UNIVERSIDADE DE CAXIAS DO SUL

JONATAS ARALDI

OTIMIZAÇÃO DA ORIENTAÇÃO DE MINI-IMPLANTE PARA MINIMIZAR A POSSIBILIDADE DE FALHA DEVIDO À PERDA ÓSSEA: UM PROCEDIMENTO USANDO ALGORITMO GENÉTICO E ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS

CAXIAS DO SUL

2018

JONATAS ARALDI

OTIMIZAÇÃO DA ORIENTAÇÃO DE MINI-IMPLANTE PAR MINIMIZAR A POSSIBILIDADE DE FALHA DEVIDO À PERDA ÓSSEA: UM PROCEDIMENTO USANDO ALGORITMO GENÉTICO E ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade de Caxias do Sul, visando à obtenção do grau de mestre em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Projeto.

Orientador: Prof. Dr. Leandro Luis Corso.

CAXIAS DO SUL

2018

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Universidade de Caxias do Sul
Sistema de Bibliotecas UCS - Processamento Técnico

A659o Araldi, Jonatas

Otimização da orientação de mini-implante para minimizar a possibilidade de falha devido à perda óssea : um procedimento usando algoritmo genético e análise de elementos finitos / Jonatas Araldi. – 2018.

78 f. : il. ; 30 cm

Dissertação (Mestrado) - Universidade de Caxias do Sul, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, 2018.

Orientação: Leandro Luis Corso.

1. Ossos faciais - Efeito de implantes. 2. Método dos elementos finitos. 3. Algoritmos genéticos. I. Corso, Leandro Luis, orient. II. Título.

CDU 2. ed.: 616.716-089.843

Catalogação na fonte elaborada pela(o) bibliotecária(o)
Paula Fernanda Fedatto Leal - CRB 10/2291

JONATAS ARALDI

OTIMIZAÇÃO DA ORIENTAÇÃO DE MINI-IMPLANTE PAR MINIMIZAR A POSSIBILIDADE DE FALHA DEVIDO À PERDA ÓSSEA: UM PROCEDIMENTO USANDO ALGORITMO GENÉTICO E ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade de Caxias do Sul, visando à obtenção do grau de mestre em Engenharia Mecânica.
Área de concentração: Projeto.
Orientador: Prof. Dr. Leandro Luis Corso.

Aprovado em 14/09/2018

Banca examinadora

_____

Prof. Dr. Leando Luis Corso
Universidade de Caxias do Sul – UCS

_____

Prof. Dr. Diego Piazza
Universidade de Caxias do Sul - UCS

_____

Prof. Dr. Marcos Alexandre Luciano
Universidade de Caxias do Sul - UCS

_____

Prof. Dr. Oscar Alfredo Garcia e Suarez
Universidade de Caxias do Sul - UCS

AGRADECIMENTOS

A presente dissertação de mestrado não poderia chegar a lugar algum se não fosse a participação de diversas pessoas envolvidas, desde uma grande ajuda com os objetivos, até uma simples palavra de ajuda.

Agradeço **a Deus**, em primeiro lugar, por sempre ter me dado condições de correr atrás dos meus sonhos.

Aos meus pais, **Vanderlei e Adriana**, e minha **irmã Echilen**, por acreditarem nas minhas escolhas, e pelo apoio e esforço incansável neste sonho de me tornar mestre.

Ao não apenas professor, mas que se tornou um grande amigo, **Dr. Leandro Luis Corso**, pelo apoio, incentivo, ajuda, e principalmente, por acreditar na concretização desta ideia, e nunca ter me deixado desistir nos momentos de maior tensão.

Aos amigos que não vou citar nomes para evitar esquecer alguém, mas que me ajudaram incansavelmente, cada um da sua forma. Alguns de forma técnica, outros apenas com amizade e descontração nos momentos que mais necessitei.

A todas as pessoas que contribuíram para meu sucesso e para meu crescimento como pessoa. Sou o resultado da confiança e da força que cada um de vocês me passou.

Meu muito obrigado.

"A mente que se abre a uma nova ideia, jamais voltará ao seu tamanho original."
Albert Einstein

RESUMO

A partir da necessidade de substituição, ou reparo, de estruturas ósseas humanas, a utilização de mini-implantes tem se tornado uma prática cada vez mais usual nos seres humanos. Mesmo com o desenvolvimento e pesquisa de métodos e materiais mais avançados tecnologicamente, alguns procedimentos ainda se tornam de difícil aplicação. A análise realizada no próprio paciente acaba se tornando inviável e invasiva. Este trabalho apresentou uma metodologia para criação de modelos computacionais tridimensionais de estruturas ósseas a partir de tomografias computadorizadas. Foram realizados estudos de distribuição de tensão de von-Mises em um modelo global de uma mandíbula visando identificar as regiões submetidas a estresse. Posteriormente, a metodologia foi implementada utilizando o método de algoritmos genéticos para encontrar a melhor orientação de mini-implantes mandibulares osseointegrados, objetivando a minimização do valor médio da deformação no osso, recorrente de níveis elevados de tensões. Com o algoritmo de otimização foi possível encontrar ângulos de inserção ótimos do mini-implante em um modelo computacional gerado por meio de tomografias computacionais diminuindo o risco de falha do mini-implante por perda óssea. Por fim, um comparativo entre o método de algoritmo genético e o método de programação sequencial quadrática foi realizado, visando demonstrar a efetiva do algoritmo genético. O método de algoritmo genético apresentou baixa eficiência em relação ao método de programação sequencial quadrática por conta do custo computacional utilizado para a implementação da rotina, porém quando comparado as eficácias de cada método, o método de algoritmo genético apresentou um melhor valor de função objetivo, mostrando uma eficácia de 42%, maior.

Palavras-chave: Algoritmo Genético. Método de Elementos Finitos. Mini-implante. Ósseointegrado. Perda Óssea.

ABSTRACT

From the need for replacement, or repair of human bone structures, the use of implants has become an increasingly common practice in humans. Even with the development and research of methods and materials more technologically advanced, some procedures still become difficult to apply. The analysis performed in the patient itself becomes unfeasible and invasive. This work presented a methodology for the creation of three-dimensional computational models of bone structures from computed tomography. Stress distribution studies of von-Mises were performed in a global model of a mandible to identify regions subject to stress. Later, the methodology was implemented using the genetic algorithm method to find the best orientation of osseointegrated mandibular mini-implants, aiming at minimizing the mean value of bone deformation, recurring high levels of stress. With the optimization algorithm it was possible to find optimal insertion angles of the mini-implant in a computational model generated by means of computational tomographies decreasing the risk of failure of the mini-implant due to bone loss. Finally, a comparison between the genetic algorithm method and the quadratic sequential programming method was performed, in order to demonstrate the efficacy of the genetic algorithm. The genetic algorithm method presented low efficiency in relation to the quadratic sequential programming method due to the computational cost used to implement the routine, but when compared to the efficacy of each method, the genetic algorithm method had a better objective function value, showing an efficacy of 42%, higher.

Keywords: Genetic Algorithm. Finite Element Method. Mini-implant. Osseointegration. Bone loss.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Mini-implante utilizado para ancoragens ortodônticas 20
Figura 2 – Malha de elementos finitos 23
Figura 3 – Ponto mínimo e máximo de uma função f(x) 26
Figura 4 – Solução ótima para *cf(x)* ou *c + f(x)* com mesmo valor de *f(x)* 27
Figura 5 – Fluxograma típico de um Algoritmo Genético padrão 28
Figura 6 – Composição e partes do osso humano 31
Figura 7 – Osso cortical compacto e osso trabecular esponjoso 32
Figura 8 – Fluxograma de atividade 33
Figura 9 – Imagem via TC do crânio 35
Figura 10 – Imagens de TC utilizadas para elaboração do modelo tridimensional 35
Figura 11 – Etapas de leitura e geração do modelo tridimensional 36
Figura 12 – Divisão do tecido cortical e trabecular 37
Figura 13 – Exemplo de modelo global (completo) 38
Figura 14 – Exemplo de modelo local 39
Figura 15 – Procedimento de implementação entre o AG e o MEF 40
Figura 16 – Código para AG com codificação real 41
Figura 17 – Exemplo de utilização do mini-implante 42
Figura 18 – Sistema de coordenadas utilizado 43
Figura 19 – Fluxograma de etapas para obtenção do modelo geométrico tridimensional 44
Figura 20 – Modelo geométrico tridimensional 45
Figura 21 – Corte transversal para visualização das considerações do tecido ósseo cortical e trabecular 46
Figura 22 – Modelo tridimensional do mini-implante ortodôntico utilizado 47
Figura 23 – Principais dimensões do mini-implante ortodôntico utilizado 47
Figura 24 – Modelo para análise global 48
Figura 25 – Posicionamento do mini-implante no modelo ósseo global 49
Figura 26 – Malha do modelo global (mandíbula e mini-implante) 50
Figura 27 – Distribuição de tensão de von-Mises na superfície do osso para um modelo geométrico tridimensional global 51
Figura 28 – Modelo para análise local 52
Figura 29 – Posicionamento do mini-implante em relação ao modelo local 53
Figura 30 – Carregamento em relação ao eixo y 54

Figura 31 – Condições de contorno para o modelo global 55
Figura 32 – Distribuição de tensões de von-Mises com mini-implante perpendicular a superfície 57
Figura 33 – Carregamento aplicado para implementação da rotina de algoritmo genético..... 59
Figura 34 – Gráfico de convergência – Algoritmo Genético..... 60
Figura 35 – Gráfico de convergência para programação sequencial quadrática 61

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Propriedades mecânicas das estruturas biológicas 37
Tabela 2 – Propriedades mecânicas para o Ti-6Al-4V 38
Tabela 3 – Divisão de malha entre mandíbula e mini-implante para o modelo global 51
Tabela 4 – Valores de carga decompostos em vetores y e z 55
Tabela 5 - Divisão de malha entre mandíbula e mini-implante para o modelo local 56
Tabela 6 – Parâmetros utilizados para o método de AG 58
Tabela 7 – Limites superiores e inferiores de inserção do mini-implante 60
Tabela 8 – Comparativo entre o método AG e SQP 62

LISTA DE SIGLAS E SÍMBOLOS

MEF	Método de Elementos Finitos
PVC	Problemas de Valor de Contorno
AE	Algoritmo Evolucionário
AG	Algoritmos Genéticos
SQP	*Sequential Quadratic Programming* / Programação Sequencial Quadrática
PV	Porosidade Vascular
PLC	Porosidade Lacunar-Canalicular
PCA	Porosidade de Colágeno Apatita
IC	Interface Celular
ILC	Interface das Lacunas e Canalículos
TC	Tomografia Computadorizada
ATM	Articulação Temporomandibular
PIXEL	*Picture Element* / Elemento de Imagem
DICOM	*Digital Imaging and Communications in Medicine* / Comunicação de Imagens Digitais em Medicina
CAD	*Computer Aided Design* / Projeto Assistido por Computador
CAE	*Computer Aided Engineering* / Engenharia Assistida por Computador
®	Marca Registrada

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 16
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO 16
1.2 JUSTIFICATIVA 17
1.3 OBJETIVOS 18
1.3.1 Objetivo geral 18
1.3.2 Objetivos específicos 19

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA 20
2.1 MINI-IMPLANTES 20
2.1.1 Tipo de mini-implantes 21
2.2 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF) 21
2.2.1 Introdução 21
2.2.2 Conceitos Básicos do MEF 23
2.2.3 Modelo computacional utilizando o método de elementos finitos 23
2.2.4 Características e propriedades dos materiais 24
2.3 MÉTODO DE OTIMIZAÇÃO 25
2.3.1 Introdução à otimização 26
2.3.2 Algoritmos genéticos 27
2.3.3 Programação sequencial quadrática 29
2.4 FISIOLOGIA DO TECIDO ÓSSEO 30
2.4.1 Partes dos ossos 31
2.4.2 Tipo de tecido ósseo 31

3 MÉTODO 33
3.1 PROBLEMA 33
3.2 ETAPAS DO DESENVOLVIMENTO DO MODELO 34
3.2.1 Modelar computacionalmente a mandíbula 34
3.2.2 Definir as propriedades e as condições de contorno para o modelo computacional 37
3.2.3 Elaborar modelos globais e locais utilizando o MEF 38
3.2.4 Implementar otimização por meio do método de algoritmos genéticos em conjunto ao MEF 39

4 CONSTRUÇÃO DO MODELO GEOMÉTRICO TRIDIMENSIONAL 43
4.1 SISTEMA DE COORDENADAS 43
4.2 PREMISSAS DO MODELO 43
4.3 TECIDO CORTICAL E TECIDO TRABECULAR 45
4.4 MINI-IMPLANTE 46
4.5 POSICIONAMENTO DO MINI-IMPLANTE NA MANDÍBULA 48

5 APLICAÇÃO DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS 50
5.1 ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS NO MODELO GLOBAL 50
5.2 ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS NO MODELO LOCAL 52
5.2.1 Adaptação do modelo local para análise de elementos finitos 52
5.2.2 Carregamento submetido ao mini-implante no modelo local 53
5.2.3 Condições de contorno 55
5.2.4 Malha de elementos finitos do modelo local 56
5.2.5 Resultados 56

6 IMPLEMENTAÇÃO DE OTIMIZAÇÃO VIA MÉTODO DE ALGORITMOS GENÉTICOS 58
6.1 PARÂMETROS DE ENTRADA DE CONFIGURAÇÃO DO ALGORITMO GENÉTICO 58
6.2 RESULTADOS COM IMPLEMENTAÇÃO DA ROTINA DE ALGORITMO GENÉTICO 60
6.3 RESULTADOS COM IMPLEMENTAÇÃO DE PROGRAMAÇÃO SEQUENCIAL QUADRÁTICA 61
6.4 COMPARAÇÃO DOS MÉTODOS DE OTIMIZAÇÃO 62

7 CONCLUSÃO 64
7.1 PROPOSTA PARA TRABALHOS FUTUROS 65

APÊNDICE A - DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON-MISES COM MINI-IMPLANTE 10° NA DIREÇÃO APICAL 66
APÊNDICE B - DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON-MISES COM MINI-IMPLANTE 20° NA DIREÇÃO APICAL 67

APÊNDICE C - DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON-MISES COM MINI-IMPLANTE 10° NA DIREÇÃO CERVICAL 68
APÊNDICE D - DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON-MISES COM MINI-IMPLANTE 20° NA DIREÇÃO CERVICAL 69
APÊNDICE E - DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON-MISES COM MINI-IMPLANTE 10° NA DIREÇÃO DISTAL..... 70
APÊNDICE F - DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON-MISES COM MINI-IMPLANTE 20° NA DIREÇÃO DISTAL..... 71
APÊNDICE G - DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON-MISES COM MINI-IMPLANTE 10° NA DIREÇÃO MESIAL..... 72
APÊNDICE H - DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON-MISES COM MINI-IMPLANTE 20° NA DIREÇÃO MESIAL..... 73

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... 74

1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo inicia-se a contextualização do trabalho, indicando a área da engenharia mecânica em que está inserido, bem como os objetivos traçados.

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

Com o desenvolvimento de pesquisas e tecnologias, frequentemente surgem novidades de tratamento e dispositivos mecânicos na área da ortodontia. Com isto, sistemas de implantes tem tido um enorme crescimento com o objetivo de promover uma ancoragem efetiva para a movimentação dentária em tratamentos ortodônticos.

Segundo Martins e Almeida (2017), o mini-implante ortodôntico não é somente mais uma dessas novidades, mas sim uma realidade na especialidade. Favero *et al*. (2002) afirmam que os mini-implantes são uma excelente alternativa aos tradicionais métodos de ancoragem ortodôntica. Os mesmos autores descrevem que a crescente demanda por métodos que exigem uma adesão mínima, principalmente por parte de adultos, e a importância da questão estética, evitando assim o uso de aparelhos extra-bucais, levaram a expansão tecnológica de mini-implantes. Branemark *et al*. (1985) descreve a osseointegração como responsável por essa adesão, sendo basicamente uma conexão direta entre o tecido ósseo funcional e o material do mini-implante, tornando-se entre outras palavras, um mesmo corpo.

O trabalho da engenharia em conjunto com as áreas da saúde, principalmente a utilização de ferramentas e tecnologias computacionais, tem se tornado cada vez mais relevante e funcional no meio científico. A versatilidade, agilidade, e confiabilidade das respostas, faz com que este uso se torne maior a cada dia.

Uma vez que se fala em ferramentas computacionais para análises estruturais se traz à tona o Método de Elementos Finitos (MEF). O MEF consiste basicamente em um método matemático computacional pelo qual busca-se uma resposta para um grande sistema de variáveis. Fazi *et al*. (2011), explica que sua aplicação em pesquisa na implantodontia, ou seja, na aplicação de mini-implantes, permite uma avaliação "laboratorial" da distribuição das tensões geradas sobre sistemas complexos. O método pode ser aplicado nos variados componentes (mini-implantes, tecidos ósseos, ligamentos, etc) permitindo avaliar de forma computacional regiões de fundamental relevância clínica e muitas vezes de difícil acesso, sem a necessidade de aplicação de métodos invasivos e de possível risco ao paciente.

