

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS**

Faculdade de Odontologia

**ESTUDO COMPARATIVO DE TRÊS TIPOS DE  
IMPLANTES CURTOS, COM PROPORÇÃO  
COROA /IMPLANTE DESFAVORÁVEL, EM  
DUAS QUALIDADES ÓSSEAS, ATRAVÉS DO  
MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS-3D**

**Leonardo Gandra Fonseca**

Belo Horizonte  
2008

**Leonardo Gandra Fonseca**

**ESTUDO COMPARATIVO DE TRÊS TIPOS DE  
IMPLANTES CURTOS, COM PROPORÇÃO  
COROA /IMPLANTE DESFAVORÁVEL, EM  
DUAS QUALIDADES ÓSSEAS, ATRAVÉS DO  
MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS-3D**

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Implantodontia

**Orientador:** Prof. Dr. Peter Reher

**Co-orientador:** Prof. Dr. Janes Landre Júnior

Belo Horizonte  
2008

## FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

F676e Fonseca, Leonardo Gandra  
Estudo comparativo de três tipos de implantes curtos, com proporção coroa/implante desfavorável, em duas qualidades ósseas, através do método de elementos finitos 3D / Leonardo Gandra Fonseca. Belo Horizonte, 2008.  
62f. : Il.

Orientador: Peter Reher  
Co-orientador: Janes Landre Júnior  
Dissertação (Mestrado) - Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia

1. Implante dentário. 2. Métodos dos elementos finitos. I. Reher, Peter. II. Landre Júnior, Janes. III. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

CDU: 616.314-089.843



FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
Coordenação do Programa de Mestrado em Odontologia

**ESTUDO COMPARATIVO DE TRÊS TIPOS DE IMPLANTES CURTOS, COM  
PROPORÇÃO COROA/IMPLANTE DESFAVORÁVEL, EM DUAS  
QUALIDADES ÓSSEAS, ATRAVÉS DO MÉTODO DOS ELEMENTOS  
FINITOS-3D**

**LEONARDO GANDRA FONSECA**

**ORIENTADOR:** Prof. Dr. Peter Reher

**COMPOSIÇÃO DA BANCA EXAMINADORA:**

- 1- Prof. Dr. Sérgio Carvalho Costa – UFMG
- 2- Prof. Dr. Wellington Corrêa Jansen – PUC MINAS
- 3- Prof. Dr. Peter Reher – PUC MINAS

**DATA DA APRESENTAÇÃO E DEFESA: 02 de dezembro de 2008**

**A dissertação, nesta identificada, foi aprovada pela Banca Examinadora**

Belo Horizonte, 19 de janeiro de 2009

Prof. Dr. Peter Reher  
**Orientador**

Prof. Dr. Roberval de Almeida Cruz  
**Coordenador Geral dos Programas de  
Mestrado em Odontologia**

## DEDICATÓRIA

À minha esposa Ilza, pelo incentivo na carreira e nos estudos.

À minha filha Mariana, pela inspiração, amor e carinho.

Ao colega Breno (in memoriam), pelo exemplo de bom temperamento e educação  
no curto tempo de convivência que tivemos.

## **AGRADECIMENTOS**

Aos colegas de curso, pelo companheirismo demonstrado nestes dois anos de convivência.

## LISTA DE ARTIGOS

Esta dissertação gerou as seguintes propostas de artigos:

- I. Entendendo o Método dos Elementos Finitos e sua terminologia na Implantodontia (artigo de revisão de literatura) A ser submetido ao periódico ImplantNews para publicação..... 18
  
- II. Estudo comparativo de três tipos de implantes curtos: Análise pelo Método de Elementos Finitos 3D (artigo de pesquisa) A ser submetido ao periódico. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants para publicação..... 39

## LISTA DE ABREVIATURAS

3D Tridimensional

MEF Método dos Elementos Finitos

FEA Finite Element Analysis

MPa Megapascal

E Módulo de Elasticidade ou Módulo de *Young*

$\nu$  Coeficiente de *Poisson*

$\sigma$  Tensão

$\epsilon$  Deformação

N Newton

TVM Tensão de von Mises



## RESUMO

Implantes curtos têm sido usados como alternativa a procedimentos avançados em casos de insuficiência de osso para inserção de implantes maiores. O objetivo deste trabalho foi investigar a influência da geometria de implantes curtos na distribuição de tensões no osso posterior da mandíbula, através do Método dos Elementos Finitos 3D. O trabalho considerou todos os materiais isotrópicos, homogêneos e de comportamento linear-elástico. O osso foi modelado em duas configurações, variando a espessura da cortical e as propriedades da medular, para simular os tipos de osso 2 e 3 da classificação de Lekholm e Zarb. A proporção coroa/implante foi de 2 para 1. Os implantes testados possuem geometrias distintas na porção cervical, o chamado módulo de crista. Sob cargas verticais, os três modelos de implante se comportaram de maneira semelhante. Sob cargas horizontais, o implante de módulo de crista divergente teve uma distribuição de tensões menos favorável no osso tipo 3, em comparação com o osso tipo 2 e com os outros implantes, que não tiveram muita variação de comportamento no osso tipo 3.

**Unitermos:** Implantes curtos; implantologia; módulo de crista; Método dos Elementos Finitos

## **ABSTRACT**

Short implants have been used as an alternative to advanced surgical procedures when there is not sufficient bone to use longer implants. The aim of this study was assess the implant geometry of short implants on stress distribution on bone of the posterior mandible, through 3D Finite Element Analysis. All materials were considered isotropic, homogeneous and linearly elastic. Two bone types were modeled, varying cortical thickness and the material properties of cancellous bone, to simulate bone types 2 and 3, according to Lekholm and Zarb classification. The crown/implant ratio was considered 2:1. The fixtures tested have different geometries in the neck, the so-called crestal module. Under vertical loads, the 3 models of fixtures behaved in similar manner. Under horizontal loads, the fixture with divergent crestal module had the least even stress distribution on type 3 bone, in comparison with type 2 and other fixtures which did not have too much variation in behavior in bone type 3.

**Key words:** Short dental implants, implantology, crestal module, finite element analysis

## SUMÁRIO

LISTA DE ARTIGOS .....	6
LISTA DE ABREVIATURAS.....	7
RESUMO.....	8
ABSTRACT.....	9
1 - INTRODUÇÃO .....	10
2 – OBJETIVOS.....	14
2.1 – OBJETIVO GERAL.....	14
2.2 – OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	14
3 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	15
4 – ARTIGO I.....	19
RESUMO .....	20
ABSTRACT .....	20
INTRODUÇÃO.....	21
REVISÃO DE LITERATURA.....	23
CONCLUSÃO.....	36
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	37
5 - ARTIGO II.....	39
RESUMO .....	42
ABSTRACT .....	42
INTRODUÇÃO.....	43
OBJETIVOS.....	46
MATERIAIS E MÉTODOS .....	46
RESULTADOS .....	51
DISCUSSÃO.....	55
CONCLUSÕES.....	57
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	59

## 1 - INTRODUÇÃO

Maxilas atróficas, com reabsorção do processo alveolar pós-exodontia e pneumatização do seio maxilar, e mandíbulas com pouco osso entre o rebordo edêntulo e o canal mandibular, são comumente observados nos pacientes que procuram reabilitação com implantes osseointegrados. Nestas situações, comumente são executados procedimentos cirúrgicos avançados para aumento ósseo tais como enxerto de osso para levantamento de seio maxilar e enxertos para aumento do rebordo alveolar na maxila e na mandíbula.

Técnicas cirúrgicas avançadas são dispendiosas e de difícil aceitação por parte de alguns pacientes. Às vezes se faz estas cirurgias no intuito de se conseguir osso suficiente para inserção de implantes de tamanho dito padrão, de 12 ou 13 mm e assim obter ancoragem suficiente. Implantes curtos têm sido utilizados com sucesso variado para se contornar tais situações. Alguns autores mostram que é viável utilizá-los (GENTILE, CHUANG e DODSON, 2005; ROKNI et al., 2005; MISCH, 2006; TAWIL, ABOUJAOUDE e YOUNAN, 2006) embora, às vezes, o comprimento seja considerado fator de risco (GOODACRE, KAN e RUNGCHARASSAENG, 1999; NAERT et al, 2002; WENG et al, 2002; MORRIS et al, 2004; MISCH, 2005). A qualidade óssea, fator de sucesso de implantes, é especialmente importante no caso de implantes curtos, pois a taxa de sucesso de tais implantes em osso de baixa densidade, segundo alguns autores, é menor (SNAUWERT et al, 2000; TAWIL, ABOUJAOUDE e YOUNAN, 2006; das NEVES et al, 2006;).

Segundo Misch (2000) a proporção mínima coroa/implante considerada ideal é de 1 para 1 . No entanto, quando o processo alveolar é reabsorvido, a instalação do implante é feita à custa do osso remanescente. Se existir alguma estrutura anatômica a ser evitada, o implante curto está indicado. Como a prótese sobre implante deve ocluir com o antagonista, a proporção coroa/implante fica alterada, na medida em que se torna necessário fazer uma coroa maior (Figura 1). Para Renouard e Rangert (2008), isto é considerado uma situação de risco biomecânico.



**Figura 1** – Exemplos de proporção coroa/implante desfavorável

Fonte: [www.bicon.com.br](http://www.bicon.com.br)

O método de elementos finitos (MEF) é uma técnica baseada em programas de computador que permitem simular problemas mecânicos de

geometria complexa e fornecer uma solução analítica. Ele consiste em dividir (discretizar) um problema em domínios mais simples (elementos) e combiná-los apropriadamente para se obter a solução para o corpo todo (Geng, Tan, Liu, 2001).

Segundo pesquisas que utilizam o Método dos Elementos Finitos (MEF), a geometria do implante tem influência na transferência e dissipação de forças no osso (CHUN et al, 2002; BOZKAYA, MUFTU e MUFTU, 2004; GENG et al, 2004; TADA et al, 2003). Assim, diversos desenhos de implantes também poderiam alterar a chance de sucesso no uso de implantes curtos.

Para alguns autores, forças excessivamente altas podem contribuir para a reabsorção patológica do osso (ISIDOR, 1996; ISIDOR, 1997; MIYATA et al. 2000).

O MEF tem sido utilizado nos estudos biomecânicos em Implantodontia para análise da distribuição de tensão e deformações nos implantes e osso adjacente, se constituindo na metodologia ideal para tal fim, conforme afirmam Geng, Tan e Liu (2001).

Dentre os trabalhos que se utilizam do MEF, grande parte considera o osso e o titânio como isotrópicos, ou seja, com comportamento mecânico frente a forças aplicadas independente da direção. Embora assumir isotropia para determinados materiais como o titânio, por exemplo, seja aceitável, o osso tem sido também considerado como tal. Para alguns autores, no entanto, isto pode ser uma simplificação exagerada, visto que o osso é francamente anisotrópico, com comportamento dependente do sentido em que a força é aplicada. (SCHWARTZ-DABNEY e DECHOW, 2002; REINA et al., 2007; TAYLOR et al., 2002). Assumir

isotropia para o osso poderia subestimar o risco de falha de implantes, visto que trabalhos que assumem anisotropia indicam que as tensões e deformações resultantes da aplicações de forças são maiores (NATALI e PAVAN, 2002; LIAO, TONG e DONG, 2007). Como este trabalho tem o objetivo apenas de comparar 3 tipos de design do módulo de crista de implantes curtos, todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e de comportamento linear-elástico, para preservar a simplicidade sem invalidar os resultados. Todas as interfaces dos modelos foram consideradas como completamente unidas, sem fricção entre componentes do implante e no contato com osso.

