

## **ORIENTAÇÃO ÓTIMA DE UM IMPLANTE MANDIBULAR OSSEOINTEGRADO – UM ESTUDO NA ORIENTAÇÃO DE UM IMPLANTE PARA MINIMIZAÇÃO DE TENSÃO NO OSSO UTILIZANDO ALGORITMOS GENÉTICOS**

**Leandro Luis Corso e Rogério José Marczak**

Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Rua Sarmento Leite, 425, Porto Alegre-RS, Brazil, [llcorso@yahoo.com.br](mailto:llcorso@yahoo.com.br), [www.mecanica.ufrgs.br](http://www.mecanica.ufrgs.br)

**Palavras-chave:** Algoritmos Genéticos, Orto-implantes, Biomecânica, Análise de Elementos Finitos, Otimização.

**Resumo.** Neste trabalho, o método de algoritmos genéticos é utilizado para encontrar a melhor orientação de um implante mandibular osseointegrado, objetivando a minimização do valor quadrático médio da deformação no osso após a aplicação da carga no implante. A força aplicada no implante através de molas ou borrachas de correção é conhecida. Um modelo de elementos finitos é usado para calcular o campo de tensões no osso. O modelo da mandíbula inclui os tecidos cortical e trabecular sendo considerados como materiais homogêneos, criados a partir de tomografias computadorizadas. A metodologia proposta pode ser usada para minimizar o dano no osso em casos similares, ou predizer processos de crescimento ósseo.

## 1 INTRODUÇÃO

A utilização de implantes é uma excelente alternativa aos tradicionais métodos de ancoragem ortodôntica, especialmente em casos de pequena quantidade ou qualidade dos elementos dentais, na impossibilidade de uso de aparelhos extra-orais ou dificuldade de cooperação do paciente (Favero et al., 2002). Nos últimos anos, os implantes com finalidade ortodôntica têm evoluído no seu desenho e reduzido suas dimensões, facilitando sua utilização. Menor custo, cirurgia de inserção e remoção simples e grande versatilidade podem ser destacados como vantagens dos mini-implantes.

O MEF (Método dos Elementos Finitos) é uma ferramenta bastante utilizada em engenharia, e a utilização da mesma para análise de problemas biomédicos tem crescido significativamente na última década. Lin; Wang (2003) utilizaram MEF em um estudo para avaliar os efeitos de diferentes forças oclusais e conectores em próteses com união dente-implante. O comportamento de três diferentes desenhos de um sistema de implantes foi analisado em um estudo de Necchi et al. (2003). Empregando o MEF foi possível estabelecer qual deles obteve o melhor comportamento mecânico. Os resultados demonstraram que a deformação foi reduzida com um degrau criado no pescoço do implante. Além disso, a maior tensão foi encontrada no osso cortical em todos os implantes e forças investigados. Podendo assim avaliar projetos na concepção dos implantes sem os riscos e custos associados com ensaios clínicos. Além disso, resultados de estudos experimentais confirmam que, apesar das simplificações da análise linear via MEF, este método possui confiabilidade e eficiência, auxiliando as investigações em implantodontia (Keyak et al, 1993; Benzing et al, 1995; Murphy et al, 1995; Baiamonte et al, 1996). Corso and Marczak (2006), através do MEF, analisaram a distribuição de tensão de Von Mises no osso quando da aplicação de uma carga de 3N sobre um mini-implante ortodôntico localizado na região de molares inferiores, variando o ângulo do implante e da aplicação de carga.

O objetivo do presente trabalho é aplicar algoritmos genéticos para encontrar a melhor posição para um mini-implante ortodôntico, quando é aplicado um determinado carregamento sobre o mesmo, com o objetivo de que gere o menor nível de tensão possível no osso.

## 2 METODOLOGIA

O MEF permite obter dados sobre a distribuição de tensões quantificadas, o que possibilita a identificação de pontos críticos. Este método de análise numérica, aliado à avaliação clínica, pode trazer grandes avanços no conhecimento das diferentes situações que ocorrem na cavidade bucal (Cruz, 2003), bem como identificação de patologias. Aliada ao MEF, métodos de otimização permitem encontrar parâmetros ótimos para funções objetivo que refletem os requisitos clínicos de cada caso.

Neste trabalho, seguiram-se os seguintes passos para obtenção dos resultados:

- 1) modelamento da mandíbula;
- 2) elaboração modelos global e local utilizando o MEF utilizando um software comercial (Ansys, 2004);
- 3) definição dos carregamentos;
- 4) implementação da otimização através do método de algoritmos genéticos.