Echevarria (2013) comenta que o sucesso clínico com mini-implantes está relacionado, principalmente, pelo modo como as tensões mecânicas são transferidas do implante para o osso circundante, sem gerar tensões que colocarão em risco a longevidade dos mini-implantes. Savoldelli *et al*. (2011) descrevem que em uma análise de elementos finitos, as condições de carregamento são imprescindíveis, uma vez que estas estão intimamente relacionadas aos distúrbios odontológicos que podem ser apresentados.

Uma vez que a bibliografia fala da importância com que as tensões são transferidas para o osso, em adição ao MEF, com o objetivo de desenvolver orientações ideais de localização dentro de um conjunto de possibilidades e variáveis em situações biomecânicas, modelos matemáticos podem ser aplicados. Por exemplo, é possível maximizar a eficiência dos componentes alterando sua geometria ou orientação utilizando ferramentas de otimização que simulem diversas situações, ferramentas as quais podem servir de grande auxílio para cirurgiões ortopedistas no momento de decidir o melhor caminho para seguir em determinados casos, dando assim agilidade e precisão nas respostas.

Perini (2013) descreve as ferramentas de otimização como um método que consiste em avaliar o comportamento de um componente quando o mesmo está submetido a carregamentos externos. A partir das respostas desta avaliação, um conjunto ótimo é desenvolvido para que atenda as solicitações ou restrições.

1.2 JUSTIFICATIVA

O tratamento ortodôntico é considerado um processo complexo, exigindo um método que equilibre a biomecânica ortodôntica de um paciente individual, sendo o controle de ancoragem de suma importância para que o sistema de forças ortodôntico trabalhe de forma adequada (CHOPRA; CHAKRANARAYAN, 2015).

A utilização de mini-implantes ou próteses artificiais tem se tornado uma prática habitual para substituição de articulações humanas. Bezerra e Lenharo (2002) destacam que apesar de terem sido alcançadas altas taxas de sucesso na reabilitação com mini-implantes, ainda há falhas que podem representar aumento do tempo terapêutico, gerar custos adicionais e causar desconforto para o paciente e constrangimento para o profissional.

A causa de possíveis falhas na reabilitação com implantes pode estar intimamente ligada a sobrecargas produzindo tensões excessivas no sistema de ancoragem. A caracterização destas sobrecargas e tensões é de difícil determinação *in loco.* Diante desta dificuldade, tem-se

levado a busca por estudos indiretos, chamados de modelagem teórica (RADU; MARANDICI; HOTTEL, 2004).

O MEF pode auxiliar na resposta de uma série de questões relacionadas a biomecânica dos dentes e maxilares humanos (SILVA *et al*., 2008). Em adição a isto, a otimização de um componente mecânico, ou mesmo o posicionamento do mesmo, neste caso da orientação de mini-implantes, é um aspecto de suma importância do ponto de vista de engenharia.

Trommer e Maru (2017) descrevem que o desgaste dos componentes são ainda uma das grandes desvantagens nas falhas de um implante. Os mesmos autores indicam que o problema relacionado ao desgaste é a geração de partículas, o que pode incitar uma resposta inflamatória altamente biológica e levar à perda óssea, e consequentemente há um novo procedimento cirúrgico.

Uma melhor orientação para mini-implantes pode fazer com que se evitem fraturas e até perdas de implantes, uma vez que níveis de tensões elevados podem ocasionar absorção de tecido ósseo, de forma que o implante acabe se soltando. Porém, arbitrariamente não é possível determinar com segurança qual é a melhor combinação de ângulos para encontrar os menores níveis de tensões, desta maneira, faz-se entender a importância da utilização de um método de otimização via algoritmos genéticos para resolver este problema.

Neste cenário, no qual a segurança ao paciente está em primeiro lugar, realizar uma análise de otimização com o auxílio da análise de elementos finitos para avaliar e prever a ideal orientação de mini-implantes, com o intuito de minimizar e até eliminar problemas futuros, pode ser de grande relevância.

1.3 OBJETIVOS

A seguir, são apresentados o objetivo geral e os objetivos específicos, os quais determinam as ações a serem realizadas na dissertação.

1.3.1 Objetivo geral

Propõem-se neste trabalho simular as distribuições de tensões em uma mandíbula, utilizando um método numérico baseado no método de elementos finitos e em métodos de algoritmos genéticos de otimização, para buscar atingir uma homogeneização dos níveis de tensões, a fim de evitar fraturas e/ou perda de mini-implantes devido a perda óssea causada por tensões excessivas.

1.3.2 Objetivos específicos

Para que esta pesquisa atinja o objetivo geral, foram estabelecidos os seguintes objetivos específicos:

a) modelar computacionalmente a mandíbula conforme premissas para análise, definindo propriedades mecânicas;
b) elaborar modelos tridimensionais globais e locais utilizando software computacional, aplicando as condições de contorno utilizando software conputacional;
c) analisar as distribuições de tensões nos modelos globais e locais, na busca de evidenciar se apenas a utilização do modelo local é possível;
d) implementar um estudo de otimização por meio do método de algoritmos genéticos a fim de encontrar a melhor angulação para inserção do mini-implante na mandíbula;
e) implementar um estudo com o método de programação sequencial quadrática a fim de realizar um comparativo entre os métodos de algoritmo genético e programação clássica.
f) analisar as principais vantagens do método de algoritmos genéticos.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

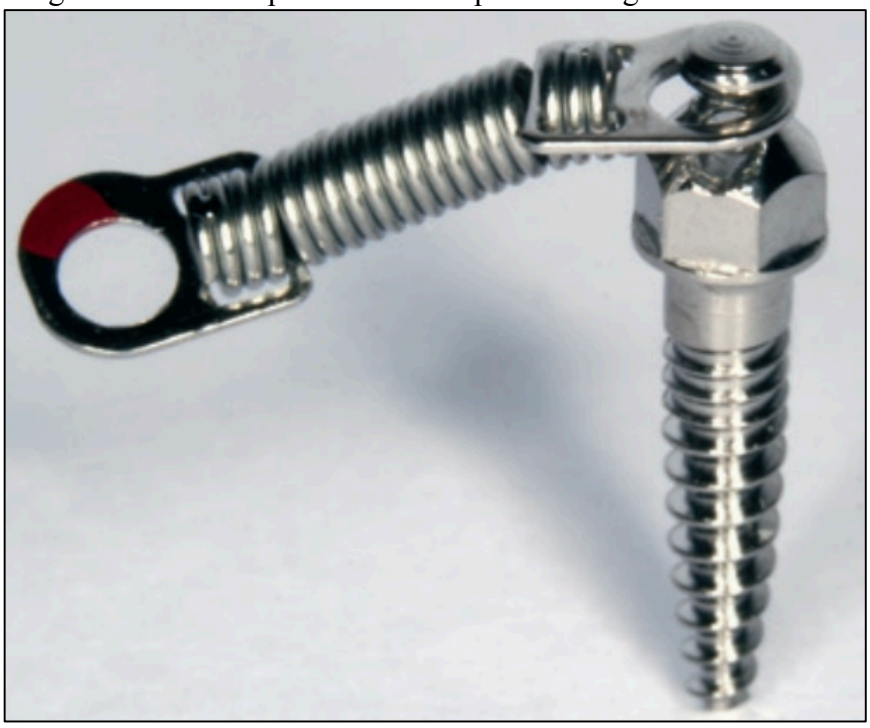
Neste capítulo é apresentada a fundamentação teórica referente ao assunto proposto, trazendo também uma abordagem de temas chave que devem ser observados para o estudo de otimização da orientação de mini-implantes na mandíbula.

2.1 MINI-IMPLANTES

Durante anos, os ortodontistas utilizaram mecânicas com preparo de ancoragem, aparelhos extrabucais e elásticos intermaxilares como suas principais ferramentas para estabilização (MARASSI; MARASSI, 2008). Consolaro *et al*. (2008) colocam os mini-implantes como uma das principais inovações na prática clínica ortodôntica, senão a mais relevante da ortodontia contemporânea.

Os mini-implantes, que nada mais são que mini parafusos, são usados como apoios de ancoragem para a realização de movimentos ortodônticos. A Figura 1 apresenta um exemplo de mini-implante utilizado para estabilização e ancoragem na ortodontia.

Figura 1 – Mini-implante utilizado para ancoragens ortodônticas



Fonte: Marassi; Marassi, 2008.

2.1.1 Tipo de mini-implantes

Conforme Squeff *et al*. (2008), os mini-implantes são, em sua maioria, confeccionados de liga de titânio, variando forma, *design* e medidas conforme cada fabricante. Sua estrutura pode ser dividida em três partes: cabeça (área para fixação de dispositivos ortodônticos, como elásticos ou molas), porção rosqueável (parte ativa do mini-implante) e porção transmucosa (região existente entre a porção rosqueável e a cabeça do implante - geralmente lisa ondem ficam acomodados os tecidos peri-implantares) (CONSOLARO *et al*., 2008).

A espessura óssea tanto da maxila, como da mandíbula, varia de acordo com cada indivíduo. Essa informação é importante para que haja espessura óssea suficiente para alojar e absorver a porção ativa dos mini-implantes, os quais podem variar, em média, de 6 a 10 mm de comprimento e 1,4 a 2,0 mm de diâmetro (ALVES JR *et al*., 2012).

Consolaro *et al*. (2008), descrevem que a quantidade de força inicial deve ser em torno de 150 g e 200 g, ou seja, em torno de 1,47 a 1,96 N, podendo gradualmente ser aumentada a 350 g (aproximadamente 3,4 N).

2.2 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF)

O desenvolvimento do MEF teve suas origens no final do século XVIII (LOTTI *et al*., 2006). Bathe (1996) comenta que o método de elementos finitos para soluções práticas de problemas de engenharia começou efetivamente após o advento dos computadores digitais. A sua viabilização facilitou a resolução das enormes equações algébricas.

A partir de então esta é uma técnica muito utilizada para solução de problemas de engenharia biomédica baseada na teoria da mecânica do contínuo (PARASHAR; SHARMA, 2016).

2.2.1 Introdução

No âmbito da Engenharia de estruturas, o MEF tem como objetivo a determinação do estado de tensão e de deformação de um sólido de geometria arbitrária sujeito a ações exteriores (AZEVEDO, 2003). Conforme Lotti *et al*. (2006), o MEF é uma análise matemática que consiste na discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do meio original. Todos estes elementos são descritos por equações diferenciais e

resolvidos a partir de modelos matemáticos, até que então os resultados desejados sejam atingidos.

Cook *et al*. (1988) descrevem que o método consiste basicamente em aproximar uma incógnita associada a cada elemento (a deformação, no caso de análise de esforços) por meio de incógnitas determinadas nos nós. Os valores de formação nos nós, as condições de contorno (condições de Neumann) e as propriedades do material determinarão por meio de funções de interpolação as tensões em todo o elemento. Dependendo do tipo de problema que se deseja resolver, essa transformação, do meio contínuo para pequenos elementos, pode ser realizada utilizando diferentes métodos. Alguns dos métodos são: o método direto, o método variacional e o método dos resíduos ponderados (CORSO, 2006).

Bhatti (2006), escreve que as aplicações do método de elementos finitos para um determinado problema envolvem as seis etapas a seguir:

a) desenvolvimento das equações do elemento;
b) discretização do domínio da solução em uma malha de elementos finitos;
c) montagem das equações dos elementos;
d) introdução das condições de contorno;
e) solução para incógnitas nodais;
f) solução computacional e quantidades relacionadas em cada elemento.

Trento (2016) resume que o MEF possui a capacidade de modelar matematicamente estruturas, tornando-se possível a aplicação de forças em qualquer ponto e/ou direção. Dessa forma, conseguem-se dados sobre a deformação e o grau de tensão inicial.

Quando surge a necessidade de resolver um problema de análise de uma estrutura, as primeiras questões que se colocam em pauta é a sua classificação quanto à geometria, modelo do material constituinte e ações aplicadas (AZEVEDO, 2003). Na análise de uma estrutura sólida, é habitual considerar que os deslocamentos provocados pelas ações exteriores sejam muito pequenos quando comparados com as dimensões dos componentes da estrutura. Nestas circunstâncias, admite-se que não existe influência da modificação da geometria da estrutura na distribuição dos esforços e das tensões, ou seja, todo o estudo é feito com base na geometria inicial indeformada, considerando assim, uma análise linear geométrica. Já se esta hipótese não for considerada, a análise é designada não linear geométrica (AZEVEDO, 2003).

Por meio das técnicas de análise não linear é possível a abordagem mais realista de fenômenos tais como: grandes deformações, plastificação, dano em estruturas, fratura em materiais dúcteis e quase frágeis, dentre outros, que em uma análise linear não são bem representados (LEONEL, 2009).

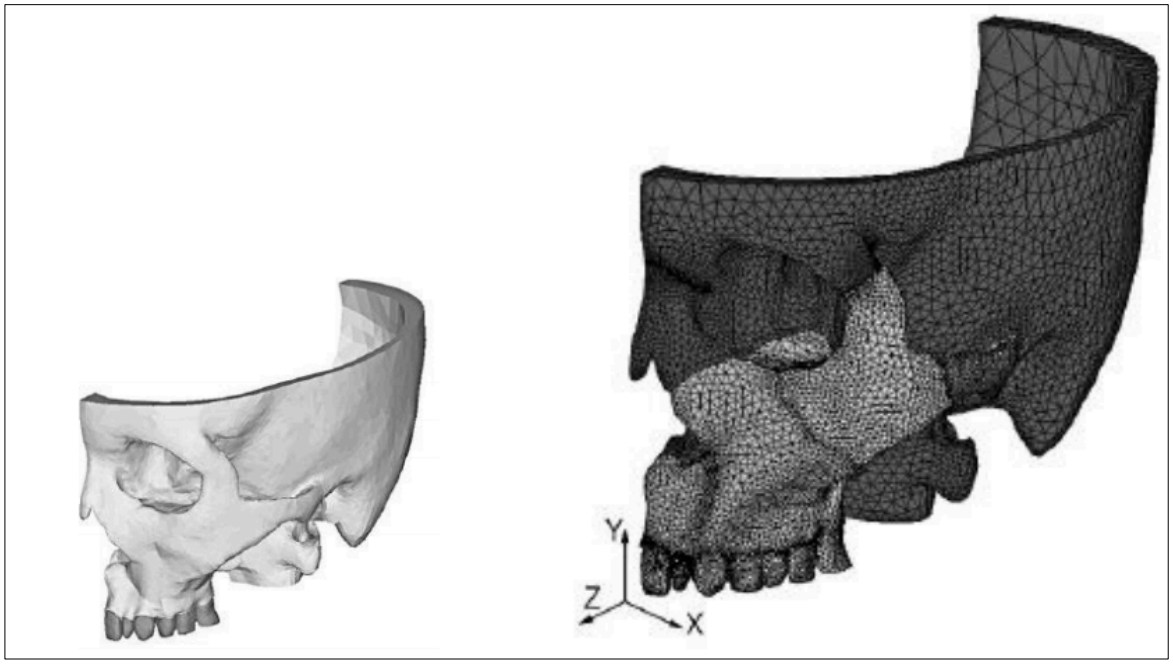
2.2.2 Conceitos Básicos do MEF

O MEF consiste basicamente em um método numérico aproximado para análise de diversos fenômenos físicos contínuos. Estes fenômenos podem ser descritos através de equações diferenciais parciais, com determinadas condições de contorno - problemas de valor de controle – (PVC), e possivelmente com condições iniciais (para problemas variáveis no tempo).

A ideia principal do MEF é dividir o elemento (meio contínuo) do problema em sub-regiões mais simples. Lotti *et al*. (2006) descreve que estas sub-regiões podem assumir diversas formas, sendo os tetraédricos e hexaédricos os mais comuns (Figura 1). Quanto maior for o número de elementos em que o problema for dividido, maior é a precisão do modelo.

A Figura 2-a tem um exemplo de um modelo tridimensional geométrico e a figura 2-b este mesmo modelo discretizado, ou seja, dividido em sub-regiões, interconectados pelos nós localizados nas extremidades de cada elemento da sub-região.

Figura 2 – Malha de elementos finitos



Fonte: Adaptado de Negrissoli (2015).

2.2.3 Modelo computacional utilizando o método de elementos finitos

Conforme Negrissoli (2015), para a obtenção do modelo experimental é necessário, primeiramente, saber exatamente o que quer estudar e de quais estruturas se objetiva analisar o

comportamento. Quando se trata do modelamento computacional utilizando o método de elementos finitos, é necessário ter consciência de que esta é uma tarefa que exige conhecimento e experiência.

Corso (2006), comenta que é necessário saber caracterizar o sistema físico a ser analisado, conhecer as potencialidades e limitações do método de elementos finitos e dos algoritmos envolvidos para aplicação em biomecânica. Uma vez que se trabalha com sistemas muito complexos, se torna necessária a elaboração de hipóteses a fim de simplificar o comportamento do sistema e do material (elástico-linear).

Geralmente para complexos dentomaxilofaciais, as reconstruções tridimensionais são feitas a partir de imagens digitalizadas de secções transversais, do modelo real, obtidas por meio de TCs (NEGRISSOLI, 2015).

Segundo Roychowdhury e Pal (2000), modelos como os que se pretende estudar aqui, podem vir a dispensar o uso de modelos globais (completos), uma vez que os efeitos significativos de tensão ocorrem somente na região próxima ao local da carga aplicada, ou seja, em torno do implante, e então modelos locais podem vir a ser úteis.