## **2 – OBJETIVOS**

### ***2.1 – Objetivo Geral***

O objetivo deste trabalho é avaliar comparativamente o comportamento dos implantes curtos na transferência de forças oclusais ao tecido ósseo periimplantar, comparando diferentes geometrias de implantes, com proporção coroa/raiz desfavorável, em duas qualidades de osso, através do Método de Elementos Finitos.

### ***2.2 – Objetivos Específicos***

1 – Realizar uma revisão de literatura sobre o método de elementos finitos e suas aplicações na Implantodontia.

2 - Analisar por comparação qualitativa das tensões de Von Mises (TVM) o comportamento de diferentes geometrias de implantes, com proporção coroa/implante desfavorável, em modelo de osso mandibular tipos 2 e 3 de Lekholm e Zarb.



### 3 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BOZKAYA, D.; MUFTU, S.; MUFTU, A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite element analysis, **The Journal of Prosthetic Dentistry**. v. 92, n. 6, p.523-530, Dec 2004.

CHUN, H.-J. et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.29, n.6, p.565-574, 2002.

GENG, J. P. et al. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.31, n.3, p.233-9, 2004.

GENG J. P.; TAN, K. B. C; LIU, G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of literature. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v.85, n.6, p.585-598, 2001.

GENTILE, M. A.; CHUANG, S. K.; DODSON, T. B. Survival estimates and risk factors for failure with 6 X 5.7-mm implants. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v.20, n.6, p.930-944, 2005

GOODACRE, C. J.; KAN, J.Y.; RUNGCHARASSAENG, K. Clinical complications of osseointegrated implants. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v.81, n.5, p. 537-552, 1999.

ISIDOR, F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.7, n.2, p.143-52, 1996.

ISIDOR, F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.8, n.1, p.1-9, 1997.

MISCH, C. E. **Implantes dentários contemporâneos**, 2 ed. São Paulo. Editora Santos. 2000.

MISCH, C. E. Short dental implants: a literature review and rationale for use. **Dentistry Today**. v. 24, n. 8, p. 64-6, Aug, 2005.

MISCH, C. E. Short dental implants in posterior partial edentulism. **Journal of Periodontology**. v. 77, n. 8, p. 1340-7. Aug. 2006.

MIYATA, T. et al. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v.15, n. 3, p.425-31, 2000.

MORRIS, H. F. et al. AICRG, Part V: Factors influencing implant stability at placement and their influence on survival of Ankylos implants. **Journal of Oral Implantology**, Abington, v.30, n.3, p.162-170, 2004.

NAERT, I. et al. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part I: a longitudinal clinical evaluation. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.13, n.4, p.381-389, 2002.

NATALI, A. N.; PAVAN, P.G. A comparative analysis based on different strength criteria for evaluation of risk factor for dental implants. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**. v. 5, n. 2, p.127-133, 2002.

NEVES, F. D., et al. Short implants - an analysis of longitudinal studies. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 21, n. 1, p. 86-93, Jan-Feb, 2006.

O'MAHONY, A. M; WILLIAMS, J. L; SPENCER, P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.12, n.6, p.648-57, 2001.

REINA, J. M. et al. Numerical estimation of bone density and elastic constants distribution in a human mandible. **Journal of Biomechanics**, Eindhoven, v.40, n.4, p.828-36, 2007.

RENOUARD, F.; RANGERT, B. Fatores de Risco em Implantodontia: Análise clínica simplificada para um Tratamento Previsível. 2 ed. São Paulo: Quintessence Editora Ltda, 2008: 193.

ROKNI S. et al. An assessment of crown-to-ratio with short sintered porous-surface implants supporting prostheses in partially edentulous patients. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v.20, n.1, p.69-76, 2005.

SCHWARTZ-DABNEY, C. L; DECHOW, P. C. Edentulation alters material properties of cortical bone in the human mandible. **Journal of Dental Research**, Standford, v. 81, n. 9, p. 613-617, 2002.

SNAUWERT, K et al. Time dependent failure rate and marginal bone loss of implant supported prostheses: a 15-year follow-up study. **Clinical Oral Investigations**, Heidelberg v.4, n.1, p.13-20, 2000.

TADA, S; et al. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. **The**

**International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v.18, n.3, p.357-368, 2003.

TAYLOR, W. R. et al. Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. **Journal of Biomechanics**, Eindhoven, v.35, n.6, p.767-773, 2002.

TAWIL, G; ABOUJAOUDE, N; YOUNAN, R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 21, n.2, p.275-282, 2006.

WENG, D. et al. A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: results after 6 years of follow-up. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 18, n. 3, p. 417-23, May-Jun, 2003.

## 4 – ARTIGO I

### **Entendendo o Método dos Elementos Finitos e sua terminologia na Implantodontia**

*Understanding the Finite Element Analysis and its terminology in Implant Dentistry*

**Leonardo Gandra Fonseca** – Mestrando em Implantodontia (PUC Minas)

**José Francisco Sales Barbosa** – Mestre em Prótese Dentária (PUC Minas); Professor da Faculdade de Odontologia da PUC Minas

**Peter Reher** – Mestre e Doutor em Cirurgia Bucomaxilofacial; Professor da UFMG e da Faculdade de Odontologia da PUC Minas

**Wellington Jansen** – Doutor em Materiais Dentários; Professor da Faculdade de Odontologia da PUC Minas

**Janes Landre Júnior** – Doutor em Engenharia Metalúrgica; Professor do Departamento de Engenharia Mecânica da PUC Minas

#### **Endereço do autor para correspondência:**

Leonardo Gandra Fonseca

Rua Araguari, 1268 Ap. 102, Santo Agostinho,

Belo Horizonte, CEP 30190-111 - Brasil

Telefax: (31) 3384-2970

e-mail: [gandrleonardo@yahoo.com.br](mailto:gandrleonardo@yahoo.com.br)

José Francisco Sales Barbosa [jfsalesb@uol.com.br](mailto:jfsalesb@uol.com.br)

Peter Reher [dr.peter.reher@gmail.com](mailto:dr.peter.reher@gmail.com)

Wellington Corrêa Jansen [wellington.jansen@gmail.com](mailto:wellington.jansen@gmail.com)

Janes Landre Júnior [janer@pucminas.br](mailto:janer@pucminas.br)

## RESUMO

O Método dos Elementos Finitos (MEF) tem sido usado para analisar como as forças oclusais são transmitidas aos implantes, intermediários protéticos e ao osso ao redor dos implantes osseointegrados. Esta ferramenta tem se mostrado mais acurada do que outros métodos, como os ensaios com *strain gauge* e de fotoelasticidade. Embora estes métodos não tenham perdido a validade, eles podem ser considerados inferiores ao MEF, que permite quantificar as tensões e deformações resultantes da aplicação de cargas com mais precisão e sem subjetividade. Outra vantagem deste método é o fato de ele ser matemático e não exigir análise estatística dos dados, visto que, se o estudo for repetido, os resultados serão os mesmos. Desta forma, o “corpo de prova” é único para cada situação. Este artigo apresenta o MEF e mostra a sua utilidade no estudo da Implantodontia, iniciando o leitor na terminologia encontrada na literatura. Alguns termos serão explicados e traduzidos para o português, visto que quase a totalidade dos artigos é publicada na língua inglesa.

**Unitermos:** Método dos elementos finitos, implantodontia, implantes dentais

## **ABSTRACT**

The Finite Element Analysis (FEA) has been used to analyse how occlusal loads are transmitted to implants, abutments and jawbone around osseointegrated dental implants. This tool has been shown to be more accurate than older methods, like strain gauge and photoelasticity models. Although those methods are still useful, they could be considered inferior compared to FEA, because it allows the quantification of stress and strain resulted from load application more precisely and objectively. Another advantage is that it is a mathematical method and does not require statistic analyses because the results will be the same if repeated. This paper presents the FEA and shows its utility in Implantology, starting the reader in

the terminology used in the literature. Some terms are explained and translated into Portuguese, as most of the articles are published in the English language.

**Keywords:** Finite Element Analysis, Implantology, Dental Implants.

## **INTRODUÇÃO**

O MEF é uma técnica baseada em programas de computador que permitem simular problemas mecânicos de geometria complexa e fornecer uma solução analítica. Ele consiste em dividir (discretizar) um problema em domínios mais simples (elementos) e combiná-los apropriadamente para se obter a solução para o corpo todo <sup>1</sup>.

Em Implantodontia, o MEF estuda basicamente o efeito das aplicações de cargas nos implantes, componentes protéticos e osso adjacente. Um fator chave para o sucesso da terapia com implantes é a maneira em que as tensões são absorvidas e dissipadas. A transferência das cargas depende do tipo de carga, interface osso-implante, comprimento e diâmetro do implante, da forma e superfície do implante, do tipo de prótese, e da quantidade e qualidade do osso. A capacidade adaptativa do osso é dependente do carregamento. Excesso ou insuficiência de cargas pode contribuir para a reabsorção patológica do osso <sup>1</sup>.

Normalmente, cria-se um problema a partir da observação clínica, do questionamento de alguma orientação vigente ou de uma nova técnica. Por exemplo, pode se comparar a distribuição de tensões ou deformações em diferentes comprimentos e diâmetros<sup>2</sup>, diferentes desenhos de espiras<sup>3,4</sup>, comprimento de cantilever<sup>2</sup>, tipos de conexões protéticas<sup>2</sup>, inclinação de

implantes<sup>5</sup>, implantes inseridos com tripodismo (off-set)<sup>6</sup>, implantes ferulizados<sup>7</sup>. Enfim, várias situações biomecânicas podem ser simuladas com o uso do MEF.

O primeiro passo na modelagem do MEF é criar a geometria de interesse do pesquisador. Um programa de desenho tridimensional, como SolidWorks (Dassault Systèmes SolidWorks Corp. Concord, Massachusetts, EUA) ou IronCad (IronCAD, Atlanta, GA, EUA) é utilizado neste momento. A modelagem de implantes, às vezes, é feita como um cilindro, sem as espiras. Isto é aceitável em diversas situações e facilita a modelagem sobremaneira, não interferindo no resultado do estudo, especialmente quando se estuda comprimento e diâmetro<sup>2,8</sup>. Entretanto, existe uma tendência de se desenhar os implantes com espiras, visto que a distribuição de tensões e deformações parece ser diferentes entre implantes com e sem espiras<sup>9</sup>. Obviamente, quando se quer testar a geometria externa, como design de implantes<sup>10</sup>, formato e espaçamento entre as espiras<sup>3,4</sup>, as espiras precisam ser desenhadas. O osso pode ser desenhado em computação gráfica ou por dados de tomografia computadorizada<sup>11</sup>. Os modelos geométricos são então importados a um processador de MEF, como o MSC Nastran® ou Ansys® (Swanson Analysis Systems, Inc., Houston, PA, USA), por software específico, por exemplo Patran® (Nastran e Patran são da MSC Software Corporation, Santa Ana, CA, EUA). As propriedades dos materiais são incluídas e o experimento é então executado.

