

# ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS APLICADO AO DESENVOLVIMENTO DE PRODUTOS EM IMPLANTODONTIA FUNDAMENTOS TEÓRICOS E ESTUDO DE CASO.

Finite element analysis applied to the product development and theoretical fundamentals is implant case study.

Ricardo Luiz Ciuccio – Faculdade Politécnica de Jundiaí

**RESUMO:** Neste trabalho é apresentado o estudo para análise de Elementos Finito aplicado ao desenvolvimento de produtos em implantodontia com fundamentos teóricos e estudo de caso. O objetivo principal deste estudo é demonstrar quais são os conceitos envolvidos na Análise de Elementos Finitos aplicado a implantodontia e apresentar um estudo de caso. A técnica utilizada neste estudo é o Método de Elementos Finitos (MEF) que consiste num método genérico para solução de equações matemáticas que descrevem fenômenos físicos em Engenharia. A análise de MEF utiliza o software de desenho 3D, simulando nossos estudos. Os resultados apresentados servirão de referência para futuras pesquisas relacionadas à implantodontia.

**ABSTRACT:** This paper presents the study for analysis of Finite Elements applied to product development in implantology with theoretical and case study. The main objective of this study is to demonstrate what are the concepts involved in Finite Element Analysis applied to implant and present a case study. The technique used in this study is the Finite Element Method (FEM) which is a generic method for solving mathematical equations that describe physical phenomena in engineering. The analysis of FEM using the software 3D design, simulating our studies. The results presented serve as reference for future research related to implantology.

**PALAVRAS-CHAVE:**

Implantes dentários, Método de Elementos Finitos, Resistência Mecânica, Biomecânica.

**KEYWORDS:**

Dental implants, finite element method, Mechanical Strength, Biomechanics

*Artigo Original*

Recebido em: 16/10/2010

Avaliado em: 04/11/2010

Publicado em: 22/04/2014

*Publicação*

Anhanguera Educacional Ltda.

*Coordenação*

Instituto de Pesquisas Aplicadas e Desenvolvimento Educacional - IPADE

*Correspondência*

rc.ipade@anhanguera.com

## 1. INTRODUÇÃO

A pressão cada vez maior por prazos e custos menores e o aumento simultâneo dos requisitos para o desenvolvimento de produtos na implantodontia justificam o fato de que a importância da chamada virtual crescerá significativamente na indústria de produtos odontológicos nos próximos anos.

Os métodos convencionais de desenvolvimento do produto no campo de implantes metálicos são crescentemente acompanhados, ou completamente substituídos, por técnicas de simulação modernas. Eles são aplicados desde a execução do projeto do implante dentário, com destaque para a identificação de pontos fracos, montagens de conjuntos, propriedades físicas, etc.

O Método de Elementos Finitos é uma importante ferramenta computacional para executar cálculos que na prática seriam muito difíceis ou mesmo impossíveis de serem resolvidos de forma analítica. O MEF apresenta atualmente um nível de desenvolvimento que permite sua utilização por diversas áreas de engenharia e de projetos. Trata-se de uma importante técnica de análise de estruturas biomecânicas, a versatilidade deste método torna possível avaliar de maneira rápida e precisa o comportamento mecânico e fazer uma previsão da resistência à fratura dos materiais, normalmente empregados nas restaurações [1].

Ao longo das últimas décadas, com o uso de implantes dentários em pacientes parcialmente desdentados, inclusive em substituições unitárias de dentes, está ocorrendo uma revolução na reabilitação estética e funcional, além de, devolver a autoestima a muitos pacientes [2].

O objetivo principal deste estudo é avaliar por meio de programa de método de elementos finitos (MEF), a aplicação no desenvolvimento de produtos ligado a implantodontia. Os pontos de maior tensão em cada peça devem ser localizados e seus valores determinados. Os campos de tensões gerados são comparados com dados experimentais.

---

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

A metodologia empregada nesta pesquisa científica de caráter exploratório foi desenvolvida, a partir de testes experimentais e simulação computacional.

Os métodos biomecânicos de investigação em implantodontia consistem em sua maior parte na análise do estado de equilíbrio do corpo, ou seja, após estes testes faremos à inserção deste implante em uma mandíbula de porco, simulando condições reais de uso.