2.2.4 Características e propriedades dos materiais

Nas cirurgias ortopédicas, os principais objetivos são a restauração total da biomecânica e da anatomia (GOMIDE *et al*., 2018). Estes mesmos autores explicam que para estes objetivos, existem uma grande variedade de materiais e métodos, como placas, parafusos, hastes, pinos, etc.

Uma característica importante a ser analisada é o comportamento da deformação dos materiais. A partir do comportamento dos materiais, diversos fenômenos podem acontecer, sendo eles (LOTTI *et al*., 2006):

a) elástico não-linear: após a deformação ocorre retorno ao modelo de origem, porém sem seguir um padrão;
b) plástico: ocorre deformação permanente, sem retorno ao modelo de origem;
c) elástico-plástico: parte do modelo possui deformação elástica e parte possui deformação plástica;
d) visco-elástico: após a deformação ocorre retorno ao modelo de origem, e este é dependente do tempo;
e) visco-plástico: após a deformação não ocorre retorno ao modelo de origem, e este é dependente do tempo.

Segundo Lotti *et al*. (2006), o comportamento das estruturas ósseas se dá de melhor forma aos fenômenos visco-elásticos e visco-plásticos, entretanto não se conhecem plenamente estas características, limitando sua aplicação.

O osso é um tecido vivo que se remodela, alterando, por exemplo, geometria, densidade (grau de calcificação), e estrutura (VAN OOSTERWYCK *et al*. 1988). Segundo Echevarría (2013), no osso existe um equilíbrio de forças e momentos de flexão que não permitem que os dentes e implantes se movimentem livremente na maxila ou mandíbula. Entretanto, o mesmo autor também comenta que as tensões geradas por estas forças e momentos podem ser significativas, e tanto o osso como os implantes devem suporta-las, sem que ocorra falha por fratura ou desmembramento do sistema.

Esta distribuição de tensões no osso circundante pode ser influenciada por vários parâmetros, como posição e angulação do implante, conexão implante-pilar e magnitude e força da carga oclusal e as propriedades dos materiais (KOZLOVSKY *et al*., 2007).

A melhor opção para obtenção das características de qualquer material é a realização de estudos sistemáticos *in vivo*, porém estes por se tratarem de métodos muito invasivos não são utilizados quando se trata de obtenção de propriedades e características para estruturas em seres-humanos.

Por conta disto, os principais trabalhos envolvendo esta área utilizam os comportamentos linearmente elásticos, ou seja, as deformações das estruturas são diretamente proporcionais as forças aplicadas ao sistema. As propriedades dos materiais podem ser homogêneas e heterogêneas, podendo ainda ser isotrópicos, ortotrópicos ou anisotrópicos. Lotti *et al*. (2006) define materiais isotrópicos como aqueles que apresentam as mesmas propriedades em todas as direções de simetria do material, ortotrópicos os que possuem as mesmas propriedades em duas direções e outra diferente em uma terceira direção, e anisotrópico como materiais que possuem propriedades mecânicas diferentes em todas as direções.

2.3 MÉTODO DE OTIMIZAÇÃO

Os primeiros sinais dos métodos de otimização podem ser encontrados desde as épocas de Newton, Lagrange e Cauchy, onde se tiveram diversas contribuições para o desenvolvimento do método (RAO, 2009). Apesar disto, estes métodos apenas tiveram um grande progresso de desenvolvimento em meados do século XX, quando os computadores digitais com alta velocidade de processamento tornaram possível a implementação dos métodos de otimização, estimulando novas pesquisas sobre novos métodos.

2.3.1 Introdução à otimização

Otimização pode ser definido como um cálculo para se obter um resultado ótimo através de variadas situações de resposta. Em projeto, construção e manutenção de qualquer sistema de engenharia, os engenheiros necessitam tomar decisões em várias etapas do processo, visando a minimização ou maximização de certos objetivos. Uma vez que os objetivos podem ser descritos em forma de função de certos valores de decisão, a otimização é uma ferramenta capaz de encontrar o valor mínimo ou máximo da função em análise.

Conforme é possível verificar na Figura 3, Rao (2009) apresenta que se o ponto x^* representa o valor mínimo da função $f(x)$, este mesmo ponto também representa o valor máximo da função negativa $-f(x)$.

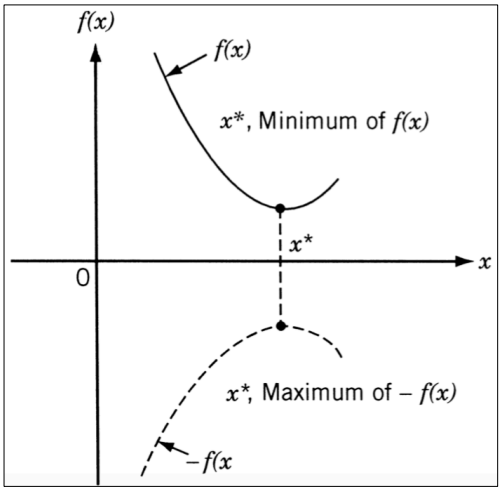
Além disto, o mesmo autor descreve que as seguintes operações, listadas abaixo, aplicadas na função objetivo não alteram o valor ótimo x^*:

a) multiplicação ou divisão, por uma constante positiva c;

b) adição ou subtração, da constante positiva c na função $f(x)$.

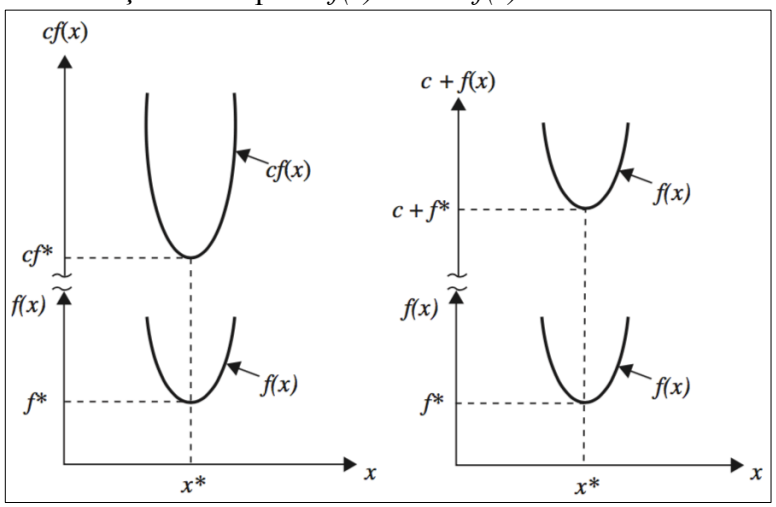
A Figura 4 representa a função objetivo multiplicada e/ou dividida, e adicionada e/ou subtraída pela constante c, onde o valor ótimo x^* se mantém o mesmo.

Figura 3 – Ponto mínimo e máximo de uma função f(x)



Fonte: Rao (2009).

Figura 4 – Solução ótima para *cf(x)* ou *c + f(x)* com mesmo valor de *f(x)*



Fonte: Rao (2009).

Conforme Vargas *et al.* (2016), dentre várias técnicas para o tratamento de problemas multiobjetivo estão os algoritmos evolucionários (AEs). Os mesmos autores descrevem que os AEs são interessantes na obtenção da solução desses problemas por serem capazes de trabalhar com características normalmente encontradas neles mesmo, tais como não-linearidade e não-diferenciabilidade. Assim, dentro dos AEs, está o chamado algoritmo genético.

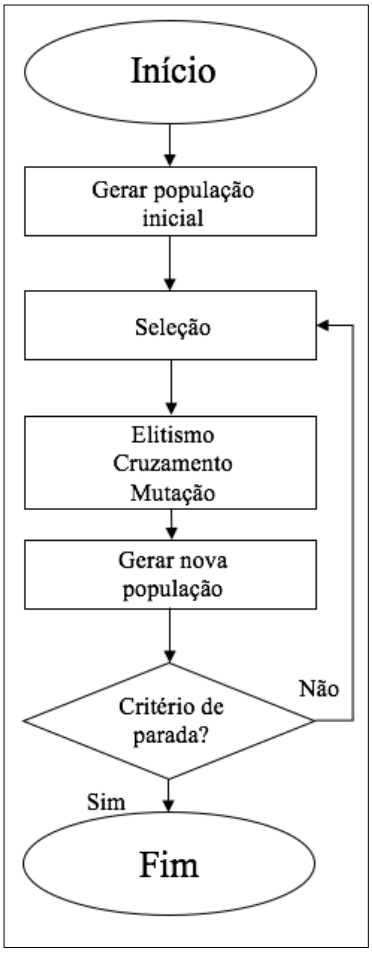
2.3.2 Algoritmos genéticos

Os algoritmos genéticos (AG) são técnicas de busca inspiradas em mecanismos de seleção e genética natural (GOLDBERG, 1989). Ticona (2003) descreve que dada uma população inicial de soluções, esta mesma evolui até convergir a uma possível solução, por meio de operadores genéticos de seleção, cruzamento e mutação. Holtz (2005) descreve a recombinação como principal operador do AG.

Este método é implementado de maneira que uma população de representações abstratas de solução é selecionada em busca de soluções melhores. Conforme Ticona (2003), cada indivíduo desta população é denominado indivíduo ou cromossomo. Estes indivíduos recebem um valor de acordo com o resultado da função objetivo, a qual é realizada por meio de gerações. Indivíduos extremamente adequados a função objetivo são selecionados e recebem uma nova chance de reprodução, enquanto outros são eliminados. Estes indivíduos selecionados são recombinados ou mutados para formar uma nova população. Esta nova população, então, é utilizada como dados de entrada para a próxima iteração do AG. Este ciclo reinicia-se novamente até que um critério de parada seja satisfeito, ou então que o AG chegue

a uma solução aceitável (SIMÕES; EBECKEN, 2016). Estas atividades são representadas conforme a Figura 5, a qual apresenta um fluxograma das atividades desenvolvidas pelo AG padrão.

Figura 5 – Fluxograma típico de um Algoritmo Genético padrão



Fonte: Adaptado de Otero (2016).

2.3.2.1 População inicial

A população inicial é gerada aleatoriamente. Nesta geração são criados os primeiros cromossomos que darão início a rotina de otimização. As variáveis para formação desta população são geradas dentro das faixas de valores atribuídos.

2.3.2.2 Função objetivo

Cada indivíduo da população é avaliado conforme uma função objetivo. É a função de uma ou mais variáveis de projeto que se deseja otimizar, minimizando ou maximizando (HOLTZ, 2005).

2.3.2.3 Seleção

A seleção é basicamente aplicada com a implementação de um problema probabilístico. Holtz (2005), descreve que a probabilidade p_i de seleção do i-ésimo indivíduo da população vir a ser selecionado é proporcional à sua aptidão relativa, conforme Equação 1.

$$p_i = \frac{f_i}{\sum_{i=1}^{m} f_i} \tag{1}$$

Onde $f_i = f(x_i)$ é assumida positiva e m é o número de indivíduos da população. O método de rolata é um processo que utiliza essa técnica.

Segundo Corso (2006), um dos métodos mais utilizados para seleção em AG, é o chamado método estocástico, que uma variação do método de roleta, onde ao invés da "roleta" com um único ponteiro ser girada n vezes para gerar n pais, uma "roleta" com n ponteiros igualmente espaçados é girada uma única vez para geração dos pais. O mesmo autor descreve que este método garante a seleção de indivíduos com menores valores de aptidão.

2.3.2.4 Elitismo, cruzamento e mutação

A etapa de elitismo consiste em escolher os indivíduos com maior aptidão e após a escolha inserir os mesmos diretamente nas próximas gerações. O cruzamento pode ser realizado através de um ponto, onde dois indivíduos com probabilidade p_c são submetidos a operações de recombinação. Conforme Corso (2006) outro método que pode ser realizado é o chamado cruzamento uniforme, o qual não utiliza pontos, mas através de um parâmetro global, determina cada variável a ser trocada entre os pais. Por fim, indivíduos que não forem gerados por elitismo e cruzamento, obrigatoriamente sofrem mutação.

2.3.3 Programação sequencial quadrática

Dentre os métodos computacionais de otimização mais comuns de estudo, está a programação quadrática sequencial (do inglês, *Sequential Quadratic Programming* – SQP). Nunes e Ehrhardt (2010) descrevem o SQP como um método que se baseia na estratégia de encontrar a solução para um problema complicado através da resolução de uma sequência de problemas mais simples. Segundo Teles e Gomes (2010), o SQP consiste na aproximação sequencial do problema de programação não-linear como um problema de programação quadrática.

As principais propriedades do método de PQS, conforme Nunes e Ehrhardt (2010), são:

a) trata-se de um método que tem a capacidade de caminhar por pontos infactíveis, não sendo necessário que a aproximação inicial pertença ao conjunto de restrições;

b) subproblemas quadráticos são fáceis de resolver e suas soluções podem se resumir a sistemas lineares;

c) possuem boa velocidade de convergência, podendo ser quadráticos ou superlinear dependendo da construção dos subproblemas quadráticos.

2.4 FISIOLOGIA DO TECIDO ÓSSEO

O tecido ósseo é o componente principal do esqueleto, serve de apoio para os tecidos moles e protege órgão vitais, como os contidos na caixa craniana e torácica (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013). É caracterizado pela rigidez e dureza, mas também considerado dinâmico, adaptando-se às demandas impostas ao organismo durante o seu crescimento (MONTANARI, 2016). De acordo com Beu *et al*. (2017) o osso é uma cartilagem mineralizada, que garante várias funções essenciais. Dentre as principais, Junqueira e Carneiro (2013) destacam:

a) aloja e protege a medula óssea, formadora das células de sangue;
b) proporciona apoio aos músculos esqueléticos, transformando suas contrações em movimentos úteis;
c) constitui um sistema de alavancas que que amplia as forças geradas na contração muscular;
d) funcionam como depósito de cálcio, fosfato e outros íons, armazenando e liberando de maneira controlada, para manter constante a concentração nos líquidos corporais.

2.4.1 Partes dos ossos

De acordo com Santos (2014) os ossos são divididos em partes, e interligados umas as outras, sendo para ossos curtos conforme abaixo:

a) periósteo: membrana que reveste a superfície do osso;
b) osso compacto (substância compacta): tem textura densa, e apresenta poros, apesar de ser compacto;
c) osso esponjoso (substância esponjosa): tem aspecto esponjoso e é altamente poroso;
d) medula óssea: preenche o interior do osso, e é responsável pela produção de células sanguíneas.

A Figura 6 ilustra uma representação esquemática de um osso e suas principais partes, conforme definidas acima.

Figura 6 – Composição e partes do osso humano

Fonte: Santos (2014).

2.4.2 Tipo de tecido ósseo

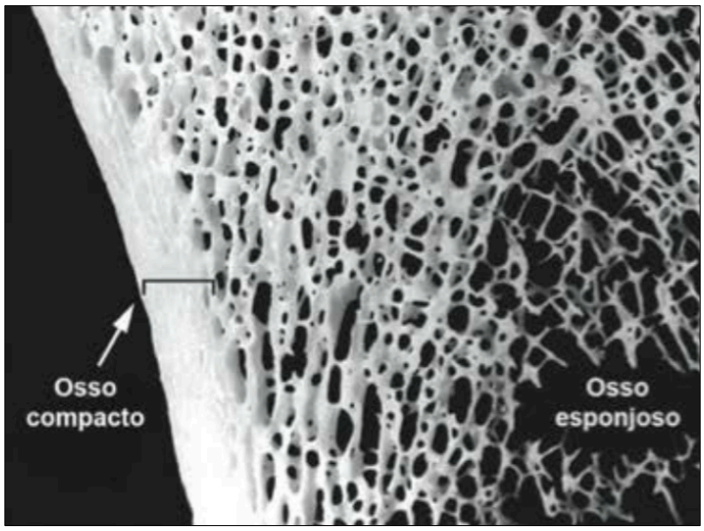
Conforme Junqueira e Carneiro (2013), o osso é formado por partes sem cavidades visíveis, denominado assim de osso compacto, e por partes com muitas cavidades intercomunicantes, denominado então de osso esponjoso, também chamados de osso cortical e trabecular, respectivamente.

Cowin (1999) descreve que existem três níveis de porosidade óssea dentro do tecido cortical e dentro das trabéculas do tecido esponjoso, sendo elas porosidade vascular (PV), a porosidade lacunar-canalicular (PLC) e o colágeno – porosidade de apatita (PCA). Além disto, o mesmo autor descreve que existem duas interfaces que se localizam entre os níveis de porosidade, conhecidas como interface celular (IC) e a interface que consiste das paredes das lacunas e dos canalículos (ILC).

A Figura 7 apresenta o corte de um osso seco, que ilustra o osso cortical compacto e o osso trabecular esponjoso.

Histologicamente existem dois tipos de tecido ósseo: o imaturo ou primário, e o maduro, secundário ou lamelar. Conforme descrito por Junqueira e Carneiro (2013) o tecido primário aparece primeiro, tanto no desenvolvimento embrionário como na reparação de fraturas, sendo caracterizado como um osso jovem. Este é caracterizado por apresentar as fibras colágenas irregularmente, ou seja, orientadas em todas as direções. O tecido primário é temporário, sendo após, substituído pelo tecido secundário, o qual então, apresenta lâminas paralelas e um aspecto homogêneo.