Certos estudos avaliam a concentração de tensões (de tração ou de compressão) decorrente da aplicação de cargas<sup>6,12,13,14</sup>, enquanto outros medem a deformação<sup>2,15</sup>. Alguns medem tensões e deformações<sup>16</sup>. Após o processamento do experimento, o programa fornece um desenho onde mostra a



localização da tensão de Von Mises, que é a média das tensões em todas as direções. Uma escala de cores é fornecida ao lado do desenho e serve para identificar a magnitude das tensões, permitindo ao pesquisador analisar os resultados e formular as discussões e conclusões.

Em resumo, formula-se um problema, simula-se a situação em programas de computador, que fornece imagens e números a serem analisados e interpretados pelo pesquisador.

## ***REVISÃO DE LITERATURA***

### ***O que é necessário para entender o MEF?***

Existem alguns requisitos básicos para se entender o MEF. Como em toda área do conhecimento, uma terminologia específica é utilizada, e seu conhecimento é condição básica não apenas para a realização de pesquisa com esta metodologia, mas também para a leitura e interpretação de artigos que se utilizam desta ferramenta. Nota-se que o número de trabalhos de MEF nas principais publicações tem aumentado.

### **Comportamento mecânico dos materiais**

A base de todo o processo está no comportamento dos materiais frente a aplicações de forças. Projetistas de produtos como máquinas, veículos e estruturas (assim como de implantes), precisam alcançar níveis aceitáveis de desempenho e economia, ao mesmo tempo em que garantem que o item seja

seguro e durável. Para assegurar desempenho, segurança e durabilidade, é necessário evitar excessiva deformação, isto é, flexão (*bending*), torção (*twisting*) ou estiramento (*stretching*). Além disso, a quebra (*cracking*) de componentes precisa ser inteiramente evitada, ou estritamente limitada. O estudo das deformações e fraturas em materiais é chamada Comportamento Mecânico dos Materiais (*Mechanical Behavior of Materials*). O conhecimento nesta área é a base para se evitar estes tipos de falhas em aplicações de engenharia. Testes físicos de amostras de materiais são executados através de aplicação de forças e observação das deformações resultantes. Uma vez que o comportamento de um dado material é conhecido quantitativamente, as chances de sucesso dele em uma determinada aplicação pode ser avaliada<sup>17</sup>.

A mais básica preocupação em design para se evitar falha estrutural é que a tensão (*stress*) no corpo não pode exceder a força (*strength*) do material, onde a força é simplesmente a tensão que causa a deformação ou a fratura do material. É oportuno discutir neste parágrafo os termos tensão (*stress*), que pode ser de tração (*tension*) ou compressão (*compression*). Tensão e *tension* são falsos cognatos e podem ser usados erroneamente como sinônimos. Em engenharia elétrica “tensão” (voltagem) e “*tension*” são realmente equivalentes, mas em mecânica não<sup>18</sup>.

Tensão (*stress*) e deformação (*strain*) são simbolizadas pelas letras gregas,  $\sigma$  e  $\epsilon$  (lê-se sigma e épsilon) respectivamente. É conveniente que os dois sejam estudados conjuntamente. Tensão significa o estado causado pela aplicação de carga (*load*). Por exemplo, a força oclusal causa a tensão, que pode

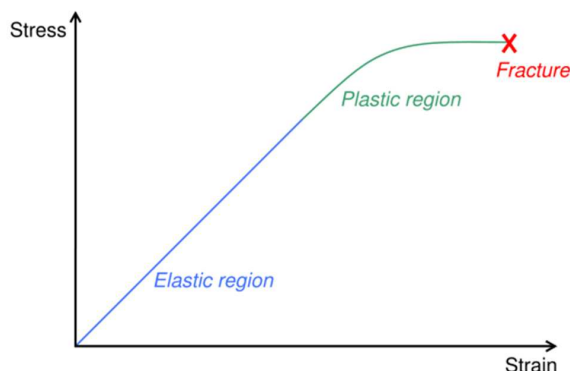
ser de compressão ou de tração. Ela é o resultado da força exercida por unidade de área:

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

A sua unidade de medida é o pascal (Pa) e significa newton por metro quadrado (N/m<sup>2</sup>). Note que pascal e newton são escritas com iniciais minúsculas. Os plurais são pascals e newtons, tanto em inglês como em português. As abreviações, no entanto, são escritas com inicial maiúscula por se tratarem de nomes próprios. As quantificações em engenharia são usualmente feitas em megapascal (MPa) ou gigapascal (GPa). É interessante observar que os sufixos mega (M) e giga (G) significam 10<sup>6</sup> e 10<sup>9</sup>, respectivamente<sup>19</sup>.

Deformação (*strain*) é o resultado da tensão. A deformação pode ser elástica ou plástica, dependendo se o material retorna ou não à forma original após cessar a aplicação da carga. A deformação não tem unidade de medida, ela é relativa à variação do comprimento em relação ao comprimento original do corpo de prova. Se a tensão aplicada é de compressão, a deformação tem sinal negativo, para indicar compactação. Se a tensão é de tração, a deformação é positiva, pois o corpo terá tamanho maior que o original como resultado da aplicação de tal tensão. Em materiais sólidos, a variação no comprimento costuma ser uma fração muito pequena do tamanho original, por isso tende a ter um valor muito pequeno. É muito comum expressar deformação em micrômetros/metro (μ/m). Outra forma de expressar deformação é quantificá-la em microdeformações (μϵ) (*microstrains*). 1000 μϵ significa 0,1% de alteração de comprimento em relação ao tamanho original do corpo.

A figura 1 mostra a curva tensão-deformação, normalmente utilizada para definir os comportamentos dos materiais sob cargas e assim classificá-los.



**Figura 1** – Gráfico clássico tensão x deformação

Fonte: [http://en.wikipedia.org/wiki/Stress-strain\\_curve](http://en.wikipedia.org/wiki/Stress-strain_curve)

A deformação elástica é reversível, isto é, retorna à forma original após cessar a aplicação de cargas. Alguns metais têm moderada faixa de deformação elástica enquanto que as cerâmicas e os cristais quase não têm deformação elástica. A deformação elástica é regida pela lei de Hooke que diz:

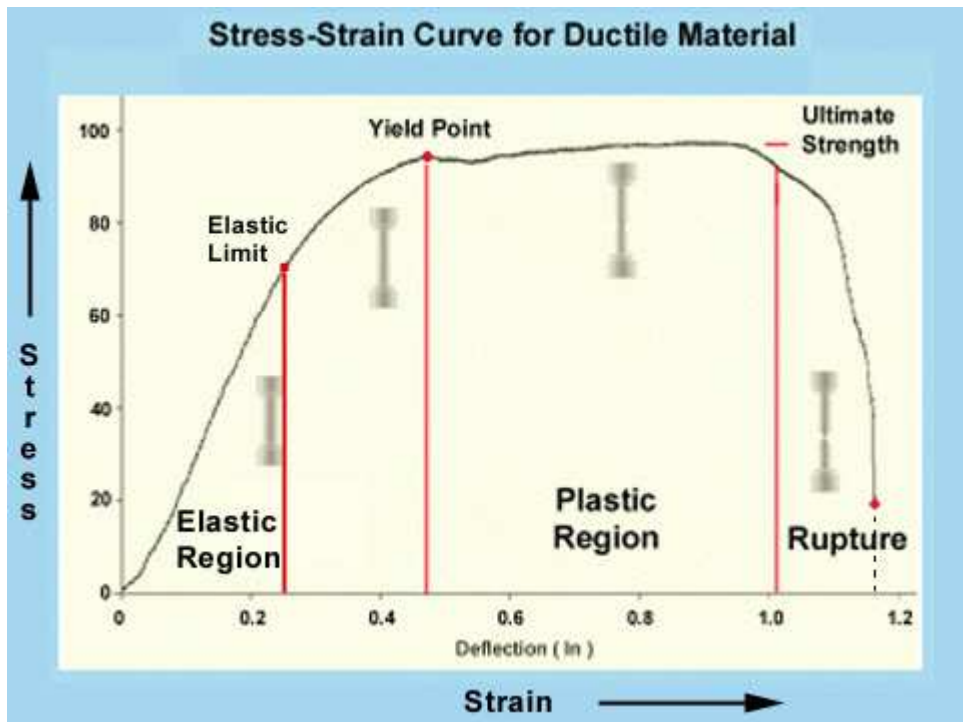
$$\sigma = E\epsilon$$

Onde  $\sigma$  é o stress aplicado,  $E$  é uma constante chamada módulo de Young (ou de elasticidade) e  $\epsilon$  é a deformação resultante. Esta relação só se aplica no limite elástico e indica que a inclinação pode ser usada para achar o módulo de Young. Engenheiros usam freqüentemente este cálculo em testes de tração. A faixa elástica termina quando o material atinge o limite de escoamento ou tensão de escoamento (*yield strength*) (*yield* significa ceder a um peso ou a uma pressão) e é representado por  $\sigma_0$ . Até este ponto, a tensão e a deformação são

proporcionais, isto é, existe uma constante de proporcionalidade. A partir daí, a deformação plástica se inicia<sup>20</sup>. A deformação plástica não é recuperada após cessar a carga e por isso é irreversível. Normalmente, a deformação plástica é indesejável.

Outros fenômenos relativos à deformação são: elasticidade não-linear (retorno à condição original sem seguir um padrão, onde a tensão e deformação não são diretamente proporcionais); elasto-plasticidade (recuperação parcial da deformação); visco-elasticidade (recuperação ocorre, mas é dependente do tempo); visco-plasticidade (deformação é dependente do tempo e não ocorre retorno à condição de origem)<sup>21</sup>.

Materiais capazes de suportar grandes quantidades de deformação plástica são chamados dúcteis (*ductile*). Este comportamento ocorre em muitos metais, como aço e cobre. Aqueles que fraturam sem muita deformação plástica são quebradiços ou frágeis (*brittle*). Porcelana e vidro têm esta característica<sup>17</sup>. Testes de tração (*tensile tests*) são freqüentemente empregados para avaliar a força e ductibilidade de materiais (Figura 2). Este teste é executado esticando uma barra em uma unidade de tração até que ela frature. A tensão máxima de tração,  $\sigma_u$ , (*ultimate tensile strength* ou simplesmente *tensile strenght*) que é a tensão mais alta atingida antes da fratura, é obtida junto com o yield strength e a deformação na fratura,  $\epsilon_f$ . Esta última, é a medida da ductibilidade e é usualmente expressa com uma percentagem. Materiais que têm altos valores de  $\sigma_u$  e  $\epsilon_f$  são ditos como sendo duros ou tenazes (*tough*) e geralmente são desejáveis para uso industrial<sup>17</sup>. A tensão máxima de compressão (*ultimate compressive stress*) é o equivalente da tensão máxima de tração quando força de compressão é aplicada.