A abordagem empregada em cada caso será detalhada nas seções apresentadas a seguir.  
Metodologia

## 2.1 Modelo global da mandíbula

Uma mandíbula de um ser humano foi digitalizada de onde se obteve as superfícies externas. Posteriormente, através de tomografias computadorizadas, utilizando um software de modelamento 3D, foram modelados os tecidos ósseos, cortical e trabecular através das densidades aparentes nas tomografias. Na Fig. 1 podem ser observadas algumas das tomografias efetivamente utilizadas no presente trabalho.

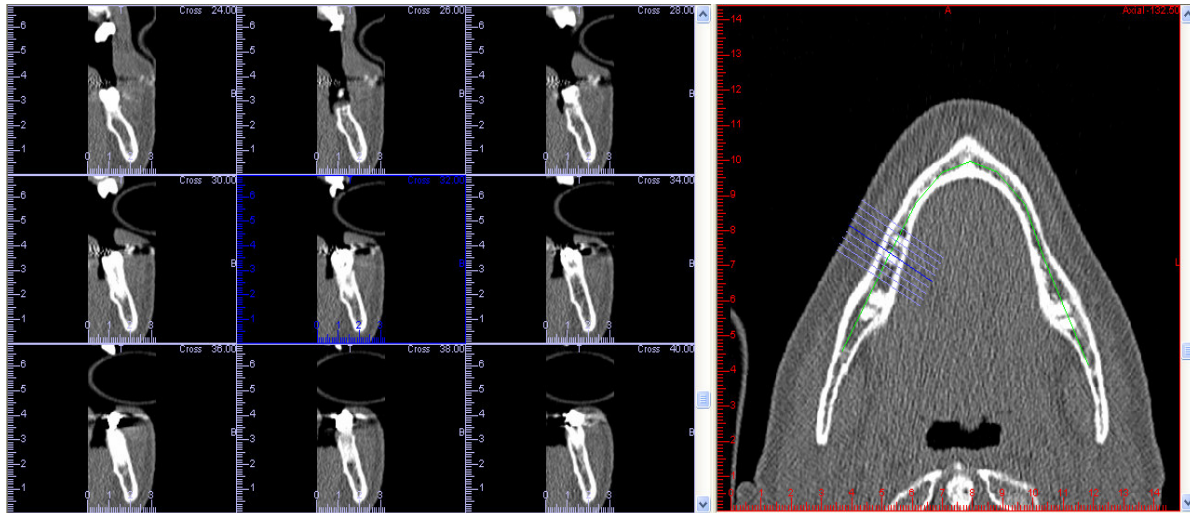


Figura 1: Tomografias computadorizadas utilizadas para a construção do modelo.

Foram encontradas na literatura revisada simplificações das mais diversas naturezas na modelagem e solução numérica deste tipo de problema. Em algumas destas, o nível de simplificação é bastante grosseiro, o que pode até mesmo inutilizar os resultados do ponto de vista mecânico. Claramente, este aspecto está relacionado à relativa pouca proficiência da comunidade biomédica no uso de ferramentas modernas de análise numérica. Na Figura 2, tem-se uma comparação ilustrativa entre o modelo de mandíbula empregado no presente trabalho (Figura 2a) e um exemplo de um modelo empregado por Gedrange et al. (2003) (Figura 2b).

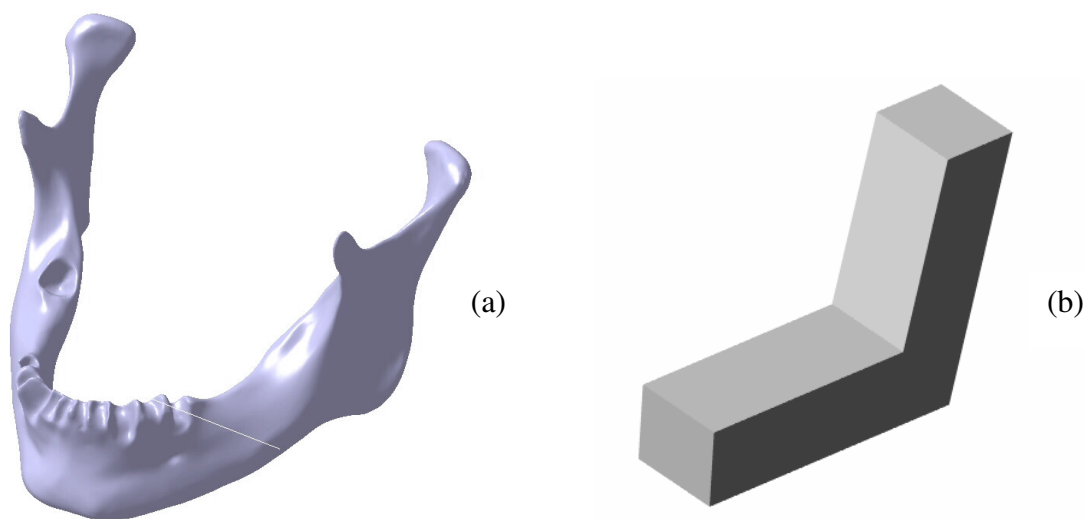


Figura 2: Modelos para mandíbula: (a) modelo global utilizado no presente trabalho, (b) modelo global utilizado por Gedrange et al. (2003).