Figura 7 – Osso cortical compacto e osso trabecular esponjoso

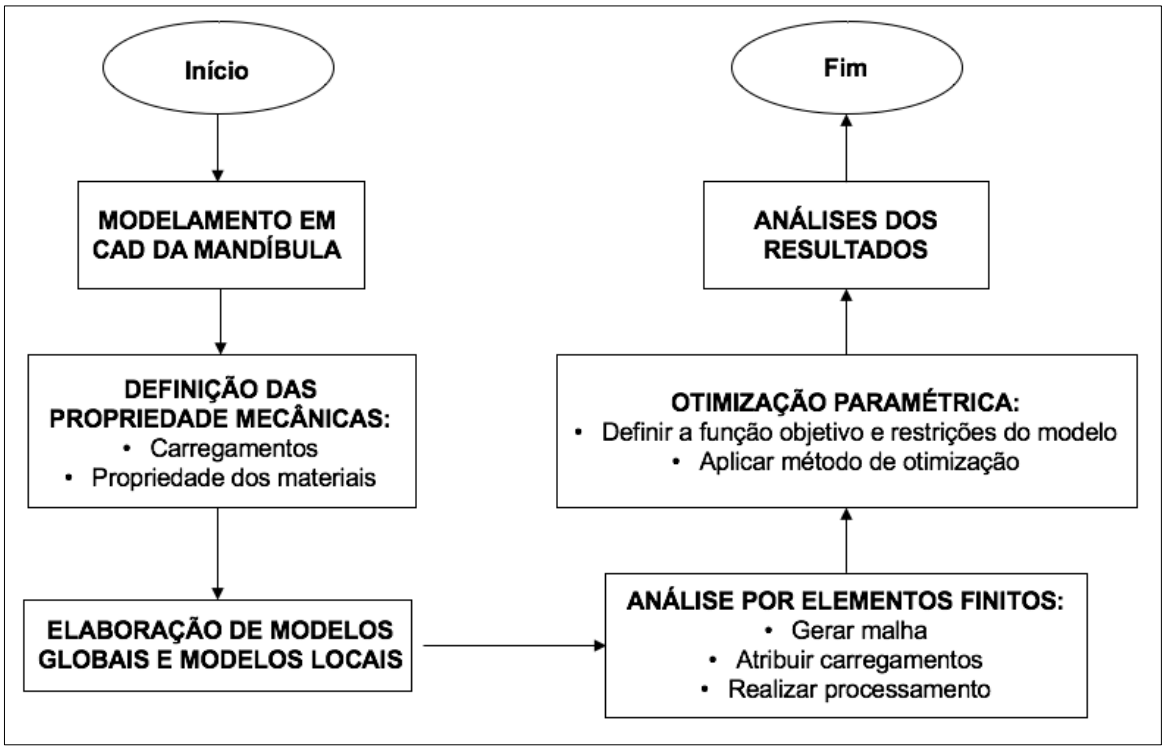


Fonte: Junqueira e Carneiro (2013)

3 MÉTODO

Este capítulo é voltado para a proposta de implementação da metodologia de pesquisa para otimização da orientação de mini implantes. A Figura 8 apresenta o fluxograma de atividades que serão desenvolvidas ao longo do presente trabalho, desde a elaboração do modelo geométrico tridimensional, até a análise dos resultados obtidos via implementação de otimização paramétrica via um procedimento de algoritmo genético.

Figura 8 – Fluxograma de atividade



Fonte: O autor (2018).

3.1 PROBLEMA

Conforme tratado nos capítulos anteriores, mesmo com o constante avanço das tecnologias envolvendo a aplicação de mini-implantes, ainda um número considerado de falhas devido inúmeras situações ocorrem.

A falta de conhecimento com relação as tensões geradas em torno do osso circundante à aplicação do mini-implante podem gerar regiões inflamatórias e recorrente desgaste de osso, podendo assim promover a falha do mini-implante por descolamento do osso. Desta maneira, as etapas a seguir, propõem uma metodologia para criação e adaptação de um modelo geométrico tridimensional da mandíbula, onde com a utilização de ferramentas de análise

numérica, como o MEF, e ferramentas de otimização, como algoritmos genéticos, irão auxiliar na busca por ângulos ótimos de inserção do mini-implante, buscando assim uma homogeneidade dos níveis de tensão, evitando desta maneira, regiões inflamatórias e perda óssea.

3.2 ETAPAS DO DESENVOLVIMENTO DO MODELO

Os subcapítulos a seguir têm o objetivo de apresentar passo-a-passo as etapas que serão desenvolvidas ao longo deste trabalho.

3.2.1 Modelar computacionalmente a mandíbula

Uma vez que o objeto de estudo deste trabalho é composto de estruturas ósseas, as quais apresentam uma morfologia complexa, não é possível definir o mesmo analiticamente. Desta maneira, se faz necessária a utilização do MEF, e então um modelo computacional aproximado desta estrutura foi elaborado.

Os passos para construção do modelo computacional para que o MEF pudesse ser aplicado são descritas nos subcapítulos a seguir.

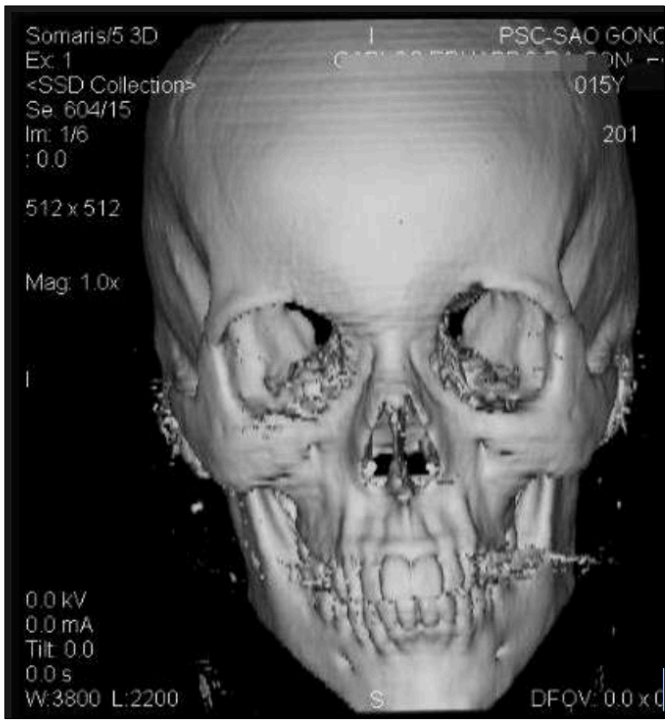
3.2.1.1 Tomografia computadorizada

O procedimento de tomografia computadorizada (TC) (Figura 9) fornece imagens no plano axial desde o teto da órbita até a mandíbula (incluindo as órbitas oculares, dentes superiores e inferiores, articulação temporomandibular - ATM, e mandíbula completa) (SILVA, 2016). Com a aquisição das imagens fornecidas pela Figura 9, as mesmas são reformuladas tridimensionalmente para então inicio da construção do modelo geométrico.

A TC, por meio da relação com pixel (*picture element*), traz informações relacionadas ao contorno e propriedades do material ósseo. As imagens obtidas a partir da TC são salvas em formato *DICOM* (*Digital Imaging and Communication in Medicine*), o qual permite a conversão e o obtenção das informações referentes aos módulos de elasticidade e coeficiente de Poisson. Na Figura 10 podem ser observadas imagens da tomografia computadorizada utilizada para elaboração do modelo tridimensional, as quais a partir das densidades aparentes, puderam modelar o tecido ósseo, cortical e trabecular. Neste trabalho, o processamento das

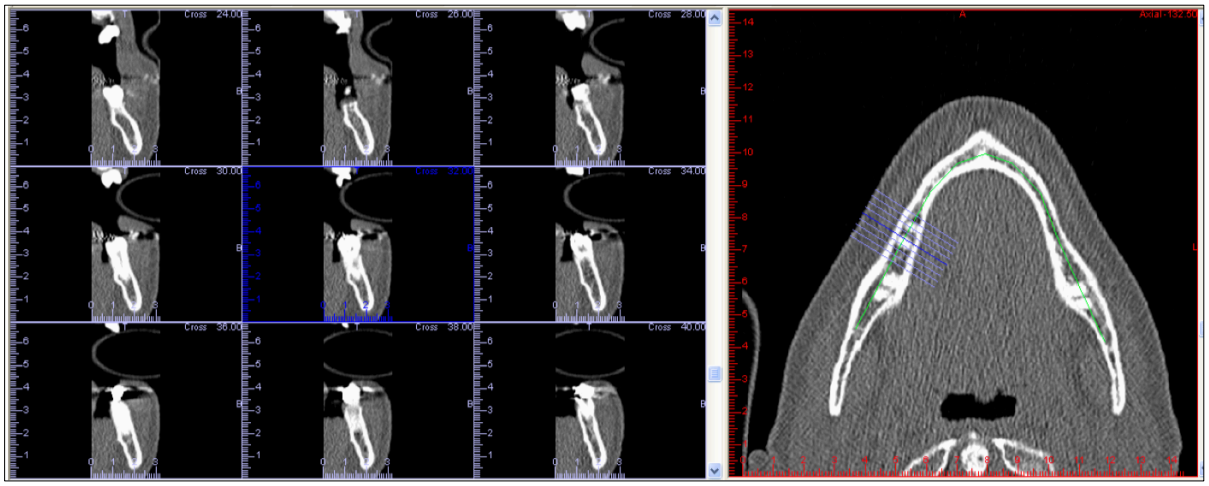
imagens, bem como a obtenção das informações sobre os pixels, foi realizado com o software MATLAB®, onde foram convertidos, após, do formato *DICOM*, para o *tiff*.

Figura 9 – Imagem via TC do crânio



Fonte: Adaptador de Silva (2016).

Figura 10 – Imagens de TC utilizadas para elaboração do modelo tridimensional



Fonte: Corso (2006).

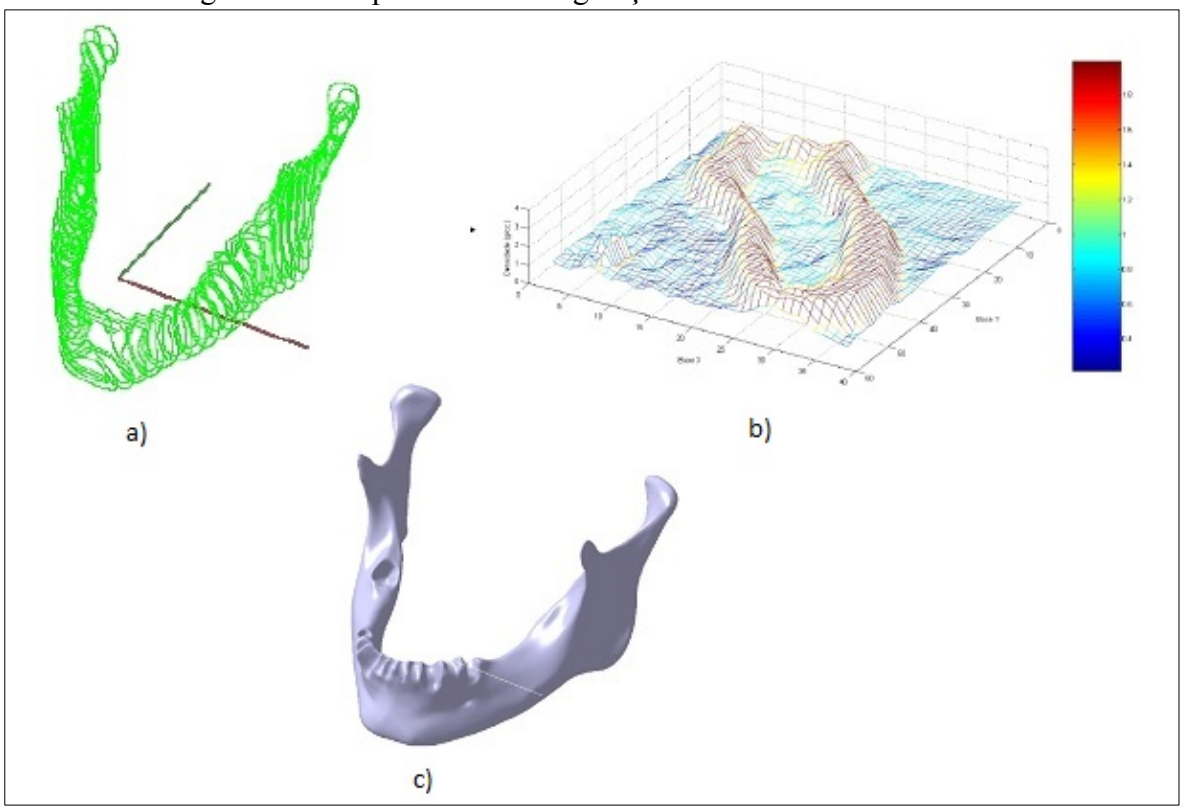
Na Figura 11a, apresenta as linhas em coordenadas x, y e z que foram utilizadas para geração do modelo tridimensional, processado no software Rhinoceros®. A Figura 11b, apresenta as linhas referente a densidade do modelo, e a Figura 11c apresenta o modelo final, resultado do modelamento.

Além disto, sabe-se que a estrutura óssea humana é composta por duas camadas com características diferentes, uma parte mais compacta (osso cortical) e uma parte esponjosa (osso trabecular).

O osso cortical é formado por lâminas paralelas e muito próximas, oferecendo assim, resistência ao osso. Esta camada possui espessura variável (em torno de 1 a 3 mm), e está localizada na parte exterior do osso. Já o osso trabecular, é formado por lâminas dispostas em vários sentidos, deixando assim espaços livres entre si, formando um aspecto poroso, semelhante a uma esponja.

Considerando que estas características influenciam diretamente na resistência oferecida pelo osso, foi realizada a adequação do modelo para então considerar estas diferenças no tecido ósseo, aplicando assim as diferentes resistências de cada camada conforme resultados da TC e referências estudadas.

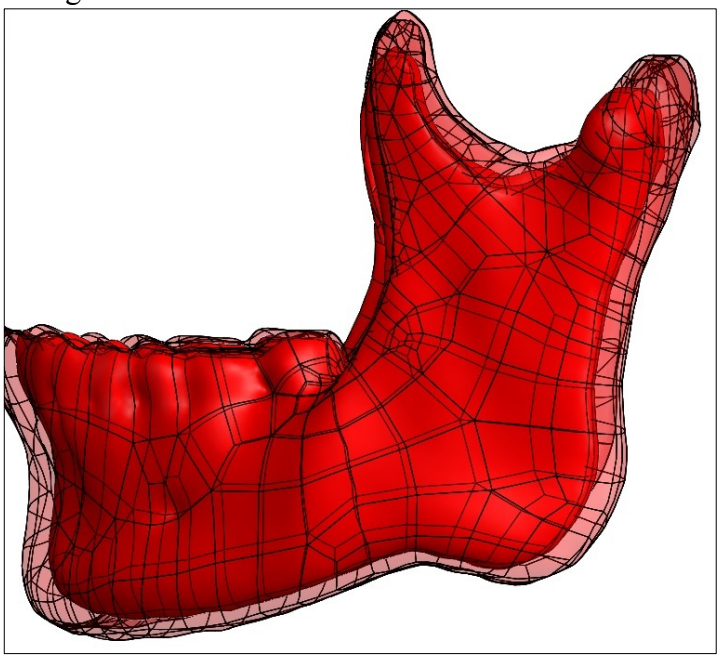
Figura 11 – Etapas de leitura e geração do modelo tridimensional



Fonte: Adaptado de Corso (2006).

A Figura 12 apresenta o modelo com as divisões do tecido cortical e trabecular, sendo a parte de cor mais escura representando o tecido trabecular, e a parte de cor transparente representando o tecido cortical.

Figura 12 – Divisão do tecido cortical e trabecular



Fonte: O autor (2018).

3.2.2 Definir as propriedades e as condições de contorno para o modelo computacional

A definição das condições de carregamento e propriedades dos materiais, se torna uma tarefa de suma importância, uma vez que a inserção de dados incoerentes pode causar grandes alterações no resultado da análise, não trazendo fidelidade aos mesmos.

Conforme a bibliografia estudada, a Tabela 1 apresenta as propriedades mecânicas das estruturas biológicas estudadas neste trabalho, enquanto a Tabela 2 apresenta as propriedades mecânica para alguns materiais utilizados para confecção dos implantes.

Somado a isto, ainda possuímos as condições de contorno para análise com o auxílio do MEF, onde devem ser aplicados os tipos de carregamento e direções, como também as restrições de deslocamento do modelo.

Tabela 1 – Propriedades mecânicas das estruturas biológicas

Material	**Módulo de Young [GPa]**	**Coeficiente de Poisson [-]**
Osso cortical	13,7	0,3
Osso trabecular	1,37	0,3

Fonte: Adaptado de Lotti *et al*. (2006).