**Figura 2** - Curva Stress-Strain para materiais dúcteis

Fonte: <http://invsee.asu.edu/srinivas/stress-strain/phase.html>

Se uma barra de um material é esticada axialmente, ela tende a se contrair nas outras direções. Por outro lado, se ela for comprimida, ela tende a se expandir nas outras direções. O coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) é a medida desta tendência. A maioria dos materiais tem  $\nu$  entre 0,0 e 0,5. Exemplos de  $\nu$  são: Cortiça, próximo de 0,0; aços: por volta de 0,3 e borrachas: quase 0,5. Para um material isotrópico, a deformação decorrente de uma tensão aplicada em um eixo ocorre igualmente nos 3 eixos, nas direções  $x$ ,  $y$  e  $z$ . Desta forma, o comportamento do material independe da direção da aplicação da carga para materiais isotrópicos. Neste caso é possível generalizar a lei de Hooke. Destes materiais em que é possível fazer esta aproximação se diz que eles são lineares-

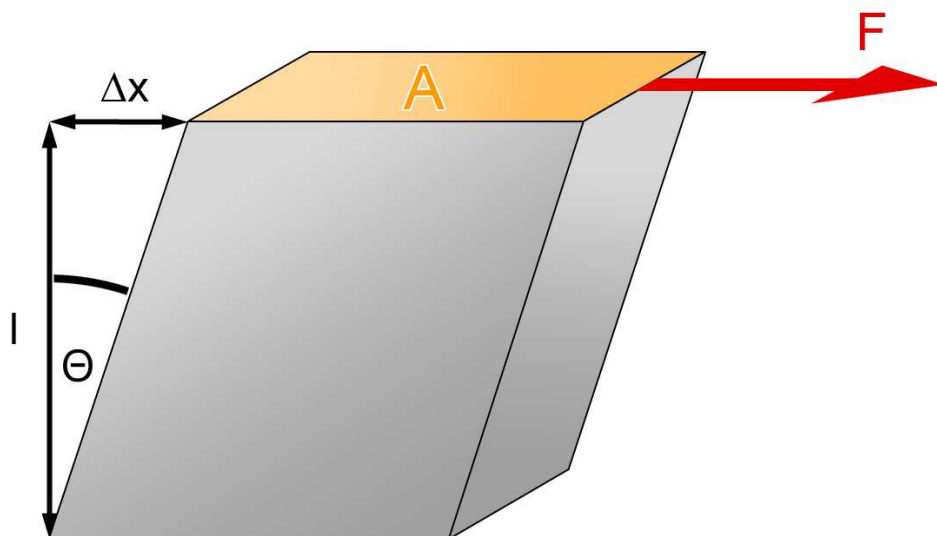
elásticos ou “Hookeanos”. O módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson é o mesmo para os 3 eixos.

Quando o material tem propriedades dependentes da direção em que a força é aplicada ele é chamado anisotrópico. Madeira e ossos longos, como o fêmur, são classificados como anisotrópicos. Quando o comportamento do material é diferente em todas as direções, ele é dito como ortotrópico, enquanto que, se ele tem propriedades iguais em dois eixos e diferente no terceiro, ele é transversalmente isotrópico. Isto é chamado de grau de anisotropia<sup>1</sup>.

A tensão de cisalhamento  $\tau$  (lê-se tau) (*shear stress*) é aquela produzida paralela ou tangencialmente à superfície do corpo, em oposição à tensão normal, que é perpendicular. O módulo de cisalhamento (*shear modulus*) ou módulo de rigidez, representado pela letra G, é a razão da tensão de cisalhamento pela deformação de cisalhamento (*shear stress/shear strain*) (Figura 3).

### **Terminologia utilizada no MEF**

Os elementos representam coordenadas no espaço e podem assumir diversos formatos, sendo que os tetraédricos e os hexaédricos são os mais comuns. Quanto maior o número de elementos mais preciso será o modelo<sup>21</sup>.



**Figura 3 - Cisalhamento**

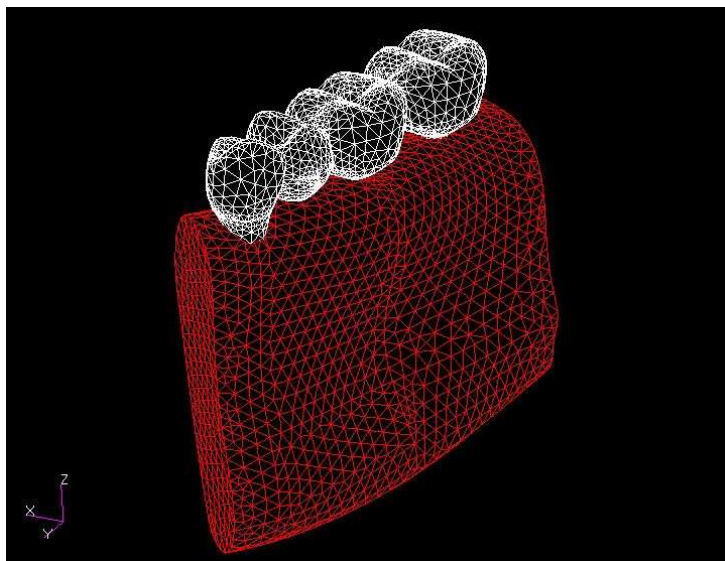
Fonte: [http://en.wikipedia.org/wiki/Shear\\_stress](http://en.wikipedia.org/wiki/Shear_stress)

Nas extremidades de cada elemento finito encontram-se pontos, ou nós (*nodes*), que conectam os elementos entre si, formando uma malha (*mesh*) (Figura 4). Cada nó possui um número definido de graus de liberdade, que caracterizam a forma como o nó irá deslocar-se no espaço. Este deslocamento (*displacement*) pode ser descrito em três dimensões espaciais (X, Y e Z) no caso de modelos tridimensionais, ou duas direções (X e Y) em modelos bidimensionais.

*Assumptions* são as condições que o pesquisador padroniza e informa o leitor. São simplificações assumidas para facilitar o trabalho. No dicionário Michaelis:

“Suposição; assunção. 1. Enunciado ou pressuposto cuja verdade ou acerto não sofre dúvida no uso imediato, mas poderá evidentemente ser questionado por não se coordenar com o que é observado”.





**Figura 4** - Malha gerada por programa processador de MEF

Fonte: Barbosa, 2003

Algumas simplificações que freqüentemente são observadas na literatura, como representação em 2 dimensões (2D) na suposição da simetria axial (*axisymmetric model*). Os autores alegam que a extrapolação de resultados nestas condições é aceitável. Porém, os resultados podem ser menos acurados do que os obtidos em 3 dimensões (3D)<sup>22</sup>. Tais modelos podem ser válidos quando se quer comparar 2 situações, embora a deformação in vivo seja tridimensional<sup>15</sup>. Cargas estáticas aplicadas axialmente têm sido assumidas, ao invés de dinâmicas e cíclicas, mais realistas<sup>22</sup>.

### **Modelo de Osseointegração**

Osseointegração completa normalmente é considerada no MEF, o que significa que não existe movimentação entre o implante e o osso, situação que não ocorre na realidade. Alguns artigos utilizam percentuais de osseointegração

menores<sup>11</sup> porque o contato osso-implante tem variados percentuais em função da qualidade óssea e do trabeculado.

O osso tem sido considerado homogêneo, isotrópico e de comportamento linear-elástico, utilizado com módulo de Young e coeficiente de Poisson únicos para todas as direções. Alguns autores, no entanto, sugerem que se leve em conta sua anisotropia. Segundo eles, não fazê-lo poderia interferir no resultado das pesquisas, especialmente quando se avalia risco de falha de implantes. As propriedades estão disponíveis na literatura<sup>6,16,23,24</sup>. Porém, mais estudos são necessários para determinar com precisão tais propriedades. Considerar dados não confiáveis pode levar o pesquisador a incorrer em erro. Existem estudos sobre implantes com anisotropia em osso, mas às vezes são sobre metodologia<sup>16,23</sup>. Poucos usam anisotropia em suas metodologias<sup>2</sup>.

Alguns trabalhos têm o osso modelado como um bloco sem cortical e medular, mas outros distinguem a cortical e variam sua espessura porque o módulo de elasticidade é muito diferente entre eles<sup>6</sup>.

Os autores justificam as simplificações alegando menor esforço computacional e que ainda assim os resultados seriam válidos. Isto depende muito do objetivo da pesquisa. Normalmente, tais simplificações são aceitáveis e não invalidam os resultados. Frequentemente se encontra diferenças entre as metodologias na literatura. Existe uma tendência de se utilizar imagens geradas em tomografias computadorizadas para copiar a geometria complexa do osso<sup>22</sup>.

A não-linearidade tem sido desenvolvida para uso em pesquisa odontológica em MEF mais recentemente. Fenômenos sabidamente plásticos, viscoelásticos e visco-elasto-plásticos têm sido levados em consideração. Alguns

exemplos são: comportamento visco-elástico do ligamento periodontal na intrusão dental; restaurações metalocerâmicas e de cerâmica pura possuem tensões residuais por discrepâncias de contrações térmicas.

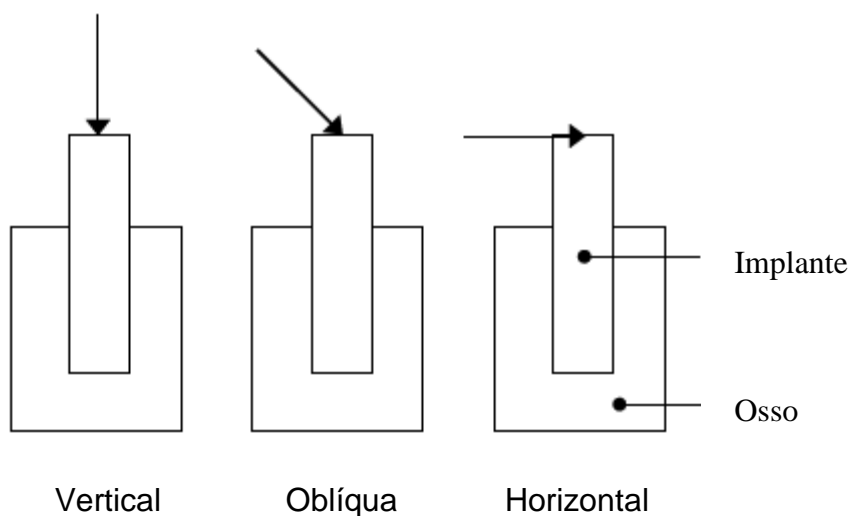
É necessária a determinação por testes mecânicos das propriedades elásticas, plásticas e viscoelásticas dos materiais para que se possa proceder a análises no MEF. Uma vez que tais propriedades sejam conhecidas, simulações mais realistas poderão ser executadas<sup>25</sup>. Atualmente, embora se encontre na literatura trabalhos com metodologia dita mais realista, é conveniente trabalhar dentro dos limites da linearidade, visto que a metodologia mais tradicional é mais consolidada. É conveniente se apoiar no trabalho de um especialista experiente, de preferência da área de engenharia, para se escolher a metodologia mais adequada a cada estudo. Isto pode evitar o uso de metodologia inadequada ou desnecessária ao estudo em questão.

Os limites ou restrições (*boundaries, constraints*) são recursos dos programas que impedem a rotação ou deslocamento do modelo, mantendo-o fixo. A maioria dos estudos considera os limites como sendo fixos. Às vezes inclui-se toda a maxila ou mandíbula com os côndilos e inserções de músculos mastigatórios. Contudo, normalmente as tensões e deformações se dão ao redor dos implantes, podendo então ser usada um segmento de osso sem invalidar os resultados.