### 2.1. Modelamento da Geometria

Na análise de elementos finitos, utilizaremos um software de desenho 3D, com utilização

específica do módulo de elementos finitos para geração da geometria e a malha. Para gerar estes dados utilizaremos um computador com as seguintes características: Processador PENTIUM quatro HT 3,2GHz com 2MB de memória cachê, EM64T (64bits) e barramento de 800mhz soquete LGA775, com cooler especial. O método dos elementos finitos, para um dado caso de estrutura real, pode ser resumido nos seguintes passos:

Na análise de elementos finitos, utilizaremos um software de desenho 3D, com utilização específica do módulo de elementos finitos para geração da geometria e a malha. Para gerar estes dados utilizaremos um computador com as seguintes características: Processador PENTIUM quatro HT 3,2GHz com 2MB de memória cachê, EM64T (64bits) e barramento de 800mhz soquete LGA775, com cooler especial. O método dos elementos finitos, para um dado caso de estrutura real, pode ser resumido nos seguintes passos:

- Modelagem geométrica onde é criado um modelo matemático (geométrico) do objeto em estudo, tipicamente, isto é realizado em um programa de computador, conforme observado nas figuras 1 a 3.
- Modelagem por elementos finitos que subdivide o modelo geométrico em elementos interconectado por seus pontos nodais ou nós, os quais se encontram no sistema de coordenadas X, Y, Z. Os conjuntos resultantes dos materiais são características e propriedades de cada tipo de material. No caso utilizaremos o titânio comercialmente puro e o aço inox para fins cirúrgicos.
- Definições do ambiente, nesta fase são conferidas ao modelo matemático as condições de fixação e carregamento, que simulam o modelo físico real, conhecido também por condições de contorno.
- A etapa de análise ocorre com o calculo dos resultados (deslocamentos, tensões e deformações), ou seja, as respostas do modelo às solicitações de maneira estática.
- A verificação dos resultados permite apresentá-los em forma de gráficos ou tabelas.

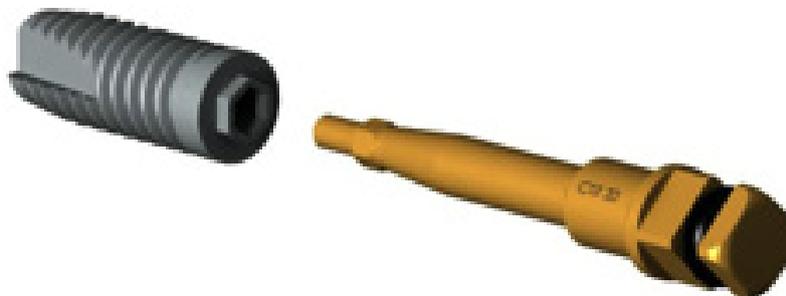


Figura 1 – Modelo geométrico utilizado para análise computacional.

A figura 2 ilustra a modelagem do micro parafuso ortodôntico e sua chave de fixação, onde são mostradas as principais características geométricas do conjunto



Figura 2 – (a) Modelo dos parafusos e (b) conjunto.

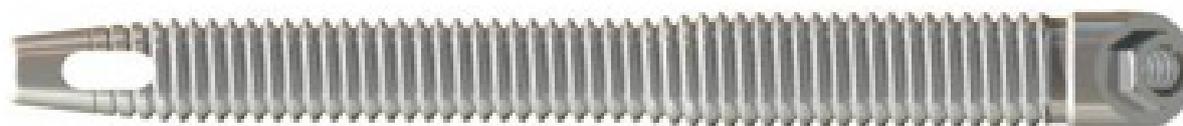


Figura 3 - Implante Zigomático

## 2.2. Propriedades dos Materiais

Todos os implantes utilizados nos ensaios foram fabricados em titânio comercialmente puro grau 2, cujas composições químicas médias e as principais propriedades mecânicas são mostradas nas tabelas 1 e 2.

Tabela 1 – Composição química do titânio [3].

| Limites máximos de Composição % |      |        |      |      |         |
|---------------------------------|------|--------|------|------|---------|
| N                               | C    | H      | Fe   | O    | Ti      |
| 0,03                            | 0,10 | 0,0125 | 0,30 | 0,25 | Balanço |

Tabela 2 – Propriedades mecânicas do titânio [3].

| Material       | Resistência a Tração<br>(min) MPA | Limite de Escoamento<br>(min) MPA | Alongamento %<br>(min) |
|----------------|-----------------------------------|-----------------------------------|------------------------|
| Titânio Grau 2 | 345                               | 275                               | 20                     |

Na tabela 3 é mostrada a composição química do titânio grau V, material empregado na fabricação dos micros parafusos ortodôntico.

Tabela 3 – Composição química do titânio [4]

| Limites máximos de Composição % |      |       |      |      |      |      |
|---------------------------------|------|-------|------|------|------|------|
| N                               | C    | H     | Fe   | O    | Al   | V    |
| 0,02                            | 0,02 | 0,002 | 0,10 | 0,02 | 0,40 | 0,15 |

Na tabela 4, é apresentada a composição química do aço inoxidável AISI 420, material empregado na fabricação da chave de fixação do micro parafuso ortodôntico.