Tabela 2 – Propriedades mecânicas para o Ti-6Al-4V

Material	**Módulo de Young [GPa]**	**Limite de resistência [MPa]**
Ti-6Al-4V	120	1000

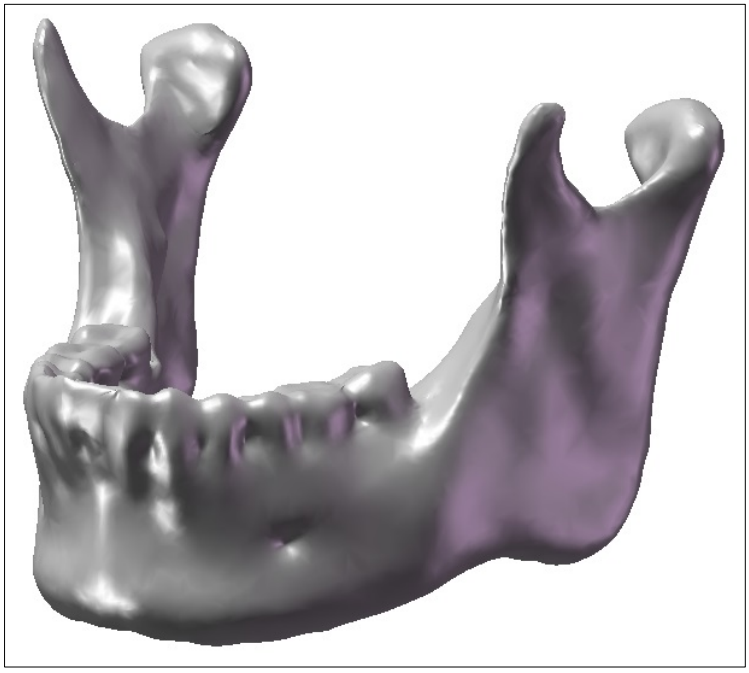
Fonte: Adaptado de Ibrahim *et al*. (2017) e Hibbeler (2010).

3.2.3 Elaborar modelos globais e locais utilizando o MEF

Inicialmente uma análise global (com modelo completo) foi gerada, onde foram analisados os resultados para então definir os efeitos significativos. E após, realizadas análises locais, podendo então utilizar modelos menores e com maior refinamento de malha, tendo assim uma maior precisão do modelo, e mesmo desta maneira podendo ter menor tempo de cálculo.

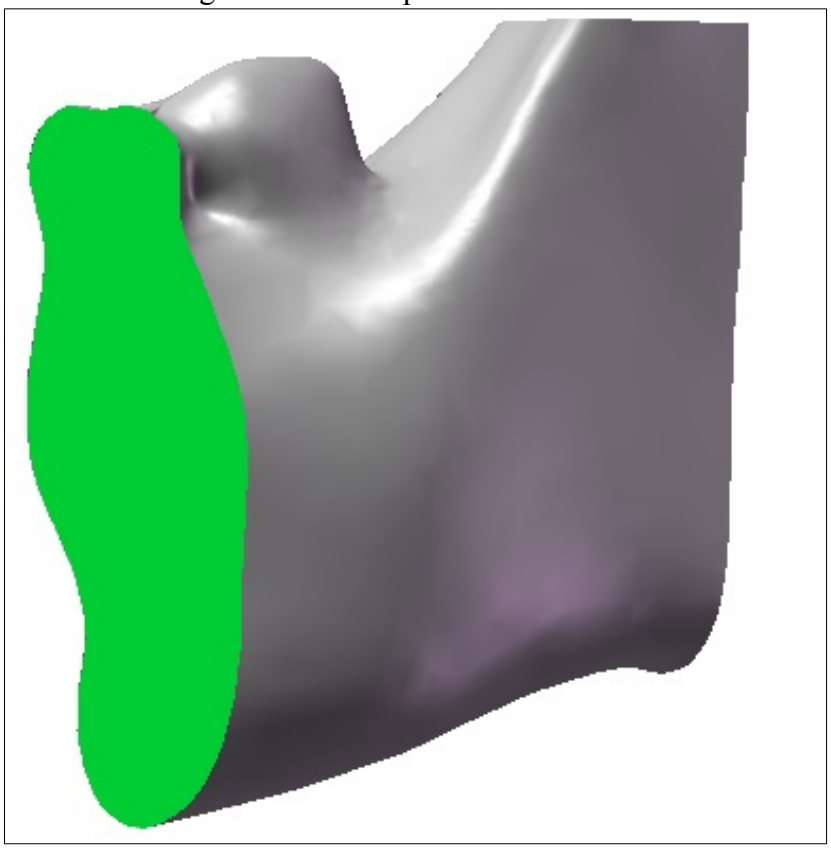
As Figuras 13 e 14 apresentam exemplos de modelo global e modelo local, respectivamente, onde se pode verificar o modelo global como o modelo que possui todas as partes, gerando a representatividade completa de uma mandíbula, e o modelo local, onde apenas é representada uma parte do modelo completo, a qual apresenta apenas a região onde as deformações e tensões são realmente interessantes para análise. Estas figuras apresentam os modelos que foram seguidos para elaboração dos modelos deste trabalho.

Figura 13 – Exemplo de modelo global (completo)



Fonte: O autor (2018).

Figura 14 – Exemplo de modelo local



Fonte: O autor (2018).

3.2.4 Implementar otimização por meio do método de algoritmos genéticos em conjunto ao MEF

Para os estudos de otimização paramétrica, serão utilizados os conceitos de algoritmos genéticos (AG).

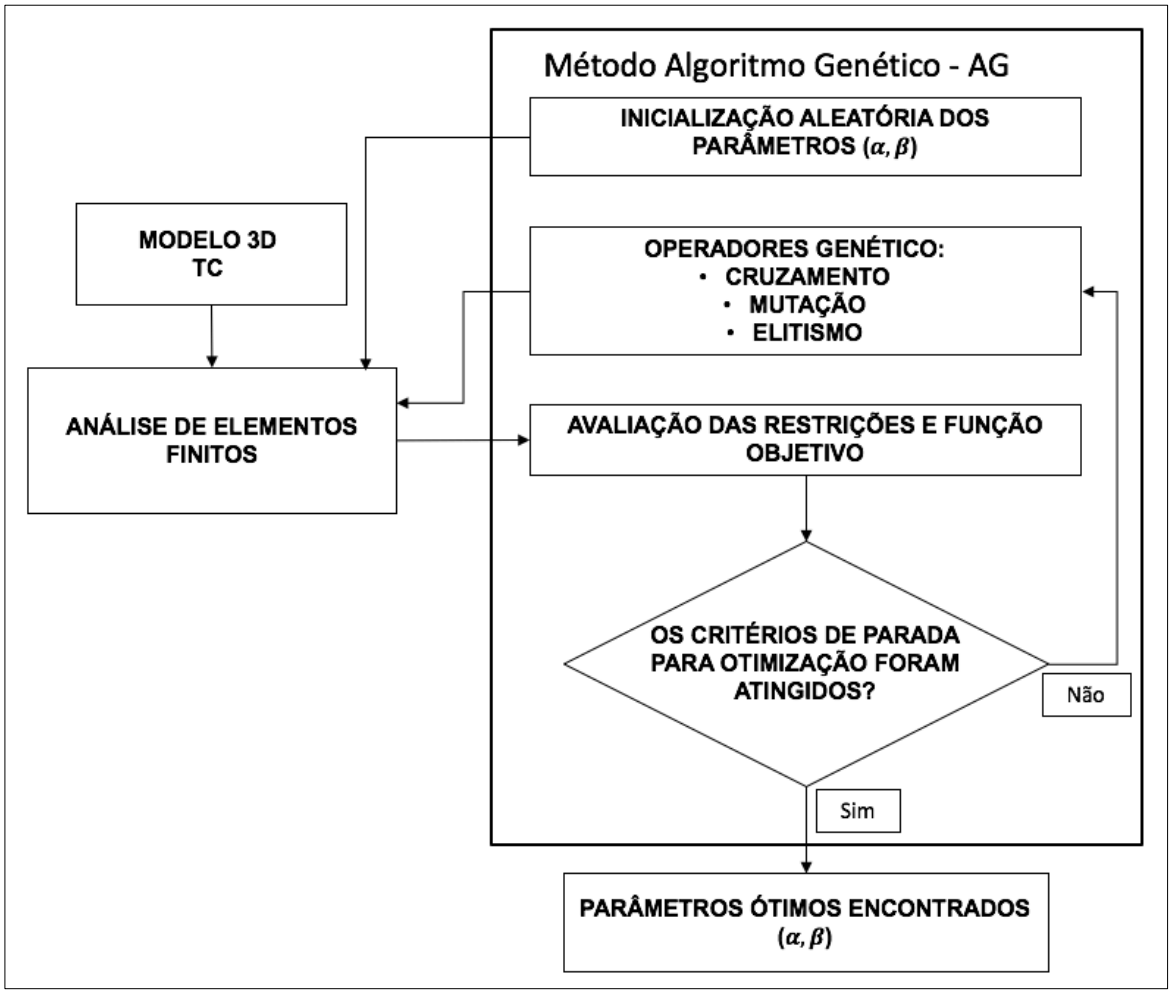
O método AG é considerado uma poderosa ferramenta utilizada para métodos de otimização, visando buscar soluções com grande complexidade e não linearidade. Um AG é um algoritmo de otimização que incorpora conceitos biológicos em estudos analíticos de sistemas, onde visa a busca de mínimos e máximos de uma função objetivo.

Este procedimento foi implementado de modo que o mesmo inicie uma programação junto a um software de CAD/CAE, e a partir disto as iterações de análise dos dados, cruzamento, mutação e elitismo acontecem até que um critério de parada seja atingido.

A Figura 15 apresenta o procedimento de interação entre o AG e o MEF, utilizado por meio do software comercial Ansys®. Conforme a figura, podemos identificar que o AG inicializa os primeiros parâmetros de forma aleatória, e após, inicia a análise de elementos finitos via o software Ansys®. Após a primeira análise, os parâmetros da função objetivo são

armazenados, e uma avaliação das restrições e da própria função objetivo é realizada. Se os critérios de parada não foram atingidos, os dados armazenados sofrem cruzamento, mutação e elitismo, afim de formar uma nova população, e assim o procedimento de AG dá inicio a uma nova análise via o software Ansys®. Este ciclo ocorre enquanto os critérios de parada não forem atingidos.

Figura 15 – Procedimento de implementação entre o AG e o MEF



Fonte: O autor (2018).

Todo este procedimento conforme demonstrado pela Figura 15, possui uma programação criada no software MatLab®, o qual após se associa ao método de elementos finitos. A Figura 16 apresenta, os principais passos seguidos pelo AG com codificação real para maximização de funções, como é o caso do objetivo deste trabalho.

Figura 16 – Código para AG com codificação real

```
Inicialize o tempo t = 0
Inicialize o tamanho da população "m",
Probabilidade de Mutação "Pm",
Probabilidade de recombinação "Pc",
Número de cromossomos individuais "nc",
Limites permitidos para cada cromossomo, "P max(nc), P min(nc)".

Geração da população inicial B0 = (b1,0, b2,0 ,...,bm,0)

    Laço sobre gerações

    Enquanto a condição de parada não for satisfeita
    "Seleção Proporcional"
    Laço i = 1 até m
        x = random (0,1)
        k=1
            Enquanto k < m
                k=k+1
            Fim Enquanto
                bi,t + 1 = bk,t
    Fim laço

    Recombinação em um ponto
    Laço i = 1 até m – 1 passo 2
        Se random (0,1) < Pc então
            α = 0,5
            Δ = max [bi,t (k),bi +1,t (k)] – min [bi,t (k),bi +1,t (k)]
            bi,t+1 (k) = random {min [bi,t (k), bi +1,t (k)] – α Δ, max[bi,t (k),bi +1,t (k)] + αΔ}
            bi +1,t +1(k) = random{min [bi,t (k), bi +1,t (k)]– α Δ, max [bi,t (k),bi +1,t (k)] + αΔ}
        Fim Se
    Fim Laço

    Mutação dos filhos
    Laço i = 1 até m
        Se random(0,1) < Pm então
            k = random (0,1) < (Pc) (nc)
            bi,t+1 (k) = random {Pmax (k), Pmin (k)}
        Fim Se
    Fim Laço
```

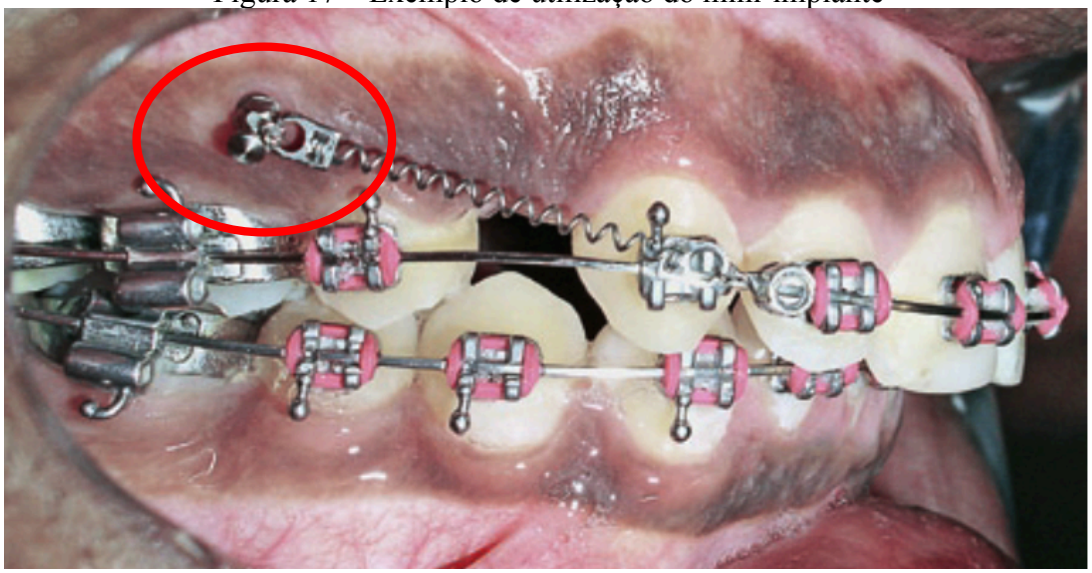
Fonte: Adaptado de Gomes e Silva (2007).

A função objetivo deste trabalho será representada pela soma quadrática média da energia de deformação dos elementos finitos no entorno do mini-implante. As variáveis objetivo serão os ângulos de colocação do mini-implante com relação a face do osso, sendo α o ângulo no sentido apical-cervical, e β o ângulo no sentido mesio-distal. A função objetivo é representada pela Equação 2, onde n é o número de elementos finitos em que o osso é discretizado, V_{total} é o volume total do osso analisado pelo MEF, V_i é o volume dos i-ésimos elementos do volume total, ε_i é a energia de deformação por elemento e ε_o é a energia de deformação do estado de referência.

$$\Phi = \sum_{i=1}^{n} \frac{V_i}{V_{total}} (\varepsilon_i - \epsilon_0)^2 \quad (2)$$

Na Figura 17 tem-se um exemplo de utilização do mini-implante, onde pode-se verificar os carregamentos que o mesmo está sujeito. Nesta figura é possível identificar a área de análise do presente trabalho, onde se pretende com a aplicação do MEF e de ferramentas de otimização, encontrar a orientação ótima para o mini-implante para minimizar a possibilidade de falha por perda óssea.

Figura 17 – Exemplo de utilização do mini-implante



Fonte: Adaptado de Marassi e Marassi (2008).

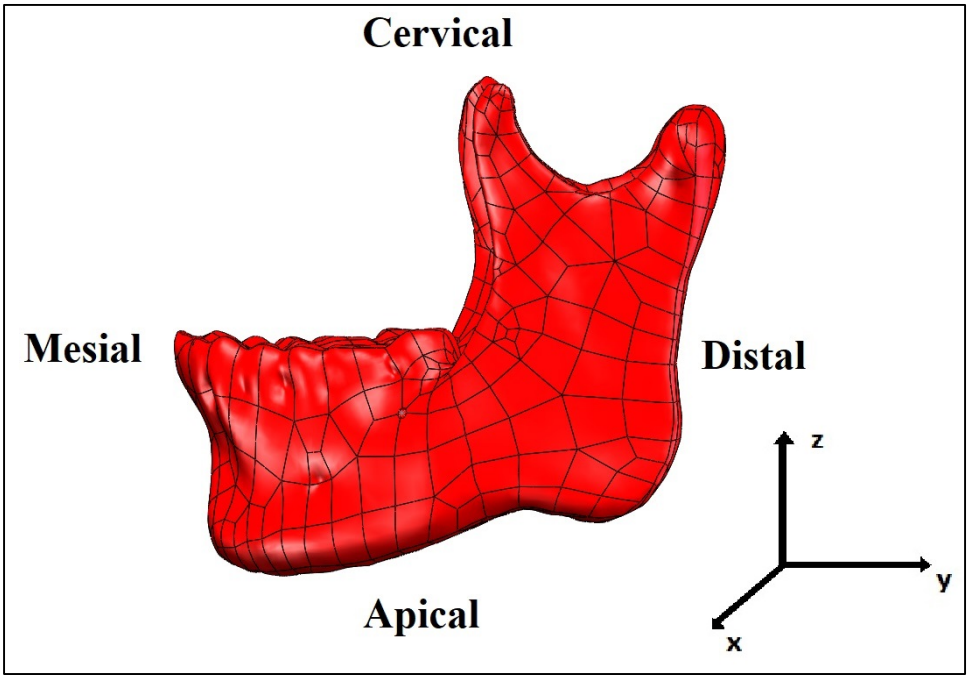
4 CONSTRUÇÃO DO MODELO GEOMÉTRICO TRIDIMENSIONAL

Este processo de criação do modelo geométrico tridimensional foi realizado em parceria com profissionais da área da odontologia e engenharia, visando desta maneira obter um resultado final satisfatório. Após a primeira criação, o modelo foi retrabalhado para adequação as necessidades do presente trabalho.

