de secção mandibular com implante. Modelos tridimensionais foram construídos com largura óssea ao redor do implante variando de 1.2 a 13.2 mm, sob carga axial de 100 N. Os resultados demonstraram que a largura óssea de 4.2 mm é aceitável como a mínima necessária para a construção de um modelo tridimensional mandibular com implante.

Van Oosterwick et al. (1998) analisaram através do método de elementos finitos um modelo bidimensional consistindo de um implante circundado por tecido ósseo sob carga axial de 100 N e oblíqua de 20 N. As seguintes situações foram observadas: (1) união e não união na interface

osso-implante, (2) fixação unicortical e bicortical, (3) diferentes módulos de elasticidade no tecido ósseo e (4) presença de lâmina dura. Os resultados demonstraram que (1) as tensões geradas na região óssea cortical no modelo de não união foram menores do que no modelo de união implante-osso; (2) o implante com fixação unicortical apresentou valor de tensão alto na região do ápice presente no tecido ósseo trabecular, entretanto na fixação bicortical esta tensão foi eliminada e as tensões geradas foram menores em todo o comprimento do implante desde a cortical óssea até o ápice do implante; (3) a redução do módulo de elasticidade resultou em uma distribuição mais uniforme das tensões, entretanto o aumento gerou tensões baixas na região média e apical do implante e tensões altas na região cortical; (4) a presença de lâmina dura reduziu os valores da tensão em todo o comprimento do implante.

Ulbrich et al. (2000) analisaram a distribuição das tensões no implante IMZ (Interpore International) de 4 x 13 mm, prótese e estrutura de fixação, alterando o tipo de elemento intramóvel, titânio, polioximetileno ou titânio e polioximetileno. Uma força axial de 500 N foi aplicada simulando a principal direção das cargas recebidas pelos dentes posteriores. Os resultados da análise de elementos finitos demonstraram que: (1) não houve redução de tensão no osso quando utilizado o elemento intramóvel de polioximetileno ou o de titânio e polioximetileno quando comparados ao de titânio, (2) o elemento intramóvel de titânio recebeu maiores tensões do que o de polioximetileno ou o de polioximetileno e titânio.

O'Mahony et al. (2000) avaliaram, através do método de elementos finitos, um modelo bidimensional de implante em tecido ósseo cortical e esponjoso, utilizando cargas axiais e não axiais, estas a 2, 4 e 6 mm do eixo axial. As cargas não axiais foram aplicadas no lado direito do implante. Os resultados demonstraram que as cargas não axiais em comparação com as axiais, aumentaram tanto o stress compressivo, no tecido ósseo cortical, no lado da aplicação da carga, quanto o stress tensional no lado oposto. Os autores afirmaram que forças não axiais proporcionam um aumento do stress na interface osso cortical-implante e que o aumento das tensões na cortical óssea pode ser considerado como fator causal ou contribuinte na perda da crista óssea.

Moraes et al. (2001) realizaram a análise de tensões pelo método de elementos finitos em implantes osseointegrados de mesmo diâmetro com variação de ancoragem (mono e bicortical) e uma análise comparativa da variação do diâmetro dos implantes (3,75 e 5,00 mm). Os resultados obtidos demonstraram que as tensões na região de osso cortical próxima ao pescoço do implante diminuíram em 40% no emprego da ancoragem bicortical, entretanto as tensões foram mais elevadas no ponto de aplicação da carga e porção média do implante do que as encontradas na ancoragem monocortical. Na análise da variação do diâmetro, os resultados demonstraram que as tensões foram iguais ou menores em todos os componentes do sistema analisado quando o implante de maior diâmetro foi utilizado, reduzindo em 60% os valores das tensões na região inferior do pilar intermediário.

O'Mahony et al. (2001) analisaram através do método de elementos finitos, um modelo tridimensional mandibular com implante, comparando uma análise isotrópica e outra anisotrópica. As propriedades mecânicas, na anisotropia, são diferentes quando mensuradas em diferentes direções em um mesmo plano, ao contrário da isotropia que as propriedades são as mesmas em qualquer direção. Os resultados demonstraram que na região da cortical óssea, a análise anisotrópica apresentou valores de tensão 20 a 30 % maiores que na análise isotrópica, já na região óssea esponjosa, a análise anisotrópica apresentou ligeiro aumento em relação à análise isotrópica.

Pierrisnard et al. (2002) realizaram um estudo comparativo através do método de elementos finitos em modelo tridimensional para avaliar o desenho de três implantes de titânio puro, com a finalidade de verificar qual deles controla melhor a micromovimentação após a implantação e analisar a intensidade e a distribuição das tensões nas estruturas. Os implantes utilizados foram: sistema de pinos travados bicortical, implante expandido e implante cilíndrico rosqueável como referência, e com dimensões similares 3,75 mm de diâmetro e 11,5 mm de altura. Utilizaram três módulos de elasticidade para o osso medular para simular uma situação de carga imediata. As cargas foram de 500 N axial, oblíqua (45 graus) e horizontal. As tensões de Von Mises e o deslocamento em cada sistema de implante, com cada tipo de osso medular, foram analisadas. Os autores concluíram que a

qualidade do osso influencia fortemente o deslocamento do implante, e os implantes com os pinos bicorticais obtiveram o melhor comportamento diante das mudanças na orientação das cargas; e que houve uma menor concentração de tensões na região do pescoço do implante com os sistemas de expansão apical e o de pinos bicorticais.

Hungaro (2002) realizou uma análise através do método de elementos finitos bidimensional da distribuição das tensões em dois sistemas de implantes, um cilíndrico rosqueável com hexágono externo, e outro cônico escalonado com hexágono interno, submetendo-os a uma carga vertical de 100 N aplicada em dois pontos de 50 N sobre a cúspide vestibular. Os resultados mostraram que a concentração das tensões foi maior para o sistema de hexágono externo, localizadas no pescoço do parafuso de titânio que prendeu o pilar intermediário e no pescoço do parafuso de ouro que fixa a coroa protética. As tensões no sistema de hexágono interno foram menores comparativamente. A distribuição das tensões geradas pelos dois sistemas no tecido ósseo se procedeu de maneira similar, as tensões foram muito maiores no tecido ósseo cortical do que no medular, e houve uma diminuição gradativa da intensidade em direção ao tecido ósseo apical.

Akça et al. (2002) estudaram a compatibilidade entre a análise de elementos finitos tridimensional e a análise in vitro de extensometria na mensuração das deformações no implante dental. Utilizaram um modelo de dois implantes embebidos em metil metacrilato para extensometria e outros similares em modelo tridimensional para análise de elementos finitos. Uma carga vertical de 50 N foi aplicada axial e lateralmente. Os resultados demonstraram que há diferença com relação à quantificação das deformações na análise de extensometria e de elementos finitos. As deformações obtidas da análise de extensometria foram maiores que as da análise de elementos finitos, entretanto há uma compatibilidade e concordância nos valores obtidos por ambas as análises.

Kohal et al. (2002) realizaram uma análise comparativa das tensões, em elementos finitos, de modelo tridimensional de implante de titânio comercialmente puro e de ítrio parcialmente estabilizado com zircônia, em tecido ósseo cortical e medular. Os autores concluíram que os maiores valores

de tensão óssea foram na região próxima ao pescoço dos implantes e que a distribuição das tensões nos implantes de titânio e de ítrio foram similares, demonstrando este ser uma alternativa no emprego dos implantes na reabilitação oral.

Van Oosterwyck et al. (2002) investigaram a influência da deiscência óssea no aumento das tensões no tecido ósseo marginal ao implante. Utilizaram o método de elementos finitos para a análise de um modelo tridimensional de implante cilíndrico (3.75 x 13 mm) na região do primeiro molar direito mandibular, aplicando uma força axial de 100 N e 20 N perpendicular ao eixo axial do implante. Três situações foram observadas: (1) ausência de deiscência, (2) deiscência no lado bucal, (3) deiscência no lado bucal e lingual. Os resultados demonstraram que a presença de deiscência no lado bucal e/ou lingual induziram a um aumento considerável na tensão óssea marginal na região distal e mesial do implante, entretanto não houve um aumento das tensões no lado bucal e lingual.

Chun et al. (2002) pesquisaram as tensões geradas por vários formatos de implantes dentais, através do método de elementos finitos, em um modelo bidimensional, variando o comprimento do implante e a forma da rosca no intuito de encontrar a melhor distribuição das tensões no tecido ósseo circundante. Carga axial de 100 N e outra a 15° obliquamente foram aplicadas. Os resultados demonstraram que as maiores concentrações de tensões se localizaram no tecido ósseo adjacente à primeira rosca para todos os modelos e que as tensões geradas por uma carga de 100 N aplicadas a 15° foram o dobro das geradas por uma carga axial de 100 N. Também observaram que a forma de rosca que melhor distribuiu as tensões foi a rosca quadrada com o menor raio e que a mudança da forma da rosca foi mais efetiva na redução das tensões que a mudança do comprimento do implante.

Ishigaki et al. (2003) avaliaram comparativamente as tensões geradas em um modelo tridimensional de um primeiro molar e outro com um implante de titânio, ambos na região molar mandibular, durante o movimento de mastigação. Os resultados demonstraram que o modelo do dente natural apresentou uma distribuição homogênea da tensão no tecido ósseo de suporte na direção méso-distal e buco-lingual, exceto na direção de furca, entretanto,

o modelo de implante demonstrou uma concentração de tensão no tecido ósseo circundante ao pescoço do implante tanto na direção méso-distal quanto buco-lingual.

Fortuna (2003) avaliou as tensões de Von Mises geradas na estrutura de um implante unitário com 3,8 mm de diâmetro (cônico escalonado, rosqueável, com hexágono interno em conexão com o pilar intermediário da Friadent®), na coroa protética e no tecido ósseo de suporte, submetidos a uma carga axial de 100 N. Foram simuladas três situações: (1) carga imediata, até 4 semanas de reparação, (2) carga precoce, 4 a 12 semanas de reparação óssea, (3) carga tardia, à partir de 16 semanas. Os resultados indicaram que, a tensão máxima concentrou-se na região da conexão pilar intermediário-implante para todos os períodos, apresentando valores muito semelhantes. As tensões concentraram-se no tecido de suporte ósseo na região da crista óssea, principalmente por vestibular, apresentando valores muito altos na situação de carga imediata quando comparada com as demais.

A ocorrência de perda óssea marginal ao implante vem sendo relatada e esta situação é frequentemente relacionada à higiene oral deficiente e fatores biomecânicos. Este último pode ser intimamente relacionado ao implante (forma, comprimento, diâmetro, material e características da superfície) e ao paciente (qualidade óssea, força oclusal e condições de saúde) (Tada et al., 2003).

Tada et al. (2003) analisaram as tensões e deformações geradas em modelo tridimensional através do método de elementos finitos. Os autores avaliaram comparativamente dois tipos de implantes, um cilíndrico liso e outro cilíndrico rosqueável, variando o comprimento dos implantes (9.2, 10.8, 12.4 e 14 mm) e o módulo de elasticidade (9.5, 5.5, 1.6 e 0.69 GPa) do osso esponjoso. Carga axial de 100 N e buco-lingual de 50 N foram aplicadas no centro do abutment. Os resultados demonstraram que (1) a máxima tensão no osso cortical e a máxima deformação no osso esponjoso aumentaram nos modelos de osso esponjoso de baixa densidade, confirmando a importância da qualidade óssea no diagnóstico pré-cirúrgico, (2) o implante cilíndrico rosqueável proporcionou menor deformação no osso esponjoso do que o implante cilíndrico liso, especialmente em modelos de baixa densidade, desta

forma um implante cilíndrico rosqueável seria a melhor escolha para osso esponjoso de baixa densidade, (3) os implantes de maior comprimento distribuíram de melhor forma as deformações nos modelos de osso tipo 3 e 4, podendo ser explicado pela maior área de contato ósseo o que oferece maior resistência ao deslocamento.

Cruz et al. (2003) estudaram a distribuição das tensões em um implante cuneiforme, na região de pré-molar esquerdo, em um modelo mandibular tridimensional, Os resultados demonstraram que a geometria cuneiforme, analisada devido às condições diferenciais do osso cortical e esponjoso, obedeceu ao padrão encontrado na literatura de maior concentração de tensões na região cortical.

Akagawa et al. (2003) analisaram comparativamente dois modelos tridimensionais através do método de elementos finitos. O primeiro modelo foi construído a partir de um bloco ósseo mandibular de macaco contendo um implante há três meses, o bloco foi recortado e a superfície tingida com azul de toluidina, cada traço de osseointegração foi digitalizado e processado, criando um modelo com 68% de osseointegração, outra situação foi a gradação da qualidade óssea por elementos finitos (25, 50, 75 e 100%). O segundo modelo é o modelo padrão com 100% de osseointegração, considerando separadamente osso cortical e esponjoso. Os resultados demonstraram no primeiro modelo uma distribuição mais uniforme da tensão no tecido ósseo cortical e esponjoso, em contraste ao segundo modelo que demonstrou uma tensão óssea duas a três vezes maior na região cortical e menor no tecido esponjoso em relação ao primeiro modelo.

Himmlová et al. (2004) estudaram a influência do diâmetro e do comprimento do implante na distribuição das tensões através do método de elementos finitos. Utilizaram modelo tridimensional de um implante na região molar da mandíbula, primeiramente simulando um implante com diâmetro de 3,6 mm e comprimentos de 8, 10, 12, 14, 16, 17 e 18 mm para avaliar a influência do comprimento e posteriormente simulando implante de 12 mm de comprimento e diâmetros de 2.9, 3.6, 4.2, 5.0, 5.5, 6.0 e 6.5 mm, para avaliar a influência do diâmetro.. A carga utilizada foi uma média das forças mastigatórias na direção vertical e oblíqua. Os resultados demonstraram que

(1) a área da região óssea cervical foi a de maior tensão, (2) a redução das tensões foi maior (31.5%) para os implantes com o diâmetro variando entre 3.6 a 4.2 mm, (3) uma redução adicional para o diâmetro de 5.0 mm foi apenas de 16.4%, (4) o aumento do comprimento do implante também reduziu os valores das tensões, entretanto não foi tão significativa quanto o diâmetro do implante.