Tabela 4 – Composição química do aço inoxidável [5].

| Limites máximos de Composição % |      |      |       |      |      |    |
|---------------------------------|------|------|-------|------|------|----|
| C                               | Si   | Mn   | Cr    | Mo   | V    | +N |
| 0,54                            | 0,45 | 0,40 | 17,30 | 1,10 | 0,10 |    |

O levantamento das propriedades físicas e mecânicas de cada estrutura constituinte do modelo foi realizado com base nas normas [4,5,6]. Na tabela 5 são apresentados os valores destas propriedades. Realizaram-se medidas de dureza Rockwell na escala C. Para medição de dureza Rockwell foi utilizado um durômetro de bancada Pantec modelo RASN/RS e empregada uma carga de 15 Kgf. Foram realizadas no parafuso 5 medidas, a partir das quais obteve-se um valor médio de dureza Rockwell (HRC).

Tabela 5 – Propriedades dos Materiais.

| Material       | Resistência a Tração (min) MPA | Limite de Escoamento (min) MPA | Alongamento % (min) |
|----------------|--------------------------------|--------------------------------|---------------------|
| Titânio        | 860                            | 795                            | 10                  |
| Aço inoxidável | 665                            | 350                            | 20                  |

Para validação dos resultados de elementos finitos, compararam-se os mesmos com os resultados experimentais feitos com torquímetro digital portátil modelo TQ-680 - CÓD. 00062 da marca Instrutherm.

### 3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Na figura 4, é observada a distribuição das tensões de von Mises na montagem do implante com a chave de transporte, os maiores valores estão localizados sob os pontos de aplicação do torque, havendo maiores concentrações após o hexágono da chave de transporte. O primeiro resultado é o Fator de Segurança (Factor of Safety - FOS) que compara a intensidade de escoamento do material para as tensões reais. Nesta distribuição de tensão, notamos que o fator de segurança (FOS) maior que 1.0 indicamos que o material naquele local ainda não escoou que está representado pela cor azul. A cor vermelha mostra que o fator de segurança

é menor que 1.0, indicando que o material naquele local escoou e que o projeto não é seguro. No intervalo entre o vermelho e o azul, temos um fator de segurança igual a 1.0, indicando que o material naquele local acabou de iniciar o escoamento.

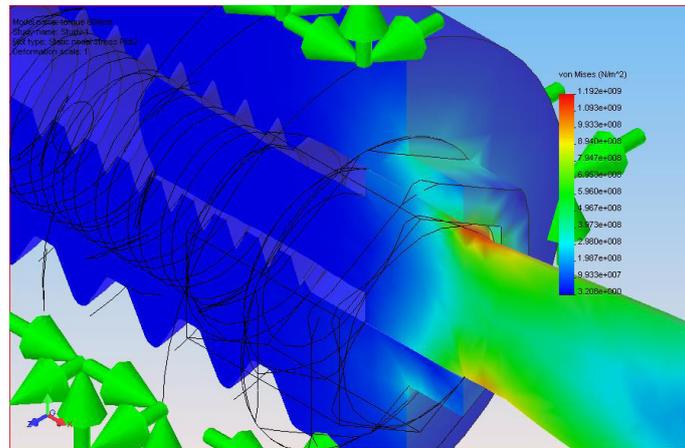


Figura 4 – Distribuição de tensão (von Mises).

Analisando-se o tipo de falha de ruptura entre o corpo de prova e a análise elaborada pelo software de simulação com método de elementos finitos, encontramos o mesmo ponto de ruptura figura 5.



Figura 5 – Representação dos implantes sem e com fratura (ponto de ruptura).

No estudo entre o parafuso ortodôntico e a chave, notamos na figura 6, que o ensaio computacional mostra um torque de 20N.cm, mostrando o ponto de maior esforço no conjunto. A relação entre o ensaio de torque realizado mostra que a média é de 22,8N.cm na ruptura do parafuso conforme figura 7.

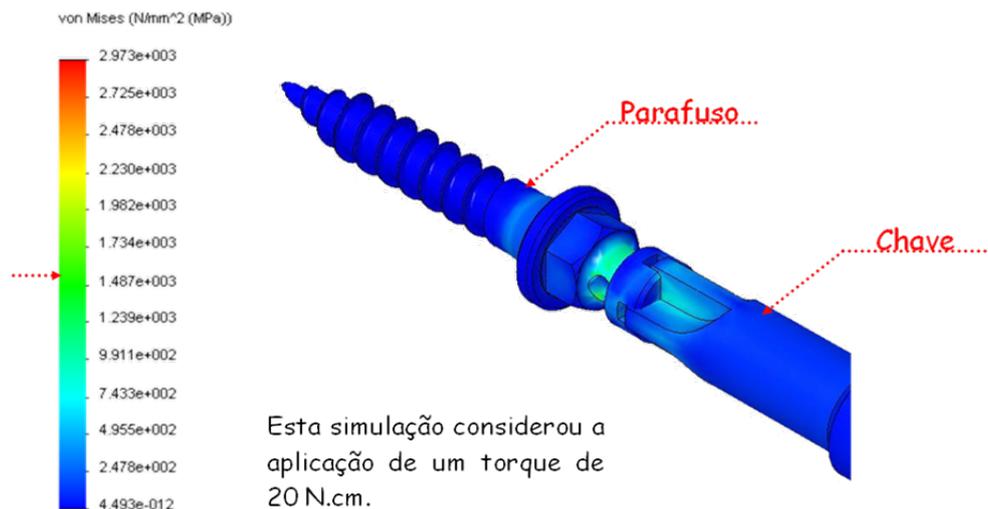


Figura 6 – Resultado da Análise de distribuição da tensão em von Mises.