Gedrange et al. (2003) utilizou o MEF para calcular os resultados de valores de forças entre 0,01N e 100N em três direções (vertical, horizontal e diagonal), aplicadas em três implantes de titânio com o mesmo comprimento (9 mm) e diâmetro (3,3 mm), utilizando um modelo de placas para representar os tecidos ósseos. Níveis de simplificação muito extremos, embora possam fornecer dados qualitativos para a análise, não podem ser eficazmente utilizados em problemas mais complexos, como otimização de implantes e simulação de crescimento de ossos.

De acordo com Roychowdhury et al. (2000), casos como o aqui estudado dispensam o uso de modelos numéricos globais da mandíbula, visto que os efeitos significativos da tensão ocorrem somente na região próxima ao local da carga aplicada (em torno do implante). Este fato foi comprovado através de uma análise global (com o modelo completo) preliminar, onde foram aplicadas cargas em diversas direções no local de inserção do implante, verificando que todas as deformações significativas ficaram concentradas muito próximas da região da carga aplicada. Nesta condição de carregamento, a região dos dentes da frente foi simplificada já que também não influencia nos resultados e diminui muito o custo computacional. E tendo em vista a possibilidade de reduzir o custo computacional para as demais análises, foi gerado um modelo local, obtido com seccionamento da mandíbula global na região de interesse. A Figura 3 ilustra a geometria básica da mandíbula estudada bem como a região que foi selecionada para análise local.

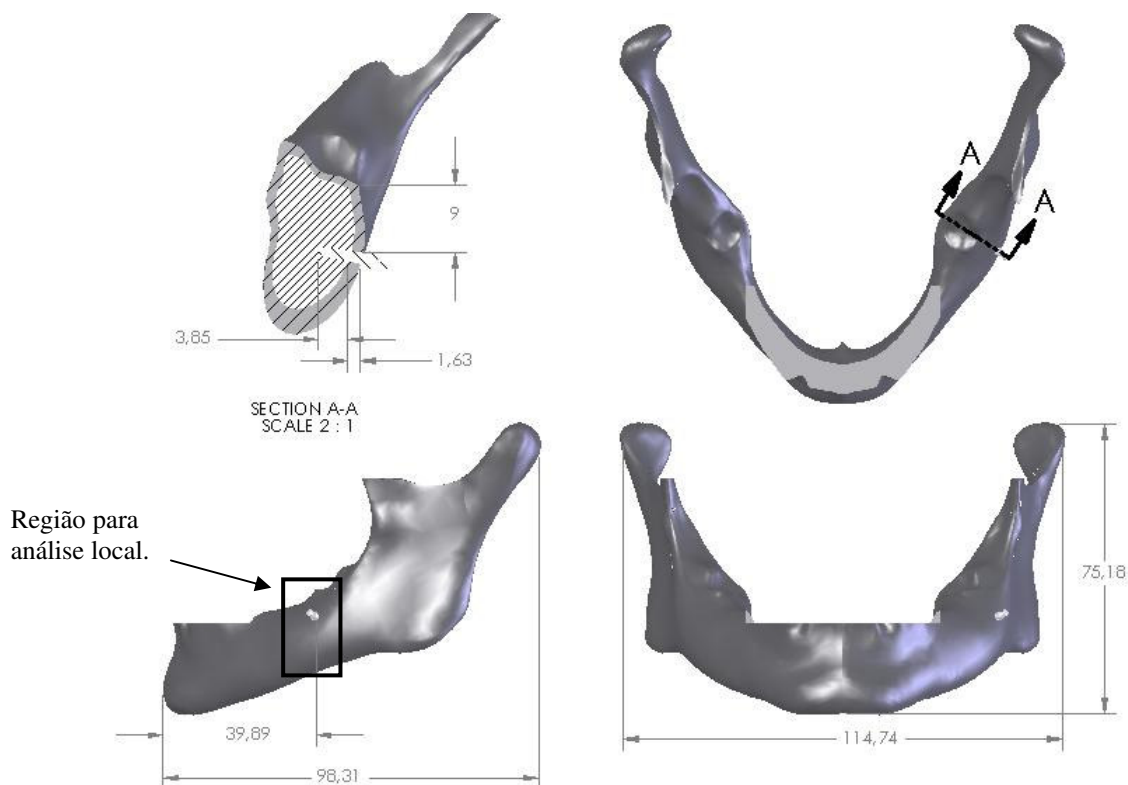


Figura 3: Modelo global da mandíbula com a localização do implante.