Vidigal Junior et al. (2004) afirmaram que a compreensão da relação existente entre os fatores mecânicos e biológicos relacionados a osseointegração é fator determinante do sucesso clínico no tratamento com implantes osseointegrados, e que para prevenir a falha do implante causada pela sobrecarga, é necessário compreender como o comportamento biomecânico é influenciado pelas propriedades físicas e a geometria do implante dentário.

Geng et al. (2004) estudaram comparativamente dois modelos de elementos finitos bidimensionais, construídos a partir de uma imagem digitalizada de tomografia computadorizada da região posterior da mandíbula, um modelo apresentava um implante cilíndrico e outro um implante escalonado. Cargas foram aplicadas no sentido vertical, horizontal e oblíquo, e variados os valores do módulo de elasticidade do osso cortical (13.4 GPa a 1.37 GPa). Os resultados demonstraram que as tensões geradas na direção vertical e horizontal foram semelhantes, entretanto na direção oblíqua a tensão foi 17,9% menor na região trabecular para o implante escalonado. Quanto a variação do módulo de elasticidade, o implante escalonado é mais apropriado para osso cortical com módulo de elasticidade de 10 a 13.4 GPa, já para o implante cilíndrico o mínimo recomendável é 13.4 GPa.

Kitamura et al. (2005) analisaram, através do método de elementos finitos, modelos tridimensionais contendo implante em um bloco ósseo, um modelo sem reabsorção óssea cortical e quatro modelos com reabsorção óssea, (1) horizontal 1,3 mm, (2) horizontal 2,6 mm, (3) vertical 1,3 mm, (4) vertical 2,6 mm. Carga axial de 100 N e buco-lingual de 50 N foram aplicadas. Os resultados demonstraram que a região óssea cortical apresentou os maiores valores de tensão, que a carga buco-lingual gerou maior tensão que a carga axial e que a distribuição entre os modelos que apresentavam

reabsorção horizontal e não reabsorção foram similares, entretanto a tensão gerada no modelo com reabsorção óssea vertical foi maior.

Koca et al. (2005) analisaram o comportamento de implantes na região maxilar posterior (seio maxilar) com diferentes alturas ósseas, para tanto utilizaram o método de elementos finitos em um modelo tridimensional. Os modelos apresentavam as seguintes alturas ósseas: 4, 5, 7, 10 e 13 mm, um implante de titânio 4.1 x 10 mm com coroa de dente pré-molar em porcelana e cargas axiais de 150 N na cúspide palatina e 150 N na fossa mesial. Os resultados demonstraram: (1) concentração das tensões na região cortical, (2) distribuição das tensões nas alturas ósseas de 7, 10 e 13 mm mais uniforme e em menores áreas comparando-se às alturas de 4 e 5 mm e (3) maiores tensões localizadas na cortical óssea palatina em todos modelos.

2.3 MATERIAL NIÓBIO

Johansson & Albrektsson (1991) analisaram a morfometria e o torque de remoção dos implantes de nióbio e titânio comercialmente puros após três meses de instalação em osso de coelhos. A investigação, com microscópio óptico, demonstrou um osso cortical maduro em torno dos dois tipos de implantes, sendo que o cálculo de contato osso-metal não apresentou diferença significativa entre os tipos de implantes. A análise da superfície demonstrou para os implantes de titânio uma superfície com ranhuras longitudinais, pequenas fissuras e áreas de elevação enquanto que a superfície do implante de nióbio apresentou mais irregularidades. Os valores do torque de remoção foram estatisticamente significantes sendo o maior valor para o implante de nióbio, contudo segundo os autores esta diferença pode ser explicada pela maior rugosidade do implante de nióbio ou pela maior biocompatibilidade do nióbio.

Zanetta-Barbosa et al. (2002a) realizaram uma análise histológica das reações teciduais ao implante de corpos de nióbio no tecido subcutâneo e

na parede abdominal de ratos. Os resultados demonstraram a grande biocompatibilidade do nióbio, revestido sempre por uma fina camada de tecido fibroso, sem a presença de células inflamatórias, edema intersticial ou células multinucleadas.

Zanetta-Barbosa et al. (2002b) avaliaram histologicamente a reação do tecido ósseo de coelhos ao implante de corpos de nióbio. Os resultados obtidos demonstraram a alta compatibilidade biológica do nióbio, representada primeiramente pela aposição de osso diretamente sobre a superfície do implante e posteriormente pela análise radiográfica das peças que não mostraram áreas de radiolucidez em torno do implante.

3. PROPOSIÇÃO

Este estudo visa avaliar comparativamente pelo Método dos Elementos Finitos as tensões de von Mises geradas em um Implante de Nióbio e outro de Titânio, através de modelo matemático bidimensional simulando implante em tecido ósseo cortical e trabecular sob carga axial de 100 N.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

O conceito de elementos finitos envolve a idealização de um modelo ou de uma estrutura contínua, como se fosse uma montagem de um número finito de pequenos elementos estruturais, conectados a um número finito de pontos (nós). Os nós são localizados no espaço, segundo o sistema de coordenadas cartesianas ortogonais, nos eixos X e Y. Os nós originam pequenas formas geométricas triangulares ou quadradas denominadas de elementos. As propriedades mecânicas de cada elemento são especificadas pelo módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson. As tensões podem ser calculadas através de um grande número de equações geradas e processadas por computador baseando-se na continuidade de contato entre os elementos nos nós (Alves Filho, 2000).

4.1 GEOMETRIA DAS ESTRUTURAS

Um modelo matemático bidimensional representando um implante osseointegrado foi confeccionado para avaliar as tensões desenvolvidas em toda a estrutura. Um implante cilíndrico rosqueável foi escolhido devido à sua maior utilização comercial.

4.1.1 IMPLANTE OSSEOINTEGRÁVEL

O desenho do implante foi obtido junto à empresa Conexão – Sistemas de Prótese. Foi utilizado um implante cilíndrico rosqueável de 4.1 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento e cicatrizador de 4.5 mm de diâmetro e 3.0 mm de altura, conforme figuras 1, 2 e 3.

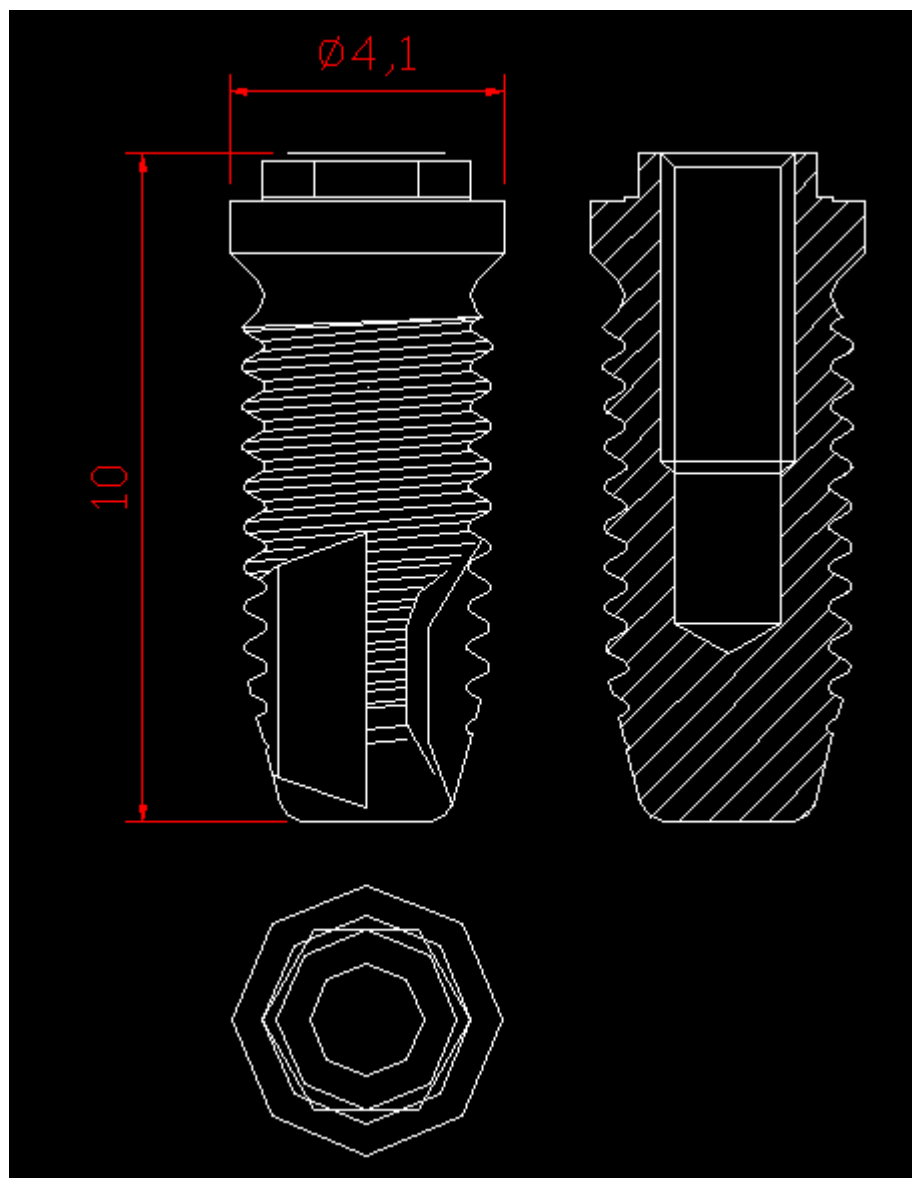


FIGURA 1 – Implante Cilíndrico Rosqueável 4.1 x 10 mm (Conexão – Sistema de Prótese).

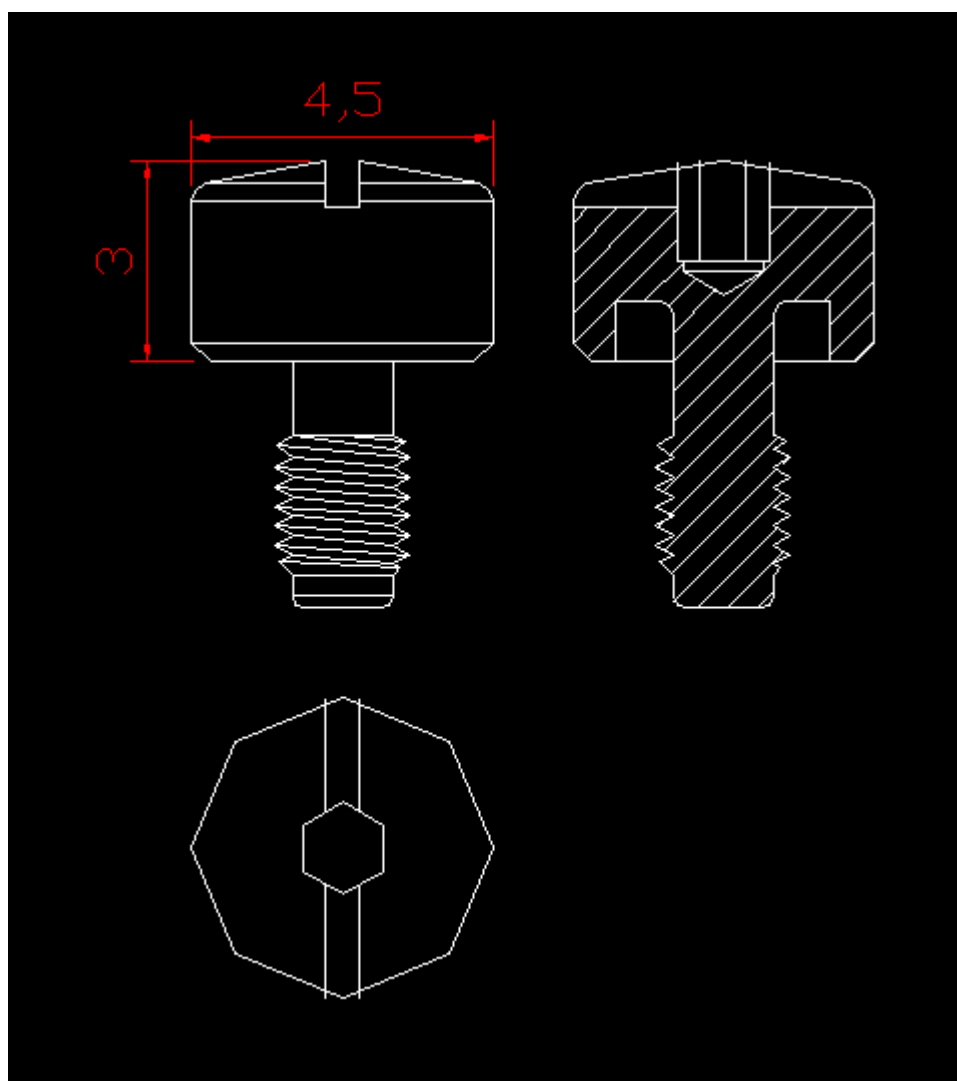


FIGURA 2 – Cicatrizador 4.5 x 3.0 mm (Conexão – Sistema de Próteses).