Os valores obtidos durante o ensaio de torque estão apresentados na Tabela 6. Na Figura 7 são mostrados os corpos de prova e a chave de fixação após o ensaio de torque.

Tabela 6 – Valores de Torque de Ruptura.

| Amostra       | Torque Ruptura (N.cm) |
|---------------|-----------------------|
| 1             | 23,6                  |
| 2             | 23,1                  |
| 3             | 24,2                  |
| 4             | 23,5                  |
| 5             | 24,6                  |
| 6             | 22,6                  |
| 7             | 24,8                  |
| 8             | 23,5                  |
| 9             | 22,8                  |
| 10            | 22,6                  |
| Desvio Padrão | 0,77                  |
| Média         | 22,8                  |

Para os testes de torque, a chave de fixação resistiu a 10 ensaios de torque, em média, sem que nenhuma deformação fosse percebida (figura 7).



(a) micro parafusos (b) chave de fixação

Figura 7 – Corpos de prova após o ensaio de Torque (a) e chave (b).

Os valores de dureza Rockwell (HRC) foram de  $(29,00 \pm 0,84)$ . Não existe um valor de dureza normalizado para este material.

A figura 8 mostra um estudo de carregamento oblíquo a  $45^\circ$  do implante zigomático. Esta simulação considerou a aplicação de uma força de 120 N.cm. A escala de cores evidencia que nenhum ponto atingiu a tensão de escoamento do material, ou seja, não ocorrem deformações permanentes.



Figura 8 – Implante zigomático ensaiado no software.

Na figura 9, nota-se o implante zigomático ensaiado nas mesmas condições de simulação.



Figura 9 – Implante zigomático ensaiado experimentalmente.

#### 4. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Dentro da metodologia empregada neste estudo e com base na análise dos dados é possível concluir que a determinação antecipada das propriedades mecânicas na criação de uma ferramenta confiável para o projetista como para a garantia do produto final. A relação de comparação dos resultados entre os dados experimentais de torque e o método de elementos finitos fica em torno de 3%.

Verifica-se que o método de elementos finitos pode ser utilizado para uma avaliação prévia do comportamento da resistência mecânica dos modelos envolvidos. É possível evitar desperdício, ciclo de tentativa e erro.

A interação entre as áreas de Engenharia e Odontologia é fundamental para uma execução e interpretação correta dos resultados aplicados dentro deste campo de estudo.

---

## AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao INEPO - Instituto Nacional de Experimentos e Pesquisas Odontológicas e a SIN - Sistema de Implante por terem fornecido as amostras, as instalações e equipamentos necessários à realização deste trabalho.

---

## REFERÊNCIAS

- [1] Rubin, C., 1983, "Stress Analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model", J. D. Res., V. 62, p. 82-86.
- [2] Brånemark, P.-I., Hansson, B.O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallén, O. and Öhman, A., 1977, "Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period", Scand J Plast Reconstr Surg Vol. 16(suppl), pp. 1-132.
- [3] ABNT - ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Norma NBR ISO 5832-2 - Implantes para Cirurgia - Materiais Metálicos. Maio 2001.
- [4] ASTM F136-02 Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy For Surgical Implant Applications.
- [5] ABNT - ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Norma NBR ISO 5601 - Aço Inoxidável Classificação por composição química. Julho 1981.
- [6] ASTM F543:2002 Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws.
- [7] Callister, Willian D. - *Engenharia e Ciência dos Materiais* - Livros Técnicos e Científicos Editora - 2004
- [8] RITTO, A.K., KYUNG, H.M. Solutions with Micro Implants. *Ortodontia Journal* 8:6-13; 2004.
- [9] Speck, H.J., Proposta de método para facilitar a modelagem sólida (CAD) para empresas de engenharia de pequeno e médio porte. Tese de Doutorado em Engenharia de Produção, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2005.
- [10] Zienkiewics, O. C., Taylor, R. L. *Finite Element Method, Solid Mechanics*. Butterworth Heinemann, v. 2, 2000.
- [11] Zeid, I. *Mastering CAD/CAM*, New York: Ed. Mac Graw Hill, 1ª ed., 2005.