### **Aplicação das Cargas**

As cargas (*loads*) normalmente aplicadas são axiais, no sentido do longo eixo do implante, ou oblíquas ou transversais, com angulação em relação ao

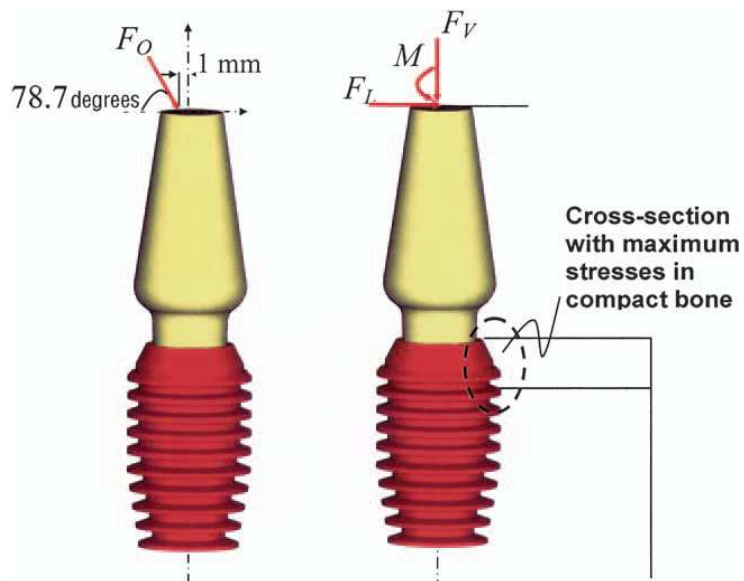
longo eixo (Figura 5). Estas causam mais tensões na crista do osso cortical, área de especial interesse em Implantodontia. O ângulo de aplicação da carga varia entre os trabalhos, podendo ser entre 15 a 45°. Em engenharia, as análises são normalmente feitas nos eixos X, Y e Z. Desta forma, carga oblíqua tem componentes verticais e horizontais, por isso é conveniente utilizar cargas verticais e horizontais. Cargas horizontais também são usadas. A unidade de força para é o newton (N) (Figura 5).



**Figura 5** - Tipos de Carga

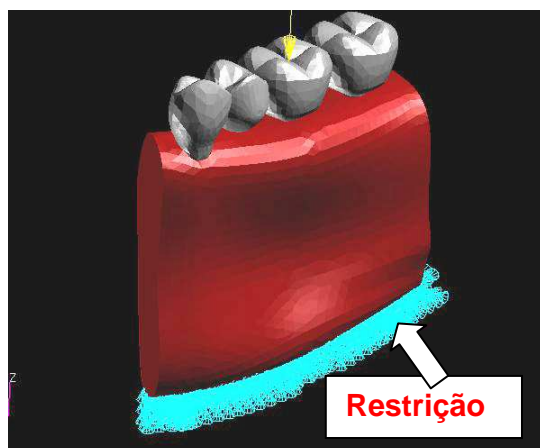
Fonte: van Staden, 2006

Carga axiais fora do longo eixo (*offaxis* ou *offset*) também são utilizadas e produzem uma situação de cantilever, com momento de força ou torque. O momento de força considera a força aplicada em um braço de alavanca e tem sua medida em newton.metro (Nm ou N.m) Note que o ponto está a meia altura e não como um ponto final (Figura 6).



**Figura 6 - Carga axial fora do longo eixo**

Fonte: Bozkaya 2004



**Figura 7 - Restrição**

Fonte: Barbosa 2003

## **CONCLUSÃO**

O MEF é uma ferramenta valiosa para ser usada em estudos biomecânicos em Implantodontia, com potencial para influenciar nos projetos de implantes, de componentes protéticos e nos planejamentos cirúrgico/protéticos. Este método é mais versátil e preciso que outros. Normalmente, simplificações são assumidas para facilitar o modelamento e processamento dos dados. Isto pode ser feito com critério e deve ser levado em consideração ao se interpretar resultados. Existe uma tendência de se fazer análises com propriedades mais realistas, além do escopo da linearidade elástica. A sofisticação dos programas, o aumento do poder computacional e técnicas de imagens digitais vão permitir analisar melhor as estruturas biológicas, como o osso. Talvez no futuro seja possível que dados de imagens digitais da maxila e da mandíbula, juntamente com hábitos funcionais do paciente, possam ser utilizados clinicamente para gerar modelos 3D que poderiam sugerir a orientação de colocação de implantes com a geometria desejada baseada na análise da dinâmica das tensões<sup>26</sup>.

## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

1. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-98.
2. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin. Oral Implant. Res.* 2005; 16: 486–94.
3. Chun HJ, Cheong SY, Han JH *et al.* Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehab.* 2002; 29: 565–74
4. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KBC, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehab* 2004; 31: 233-9.
5. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral and Maxillofac Implants.* 2005; 20: 533-9.
6. Huang HI, Lin CL, Ko CC, Chang CH, Hsu, JT, Huang JS. Stress analysis of implant-supported partial prostheses in anisotropic mandibular bone: in line versus offset placement of implants. *J Oral Rehabil.* 2006; 33: 501-8.
7. Huang HL, Huang JS, Ko CC, Hsu JT, Chang CH, Chen MYC. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. *Clin. Oral Impl. Res.* 2005; 16: 466–72.
8. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004; 91:20-5.

9. 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. *J Oral Maxillo Implant* 2003; 18: 357–68.
10. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 523-30.
11. van Staden RC, Guan H, Loo YC, Johnson NW, Meredith N. Stress Distribution in Mandible Regulated by Bone and Dental Implant Parameters: Part I – Methodology. *Proceedings of the 5th Australasian Congress on Applied Mechanics (ACAM 2007)* <http://espace.library.uq.edu.au/view/UQ:132204>. Acessado em 13/07/08, 11:01 h.
12. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral and Maxillofac Implants*.2006;21:195-202.
13. Kunavisarut C, Lisa A. Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite Element Analysis on Dental Implant–supported Protheses Without Passive Fit. *J Prosthodont* 2002; 11: 30-40.
14. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of Restoration Type on Stress Distribution in Bone Around Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998; 13: 82–90.
15. van Oosterwyck, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implant Res*. 1998; 9: 407-18.



16. 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 Implant Res 2001; 12: 648-57.
17. Dowling NE. Mechanical behavior of materials. 2 ed. Upper Saddle River: Prentice Hall .1999: 830.
18. Michaelis-UOL. Dicionário eletrônico.
19. The International System of Units - <http://www.bipm.org/en/si/>
20. Wikipedia – Deformation - <http://en.wikipedia.org/wiki/Deformation>
21. Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre Jr. J Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. R Dental Press Ortodon Ortop Facial 2006; 11: 35-43.
22. van Staden RC, Guan H, Loo YC Application of finite element method in dental implant research. Comput Method Biomech Biomed Eng. 2006;9:257-70.
23. Natali AN, Pavan PG. A comparative analysis based on different strength criteria for evaluation of risk factor for dental implants. Comput Method Biomech Biomed Eng. 2002; 5(2): 127-33.
24. Liao SH, Tong RS, Dong JX Influence of anisotropy on peri-implant stress and strain in complete mandible model from CT. Computerized Medical Imaging and Graphics. 2008; 32: 53–60.
25. Wakabayashi N, Ona M , Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications..Journal of Dentistry 2008; 36: 463–71.

26. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants *Journal of Oral Implantology*. 2000; 26: 77-81

## 5 - ARTIGO II

### **ESTUDO COMPARATIVO DE TRÊS TIPOS DE IMPLANTES CURTOS : ANÁLISE PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS 3D**

*Comparative study of three types of short implants: a Finite Element  
Analysis*

**Leonardo Gandra Fonseca** – Mestrando em Implantodontia (PUC Minas)

**Peter Reher** – Mestre e Doutor em Cirurgia Bucomaxilofacial; Professor da  
UFMG e da Faculdade de Odontologia da PUC Minas

**Janes Landre Júnior** – Doutor em Engenharia Metalúrgica; Professor do  
Departamento de Engenharia Mecânica da PUC-Minas

#### **Endereço do autor para correspondência:**

Leonardo Gandra Fonseca

Rua Araguari, 1268 Ap. 102, Santo Agostinho,

Belo Horizonte, CEP 30190-111 - Brasil

Telefax: (31) 3384-2970

e-mail: [gandrleonardo@yahoo.com.br](mailto:gandrleonardo@yahoo.com.br)

Peter Reher

[dr.peter.reher@gmail.com](mailto:dr.peter.reher@gmail.com)

Janes Landre Júnior

[janer@pucminas.br](mailto:janer@pucminas.br)

## **RESUMO**

Implantes curtos têm sido usados como alternativa à procedimentos avançados em casos de insuficiência de osso para inserção de implantes maiores. O objetivo deste trabalho foi investigar pelo Método dos Elementos Finitos-3D a influência da geometria de implantes curtos na distribuição de tensões no osso posterior da mandíbula. O trabalho considerou todos os materiais isotrópicos, homogêneos e de comportamento linear-elástico. O osso foi modelado em duas configurações, variando a espessura da cortical e as propriedades da medular, para simular os tipos de osso 2 e 3 da classificação de Lekholm e Zarb. A proporção coroa/implante foi de 2 para 1. Os implantes testados possuem geometrias distintas na porção cervical, o chamado “módulo de crista”. Sob cargas verticais, os três modelos de implante se comportaram de maneira semelhante. Sob cargas horizontais, o implante com módulo de crista divergente teve uma distribuição de tensões menos favorável no osso tipo 3, em comparação com o osso tipo 2 e com os outros implantes, que não tiveram muita variação de comportamento no osso mais pobre.

**Unitermos:** Implantes curtos; implantologia; módulo de crista; Método dos Elementos Finitos

## **ABSTRACT**

Short implants have been used as an alternative to advanced surgical procedures when there is not sufficient bone to use longer implants. The aim of this study was to assess the implant geometry of short implants on stress distribution on bone of the posterior mandible, through 3D Finite Element Analysis. All materials were considered isotropic, homogeneous and linearly elastic. Two bone types were modeled, varying cortical thickness and material properties of cancellous bone, to

simulate bone types 2 and 3, according to Lekholm and Zarb classification. The crown/implant ratio was considered 2:1. The fixtures tested have different geometries, mainly in the neck, the so-called crestal module. Under vertical loads, the 3 models of fixtures behaved in similar manner. Under horizontal loads, the fixture with divergent crestal module had the least even stress distribution on type 3 bone, in comparison with type 2 and other fixtures, that did not have too much variation in behavior on poorer bone.

**Key words:** Short dental implants, implantology, crestal module, finite element analysis

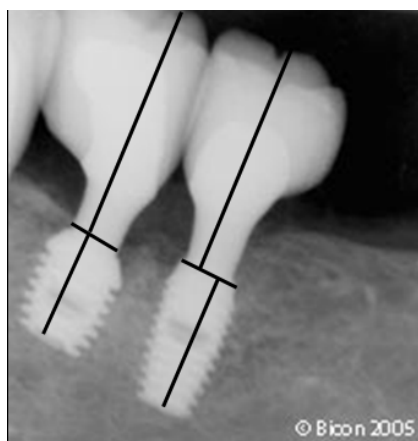
## ***INTRODUÇÃO***

Maxilas atróficas, com reabsorção do processo alveolar pós-exodontia e pneumatização do seio maxilar, e mandíbulas com pouco osso entre o rebordo edêntulo e o canal mandibular, são comumente observados nos pacientes que procuram reabilitação com implantes osseointegrados. Nestas situações, freqüentemente indicam-se procedimentos cirúrgicos avançados para aumento ósseo, tais como, enxerto de osso para levantamento de seio maxilar e enxertos para aumento do rebordo alveolar na maxila e na mandíbula.