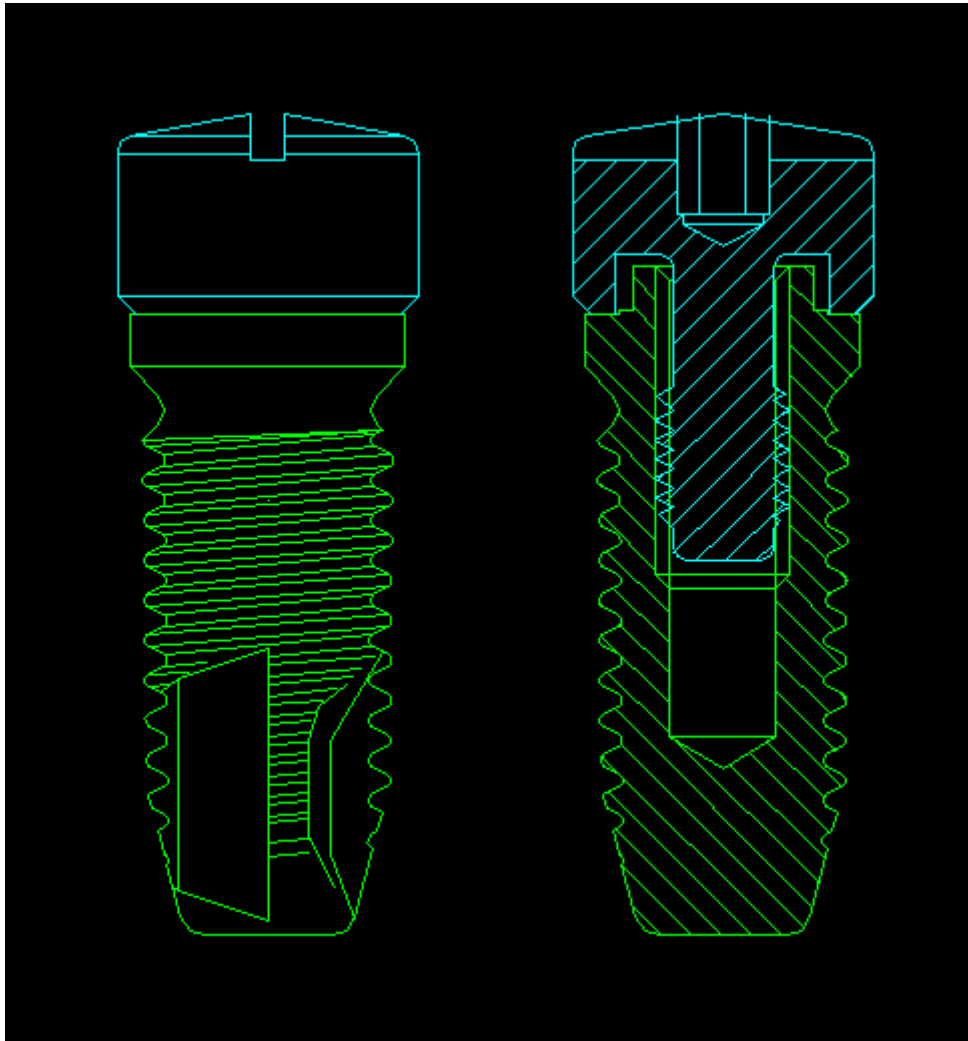


FIGURA 3 – Implante e Cicatrizador.

Estes desenhos foram trabalhados no programa AUTOCAD 2002 (Autodesk Inc, USA) para que toda a sua estrutura fosse simplificada, conforme figura 4. Esta condição foi necessária para melhorar a discretização do modelo do implante, diminuir a memória e o tempo de cálculo utilizado pelo programa computacional ANSYS Multiphysics 7.1 Inc. (Canonsburg, USA) fornecendo um cálculo mais preciso das tensões geradas.

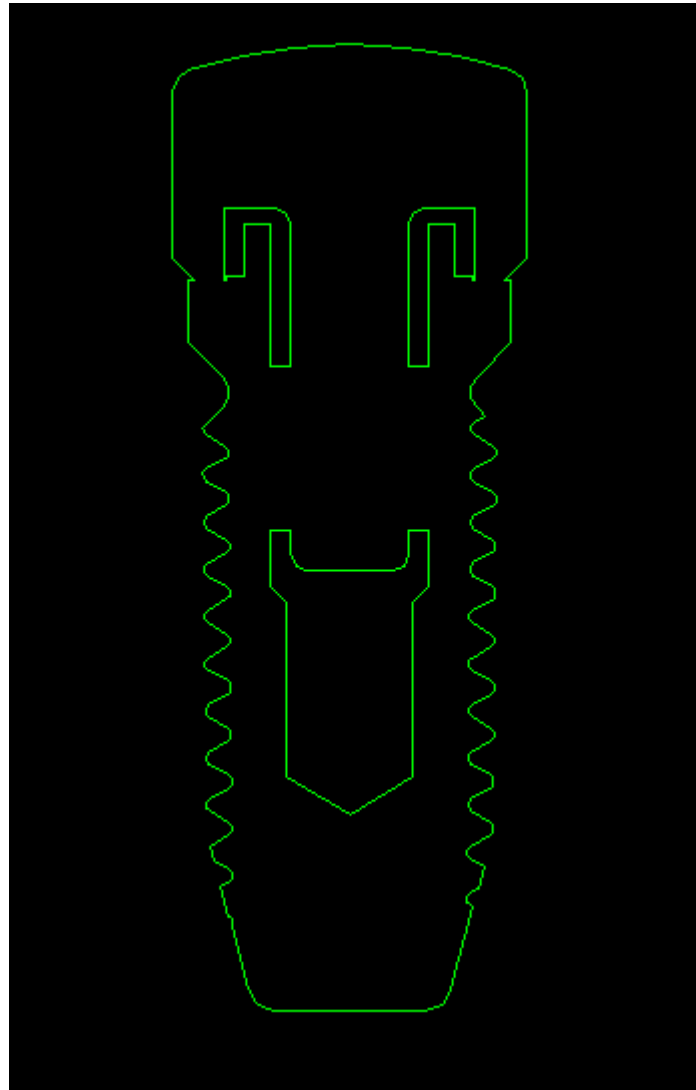


FIGURA 4 – Modelo de Implante e Cicatrizador simplificado.

4.2 MODELO DO ELEMENTO FINITO

O modelo do implante e cicatrizador desenhados no programa AUTOCAD 2002 (Inc, USA) foram exportados para o programa ANSYS Multiphysics 7.1 Inc. (Canonsburg, USA). O tecido ósseo foi construído conforme modelo de VAN OOSTERWYCK et al., (1998). Modelo bidimensional com forma de quadrado, suas dimensões: (1) altura, osso cortical 1.5 mm, osso trabecular 12.0 mm e (2) largura de 12 mm. Posteriormente o desenho do implante foi sobreposto ao do tecido ósseo e realizado as modificações

necessárias para a simulação da osseointegração, permanecendo uma união rígida do implante ao osso, conforme figura 5.

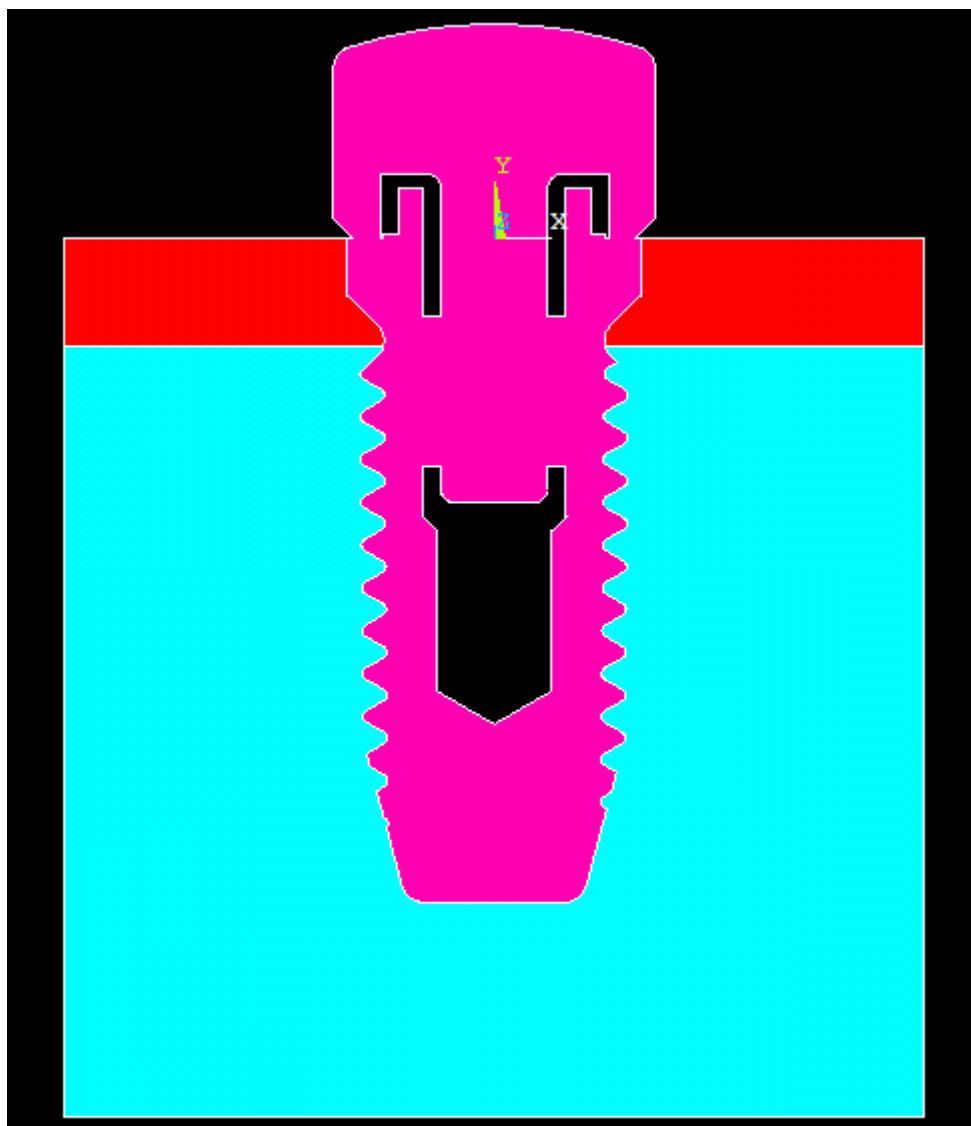


FIGURA 5 – Implante e Tecido Ósseo.

Os materiais que compõe o modelo matemático receberam determinados valores que representam as suas propriedades mecânicas, módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, listados na tabela 1 (Meijer et

al., 1996; Teixeira et al., 1998; Cruz et al., 2003; Himmlová et al., 2004; Matweb, 2006).

TABELA 1

Propriedades mecânicas dos materiais que compõe o Modelo.

MATERIAL	MÓDULO DE ELASTICIDADE (GPa)	COEFICIENTE DE POISSON (U)
Osso Cortical	13.7	0.30
Osso Trabecular	1.37	0.30
Nióbio	103	0.38
Titânio	116	0.34

Os elementos do modelo foram gerados a partir de uma malha fina que representasse em qualquer ponto da estrutura uma correta distribuição das tensões atuantes, conforme figuras 6 e 7. O tipo de elemento escolhido foi o PLANE 42 que é utilizado para estruturas sólidas bidimensionais podendo comportar-se como um elemento plano (estado plano de deformação). A malha foi construída utilizando elementos tetraédricos, de quatro nós linear, conforme figura 8. A quantidade de Elementos e Nós de cada material que compõe o modelo matemático estão listados na tabela 2.

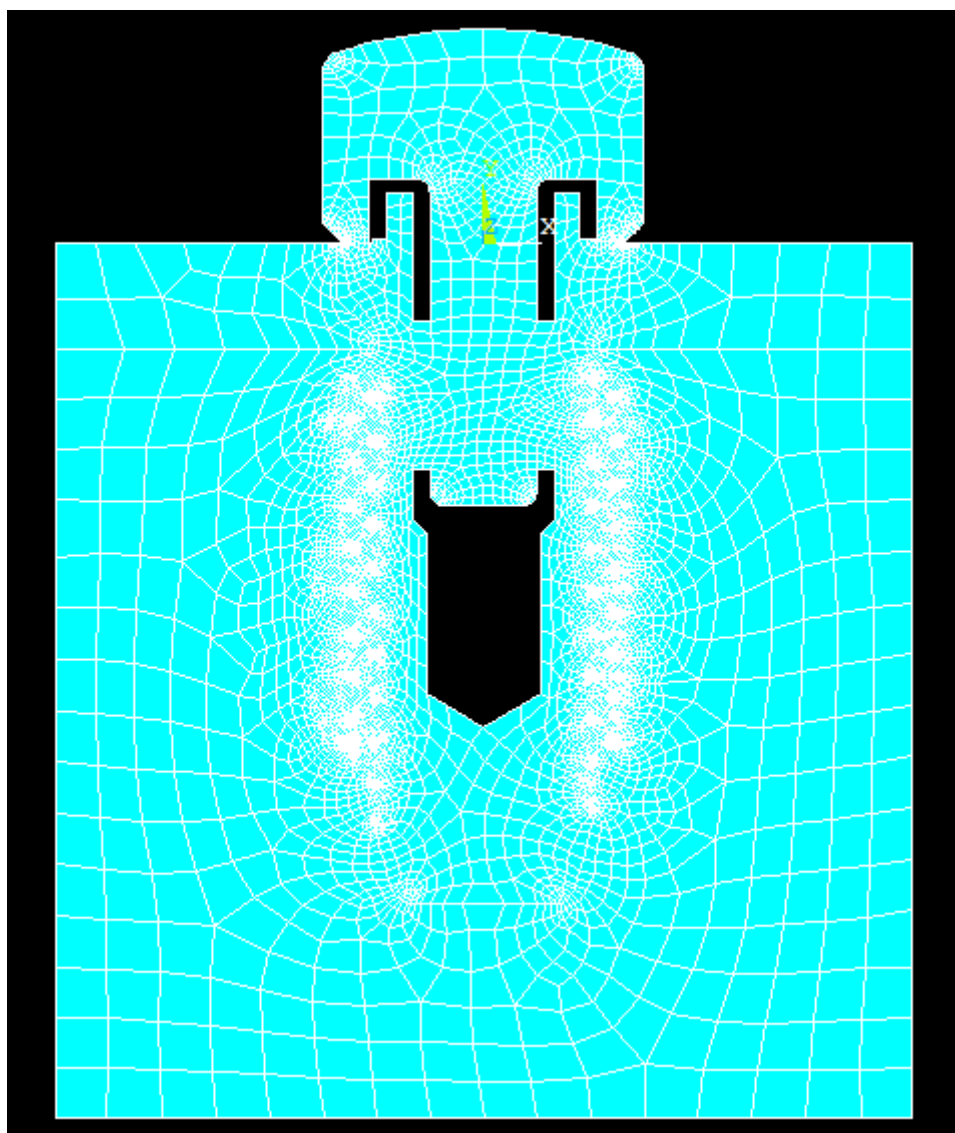


FIGURA 6 – Modelo com a representação dos Elementos.