4.1 SISTEMA DE COORDENADAS

O presente trabalho usou como parâmetros de localização dois sistemas de coordenadas, sendo um deles o sistema normalmente utilizado pela engenharia, com eixos, x, y e z, e um outro sistema, normalmente utilizado pelas áreas da saúde com eixos cervical/apical e mesial/distal, conforme Figura 18.

Figura 18 – Sistema de coordenadas utilizado



Fonte: O autor (2018).

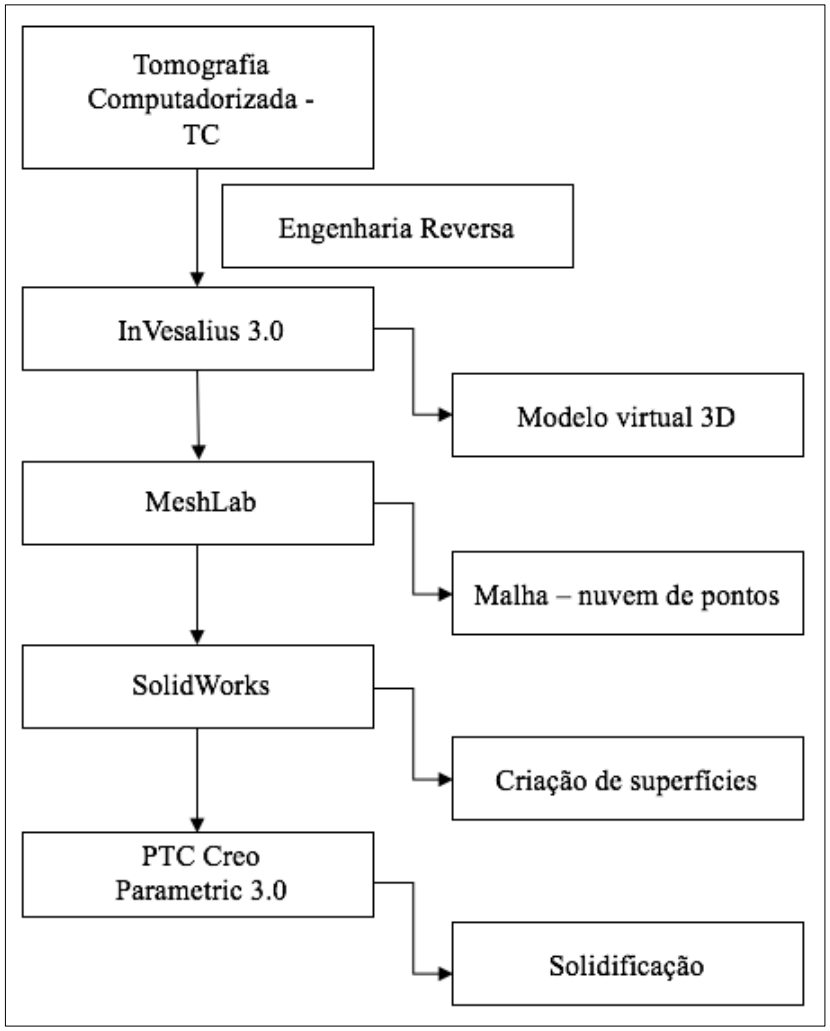
4.2 PREMISSAS DO MODELO

Os dados geométricos para a construção do modelo tridimensional foram obtidos de um homem adulto, 33 anos, voluntário. O mesmo não apresentava histórico atual ou passado de desordens dentárias, totalmente dentado, e não portador de próteses fixas.

As etapas que envolveram a construção geométrica do modelo utilizado no trabalho são especificadas no fluxograma da Figura 19.

Após a obtenção das imagens por parte da TC, foi implementado a chamada engenharia reversa utilizando ferramentas CAD para solidificação e modelamento dos modelos. As ferramentas CAD utilizadas para este processo foram InVesalius 3.0®, MeshLab®, SolidWorks® e o PTC Creo Parametric 3.0®.

Figura 19 – Fluxograma de etapas para obtenção do modelo geométrico tridimensional

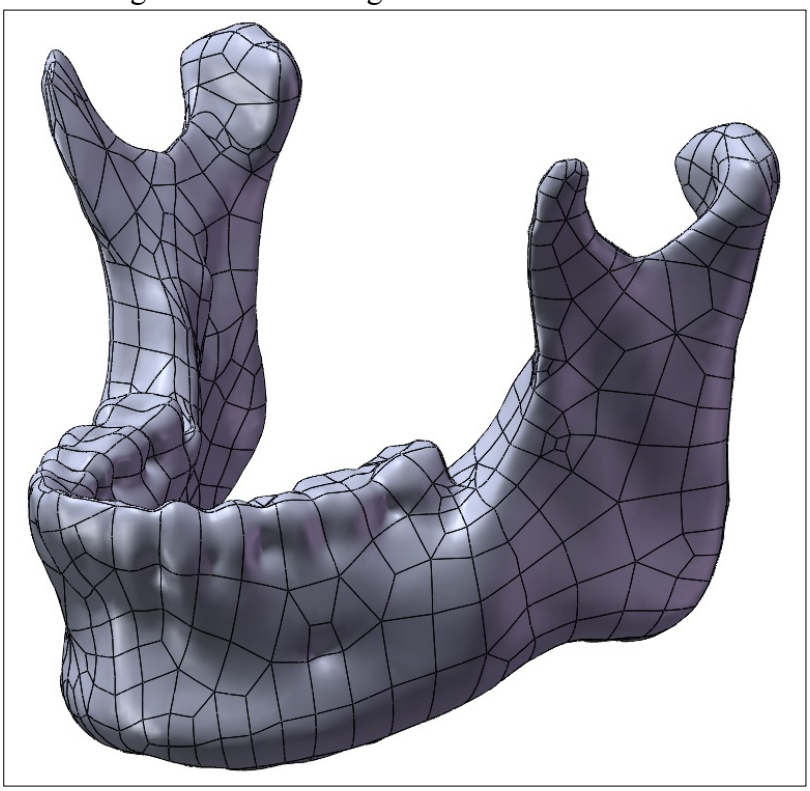


Fonte: O autor (2018).

O InVesalius® que é um *software* público da área da saúde, foi utilizado para a transformação das imagens em duas dimensões (2D) obtidas a partir da TC, para imagens em três dimensões (3D). Como o InVesalius® gera apenas um modelo virtual 3D do objeto, o *software* MeshLab® foi utilizado para gerar uma nuvem de pontos, que após foi utilizada no *software* SolidWorks® para criação das superfícies. Por fim, após se obter uma superfície de boa qualidade e fechada, o *software* PTC Creo Parametric 3.0® disponibilizou uma ferramenta

para solidificação das estruturas, tornando assim um modelo geométrico tridimensional sólido. A Figura 20 representa o modelo geométrico tridimensional utilizado, no qual é possível identificar a complexidade do mesmo, confirmando a necessidade desta geração do modelo ter áreas da Engenharia e Odontologia trabalhando juntas.

Figura 20 – Modelo geométrico tridimensional



Fonte: O autor (2018).

4.3 TECIDO CORTICAL E TECIDO TRABECULAR

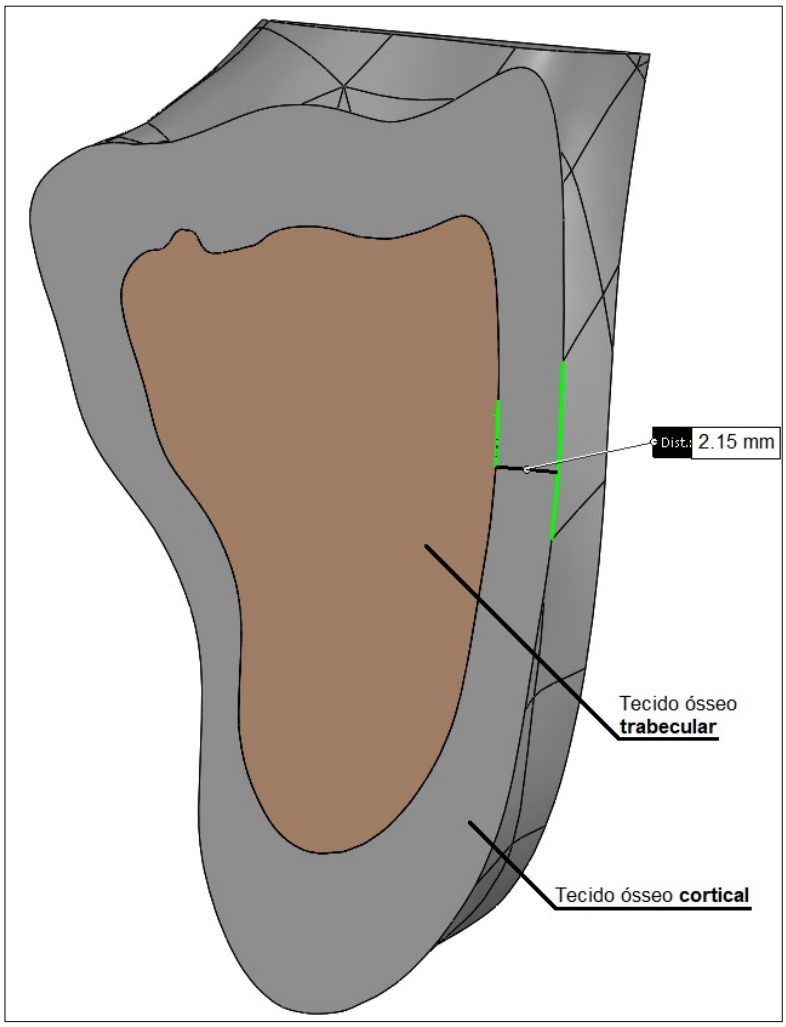
Sabe-se que o osso é formado por diferentes tipos de tecidos ósseos, sendo os mais importantes para nossa análise, o tecido cortical – o qual oferece maior resistência mecânica – e o osso trabecular – que apresenta um formato esponjoso e com pouca resistência mecânica.

Com o auxílio do *software* SolidWorks® foi trabalhado no modelo para que o mesmo pudesse se adequar as diferentes informações de resistência para os dois materiais, cortical e trabecular.

A espessura do osso depende da região que está sendo analisada e da qualidade do osso. Com base nas informações da TC, foi considerado uma espessura média de 2 a 3 mm para o tecido cortical. Como o software não dispõe de uma ferramenta específica para aplicar esta necessidade, e pela complexidade geométrica do modelo, foi feito uma cópia do modelo, e

aplicado uma redução da escala de 73% em relação ao modelo original, para ficar dentro dos limites especificados acima (2 a 3 mm). A Figura 21 apresenta um corte transversal do modelo geométrico tridimensional exemplificando as espessuras e tecidos considerados.

Figura 21 – Corte transversal para visualização das considerações do tecido ósseo cortical e trabecular



Fonte: O autor (2018).

4.4 MINI-IMPLANTE

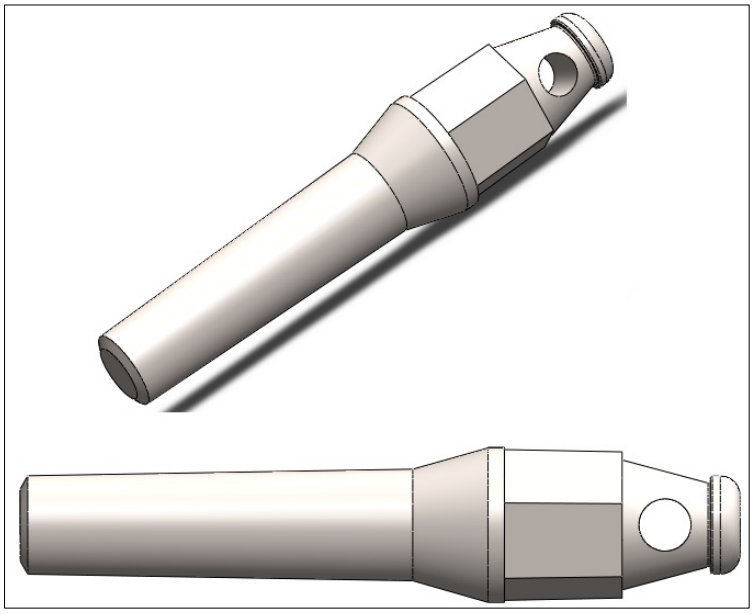
O mini-implante modelado para as análises foi dimensionado conforme padrão comercial, comumente utilizado. A cabeça do mini-implante foi projetada contendo um orifício para simular o local de aplicação das amarrações (molas, elásticos) responsáveis pela aplicação dos carregamentos. O mini-implante não apresenta rosca pois as análises consideraram o conjunto osseointegrado, não fazendo necessária a utilização de rosca. O modelo é totalmente

formado pela cabeça, perfil transmucoso, e perfil ativo (porção do mini-implante que fica efetivamente inserido no osso).

A Figura 22 apresenta o modelo tridimensional do mini-implante ortodôntico utilizado construído para as análises do presente trabalho.

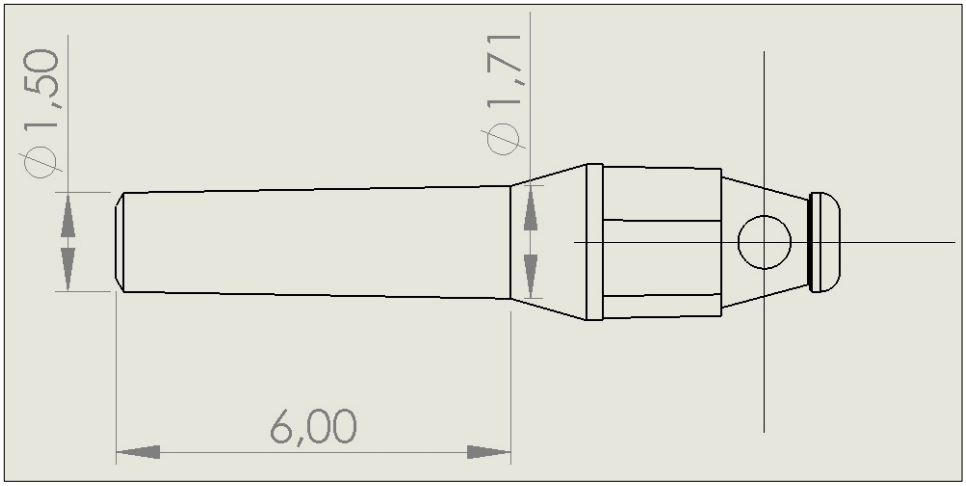
O modelo foi projetado utilizando liga de titânio Ti-6AL-4V como material de construção para consideração das propriedades mecânicas. O mesmo possui um formato cônico com 6 mm de comprimento para área de contato, e um diâmetro inicial de 1,5 mm chegando até 1,71 mm, conforme pode ser identificado na Figura 23.

Figura 22 – Modelo tridimensional do mini-implante ortodôntico utilizado



Fonte: O autor (2018).

Figura 23 – Principais dimensões do mini-implante ortodôntico utilizado



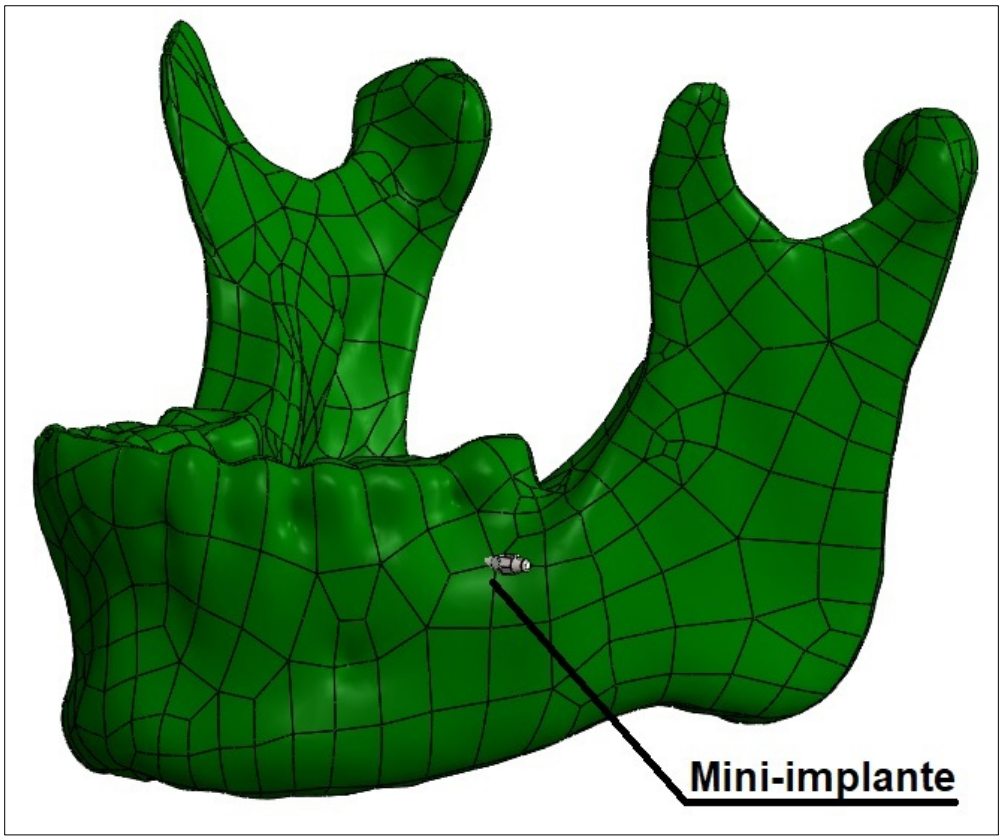
Fonte: O autor (2018).