Na figura 4, tem-se um exemplo de aplicação para o implante, onde se pode ver o tipo de carregamento ao qual o implante está sujeito (molas de correção).

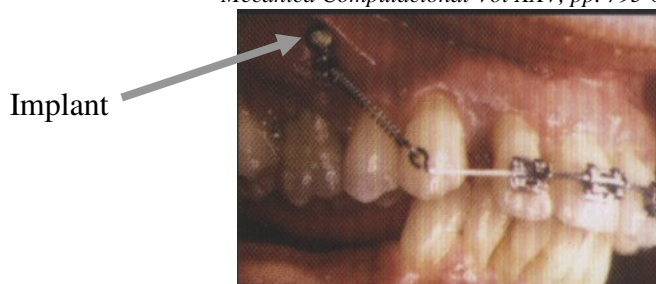


Figura 4: Exemplo de utilização do implante.

Os tecidos dos ossos trabecular e cortical foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos, bem como o titânio. A simplificação em termos de propriedades dos materiais segue as linhas de Meijer et al. (1995), Meijer et al. (1996) e Gallas et al. (2005) consideram essas simplificações com relação ao material possibilitando uma análise inicial. As características mecânicas da mandíbula humana foram obtidas de resultados de estudos de diferentes autores, conforme a Tabela 1.

Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson	Referências
Osso Cortical	15000	0.33	Akpinar et al., 1996
Osso Trabecular	1500	0.3	Van Zyl et al., 1995
Titânio	110000	0.3	Baiamonte et al., 1996

Tabela 1: Propriedades dos materiais

## 2.2 Modelo local da mandíbula

O modelo seccionado com os tecidos cortical e trabecular pode ser visto na Fig. 5, bem como a localização do implante no mesmo. O modelo do implante foi inserido na cortical vestibular da região entre o primeiro e o segundo molares inferiores do lado esquerdo, de forma a simular a tração e/ou a intrusão de um molar do mesmo lado. Nessa região, a camada de osso cortical do modelo da mandíbula possui 1,7 mm e de osso trabecular 9,7mm, portanto o implante ficou inserido 1,7 mm em osso cortical e 4,3 mm em osso trabecular, no caso de estar perpendicular a face do osso.

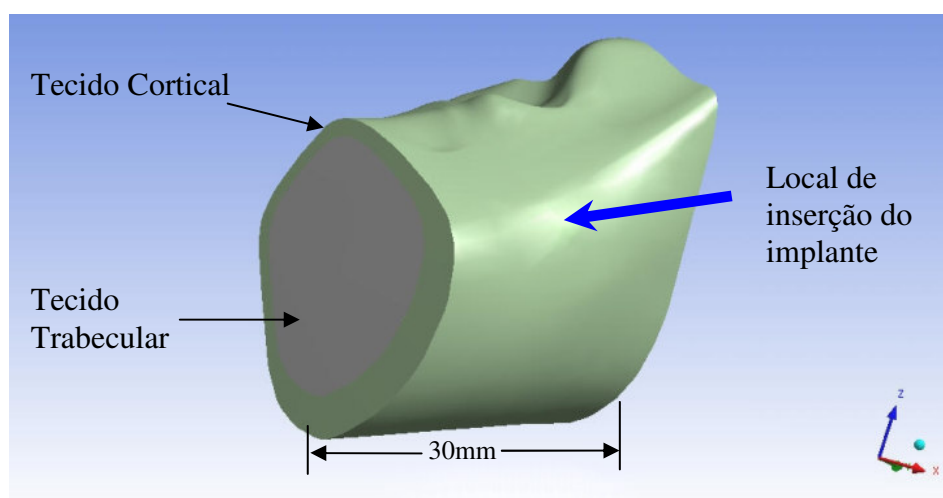


Figura 5: Modelo para análise local, representando um segmento da mandíbula na região de molares inferiores do lado esquerdo.

O implante simulado corresponde a um modelo comercial, comumente usado, com 6 mm de comprimento para área de contato e 1,5mm de diâmetro máximo. (Figura 6).

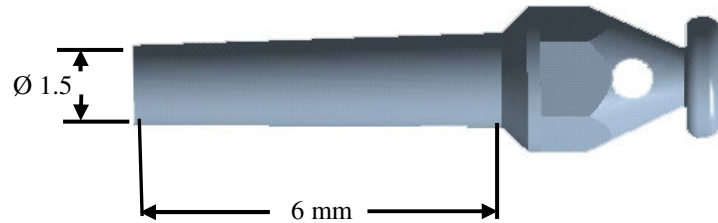


Figura 6: Implante dental utilizado

### 2.3 Apresentação do Problema

Uma melhor orientação para orto implantes pode fazer com que se evitem fraturas e até perdas de implantes por um nível de tensão elevado. Para este caso, por se tratar de uma análise estrutural não convencional, através do MEF foi realizada uma análise preliminar e estática para tornar familiar as magnitudes de tensões e deformações do osso. Para isto foi utilizado o modelo local, onde foram utilizados elementos tetraédricos para a discretização. Foi verificado que são necessários aproximadamente 20.000 elementos para que se consiga atender os critérios de convergência e estabilidades das tensões. Os valores apresentados na Tabela 2 mostram que não é possível dizer heurísticamente qual seria a melhor combinação de ângulos para encontrar o menor nível de tensão, para isso, pode se utilizar um método de otimização como algoritmos genéticos para resolver este problema.