Técnicas cirúrgicas avançadas são dispendiosas e de difícil aceitação por parte de alguns pacientes. Às vezes se faz estas cirurgias no intuito de se conseguir osso suficiente para inserção de implantes de tamanho dito padrão, de 12 ou 13 mm e assim obter ancoragem suficiente.

Implantes curtos têm sido utilizados com sucesso variado para se contornar tais situações. A literatura mostra que é viável utilizá-los<sup>1,2,3,4</sup>, embora, às vezes, o tamanho seja considerado fator de risco<sup>5,6,7,8,9</sup>. A qualidade óssea, fator de sucesso de implantes, é especialmente importante no caso de implantes curtos, pois a taxa de sucesso de tais implantes em osso de baixa densidade parece ser menor<sup>4,10,11</sup>.

A proporção mínima coroa/implante considerada ideal é de 1 para 1<sup>12</sup>. No entanto, quando o processo alveolar é reabsorvido, a instalação do implante é feita à custa do osso remanescente. Se existir alguma estrutura anatômica a ser evitada, o implante curto está indicado. Como a prótese sobre implante deve ocluir com o antagonista, a proporção coroa/implante fica alterada, na medida em que se torna necessário fazer uma coroa mais longa (Figura 1). Isto é considerado uma situação de risco biomecânico<sup>13</sup>.



**Figura 1** – Proporção coroa/implante “desfavorável”.

Fonte: [www.bicon.com.br](http://www.bicon.com.br)

Por outro lado, um estudo clínico de acompanhamento de 2,3 anos de 889 implantes Bicon® com coroas unitárias concluiu que a proporção coroa-implante não é tão importante quanto a proporção coroa-raiz, pois a proporção coroa-implante dos implantes em função era similar à dos implantes que falharam <sup>14</sup>.

A geometria do implante pode ter influência na transferência e dissipação de forças no osso <sup>15,16, 17, 18</sup>. Assim, diversos desenhos de implantes também poderiam alterar a chance de sucesso no uso de implantes curtos.

Forças excessivamente altas podem contribuir para a reabsorção patológica do osso <sup>19,20,21</sup>. Em 1892, Wolff *et al.*<sup>22</sup>, citado por Frost<sup>23</sup>, percebeu que cargas mecânicas podem afetar a arquitetura óssea em seres vivos. Foi descrito o “mecanostato”, que seria um maquinário biológico que liga e desliga os mecanismos da fisiologia óssea de acordo com as cargas recebidas, diminuindo ou aumentando a força do osso. Se a força do osso for excedida, pode não haver tempo de reparação suficiente entre as aplicações de cargas e microfraturas se acumulariam, causando falha. O osso, embora seja estrutura biológica, capaz de promover auto-recuperação, tem seus limites, como qualquer outro material. Por isso, um implante muito curto, com coroa longa, funciona como um cantilever vertical, podendo ser considerado de risco.

O Método dos Elementos Finitos (MEF) tem sido utilizado nos estudos biomecânicos em Implantodontia para análise da distribuição de tensões e deformações nos implantes e osso adjacente, se constituindo na metodologia ideal para tal fim <sup>24</sup>.

## **OBJETIVOS**

### ***Objetivo Geral***

O objetivo geral deste trabalho é avaliar, através do Método de Elementos Finitos, o comportamento dos implantes curtos na transferência de forças oclusais ao tecido ósseo periimplantar.

### ***Objetivos Específicos***

Analisar por comparação qualitativa das tensões de Von Mises (TVM), diferentes geometrias de implantes.

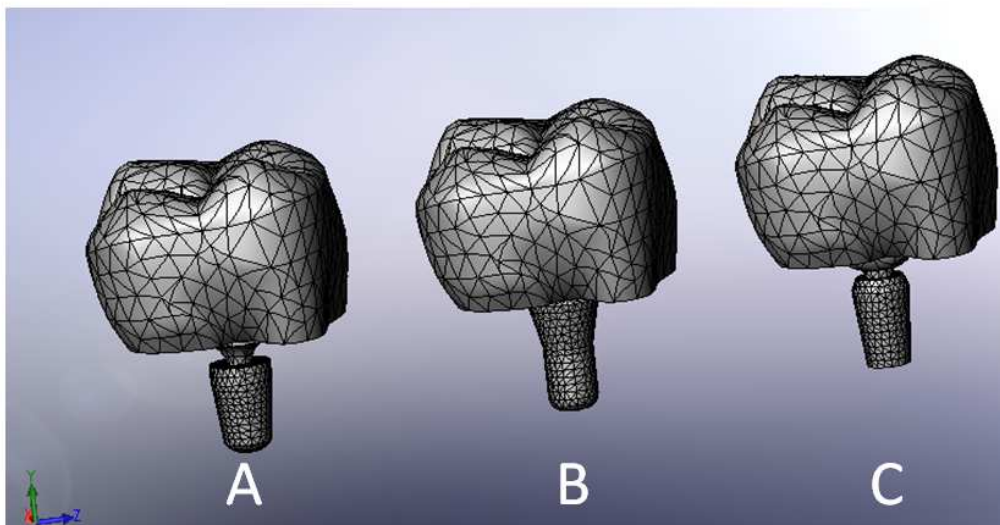
Comparar as TVM nas porções corticais e medulares dos ossos tipo 2 e 3 de Lekholm e Zarb.

## **MATERIAIS E MÉTODOS**

Foram modelados 3 tipos implantes de conexão interna cônica com diferentes geometrias na porção cervical. Espiras não foram desenhadas para simplificar a geração da malha. As dimensões médias das coroas (mésio-distal de 11,20 mm e vestibulo-lingual de 10,00 mm) foram obtidas na literatura para representar o primeiro molar inferior <sup>26</sup>. Os desenhos foram executados no SolidWorks Office Premium 2008<sup>®</sup> (Dassault Systèmes SolidWorks Corp Concord

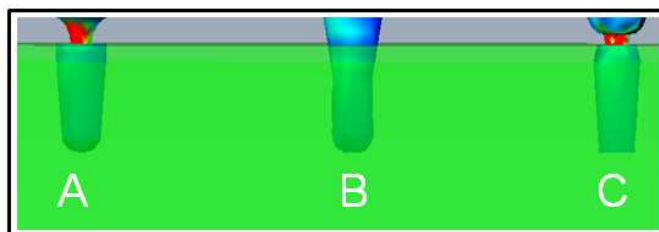


Massachusetts,EUA,(Figura3).



**Figura 3** – Coroas e implantes sem espiras

A diferença principal entre os 3 modelos de implantes está no módulo de crista, que é a porção cervical do implante, a que fica em contato com a crista óssea. O implante B tem o módulo de crista ligeiramente divergente. O A tem as laterais paralelas, enquanto que no C elas são convergentes (Figura 4). Esta é a área de maior interesse deste estudo, visto que é onde as tensões e deformações normalmente se concentram<sup>24</sup>.



**Figura 4** – Módulo de crista

Os implantes, os componentes protéticos e as coroas foram considerados como tendo corpo único.

Foi desenvolvido no SolidWorks Office Premium 2008<sup>®</sup> um modelo que simula os ossos tipos 2 e 3 da classificação de Lekholm e Zarb, com medular e cortical (Figura 5). O tipo 2 foi desenhado com cortical de espessura de 2 mm e medular mais denso. O tipo 3 teve cortical de espessura de 1 mm e medular menos denso. As propriedades de osso medular e as espessuras de cortical estão na tabela 1.

**Tabela 1 – Propriedades variáveis do osso**

<b>Tipo de Osso</b>	<b>Cortical (mm)</b>	<b>E Medular (GPa)</b>
2	2	5
3	1	1,5

A literatura é muito variada em relação às propriedades dos ossos<sup>27</sup>. Por isso, as propriedades do osso medular foram escolhidas arbitrariamente dentro de uma média, para representar as qualidades ósseas dos tipos 2 e 3. Deve ser enfatizado que valores precisos não são necessários neste estudo porque o objetivo não é quantificar as tensões, e sim comparar o comportamento dos implantes entre si. A variação das propriedades do osso medular foi testada anteriormente, mostrando que a qualidade óssea influencia nos resultados dos

trabalhos de elementos finitos. A magnitude das tensões em osso medular foi maior em função do decréscimo do módulo de elasticidade adotado<sup>28</sup>.

O coeficiente de Poisson usado para os ossos medular e cortical foi 0,3. O Módulo de Young do osso cortical foi 13,7 GPa, independentemente da espessura<sup>28,29</sup>.

Os modelos geométricos foram então processados no programa de elementos finitos COSMOSWorks 2008<sup>®</sup> (Dassault Systèmes SolidWorks Corp. Concord, Massachusetts , EUA) para geração da malha (Fig. 5).

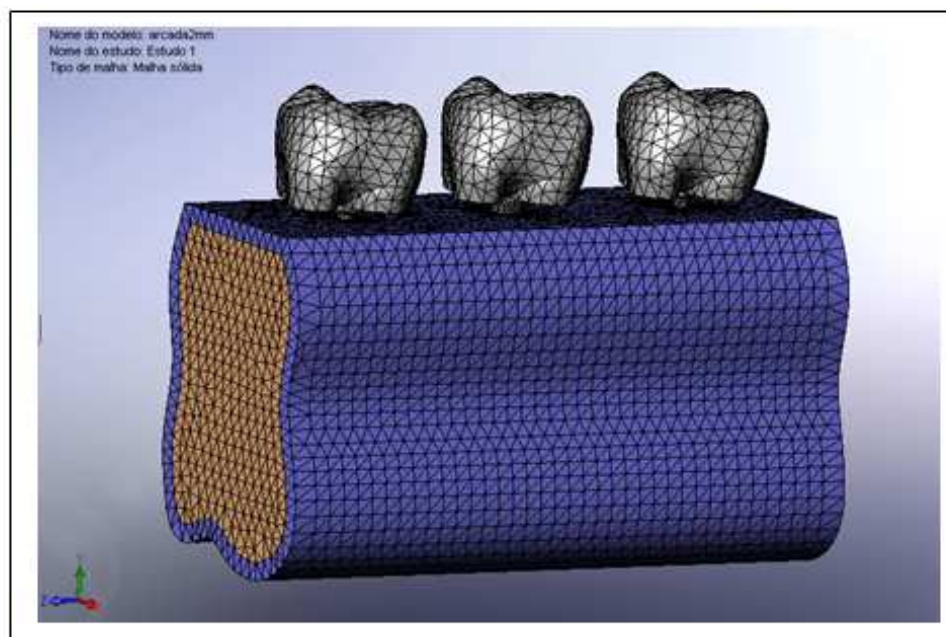
O critério auto-adaptativo foi escolhido para a geração das malhas, usando elementos tetraédricos de base retangular, sendo que cada elemento teve cinco nós com três graus de liberdade por nó, totalizando 15 graus de liberdade. No estudo do osso tipo 3, o total de elementos foi 16851 e o de nós foi 25229. No estudo de osso tipo 2, o número de nós foi 25388, enquanto que o total de elementos foi 16881.