4.5 POSICIONAMENTO DO MINI-IMPLANTE NA MANDÍBULA

O mini-implante foi inserido na região cortical alveolar vestibular, entre os primeiros e segundos molares. Esta área normalmente apresenta maior espaço entre as raízes e maior espessamento da região cortical. Na região de inserção do mini-implante a camada cortical apresenta uma espessura de 2,15 mm e a camada trabecular uma espessura de 8,5 mm. Portanto, o mini-implante ficou inserido 2,15 mm em tecido cortical e 3,85 mm em osso trabecular quando posicionado de maneira perpendicular a face do osso.

A Figura 24 apresenta o modelo tridimensional para análise global, indicando o local em que o mini-implante foi inserido, conforme premissas acima.

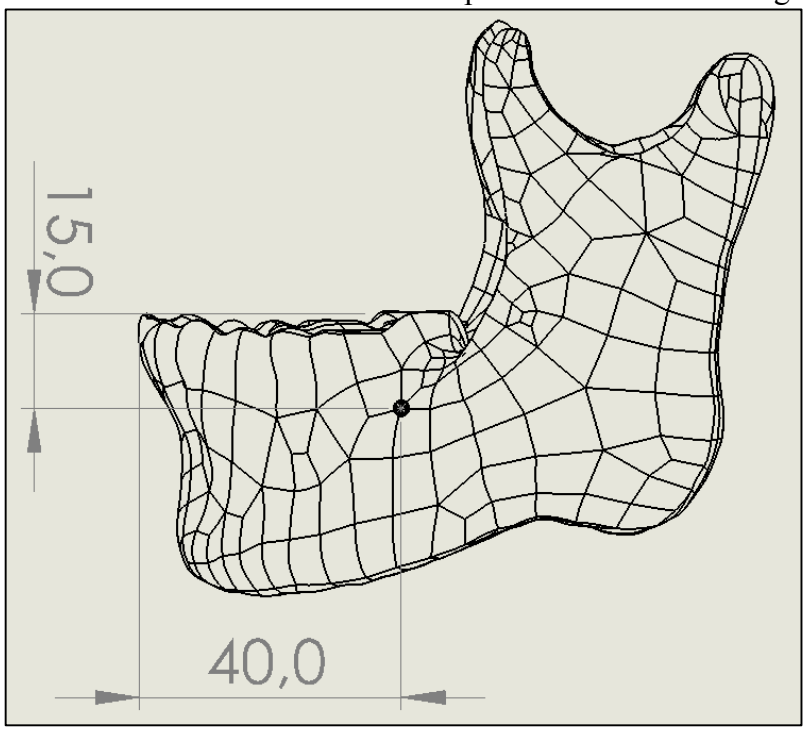
Figura 24 – Modelo para análise global



Fonte: O autor (2018).

A Figura 25 apresenta as dimensões de posicionamento que o mini-implante foi inserido em relação ao modelo global analisado.

Figura 25 – Posicionamento do mini-implante no modelo ósseo global



Fonte: O autor (2018).

5 APLICAÇÃO DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

Após a montagem do modelo geométrico tridimensional da mandíbula e do mini-implante, foram realizadas análises de elementos finitos visando identificar os níveis de tensões no tecido ósseo adjacente ao mini-implante que está submetido a carregamento.

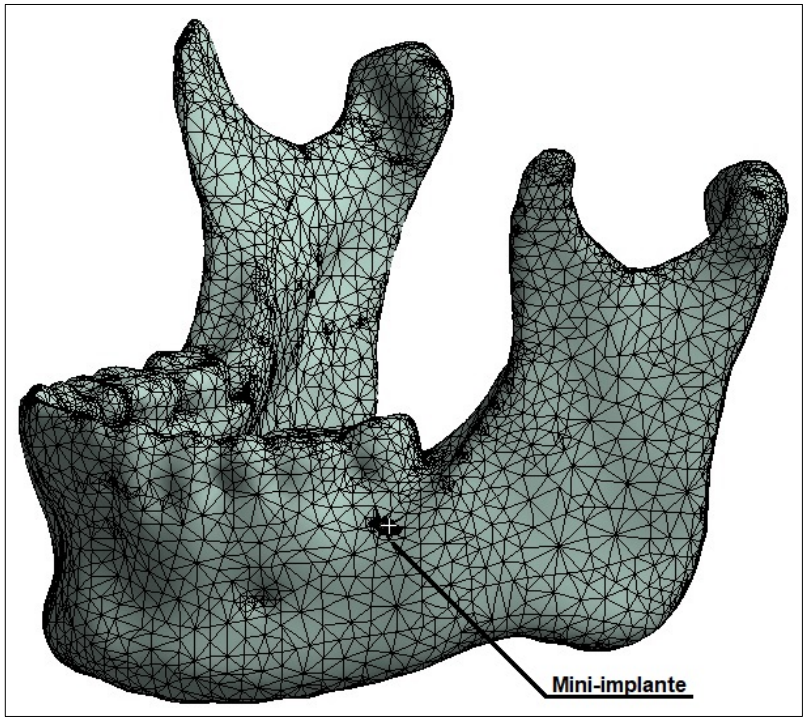
5.1 ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS NO MODELO GLOBAL

De acordo com a bibliografia, os estudos que estão sendo realizados neste trabalho dispensam o uso de modelos globais uma vez que estamos tratando de pequenos deslocamentos e os efeitos de tensão ocorrem em regiões muito próximas ao mini-implante.

Para comprovação desta teoria, inicialmente foi gerada uma análise de elementos finitos no modelo global da mandíbula visando identificar as regiões que estão submetidos a estresse devido ao carregamento aplicado.

A malha do modelo global (Figura 26) foi composta por um total de 128630 nós e 76072 elementos, utilizando elementos tetraédricos, incluindo mandíbula e mini-implante. A malha ficou dividida entre mandíbula e mini-implante conforme Tabela 3.

Figura 26 – Malha do modelo global (mandíbula e mini-implante)



Fonte: O autor (2018).

Tabela 3 – Divisão de malha entre mandíbula e mini-implante para o modelo global

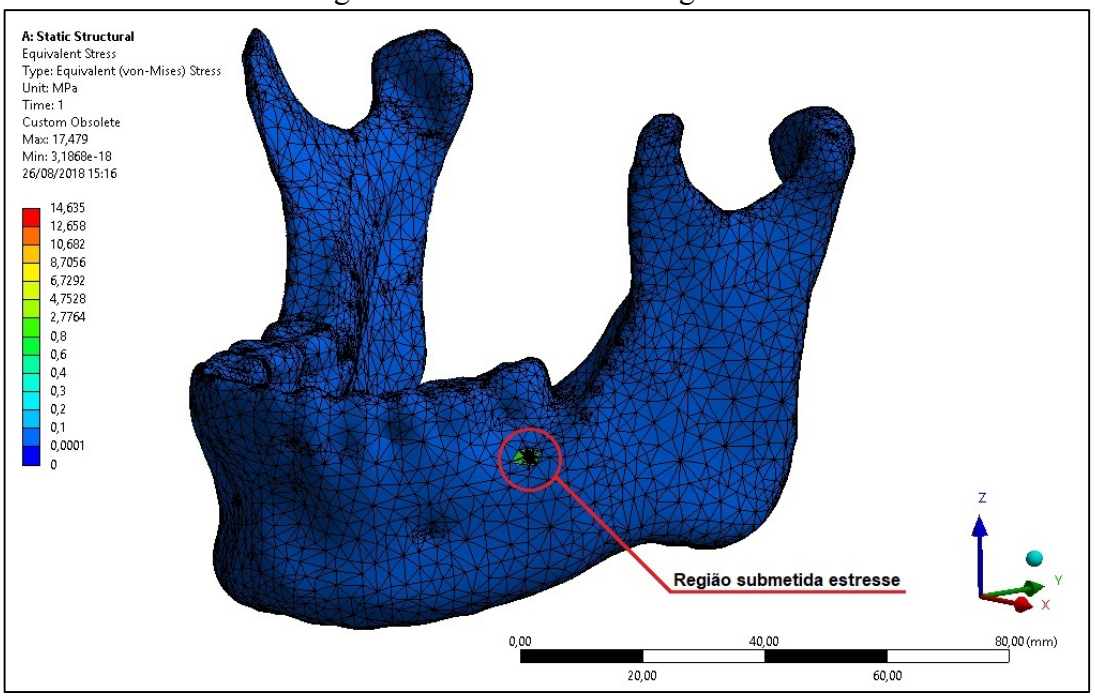
	Nós	Elementos
Mandíbula	99953	58645
Mini-implante	28677	17427

Fonte: O autor (2018).

Esta análise foi realizada com aplicação de um carregamento de 3 N (aproximadamente 300 g), que é a média de carregamento indicado pela bibliografia, na direção de 15º em relação ao eixo y, com o mini-implante inserido perpendicularmente ao plano yz. Na Figura 27 é possível observar a distribuição de tensões na superfície do osso para a aplicação em questão.

As análises de elementos finitos foram realizadas utilizando o *software* Ansys Workbench 15.0.

Figura 27 – Distribuição de tensão de von-Mises na superfície do osso para um modelo geométrico tridimensional global



Fonte: O autor (2018).

Com base na Figura 27 é possível verificar que a medida que afastamos a análise em relação a região da força aplicada, o diagrama de tensões tende a ficar uniforme, o que comprova que as tensões que necessitam ser avaliadas são apenas significativas nas vizinhanças da fronteira, tornando possível a utilização de um modelo local da estrutura.

5.2 ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS NO MODELO LOCAL

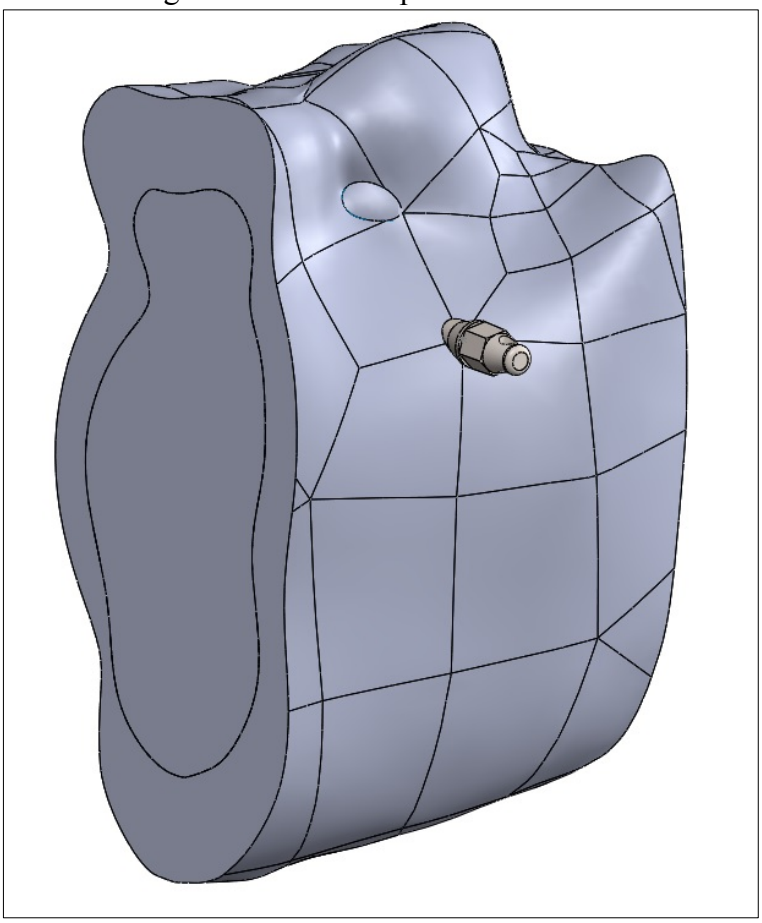
A seguir são descritas as etapas que foram desenvolvidas para adaptação e preparação do modelo local para realização das análises de elementos finitos.

5.2.1 Adaptação do modelo local para análise de elementos finitos

Com base nas informações do subcapítulo anterior foi possível, então, trabalhar com um modelo local da estrutura, podendo assim ter um melhor refinamento de malha e precisão das informações, e com um menor tempo de utilização computacional.

A Figura 28 apresenta o modelo para análise local, considerando o mesmo posicionamento utilizado no modelo global para o mini-implante.

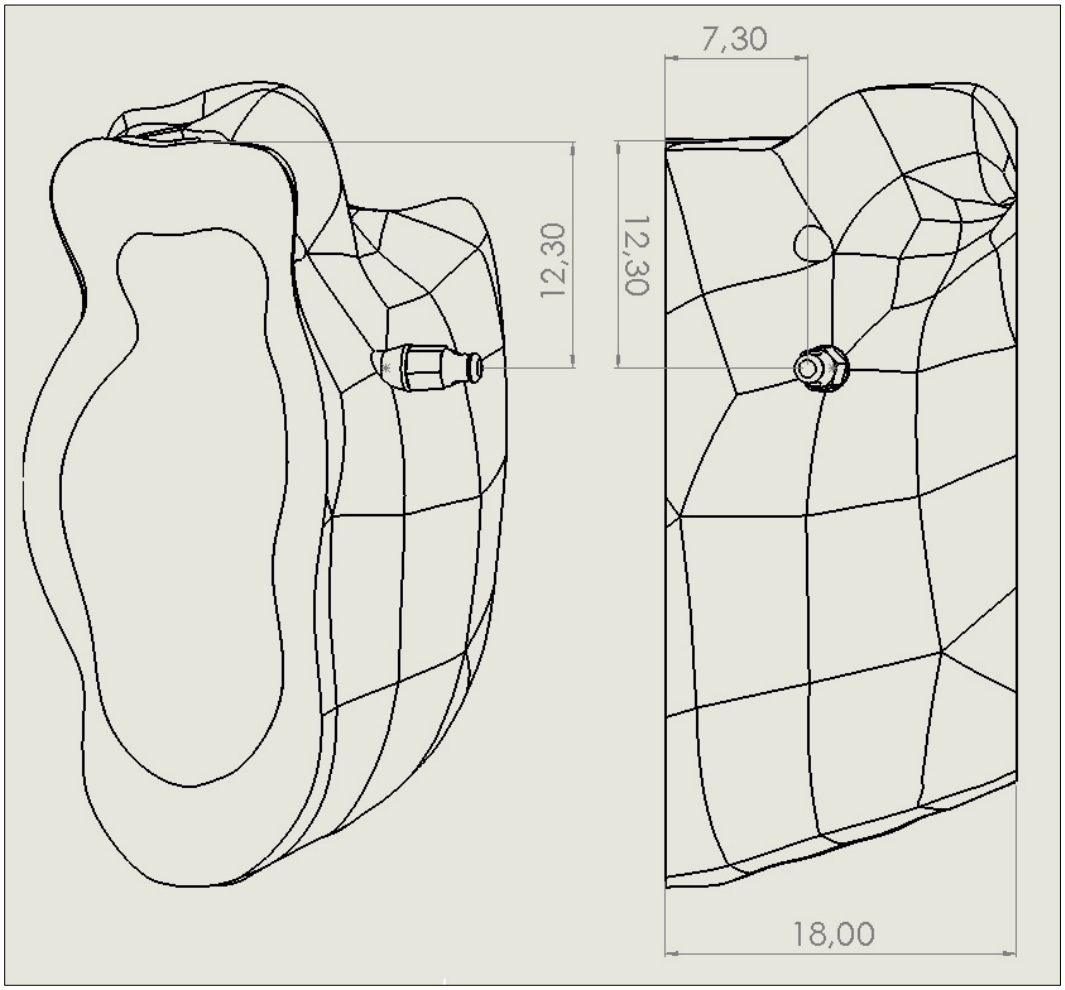
Figura 28 – Modelo para análise local



Fonte: O autor (2018).

Foi feito um corte na seção transversal do modelo global no tamanho de 18 mm para criação do modelo local, conforme Figura 29. O posicionamento que o mini-implante foi inserido em relação ao modelo local analisado também são apresentados na Figura 29.