<b>Direção da Carga</b>	<b>Tensão (MPa)</b>
<i>Implante Perpendicular</i>	15,890
<i>Implante -10° - cervical</i>	9,591
<i>Implante 10° - apical</i>	8,859
<i>Implante 20° - mesial</i>	10,930
<i>Implante 20° - distal</i>	14,270

Tabela 2: Tensões de Von Mises (MPa).

### 3 IMPLEMENTAÇÃO DO MÉTODO DE ALGORITMOS GENÉTICOS

Os Algoritmos Genéticos (GA) representam, atualmente, uma poderosa ferramenta para busca de soluções de problemas com alto nível de complexidade. O método de GA é uma técnica de busca para mínimos de funções baseadas na Teoria da Evolução e Sobrevivência do mais apto de Darwin. A teoria de Darwin da Seleção Natural, diz que os indivíduos modificam-se de maneira proveitosa a si mesmo, para terem melhores chances de sobrevivência. Simulam o processo evolutivo numericamente, representando os parâmetros de um dado problema codificando-s num vetor. Como na genética, genes são constituídos por cromossomos (Gomes and Silva 2005).

A implementação do método de GAs começa com uma população aleatória de cromossomos. Onde essas estruturas são avaliadas e associadas a uma probabilidade de reprodução de tal forma que as maiores probabilidades são associadas aos cromossomos que apresentam uma melhor solução para o problema de otimização do que àqueles que representam uma solução pior. A aptidão da solução é tipicamente definida com relação à população corrente, sendo ela dada por uma função objetivo ou função de aptidão (Corso et. Al, 2006).

A função objetivo de um problema de otimização é construída a partir dos parâmetros envolvidos no problema. Ela fornece uma medida da proximidade da solução em relação a um conjunto de parâmetros. Os parâmetros podem ser conflitantes, ou seja, quando um aumenta o outro diminui. A função objetivo permite o cálculo da aptidão de cada indivíduo, que fornecerá o valor a ser usado para o cálculo de sua probabilidade de ser selecionado para reprodução.

Para o presente trabalho, os parâmetros otimizados foram os ângulos do implante com relação à superfície óssea, sendo  $\alpha$  o ângulo no sentido apical-cervical e  $\beta$  o ângulo no sentido mesial-distal. Os limites inferiores e superiores para estes ângulos estão apresentados na tabela 3, onde se pode perceber que a possibilidade de variação do ângulo  $\alpha$  é maior, isso devido à irregularidade geométrica do osso.

Parâmetros	Limite inf. (°)	Limite sup. (°)
$\alpha$	-20	20
$\beta$	-10	10

Tabela 3: Limites inferiores e superiores dos parâmetros

A inclinação do ângulo da força considerada é de  $45^\circ$  com relação ao eixo mesial-distal, neste caso em particular. Na figura 7 se pode ver a aplicação da força, bem como as condições de contorno e a orientação.