Todos os materiais foram modelados com propriedades isotrópicas, homogêneas e linear-elásticas.

As dimensões dos implantes a serem testados foi de 6 mm de comprimento por 4 mm de diâmetro, com proporção implante/coroa de 1 para 2, ou seja, com o conjunto componente protético/coroa de 12 mm. O diâmetro dos implantes foi padronizado em 4 mm, porque este trabalho não tem a intenção de estudar diâmetro. Implantes de maior diâmetro são mais favoráveis na distribuição de tensões e influenciariam no resultado desta pesquisa<sup>30</sup>.

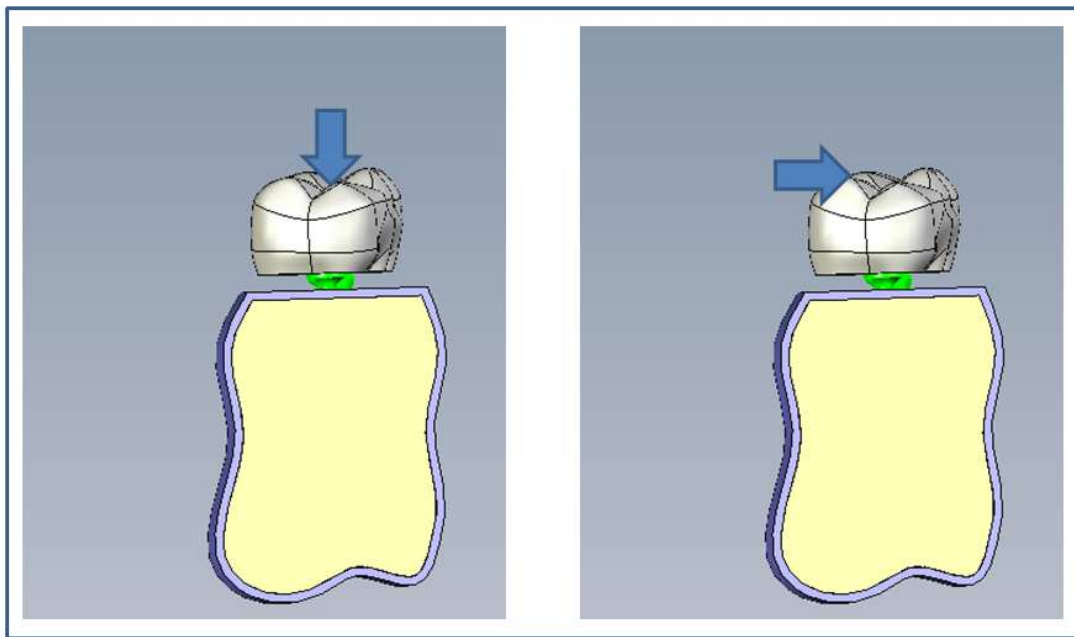
O osso e os implantes foram considerados perfeitamente unidos. Embora não ocorra tal situação<sup>24</sup>, isto é necessário para se ter um modelo dentro dos

limites de linearidade elástica e assim simplificar os cálculos feitos pelo computador.



**Figura 5** – Osso mandibular com cortical e medular

Foram aplicadas cargas verticais e horizontais de 100 N (Figura 6). Embora diversos trabalhos utilizem cargas oblíquas, é conveniente utilizar cargas verticais e horizontais, porque as oblíquas precisam ser decompostas em verticais e horizontais para análise.

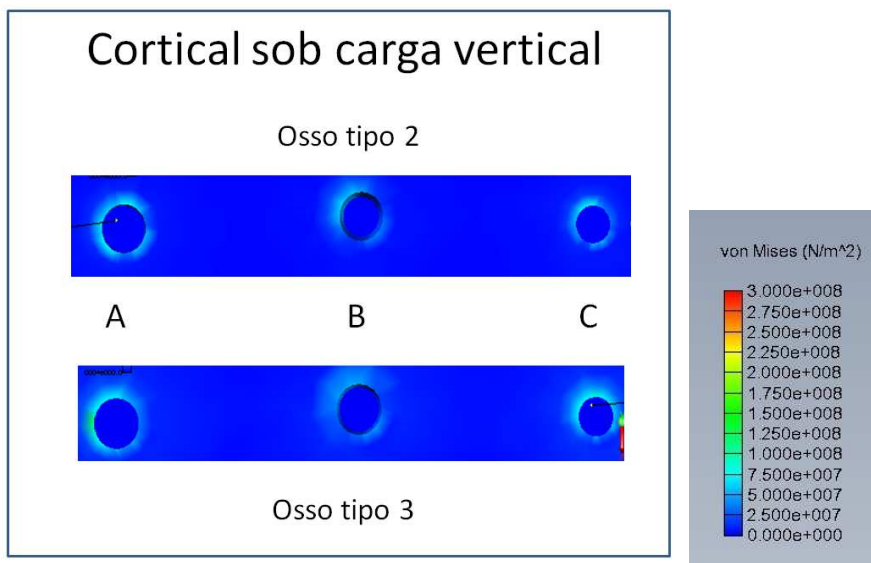


**Figura 6** – Direções das cargas aplicadas no estudo

## **RESULTADOS**

As tensões de von Mises (TVM) produzidas foram maiores em cargas horizontais do que em cargas verticais em todas as situações testadas. Porém, as TVM ocorreram em diferentes padrões, dependendo da qualidade óssea, como descrito a seguir:

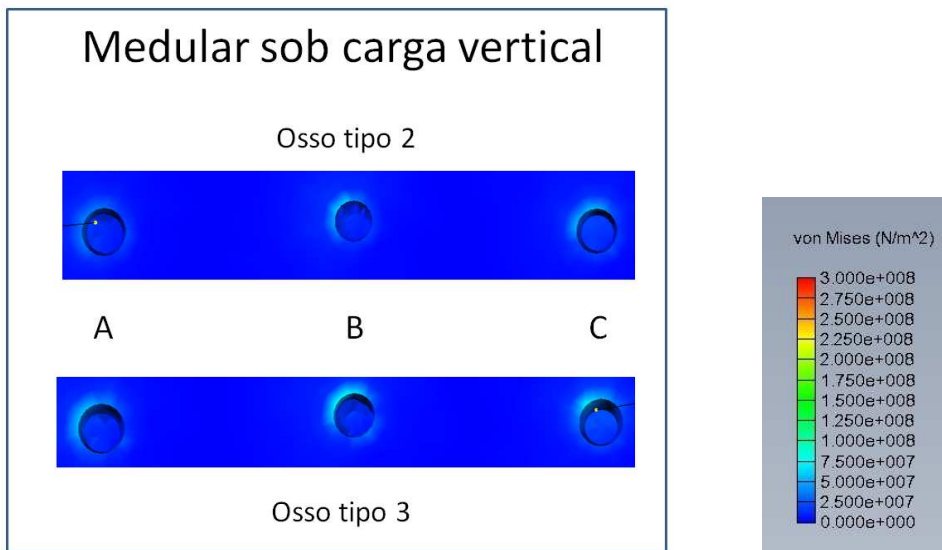
Sob cargas verticais, o implante B foi o que menos produziu tensões diferentes no osso cortical entre as duas qualidades ósseas. Os implantes C e A produziram mais concentração de TVM no osso tipo 3 do que no tipo 2, mas as diferenças foram muito pequenas (Figura 7).



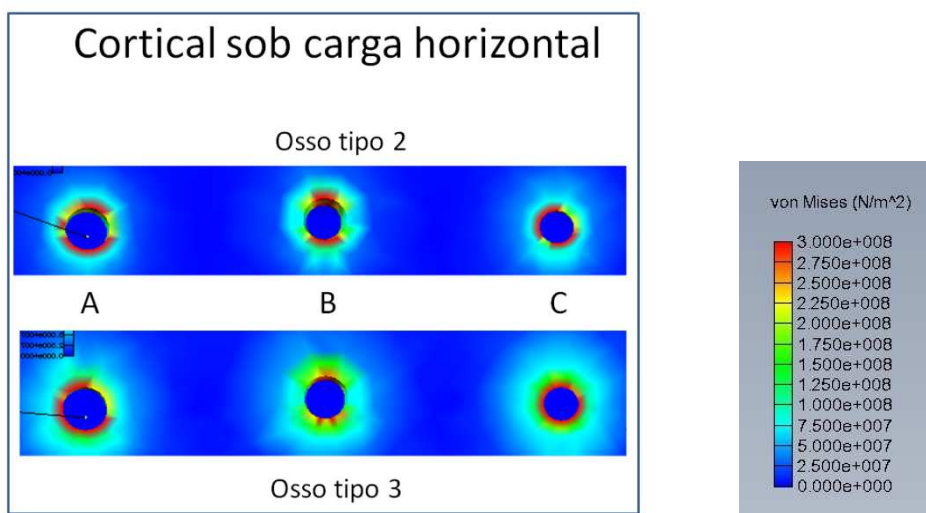
**Figura 7** – Osso cortical sob carga vertical

No osso medular, sob cargas verticais, não houve aumento expressivo da TVM entre os modelos dos ossos tipo 2 e 3 para nenhum dos implantes (Figura 8).

Sob cargas horizontais, a área total de TVM foi maior na cortical do osso tipo 3 do que na do tipo 2 para os 3 implantes. O implante B teve concentração de TVM menor na cortical do osso tipo 3 do que no tipo 2. Os implantes C e A tiveram um pequeno aumento de concentração de TVM no osso tipo 3 em comparação com o tipo 2 (Figura 9).



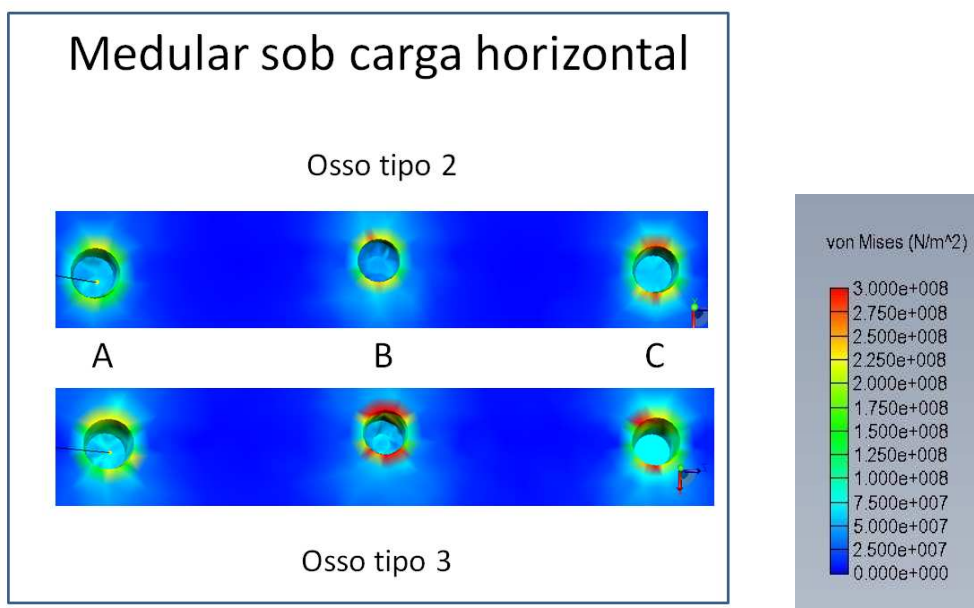
**Figura 8** – Medular sob carga vertical



**Figura 9** – Cortical sob carga horizontal

No osso medular, sob cargas horizontais, as TVM foram maiores no osso tipo 3 do que no tipo 2 em todas as situações. Porém, tais diferenças foram mais pronunciadas no implante B. O implante que menos produziu diferença de TVM sob cargas horizontais foi o A (Figura 10).