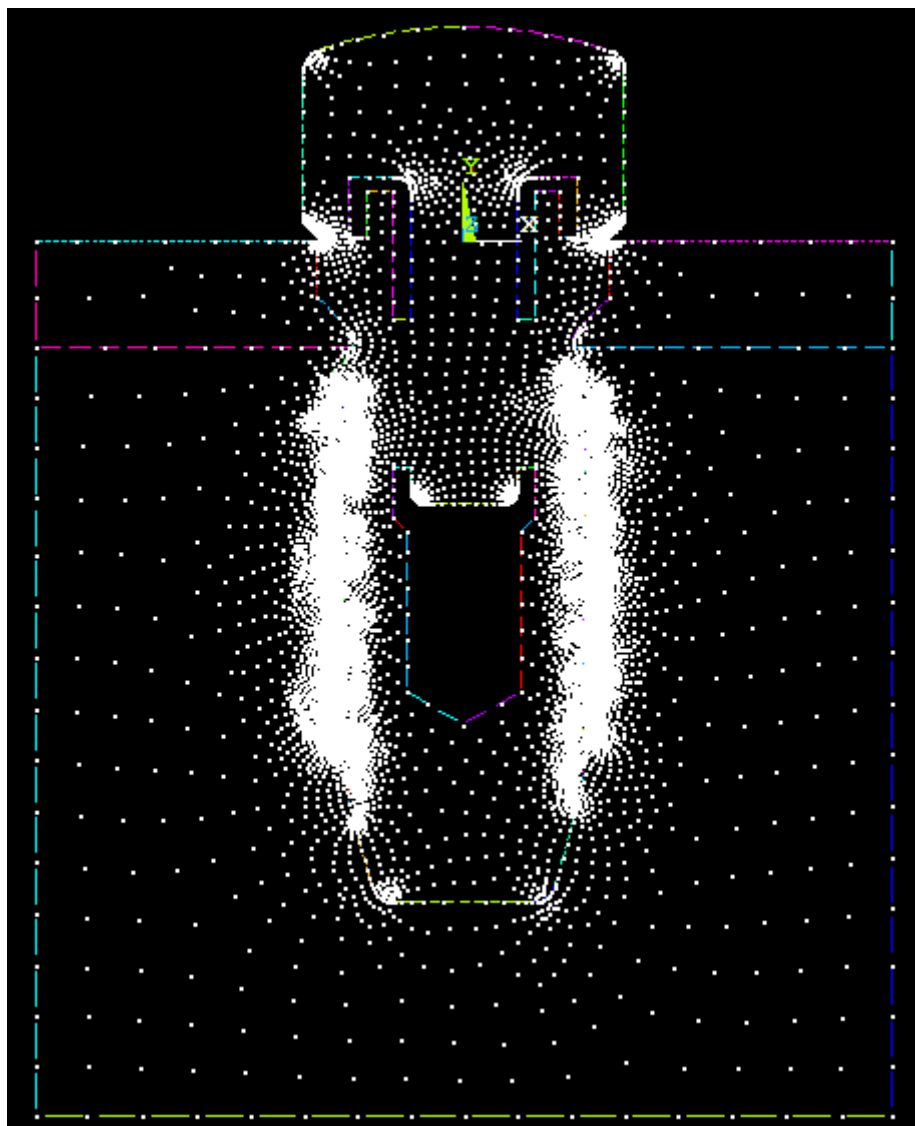


FIGURA 7 – Modelo com a representação dos Nós.

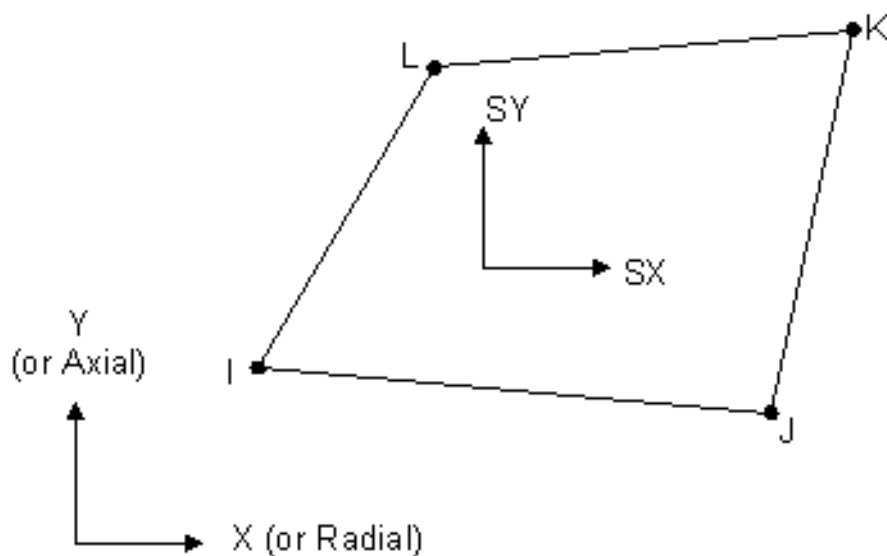


FIGURA 8 - Elemento tetraédrico linear, PLANE 42.

TABELA 2

Quantidade de Nós e Elementos do Modelo.

	IMPLANTE	OSSO CORTICAL	OSSO TRABECULAR
NOS	4329	107	5043
ELEMENTOS	4933	199	5509

A concepção do modelo matemático que representa de forma discreta a estrutura pode ser estabelecida a partir da aplicação de três leis da Mecânica Estrutural. (1) Equilíbrio das Forças, considerando a condição de equilíbrio da estrutura, podemos aplicar as Equações de Equilíbrio da Mecânica a cada um dos elementos isoladamente. (2) Compatibilidade dos Deslocamentos ao longo da estrutura, os elementos conectados a um determinado nó, mantêm-se conectados no mesmo nó na condição deformada, evitando desta forma a abertura da estrutura. (3) Lei de Comportamento do Material, as forças internas crescem proporcionalmente às deformações, essa relação linear representa a Lei de Hooke. Estas são as três

leis fundamentais que a estrutura em equilíbrio deve satisfazer (Alves Filho, 2000).

O comportamento estrutural de alguns corpos sólidos, sob determinadas condições, pode ser simplificado e ser tratado como um problema plano. O estudo foi desenvolvido segundo um modelo plano, ou seja, o implante e a região óssea circundante foram representados através da secção longitudinal média deste conjunto, correspondendo a uma “fatia” do modelo. Tal hipótese implica na adoção de um modelo matemático bidimensional, onde os diversos elementos são trabalhados unicamente neste plano adotado, sem que, portanto seja possível ocorrer deformação fora deste plano. Isto só é possível se houver esforços que mantenham este plano indeformável (estes esforços são aplicados à estrutura modelada pelo restante do implante e tecido ósseo não modelado), e conseqüentemente levar ao aparecimento de tensões atuantes em direções não coplanares ao plano do modelo. A esta condição adotada no modelo dá-se o nome de Estado Plano de Deformações (Holmgren et al., 1998; Alves Filho, 2000; Húngaro, 2002, Geng et al., 2004).

Algumas hipóteses simplificadoras foram adotadas, buscando tornar a modelagem e a solução do processo possível. Os materiais envolvidos nesta análise foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. As estruturas foram modeladas como sendo uma única peça, considerando-se as uniões entre os componentes como uma união rígida, não permitindo qualquer movimentação relativa entre os componentes, o que tornou a análise estática e linear.

Para material de comportamento linear a Tensão (σ) é Proporcional à Deformação (ϵ). A constante de proporcionalidade é o Módulo de Elasticidade (E) expresso pela Lei de Hooke, conforme figura 9. O módulo de elasticidade é medido pela razão entre a tensão aplicada e a deformação resultante, dentro do limite elástico, em que a deformação é totalmente reversível e proporcional à tensão, ou seja, quanto mais rígido for um material, maior o seu Módulo de Elasticidade (Alves Filho, 2000).

Lei de Hooke
$\sigma = \varepsilon \cdot E$

FIGURA 9 – Expressão da Lei de Hooke.

Para corpos isotrópicos apenas dois coeficientes bastam para estabelecer a relação Tensão e Deformação, o Módulo de Elasticidade e o Coeficiente de Poisson. Qualquer alongação ou contração de uma estrutura causada por tensão gera uma modificação na direção perpendicular (lateral). Desta forma, o Coeficiente de Poisson estabelece a relação entre a Deformação Lateral e a Deformação Longitudinal (Alves Filho, 2000).

O emprego da análise de elementos finitos requer a definição das condições de contorno do modelo, ou seja, determinar os pontos que irão fixar o modelo no espaço e se opor às forças externas, o que evitará o movimento de corpo rígido, neste presente estudo os movimentos dos nós da base do modelo ósseo foram restringidos e uma carga axial de 100 N (Teixeira et al. 1998; Holmgren et al. 1998; Moraes et al. 2001; Hungaro 2002; Fortuna 2003; Cruz et al. 2003) foi aplicada na superfície central do Cicatrizador, conforme figura 10.

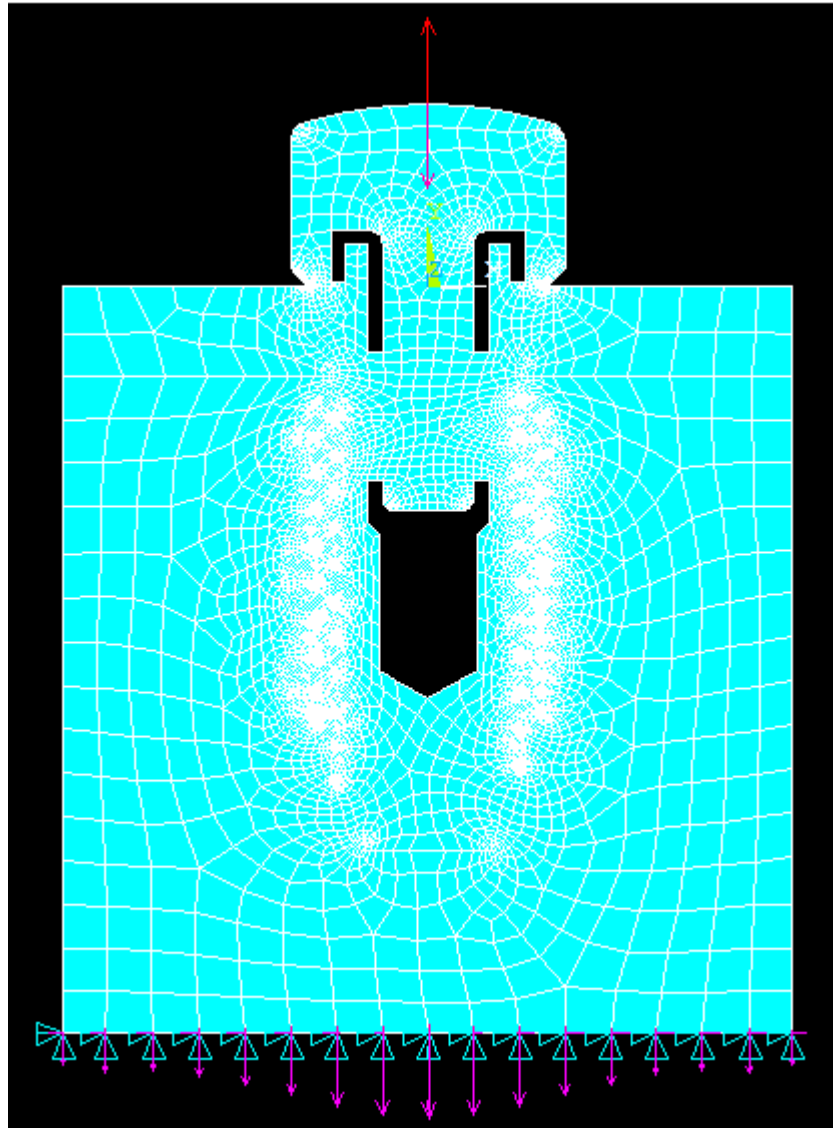


FIGURA 10 – Condições de Contorno e Carga do Modelo.

O comportamento biomecânico das regiões correspondentes ao implante osseointegrado e seu tecido ósseo de suporte foram avaliados. Uma análise comparativa entre os modelos de implante de titânio e nióbio foi realizada através do valor de tensão gerado nos nós pré-selecionados conforme Teixeira et al. (1998) e Ulbrich et al. (2000) correspondentes ao implante, osso cortical e osso esponjoso. Os nós selecionados, conforme tabela 3, foram distribuídos em duas regiões, uma na superfície de contato osso-implante (CT) e outra no interior de cada estrutura (IT), conforme figuras 11, 12 e 13.

TABELA 3

Os Nós selecionados para análise.