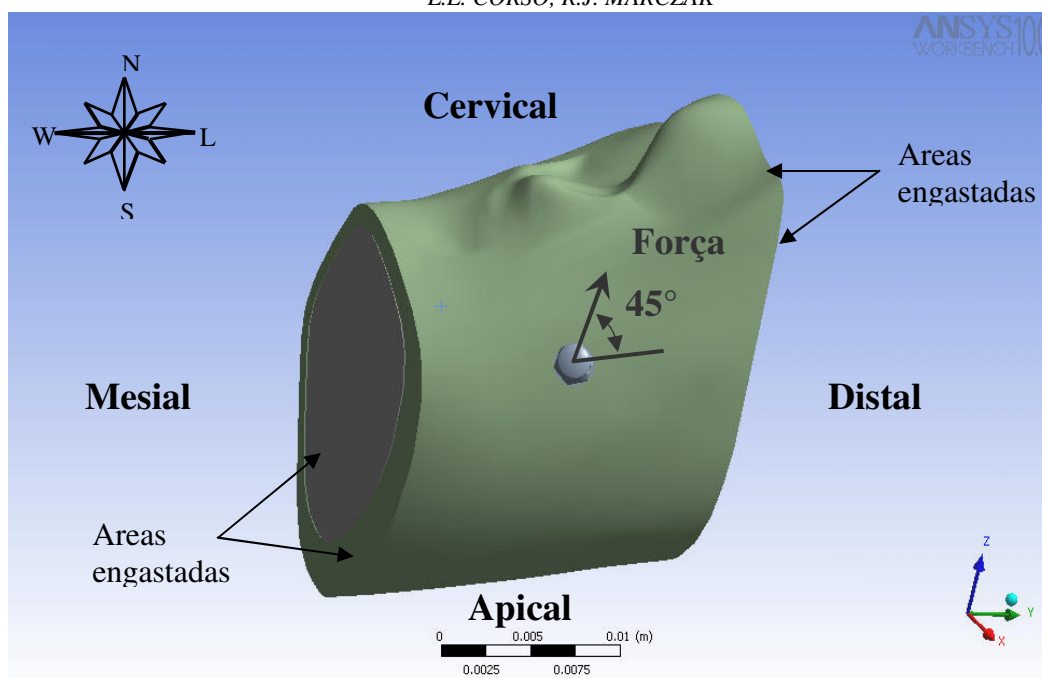


Figura 7: Orientações para o implante, condições de contorno e ângulos para a carga aplicada.

A função objetivo a ser minimizada é o valor quadrático médio da deformação do osso analisado, quando o mesmo é deformado pelo carregamento sofrido pelo implante.

$$\Phi = \sum_{i=1}^n \frac{V_i}{V_{total}} (\varepsilon_i - \varepsilon_0)^2 \quad (1)$$

onde  $n$  é número de elementos finitos que discretizam o osso,  $V_{Total}$  é o volume total do osso analisado por elementos finitos,  $V_i$  é o volume dos  $i$ -ésimos elementos do volume total,  $\varepsilon_i$  é a energia de deformação por elemento e  $\varepsilon_0$  é a energia de deformação do estado de referência, que neste caso foi considerado zero. Esta expressão possui uma similaridade com a energia de deformação absorvida, o que permite a sua utilização em diversos modelos de crescimento de osso (não abordado no presente trabalho).

A Tabela 4 apresenta os parâmetros utilizados para otimização com algoritmos genéticos, e na Figura 8, tem-se o fluxograma da implementação numérica aqui empregada.

Parâmetros	
População (indivíduos)	20
Gerações	20
Reprodução	gaussiana
<i>Crossover</i>	estocástico
Fator <i>crossover</i>	0,8

Tabela 4: Parâmetros de utilizados no método de algoritmos genéticos.