O implante B, sob cargas horizontais, teve diminuição das TVM na cortical do osso tipo 3 em comparação com o tipo 2, mas, em contrapartida, teve um aumento da TVM na medular do osso tipo 3 (figura 11).

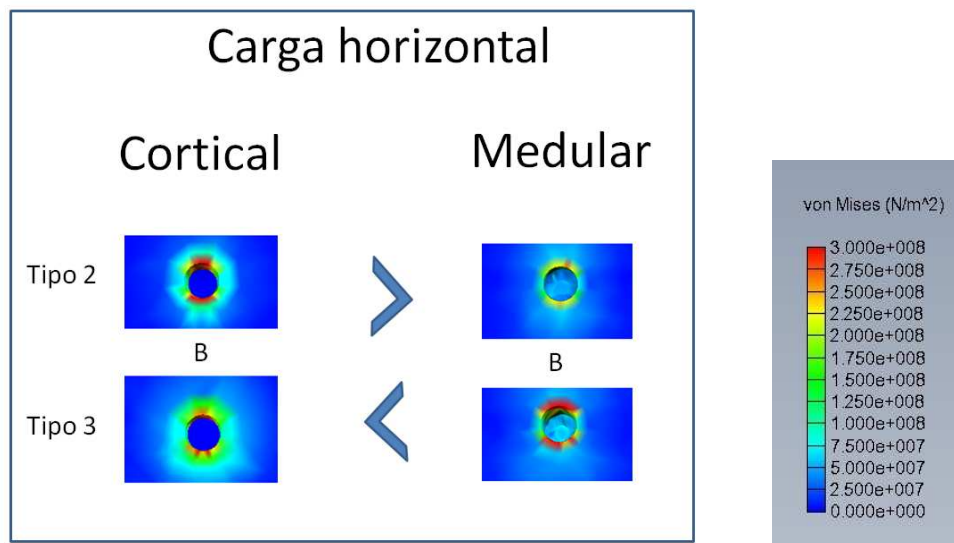


**Figura 10 – Medular sob carga horizontal**

Sob cargas horizontais, o implante B teve diminuição das TVM na cortical do osso tipo 3 em comparação com o tipo 2, mas, em contrapartida, teve um aumento da TVM na medular do osso tipo 3 (figura 11).

As diferenças encontradas entre os implantes foram mais acentuadas no osso tipo 3.





**Figura 11 – Resultados para o implante B**

## **DISCUSSÃO**

O método dos elementos finitos tem sido utilizado em investigações biomecânicas em Implantodontia. Embora seja um método confiável, simplificações são necessárias para se obter uma análise computacional mais objetiva. Tais simplificações incluem considerar os materiais homogêneos, isotrópicos e de comportamento linear-elástico. O presente estudo não leva em consideração a anisotropia do osso mandibular. Porém, isto não invalida os resultados, visto que se pretendeu comparar design de implantes, sendo todos testados nas mesmas condições. As qualidades ósseas variaram, embora não se tenha levado em conta os percentuais menores de osseointegração. A simulação da qualidade óssea foi executada variando-se a espessura da cortical e o módulo de elasticidade do osso medular. Variar as propriedades do osso já havia sido feito em outros estudos<sup>18,28</sup>.

Um estudo de elementos finitos 2-D concluiu que o módulo de crista pode ter um papel significativo na produção de sobrecarga no osso cortical. O implante de módulo de crista divergente produziu maior área de falha. Os de módulo paralelo ou convergente não produziram regiões de sobrecarga, mostrando-se mais favoráveis<sup>16</sup>.

Misch e Bidez defendem que implante com módulo de crista divergente é favorável na distribuição das tensões na crista<sup>31</sup>. Isto está em conformidade com o presente estudo. Porém, eles não consideraram as tensões no osso medular, que em osso tipo 3 estaria imediatamente sob a cortical fina, de 1 mm de espessura, como verificado neste trabalho.

Um artigo de elementos finitos que variou a qualidade óssea sugeriu que osso medular mais denso assegura um melhor ambiente para implantes. Além disso, implantes longos seriam escolhas melhores em sítios com osso medular de menor densidade<sup>18</sup>.

Os resultados do presente estudo estão em conformidade com outro trabalho, que concluiu que implante curto com módulo de crista divergente deve ser evitado em osso menos denso<sup>30</sup>.

Outro trabalho concluiu que cortical mais espessa e medular mais denso aumentam as chances de sucesso de implantes porque o micromovimento seria menor. A variação da densidade do osso medular se deu através no módulo de Young. Tal estudo não tratava de implantes curtos, situação em que, provavelmente, a intensidade das tensões seria maior<sup>28</sup>.

Um artigo de revisão de 31 artigos de pesquisas clínicas concluiu que implantes curtos têm maior risco de falha, especialmente em osso menos denso<sup>10</sup>.

A escolha do implante curto deve levar em consideração o design do módulo de crista, principalmente em osso de qualidade inferior, como região posterior de maxila. A escolha do modelo de implante de geometria mais favorável mostra-se mais necessária em osso de pior qualidade, ou seja, de cortical mais fina e medular menos denso.

Os resultados desta pesquisa não devem ser automaticamente extrapolados para outros comprimentos de implantes, visto que implantes mais longos produziram distribuição de tensões mais favorável em comparação com os mais curtos<sup>30</sup>.

Estudos adicionais são necessários para investigar outros parâmetros de geometria, visto que os implantes curtos serão mais utilizados em condições extremas, onde a quantidade e, às vezes, a qualidade óssea, não favorecem a inserção de implantes em condições consideradas ideais.

## **CONCLUSÕES**

Sob cargas verticais, os três modelos de implantes testados não se comportaram de modo muito diferente na distribuição das TVM, tanto no osso cortical, quanto do medular, para as duas qualidades ósseas.

Sob cargas horizontais, os implantes A e C não mudaram muito de comportamento quando a qualidade óssea variou, embora tenha havido um ligeiro aumento de TVM na cortical para ambos. O implante B produziu menos TVM na cortical quando a qualidade do osso diminuiu, mas produziu mais tensão no osso medular.

Sob as limitadas condições deste estudo, o implante B demonstrou ter uma geometria menos favorável na dissipação das cargas aplicadas em osso mais pobre. Quando for necessário inserir implantes em sítios com pouca altura e baixa qualidade de osso e grande distância inter-oclusal, implantes com módulo de crista divergente devem ser evitados. Os implantes C e A demonstraram menores riscos de falha dentro dos critérios adotados no presente estudo.

Houve um aumento expressivo da concentração das TVM sob cargas horizontais em comparação com as cargas verticais, o que indica que componentes laterais de forças oclusais devem ser minimizados, por exemplo, com construção de cúspides baixas. Isto pode ser especialmente importante no caso dos implantes curtos com coroas longas, devido ao cantilever vertical.

**REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

1. Gentile MA, Chuang SK, Dodson TB. Survival estimates and risk factors for failure with 6 X 5.7-mm implants. *Int J Oral and Maxillofac Implants* 2005; 29(6): 930-44.
2. Rokni S, Todescan R, Watson P, Pharoah M, Adegbenbo AO, Deporter D. An assessment of crown-to-ratio with short sintered porous-surface implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *Int J Oral and Maxillofac Implants* 2005; 20(1): 69-76.
3. Misch, CE. Short dental implants in posterior partial edentulism. *J Peridontol* 2006; 77(8): 1340-7.
4. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral and Maxillofac Implants* 2006; 21(2): 275-82.
5. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999; 81(5): 537-52.
6. Naert I; Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, van Steenberghe D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part I: a longitudinal clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2002; 13(4): 381-9.
7. Weng D, Jacobson Z, Tarnow D, Hürzeler MB, Faehn O, Sanavi F., Barkvoll P, Stach RM. A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: results after 6 years of follow-up. *Int J Oral and Maxillofac Implants* 2003; 18(3): 417-23.

8. Morris HF, Ochi S, Orenstein IH, Petrazzuolo V. AICRG, Part V: Factors influencing implant stability at placement and their influence on survival of Ankylos implants. *J Oral Implantol* 2004; 30(3): 162-70.
9. Misch CE. Short dental implants: literature review and rationale for use. *Dent Today* 2005; 24(8): 64-68.
10. das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ. Short implants-an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral and Maxillofac Implants* 2006; 21(1): 86-93.
11. Snauwert K, Duyck J, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. Time dependent failure rate and marginal bone loss of implant supported prostheses: a 15-year follow-up study. *Clin Oral Investig* 2000; 4(1): 13-20.
12. Misch CE. *Implantes dentários contemporâneos*, 2 ed. São Paulo. Editora Santos. 2000.
13. Renouard F, Rangert B. *Fatores de Risco em Implantodontia: Análise clínica simplificada para um Tratamento Previsível*. 2 ed. São Paulo: Quintessence Editora Ltda, 2008: 193.
14. Schulte J, Flores AM, Weed M. Crown-to-implant ratios of single tooth implant-supported restorations. *J Prosthet Dent*. 2007; 98: 1-5.
15. Chun H-J, Cheong S-Y, Han J-H, Heo SJ, Chung JP, Rhyu I-C, Choi Y-C, Baik H-K, Ku I. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis *J Oral Rehab*; 2002; 29: 565-74.
16. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 92(6): 523-30.

17. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KBC, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehab* 2004; 31: 233-9.
18. 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 and Maxillofac Implants* 2003; 18: 357-68.
19. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7(2): 143-52.
20. Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8: 1-9.
21. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto H, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *Int J Oral and Maxillofac Implants* 2000; 15: 425-31.
22. Wolff J. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin: A Hirschwald (Springer-Verlag published an excellent English translation of this monograph in 1986); 1892. In Frost HL. A 2003 Update of Bone Physiology and Wolff's Law for Clinicians. *Angle Orthod* 2004; 74: 3-15.
23. Frost HL. A 2003 Update of Bone Physiology and Wolff's Law for Clinicians. *Angle Orthod* 2004; 74: 3-15.
24. Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 585-98.

25. Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. In: Brånemark P I, Zarb, GA.; Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985, Cap.12, p.199-209.
26. Teixeira LMS, Reher P, Reher VGS. *Anatomia Aplicada à Odontologia*. 2 ed, Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S. A. 2008: 430p.
27. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant. *Research Comput Method Biomech Biomed Eng*. 2006; 9(4): 257-70.
28. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan 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.
29. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Impl Res*. 2003; 14: 97–102.
30. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin. Oral Implant. Res*. 2005 ; 16: 486–94.
31. Misch CE, Bidez MW. A scientific rationale for dental implant design. In: Misch CE, editor. *Contemporary implant dentistry*. 2nd ed. St. Louis: Mosby; 1999. p. 329-43.