	IMPLANTE		OSSO CORTICAL		OSSO TRABECULAR	
	CT	IT	CT	IT	CT	IT
NÓS	183	6553	183	6420	267	1496
	187	6820	187	6425	376	1507
	189	6887	189	6444	484	2017
	267	6986	959	6450	571	2135
	376	7183	961	6471	579	2466
	484	7268	965	6483	586	3261
	571	8023	1198	..	676	3434
	579	8195	1216	..	784	5350
	586	8198	..	..	892	5747
	676	8302	..	..	..	..
	784	9989	..	..	..	..
	892	10045	..	..	..	..
	959	10063	..	..	..	..
	961	10690	..	..	..	..
	965	..	..	..	..	..
	1198	..	..	..	..	..
	1216	..	..	..	..	..

O sinal .. representa a não existência de valor numérico	
CT – Contato Osso-Implante Nb – Nióbio	IT – Interior de cada Estrutura Ti - Titânio

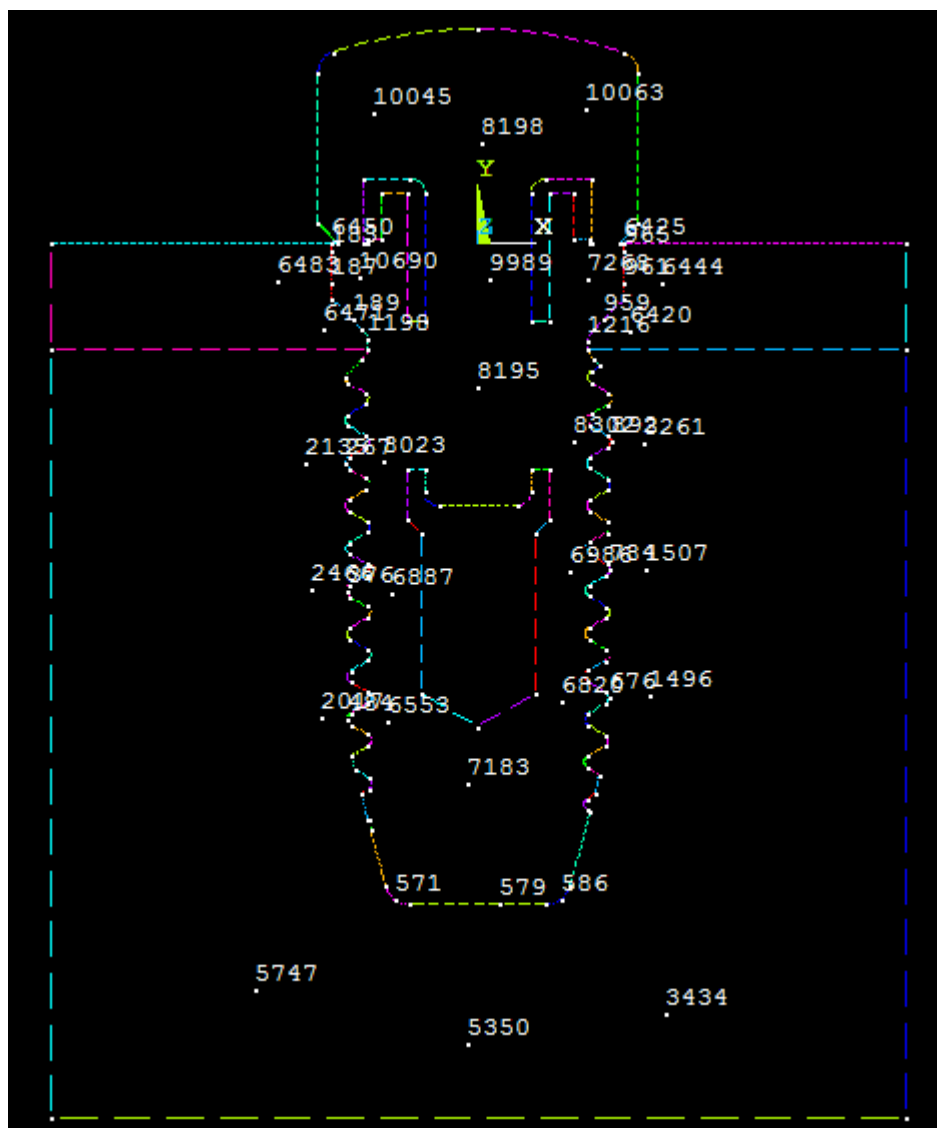


FIGURA 11 – Modelo com a representação dos Nós selecionados.

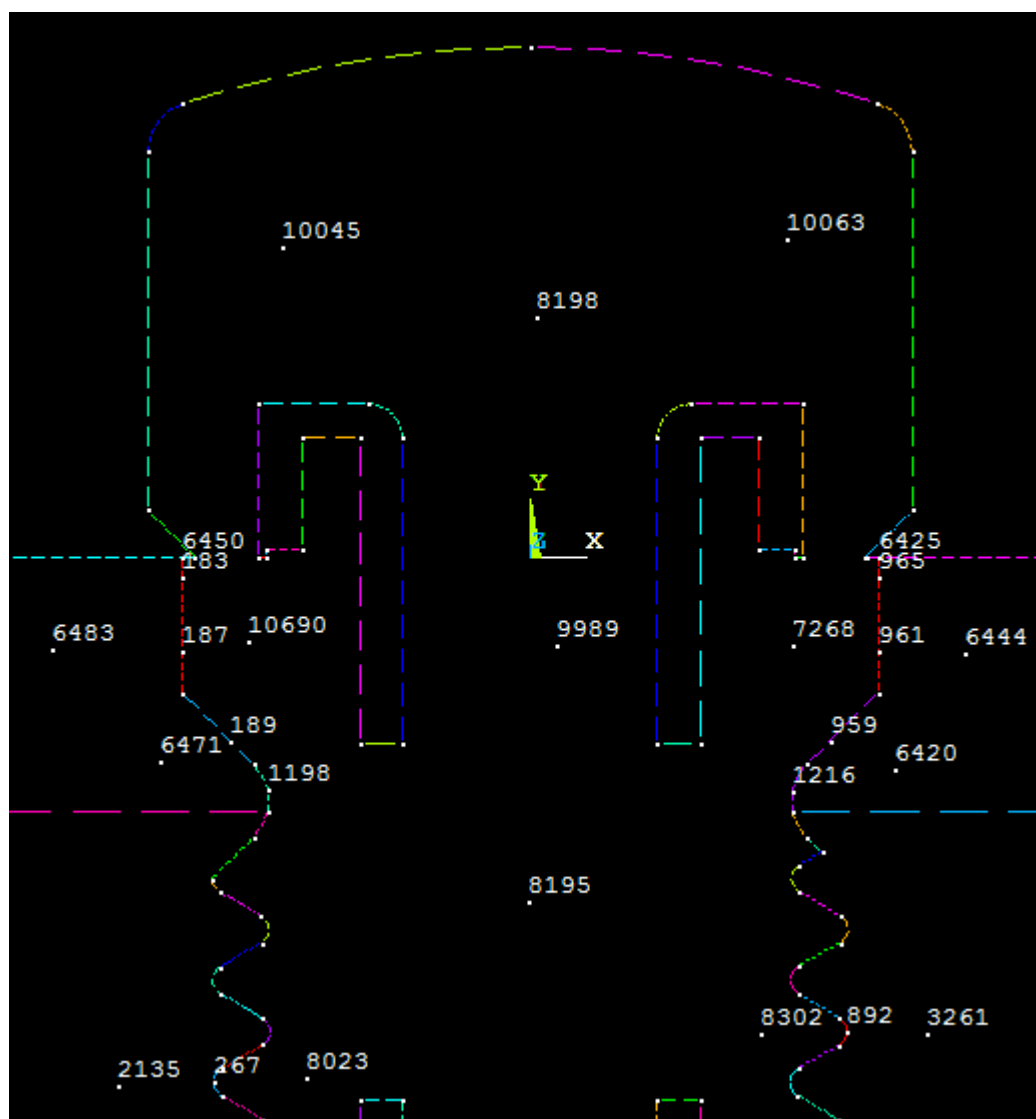


FIGURA 12 – Modelo com a representação dos Nós selecionados no Implante e Osso Cortical.

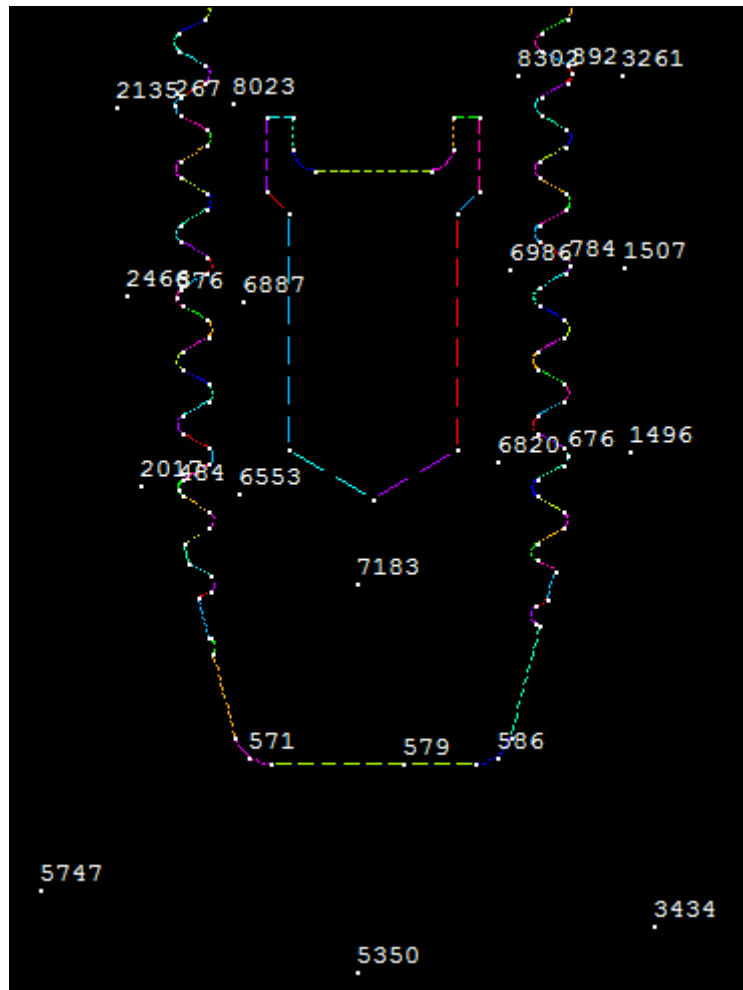


FIGURA 13 - Modelo com a representação dos Nós selecionados no Implante e Osso Trabecular.

O tipo de análise adotado visa atingir o objetivo de quantificar as tensões geradas no implante, osso cortical e osso trabecular, e não somente qualificar, baseado na interpretação gráfica das localizações de cores e de suas diferenças.

5. RESULTADOS

Os resultados foram obtidos a partir de análises do Programa Ansys Multiphysics 7.1 Inc. (Canonsburg, USA), diretamente baseados nos valores das tensões de von Mises para cada Nó selecionado em todo o modelo estudado. O programa gera imagens em escala de cores, com respectivo valor em MPa, das tensões de von Mises produzidas em toda a estrutura, a cor cinza representa valores acima de 40 MPa, conforme figuras 14, 15, 16, 17, 18 e 19.

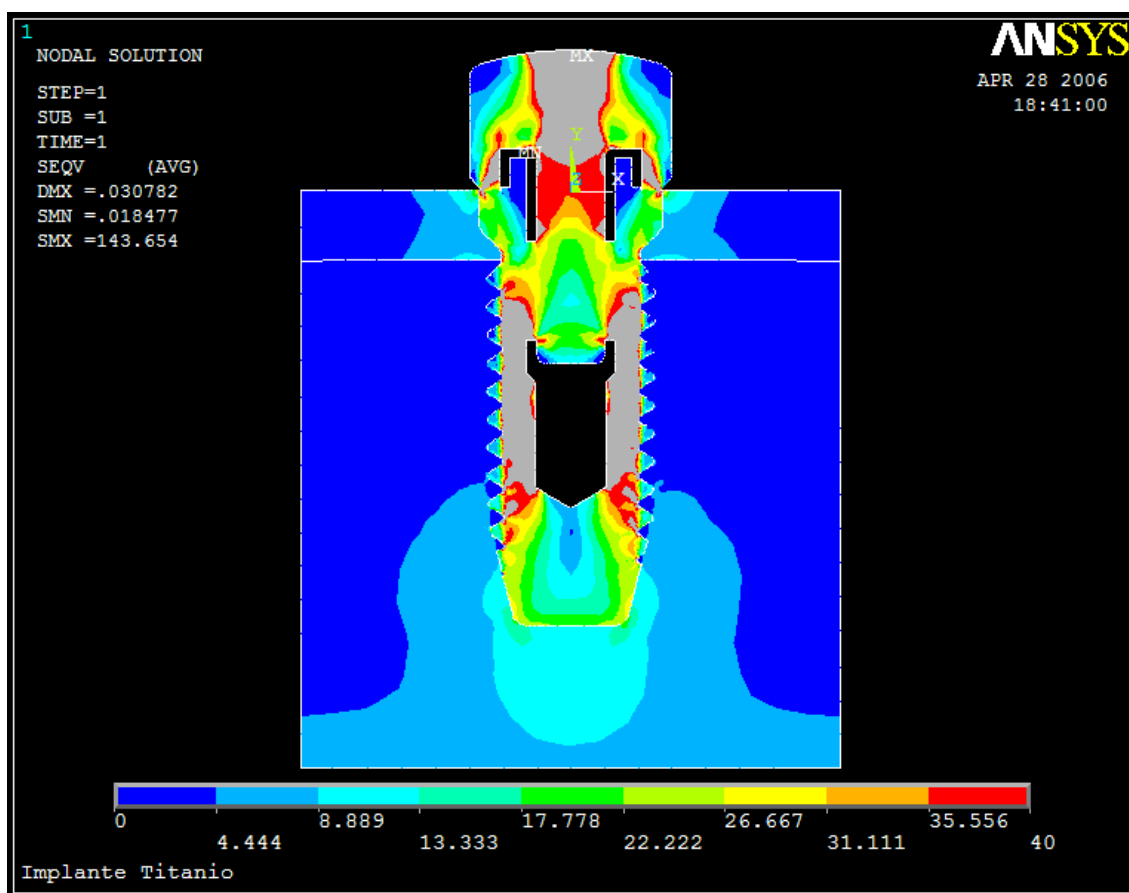


FIGURA 14 – Tensões geradas no Modelo de Implante de Titânio.