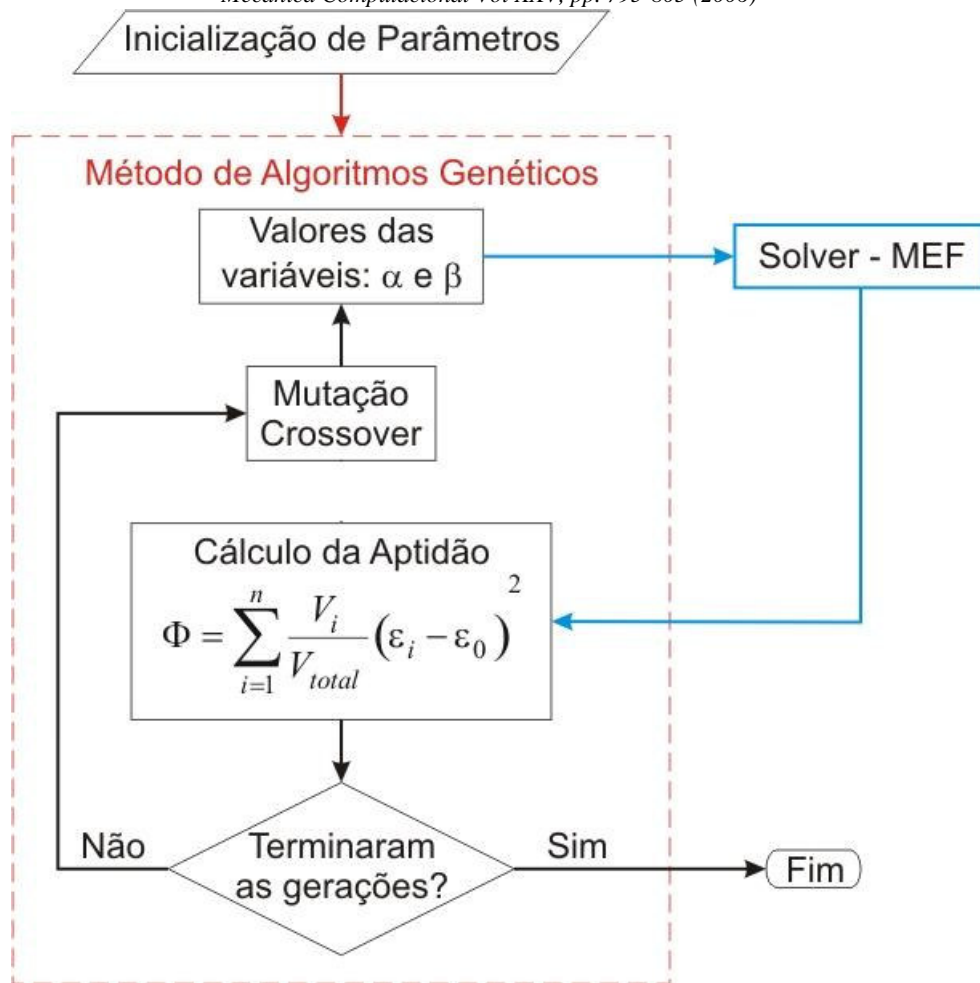


Figura 8: Fluxograma da implementação da otimização

#### 4 RESULTADOS

Após o processo de otimização, pode-se verificar a inclinação ótima dos ângulo que para minimização da função objetivo. Os resultados estão apresentados na Tabela 5. É importante notar que, para este caso, ao contrário do que se poderia esperar, a orientação ótima do implante não é perpendicular à superfície do osso.

Ângulos (°)	
$\alpha$	-9.76
$\beta$	-2.32

Tabela 5: Ângulos encontrados com a otimização.

O valor da função objetivo resultante para estes ângulos é de 16.52. Na Figura 9 é apresentado o gráfico da convergência para a solução, onde se tem a média e o valor dos melhores indivíduos selecionados. O valor da tensão de Von Mises para esta combinação de ângulos é de 6.218 MPa.

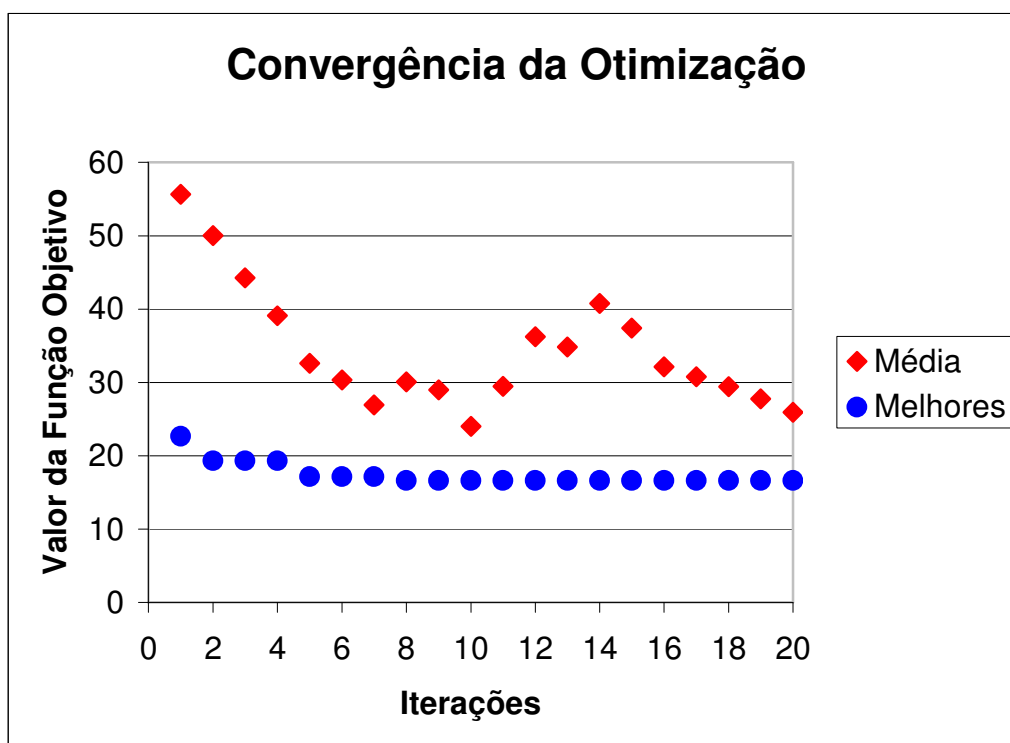


Figura 9: Gráfico da convergência do algoritmo

## 5 CONCLUSÕES

Foi apresentada uma metodologia para otimização da orientação de um orto-implante em uma mandíbula humana, onde o MEF foi empregado como técnica numérica para cálculo das tensões e energia de deformação no osso, próximo ao implante.