A cor cinza representa valores acima de 40 MPa

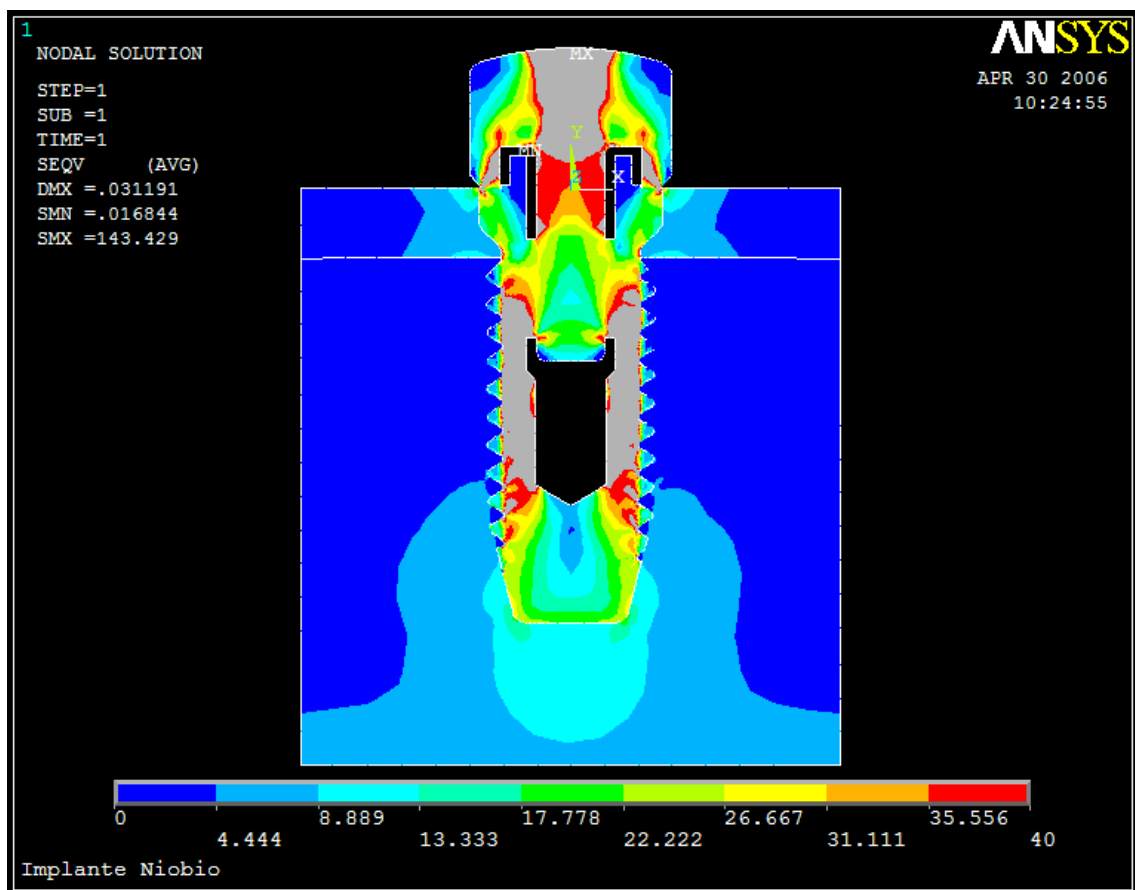


FIGURA 15 – Tensões geradas no Modelo de Implante de Nióbio.

A cor cinza representa valores acima de 40 MPa

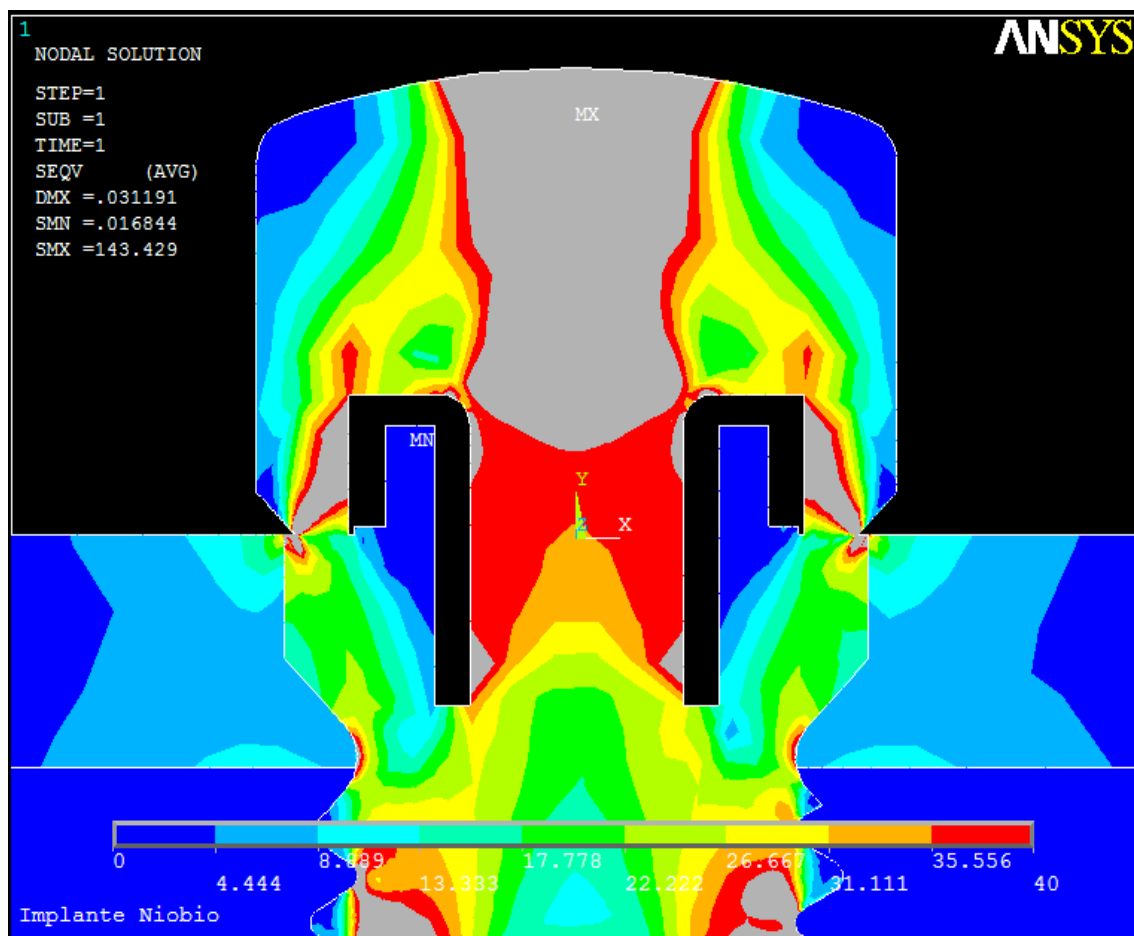


FIGURA 16 – Imagem do Implante de Nióbio e Tecido Ósseo Cortical.

A cor cinza representa valores acima de 40 MPa

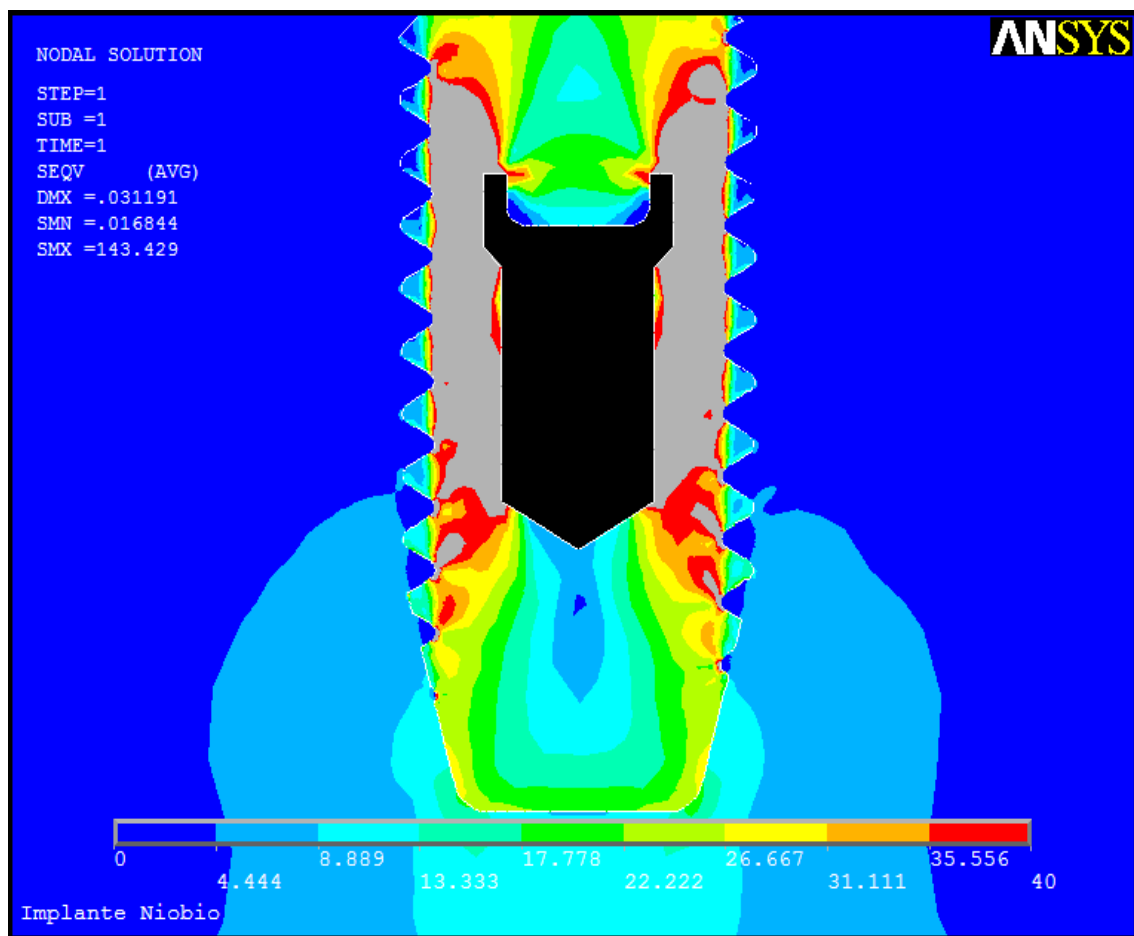


FIGURA 17 – Imagem do Implante de Nióbio e Tecido Ósseo Trabecular.

A cor cinza representa valores acima de 40 MPa

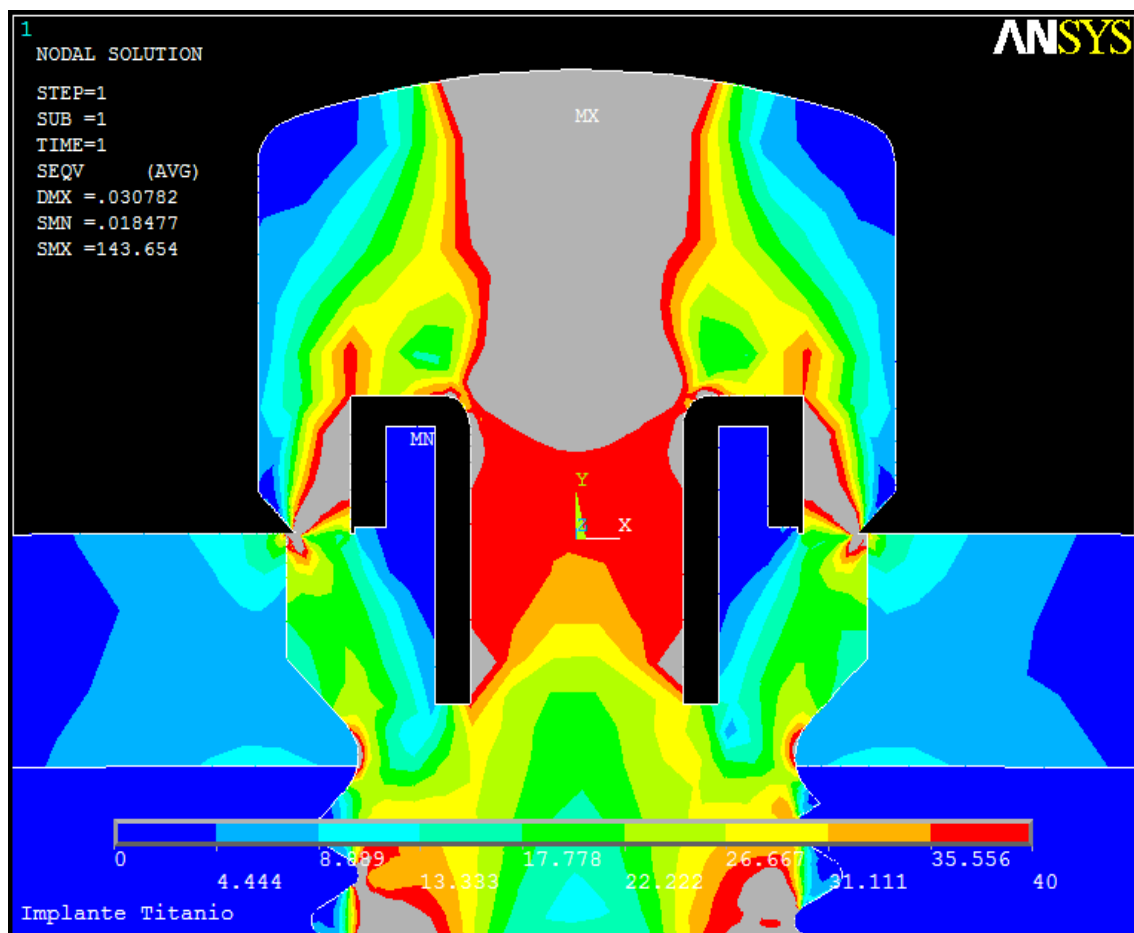


FIGURA 18 – Imagem do Implante de Titânio e Tecido Ósseo Cortical.

A cor cinza representa valores acima de 40 MPa

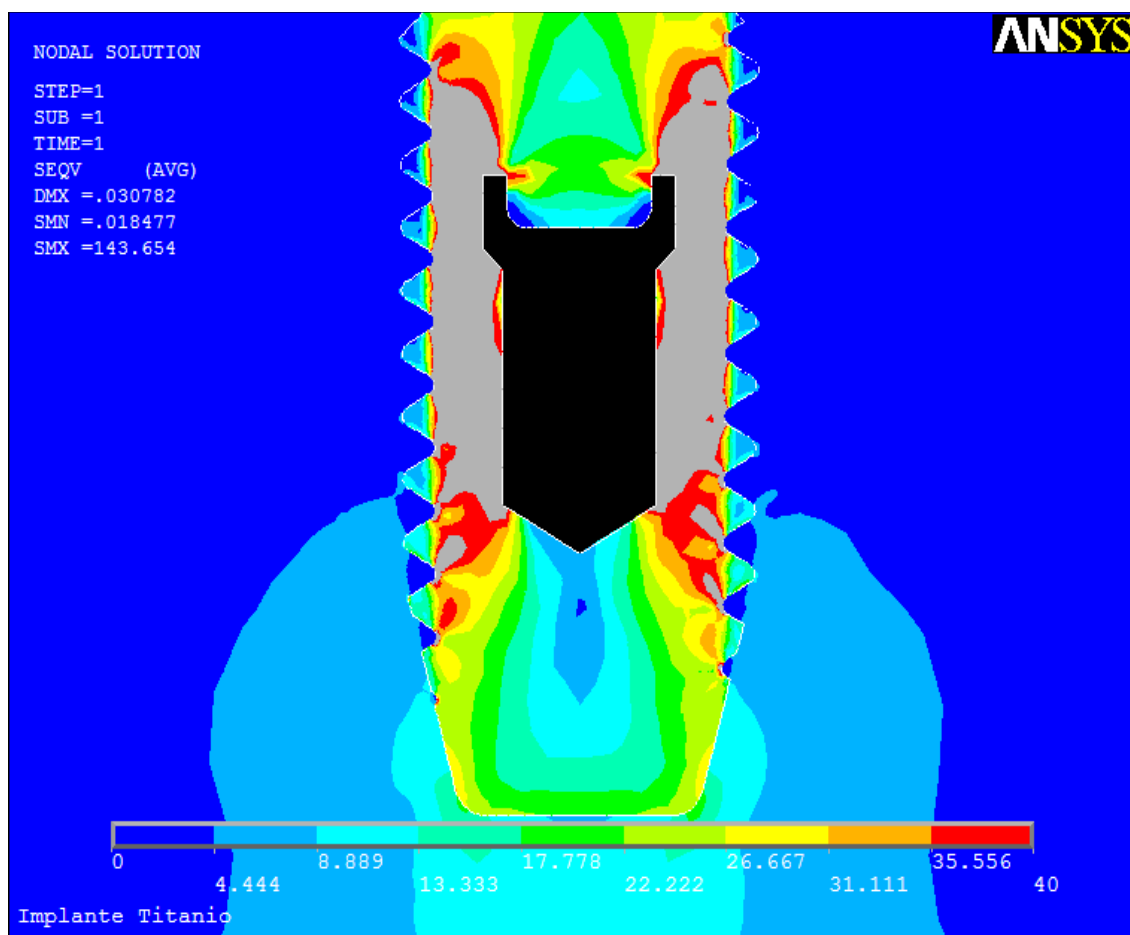


FIGURA 19 – Imagem do Implante de Titânio e Tecido Ósseo Trabecular.

A cor cinza representa valores acima de 40 MPa

Os valores das tensões geradas nos Nós localizados no contato osso-implante e no interior do implante, osso cortical, osso trabecular foram somados respectivamente e realizada uma análise comparativa dos valores obtidos entre o modelo com implante de nióbio e o outro com o implante de titânio, conforme tabelas 4, 5 e 6.

TABELA 4

Valores das tensões geradas nos Nós do Implante.

	NÓS	VALOR (MPa)		NÓS	VALOR (MPa)	
	CT	Nb	Ti	IT	Nb	Ti
IMPLANTE	183	25.130	24.948	6553	42.168	42.488
	187	17.476	17.719	6820	39.826	40.121
	189	18.497	18.726	6887	51.987	52.427
	267	2.8361	2.9380	6986	57.361	57.862
	376	6.6983	6.7345	7183	5.9912	6.2119
	484	13.053	13.121	7268	19.137	19.271
	571	26.755	26.960	8023	65.537	66.008
	579	21.658	21.765	8195	14.303	14.535
	586	24.739	24.936	8198	59.894	59.870
	676	10.735	10.791	8302	61.501	61.919
	784	6.5380	6.5468	9989	31.733	32.147
	892	3.4535	3.4840	10045	18.548	18.511
	959	18.458	18.655	10063	16.188	16.187
	961	18.732	18.940	10690	21.197	21.350
	965	24.357	24.290	..	..	..
	1198	43.712	44.635	..	..	..
	1216	41.341	42.157	..	..	..
TOTAL (MPa)	..	324.168	327.346	..	505.371	508.907

O sinal .. representa a não existência de valor numérico

CT – Contato Osso-Implante
Nb – NióbioIT – Interior de cada Estrutura
Ti - Titânio

TABELA 5

Valores das tensões geradas nos Nós do Osso Cortical.

	NÓS	VALOR (MPa)		NÓS	VALOR (MPa)	
	CT	Modelo Nb	Modelo Ti	IT	Modelo Nb	Modelo Ti
OSSO CORTICAL	183	17.818	17.370	6420	7.7055	7.5546
	187	7.1320	7.0171	6425	35.371	35.388
	189	8.0842	7.8377	6444	7.1331	7.0375
	959	8.1584	7.8919	6450	36.550	36.588
	961	7.5364	7.3849	6471	7.5564	7.4031
	965	18.163	17.660	6483	5.6906	5.6227
	1198	8.7047	8.2565	..	..	..
	1216	8.7263	8.2776	..	..	..
TOTAL (MPa)	..	84.323	81.695	..	100.006	99.593

O sinal .. representa a não existência de valor numérico	
CT – Contato Osso-Implante Nb – Nióbio	IT – Interior de cada Estrutura Ti - Titânio

TABELA 6

Valores das tensões geradas nos Nós do Osso Trabecular – Continua.

	NÓS	VALOR (MPa)		NÓS	VALOR (MPa)	
	CT	Modelo Nb	Modelo Ti	IT	Modelo Nb	Modelo Ti
OSSO TRABECULAR	267	2.0111	2.0985	1496	4.3181	4.3122
	376	4.9643	4.9860	1507	2.8537	2.8357
	484	9.8903	9.9396	2017	4.8994	4.8954
	571	18.281	18.341	2135	1.9435	1.9301
	579	8.6807	8.6691	2466	2.9810	2.9649
	586	19.522	19.591	3261	1.7939	1.7746
	676	8.3215	8.3663	3434	5.9670	5.9667
	784	5.0096	5.0104	5350	10.450	10.472
	892	2.4636	2.4961	5747	5.0445	5.0385
TOTAL (MPa)	..	79.144	79.498	..	40.251	40.190

TABELA 6

Valores das tensões geradas nos Nós do Osso Trabecular – Conclusão.

O sinal .. representa a não existência de valor numérico	
CT – Contato Osso-Implante Nb – Nióbio	IT – Interior de cada Estrutura Ti - Titânio

Na análise comparativa das tensões entre os implantes, os resultados demonstraram que no contato osso-implante, pela análise do erro relativo, as tensões geradas no implante de titânio foram 0,98 % maiores que as tensões geradas no implante de nióbio, e as tensões geradas no interior do implante de titânio foram 0.69 % maiores que as tensões geradas no interior do implante de nióbio, conforme figura 20.

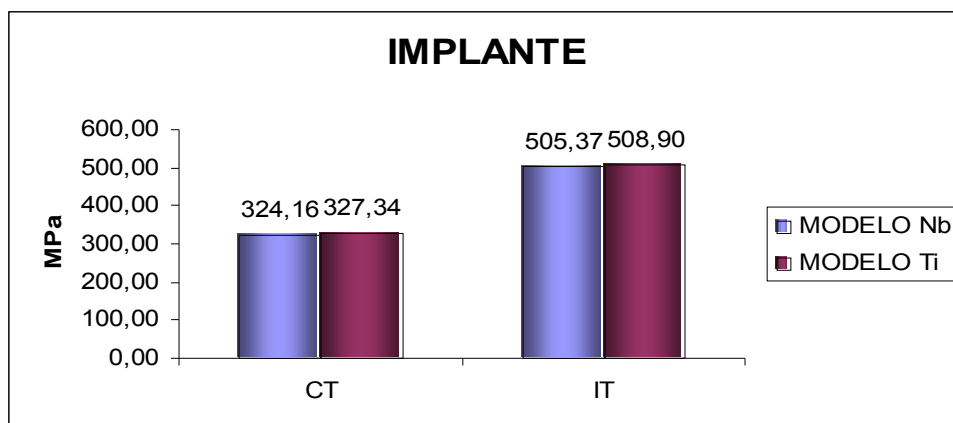


FIGURA 20 – Valores das tensões nos Implantes.

CT – Contato Osso-Implante	IT – Interior de cada Estrutura
Nb – Nióbio	Ti - Titânio

Na análise comparativa das tensões entre os tecidos ósseos corticais, os resultados demonstraram que na região de contato osso-implante, as tensões geradas no modelo contendo o implante de nióbio foram 3.21 % maiores que no modelo contendo o implante de titânio. Os valores encontrados no interior do tecido ósseo cortical do modelo com o implante de nióbio foram 0.41 % maiores que o modelo com o implante de titânio, conforme figura 21.

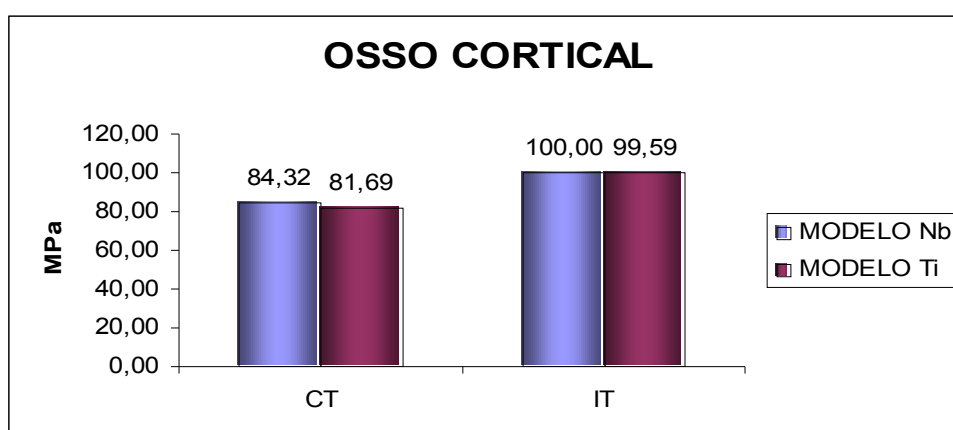


FIGURA 21 – Valores das tensões no Osso Cortical.

CT – Contato Osso-Implante	IT – Interior de cada Estrutura
Nb – Nióbio	Ti - Titânio

Na análise comparativa das tensões entre os tecidos ósseos trabecular, os resultados demonstraram que na região de contato osso-implante, as tensões geradas no modelo contendo o implante de titânio foram 0.44 % maiores que no modelo contendo o implante de nióbio. Os valores encontrados no interior do tecido ósseo trabecular do modelo com o implante de nióbio foram 0.15 % maiores que o modelo com o implante de titânio, conforme figura 22.

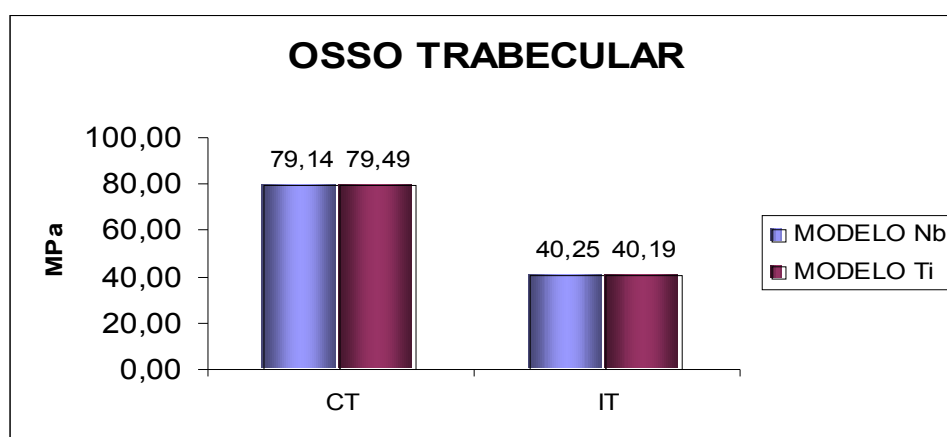


FIGURA 22 – Valores das tensões no Osso Trabecular.