A metodologia utilizada mostrou-se efetiva, podendo ser empregada em uma variedade de casos similares encontrados na prática de ortodontia, inclusive para casos onde a aplicação de carga é diferente para o mesmo orto implante. A ferramenta apresentada permite encontrar um valor mínimo para a tensão. Entretanto, sugere-se a criação de um modelo que utilize uma variação gradativa de densidades, lidas a partir das tomografias computadorizadas. Isto permitiria uma descrição mais realista do tecido ósseo em relação à metodologia aqui empregada.

## REFERÊNCIAS

- Akpinar I.; Demirel, F.; Parnas, L.; et al. A Comparison of Stress and Strain Distribution Characteristics of Two Different Rigid Implant Designs for Distal-extension Fixed Protheses. *Quintessence Int.*, V. 27, no.1, p.11-17, Jan. 1996.
- Ansys Inc., ANSYS Basic Analysis Procedures Guide, 1994, Release 5.4, USA.
- Baiamonte, T.; Abbate, M. F.; Pizzarello, F.; et al. The Experimental Verification of the Efficacy of Finite Element Modeling to Dental Implant Systems. *Journal Oral Implantol.*, V.22, no.2, p.104-110, Apr. 1996.
- Corso, L. L., Marczak, R. J.; Análise Tridimensional Em Um Implante Mandibular Osseointegrado Através do Método De Elementos Finitos – Um Estudo na Orientação do Implante Para a Minimização da Tensão no Osso. *XXVII Iberian Latin-AmericaCongress on Computational Methods in Engineering – Cilamce*, 2006.
- Corso, L. L., Silva, N. R., Iturrioz, I., Gomes, H. M.; Otimização Em Frequência de uma Célula De Carga Multi-Axial Através Dos Métodos De Algoritmos Genéticos, Aproximação Por Subproblemas E Primeira Ordem. *XXVII Iberian Latin-American Congress on*

*Computational Methods in Engineering – Cilamce*, 2006.

- Cruz, M.; Wassal, T.; Toledo, E. M.; Barra, L. P.; Lemong, A. C. Three-dimensional Finite Element Analysis of a Cuneiform-geometry Implant. *Int. Journal Oral Maxillofac.* V. 18, no.5, p. 675-684, Sep./Oct. 2003.
- Favero, L.; Brollo, P.; Bressan, E.; Orthodontic Anchorage with Specific Fixtures: Related Study Analysis. *Journal. Orthod. Dentofacial Orthop.* V.122, no. 1, July 2002.
- Gallas, M.; Abeleira, M.; Fernández, J.; Burguera, M.; Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *European Journal of Orthodontics.*, V. 27, n. 1, p. 12-16, 2005.
- Gedrange, T.; Bourauel, C.; Köbel, C.; Harzer, W. Three-dimensional Analysis of Endosseous Palatal Implants and Bones after Vertical, Horizontal, and Diagonal Force Application. *Eur. J. Orthod.* V. 25, n. 2, p. 109-115, Apr. 2003.
- Gomes, H. M.; Silva, N. R. Algoritmos Genéticos para detecção de dano estrutural. *XXVI Iberian Latin-American Congress on Computational Methods in Engineering – Cilamce*, 2005.
- Keyak, J. H.; Fourkas, M. G.; Meagher, J. M.; et al. Validation of the Automated Method of Three-dimensional Finite Element Modelling of Bone. *Journal Biomed. Eng.* V. 15, n. 6, p. 505-509, Nov. 1993
- Lin, C.; wang, J.; Nonlinear Finite Element Analysis of a Splinted Implant with Various Connectors and Occlusal Forces. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Lombard, v. 18, n. 3, 2003.
- Murphy, W. M.; Williams, K. R.; Gregory, M. C.; Stress in Bone Adjacent to Dental Implants. *Journal Oral Rehabil.* V. 22, n. 12, p. 897-903, Dec. 1995.
- Necchi, S.; Migliavacca, F.; Gastaldi, D.; Pizzagalli, M.; et al. The Effect of Fixture Neck Design in a Realistic Model of Dental Implant: a Finite Element Approach. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin. Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering* N. 5-6, 2003.
- Meijer, H.; Starmans, F.; De Putter, C; Van Blitterswijk, C. The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants. *Journal of Oral Rehabilitation.* V. 22, p. 105-111, 1995.
- Meijer, H.; Starmans, F.; Steen, W.; Bosman, F. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional finite-element study. *Journal of Oral Rehabilitation.*, V. 23, p. 757-763, 1996.
- Roychowdhury, A.; Pal, S.; Saha, S. Stress analysis of an Artificial Temporal Mandibular Joint. *Biomedical Engineering.* V. 28, n. 3, p. 411-420, 2000.
- Van Zyl, P. P.; Grundling, N. L.; Jooste, C. H.; Three-dimensional Finite Element Model of a Human Mandible Incorporating Six Osseointegrated Implants for Stress Analysis of a Mandibular Cantilever Prostheses. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* Jan./Feb. 1995.