CT – Contato Osso-Implante	IT – Interior de cada Estrutura
Nb – Nióbio	Ti - Titânio

Importante salientar que, em consideração aos resultados do modelo usado no presente estudo, esta análise é baseada em um número de suposições, incluindo aplicação de forças, condições limites, isotropia, homogeneidade e elasticidade linear do osso, suposições estas que não representam toda a situação clínica, apesar destas limitações os resultados são de grande interesse.

6. DISCUSSÃO

O estudo da biomecânica nos fornece o conhecimento mais preciso de todas as implicações mecânicas no processo de transmissão de cargas na osseointegração. O fator chave para o sucesso ou insucesso no tratamento com implante é a forma como as tensões são transmitidas ao tecido ósseo (Koca et al., 2005). As estruturas envolvidas com suas características particulares exercem grande importância na osseointegração. O implante apresentando a sua forma, comprimento, diâmetro, tipo de material e característica da superfície e o paciente com a intensidade e direção da força oclusal, condições de higiene oral e principalmente a qualidade do tecido ósseo, são fatores determinantes no sucesso da osseointegração (Borches & Rechart, 1983; Duyck et al., 1997; Patra et al., 1998; Geng et al., 2001; Tada et al., 2003; Vidigal Junior et al., 2004).

O Método de Elementos Finitos possibilita a análise de estruturas complexas, fornecendo soluções aproximadas dentro da precisão aceitável do problema. O método subdivide a estrutura em componentes individuais, e a partir do entendimento do comportamento de cada elemento é possível entender o comportamento do conjunto (Patra et al., 1998; Alves Filho, 2000; Rubo & Souza, 2001; Akça et al., 2002).

Este tipo de análise estrutural vem sendo empregado na Odontologia principalmente na Implantodontia para a análise da biomecânica das estruturas envolvidas na osseointegração, tais como implante, prótese e tecido ósseo (Ulbrich et al., 2000; Detolla et al., 2000; Geng et al., 2001; Rubo & Souza, 2001).

Os resultados obtidos através deste método dependem de fatores individuais, incluindo propriedades dos materiais, condições de fixação do modelo, definição da interface osso-implante. No presente estudo, o modelo construído representa um implante em tecido ósseo cortical e trabecular. Utilizou-se um modelo bidimensional, uma vez que a qualidade dos resultados pode ser considerada eficiente e precisa como a do modelo tridimensional,

reduzindo o tempo de cálculo e memória computacional (Holmgren et al., 1998; Rubo & Souza, 2001).

Nesta pesquisa, o modelo de elementos finitos para ambos os tipos de implantes conduziram a algumas observações interessantes com relação ao padrão de distribuição de tensões. As figuras 19, 20 e 21 demonstram os valores das tensões geradas pelo modelo com implante de titânio e pelo modelo com implante de nióbio na região de contato osso-implante e no interior do implante, tecido ósseo cortical e ósseo trabecular foram similares.

Em longo prazo a performance clínica do implante osseointegrado depende da preservação de uma boa qualidade óssea ao redor do implante e uma condição saudável da interface osso-implante. A densidade óssea e a ausência de microfraturas estão relacionadas às tensões geradas no tecido ósseo que governam o processo de remodelação óssea. A perda de implantes por reabsorção óssea ao redor do pescoço do implante pode ser atribuída à sobrecarga no tecido ósseo (Geng et al., 2001; Tada et al., 2003).

A distribuição das tensões nos modelos foi maior no tecido ósseo cortical, principalmente nos Nós 6425, 6450 que representam a crista óssea, enquanto que no tecido ósseo trabecular as tensões foram menores. O padrão de distribuição das tensões no tecido ósseo cortical e trabecular demonstraram uma uniformidade com os trabalhos estudados, uma vez que o módulo de elasticidade do tecido ósseo cortical é superior ao tecido ósseo trabecular (Van Rossen et al., 1990; Clelland et al., 1991; Meijer et al., 1993; Rieger et al., 1989; Meijer et al., 1996; Kitoh et al., 1988; Patra et al., 1998; Chun et al., 2002; Hungaro 2002; Kohal et al., 2002; Cruz et al., 2003; Fortuna, 2003; Ishigaki et al., 2003; Tada et al., 2003; Himmlová et al., 2004; Kitamura et al., 2005; Koca,et al., 2005). Comparativamente as tensões geradas no implante de Nióbio e de Titânio não apresentaram diferenças significativas.

Um dos fatores que influencia a distribuição das tensões na osseointegração é o tipo de material do implante (Patra et al., 1998, Rubo & Souza, 2001). O material Nióbio já foi estudado anteriormente e observado a sua grande biocompatibilidade, tanto no tecido ósseo quando no tecido mole (Zanetta-Barbosa et al., 2002a; Zanetta-Barbosa et al., 2002b) e em estudo comparativo de implantes de Nióbio e Titânio, os resultados demonstraram a

perfeita utilização do Nióbio como material constituinte de implantes osseointegráveis (Johansson & Albrektsson, 1991). A análise comparativa das tensões geradas no modelo com implante de Nióbio e no modelo com implante de Titânio foram similares, podendo ser caracterizado um aspecto favorável para a utilização do Nióbio como material de implante na reabilitação oral.

Devido a diferenças entre os modelos usados por outros autores, uma comparação quantitativa não é adequada, entretanto uma análise qualitativa do presente trabalho demonstrou uma performance aceitável dos modelos de implante de Nióbio e Titânio.

7. CONCLUSÃO

Baseado nos resultados obtidos neste estudo podemos concluir que os valores de tensões de von Mises gerados no modelo com Implante de Nióbio e no modelo com Implante de Titânio, nas regiões de contato osso-implante, interior do implante, tecido ósseo cortical e tecido ósseo trabecular foram similares.

A avaliação biomecânica, do modelo com implante de nióbio em comparação ao modelo com implante de titânio, enriquece os experimentos sobre a possível utilização do Nióbio como material constituinte de implantes na reabilitação oral.

REFERÊNCIAS*

AKAGAWA Y, SATA Y, TEIXEIRA ER, SHINDOI N, WADAMOTO M. A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis.

Journal of Oral Rehabilitation, v. 30, p. 41-45, 2003.

AKÇA K, ÇEHRELI MC, IPLIKÇIOĞLU H. A comparative of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. **Int J Prosthodont**, v. 15, n. 2, p. 115-121, 2002.

ALVES FILHO AVELINO. **Elementos Finitos: A Base da Tecnologia CAE**. São Paulo: Érica, 2000.

BORCHERS L, REICHART P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. **J Dent Res**, v. 62, n. 2, p. 155-159, 1998.

CHUN HJ, CHEONG SY, HAN JH, HEO SJ, CHUNG JP, RHYU IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 29, p. 565-574, 2002.

CLELLAND NL, ISMAIL YH, ZAKI HS, PIPKO D. Three dimensional finite element analysis in and around the Screw-Vent implant. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 6, n. 4, p. 391-398, 1991.

CRUZ M, WASSAL T, TOLEDO EM, BARRA, LPS, LEMONGE ACC. Three-dimensional Finite Element Stress Analysis of a Cuneiform Geometry Implant. **Int J Oral Maxillofac Implant**, v. 18, n. 5, p. 675-684, 2003.

* De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (PubMed).

DETOLLA DH, ANDREANNA S, PATRA A, BUHITE R, COMELLA B. The role of the finite element model in dental implants. **Journal of Oral Implantology**, v. 26, n. 2, p. 77-81, 2000.

DUYCK J, NAERT IE, VAN OOSTERWYCK H, VAN DER SLOTEN J, DE COOMAN M, LIEVENS S, et al. Biomechanics of oral implants: a review of the literature. **Technol Health Care**, v. 5, n. 4, p. 253-273, 1997.

FORTUNA, CB. **Análise em elementos finitos do comportamento biomecânico de um implante unitário, do tipo hexágono interno, submetido à aplicação de carga imediata, precoce e tardia**. 2003. 115f. Dissertação (Mestrado em Prótese Dental) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

GENG JJ, TAN KBC, LIU GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **J Prosthet Dent**, v. 85, n. 6, p. 585-598, 2001.

GENG JP, BENG WX, TAN KBC, LIU GR. Finite Element Analysis of an Osseointegrated Stepped Screw Dental Implant. **Journal of Oral Implantology**, v. 30, n. 4, p. 223-233, 2004.

HIMMLOVÁ L, DOSTÁLOVÁ T, KÁCOVSKÝ A, KONVICKOVA S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. **J Prosthet Dent**, v. 91, n. 1, p. 20-25, 2004.

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 Implant**, v. 24, n. 2, p. 80-88, 1998.

HUNGARO, P. **Estudo comparativo em elemento finito, de implantes osseointegrados com diferentes morfologias e de suas estruturas de**

suporte. 2002. 100f Dissertação (Mestrado em Prótese Dental) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

ISHIGAKI S, NAKANO T, YAMADA S, NAKAMURA T, TAKASHIMA F.
Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing.
Clin Oral Impl Res, v. 14, p. 97-102, 2003.

JOHANSSON CB, ALBREKTSSON MO. A removal torque and a histomorphometric study of commercially pure niobium and titanium and implants in rabbit bone. Clin Oral Implants Reserch, v 2, n. 1, p. 24, 1991.

KITAMURA E, STEGAROIU R, NOMURA S, MIYAKAWA O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant – a three dimensional finite element analysis. **J Oral Rehabilitation**, v. 32, p. 279-286, 2005.

KITOH M, MATSUSHITA Y, YAMAUE S, IKEDA H, SUETSUGU T. The stress distribution of the hydroxiapatite implant under the vertical load by the two-dimensional finite element method. **J Prosthet Dent**, v. 14, n. 1, p. 68-71, 1988.

KOCA OL, ESKITASCIOGLU G, USUMEZ A. Three dimensional finite element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary region of the sinus floor. **J Prosthet Dent**, v. 93, n. 1, p. 38-44, 2005.

KOHAL RJ, PAPAASILIOU G, KAMPOSITORA P, TRIPODAKIS A, STRUB JR. Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium- partially stabilized zirconia implants. **Int J Prosthodont**, v. 13, n. 2, p. 189-194, 2002.

MATWEB – Material Property Data. Disponível em: <[http: www.matweb.com](http://www.matweb.com)>. Acesso em: 03 maio 2006.

MEIJER HJA, STARMANS, FJM, STEEN WHA, BOSMAN F. A three-dimensional, finite element analysis of bone around implants in an edentulous human mandible. **Arch Oral Biol** v. 38, n. 6, p. 491-496, 1993.

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**, v. 23, n. 11, p. 757-763, 1996.

MORAES MCCSB, MORAES EM, ELIAS CN. Analise de tensões em implantes osseointegrados por elementos finitos: variação da ancoragem e diâmetro dos implantes. **Rev Bras Implan**, Jul/Set, 2001.

O'MAHONY A, BOWLES Q, WOOLSEY G, ROBINSON SJ, SPENCER P. Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analyses of axial and off-axial loading. **Implant Dent**, v. 9, n. 3, p. 207-218, 2000.

O'MAHONY AM, WILLIAMS JL, SPENCER P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. **Clin Oral Impl Res**, v. 12, p. 648-657, 2001.

PATRA AK, DEPAOLO JM, D'SOUZA KS, DETOLLA D, MEENAGHAN MA. Guidelines for analysis and redesign of dental implants. **Implant Dent**, v. 7, n. 4, p. 355-368, 1998.

PIERRISNARD L, HURE G, BARQUINS M, CHAPPARD D. Two dental implants designed for immediate loading: a finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 17, n. 3, p. 353-362, 2002.

RIEGER MR, ADAMS WK, KINZEL GL, BROSE MO. Finite element analysis of bone-bonded endosseous implants. **J Prosthet Dent**, v. 62, n. 4, p. 436-440, 1989.

RUBO JH, SOUZA EAC. Métodos Computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. **Rev FOB**, v. 9, n. 3/4, p. 97-103, 2001.

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 three-dimensional finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 18, n.3, p. 357-368, 2003.

TEIXEIRA ER, SATO Y, AKAGAWA Y, SHINDOI N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 25, p. 299-303, 1998.

ULBRICH NL, HECK MB, BASSANTA AD. Estudo da Distribuição das Tensões no Sistema de Implantes IMZ nos três Elementos Intramóveis com Cargas Verticais. **Revista Brasileira de Prótese Clínica e Laboratorial**, v. 2, n.5, p. 32-38, 2000.

VAN OOSTERWYCK H, DUYCK J, VANDER STOLEN J, VAN DER PERRE G, DE COOMAN M, LIEVENS S, et al. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. **Clin Oral Impl Res**, v. 9, p. 407-418, 1998.

VAN OOSTERWYCK H, DUYCK J, VANDER SLO滕 J, VAN DER PERRE G, NAERT, I. Peri-implant bone tissue strains in cases of dehiscence: a finite element study. **Clin Oral Implant. Res.** v. 13, p. 327-333, 2002.

VAN ROSSEAN I, BRAAK LH, PUTTER C, GROOT K. Stress absorbing elements in dental implants. **J Prosthet Dent**, v. 64, n. 2, p. 198-205, 1990.

VIDIGAL JUNIOR GM, VIEIRA AR, PEREIRA JUNIOR FJ, OLIVEIRA LMC. Aspectos biomecânicos associados à perda de implantes osseointegrados. **RGO**, v. 52, n. 2, p. 107-110, abr/mai/jun, 2004.

ZANETTA-BARBOSA D, DUARTE LGA, GOMIDE HA. Reações teciduais ao implante de corpos de nióbio. Estudo histológico em ratos. **ABO Nacional**, v. 10, n. 01, p. 160-164, jun/jul, 2002a.

ZANETTA-BARBOSA D, DUARTE LGA, GOMIDE HA. Reação do tecido ósseo ao implante de corpos de nióbio. Estudo histológico em coelhos. **RBC**, v. 9, n. 36, p. 291-294, 2002b.