Figura 29 – Posicionamento do mini-implante em relação ao modelo local



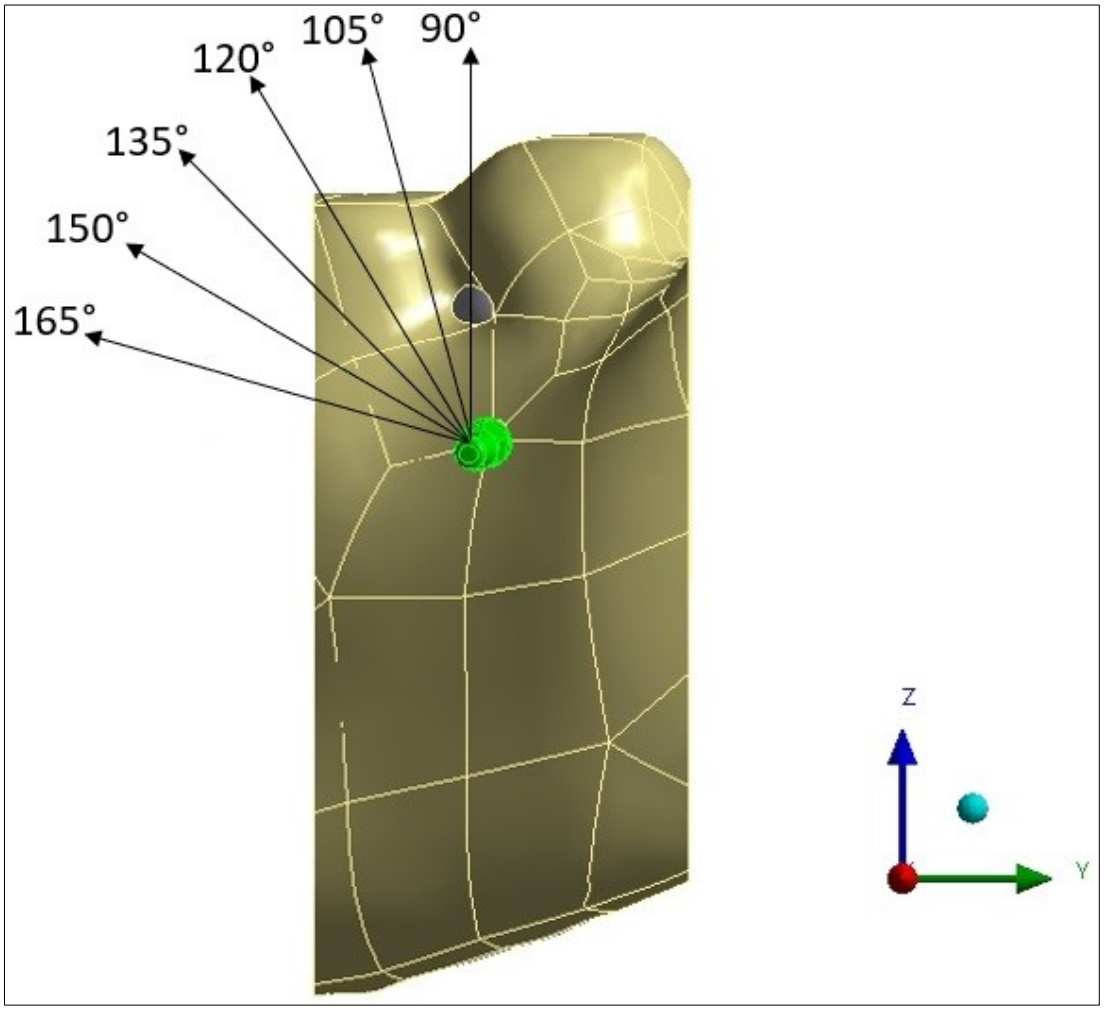
Fonte: O autor (2018).

5.2.2 Carregamento submetido ao mini-implante no modelo local

O carregamento submetido ao conjunto foi estudado variando as direções da força aplicada e também os posicionamentos do mini-implante. Foi aplicado um carregamento de 3 N (aproximadamente 300 g) nas direções de 165, 150, 135, 120, 105 e 90º em relação ao eixo y, conforme Figura 30. O estudo também considerou nove variações de posicionamento para o mini-implante, sendo eles, perpendicular à superfície do osso, com inclinação vertical de 10º e 20º para cima (cervical) e para baixo (apical), e com inclinação horizontal de 10º e 20º para frente (mesial) e para trás (distal).

Todas as análises foram realizadas considerando a situação de contato conhecida como osseointegração, ou seja, considerando osso e mini-implante unidos, em contato direto e contínuo, sem deslocamentos.

Figura 30 – Carregamento em relação ao eixo y



Fonte: O autor (2018).

5.2.2.1 Decomposição do carregamento em vetores y e z

Os carregamentos propostos neste trabalho possuem variação de ângulos entre 90º e 180º, o que faz com que a carga de 3 N não seja aplicada integralmente nas direções y ou z. Desta maneira foi necessário realizar uma decomposição da carga nos eixos y e z, para inserção dos valores no software de análise de elementos finitos. Os valores de carga, conforme ângulo de aplicação, para cada um dos eixos foi conforme Tabela 4.

Tabela 4 – Valores de carga decompostos em vetores y e z

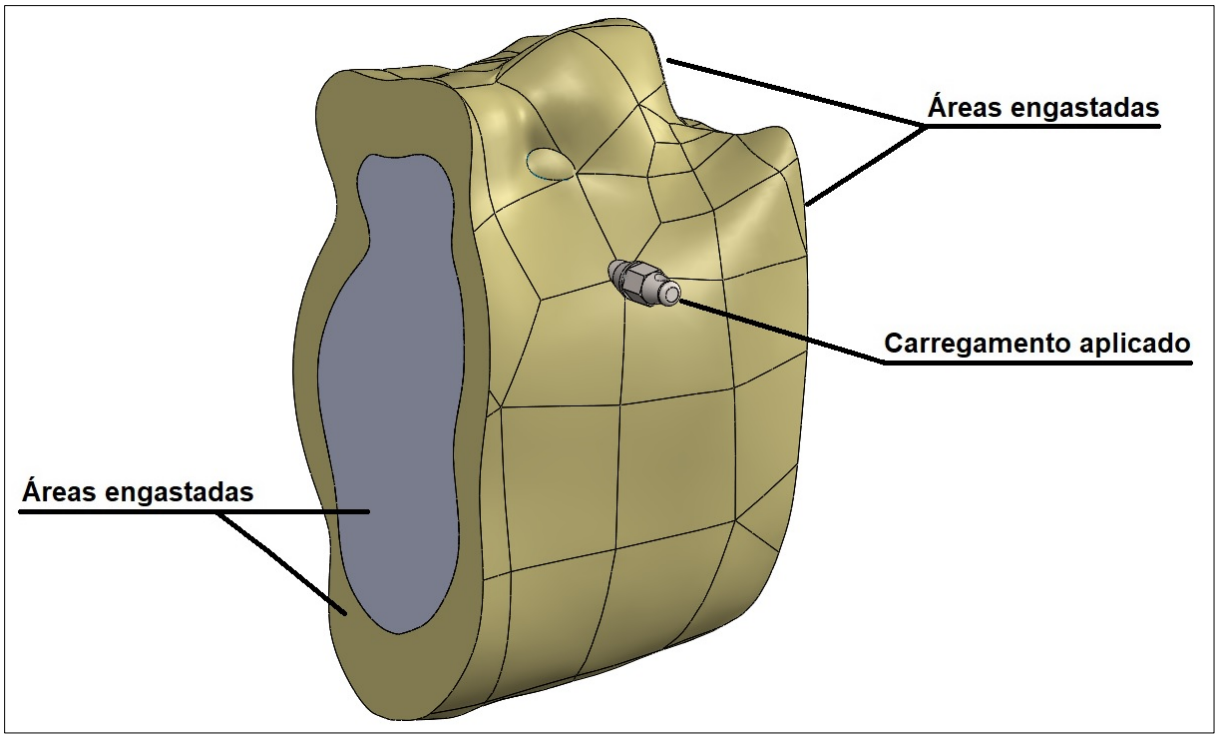
	Eixo y (N)	Eixo z (N)	Carga total (N)
165º	-2,898	0,776	3,0
150º	-2,598	1,5	3,0
135º	-2,121	2,121	3,0
120º	-1,5	2,598	3,0
105º	-0,776	2,898	3,0
90º	0	3,0	3,0

Fonte: O autor (2018).

5.2.3 Condições de contorno

As condições de contorno a que foi submetido o modelo são identificados conforme Figura 31. Todos as partes do modelo foram consideradas fixas, uma vez que estamos considerando a osseointegração. Um carregamento foi aplicado ao orifício do mini-implante, e as demais arestas foram consideradas engastadas, ou seja, sem movimentação.

Figura 31 – Condições de contorno para o modelo global



Fonte: O autor (2018).

5.2.4 Malha de elementos finitos do modelo local

Neste momento, trabalhando com um modelo menor, foi possível trabalhar com uma malha de elementos finitos mas refinada, trazendo assim uma maior confiança dos resultados e ainda assim demandando um menor tempo de cálculo computacional.

Foram alteradas definições de malha média, para malha fina, e definidos tamanhos máximo para os elementos em 0,2 mm. A nova malha apresentou 600146 nós e 405192 elementos, distribuídos conforme dados da Tabela 5.

Tabela 5 - Divisão de malha entre mandíbula e mini-implante para o modelo local

		Nós	Elementos
Mandíbula	Osso cortical	350651	234477
	Osso trabecular	223281	153605
Mini-implante		26214	17110

Fonte: O autor (2018).

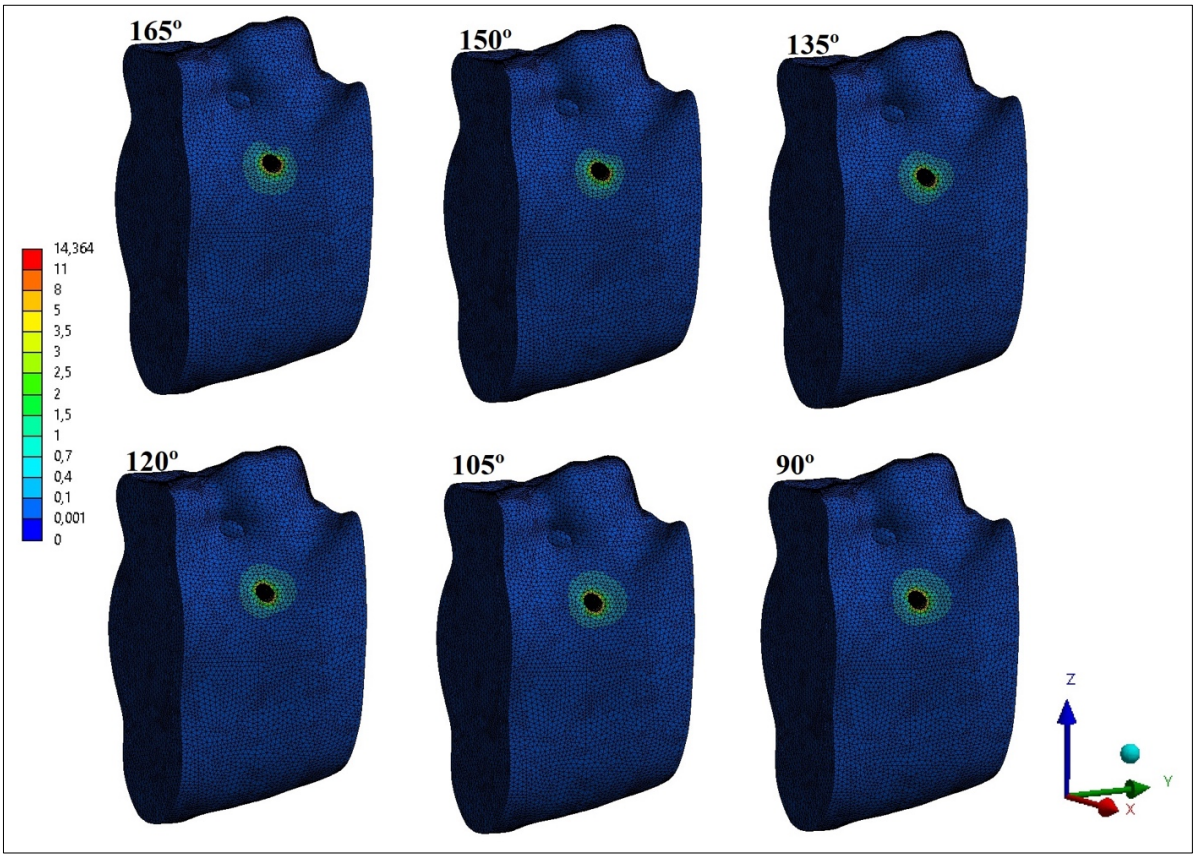
5.2.5 Resultados

Os resultados das análises de distribuição de tensões conforme carregamentos e direções descritas nos subcapítulos anteriores podem ser verificadas na figura a seguir.

A Figura 32 apresenta os resultados para a condição ósseo integrados com o mini-implante inserido de maneira perpendicular a superfície do osso. Os demais resultados, para as outras variações de orientação do carregamento e inclinação do mini-implante estão inseridos nos Apêndices de A até H.

Com base na Figura 32, é possível observar que a variação da área submetida a estresse é mínima, tanto em função da inclinação do mini-implante, como em função da orientação do carregamento. As regiões mais afastadas da aplicação do mini-implante começam a se tornar mais constantes, não influenciando na análise. Internamente as regiões não sofrem grande estresse. Assim, as maiores tensões equivalentes (von-Mises) são confinadas ao osso cortical circundante ao mini-implante, porém ficando de difícil análise visual para identificar qual a melhor combinação de orientação para o mini-implante.

Figura 32 – Distribuição de tensões de von-Mises com mini-implante perpendicular a superfície



Fonte: O autor (2018).

6 IMPLEMENTAÇÃO DE OTIMIZAÇÃO VIA MÉTODO DE ALGORITMOS GENÉTICOS

Este capítulo aborda a implementação de um algoritmo genético visando encontrar o melhor posicionamento angular para um mini-implante ortodôntico, quando o mesmo está submetido a um carregamento, com o objetivo de gerar menor possibilidade de falha por meio de perda óssea.

6.1 PARÂMETROS DE ENTRADA DE CONFIGURAÇÃO DO ALGORITMO GENÉTICO

A seguir são abordados os parâmetros de entrada para o modelo de otimização estudado. São eles: números de indivíduos, número máximo de gerações, reprodução, tipo de cruzamento, fator de cruzamento e elitismo, conforme Tabela 6.

Para a configuração do AG, o número de indivíduos que formam a primeira população é gerado aleatoriamente. Neste trabalho, foi determinado que cada geração é composta por 40 indivíduos, e 50 gerações foram inseridas como critério de parada. Estes parâmetros geram 2040 análises, ou seja, um grande número de análises.

O tipo de cruzamento dos pais que gerarão os filhos foi realizado segundo o método estocástico, que é uma variação do método de roleta. Ao invés do método convencional de "roleta", onde a mesma é girada em torno de um único ponteiro para a geração dos pais, aqui existem *n* ponteiros igualmente espaçados onde os pais tiveram chance de seleção baseadas no ranking. Desta maneira foi possível garantir a seleção de indivíduos com valores de aptidão menores. Foi utilizado 80 % como fator de cruzamento e o número de indivíduos de elitismo é 2.

Tabela 6 – Parâmetros utilizados para o método de AG

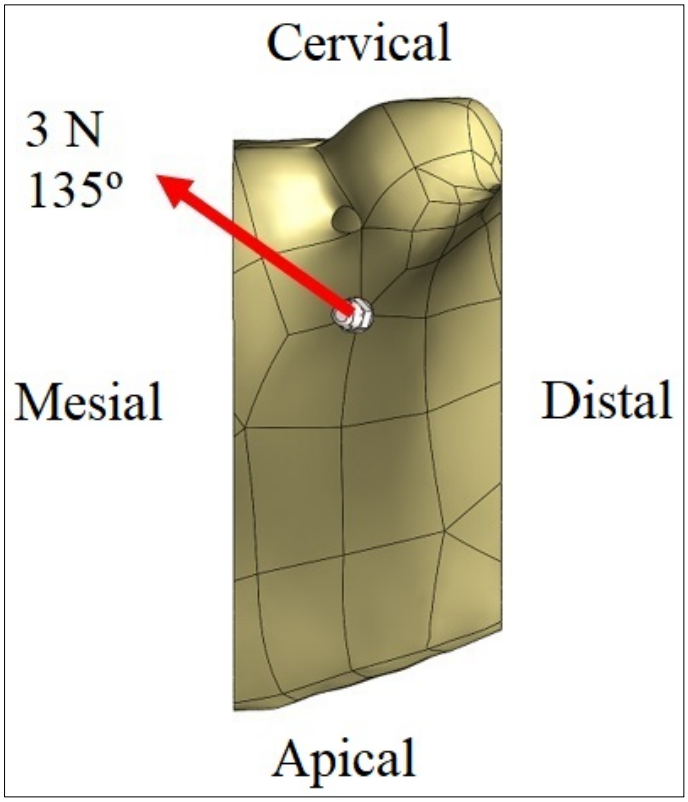
Parâmetros	
Número de indivíduos	40
Número máximo de gerações	50
Reprodução	Função Gaussiana
Tipo de cruzamento	Estocástico
Fator de cruzamento	0,8
Elitismo	2

Fonte: O autor (2018).

A função objetivo do problema de otimização foi construída a partir dos parâmetros de análise. Neste caso os parâmetros de análise otimizados foram os ângulos de inserção do mini-implante com relação a superfície óssea da mandíbula. Ficaram assim definidos como α o ângulo no sentido apical-cervical e β o ângulo no sentido mesial-distal, conforme sentidos já definidos na Figura 18.

O carregamento exercido sobre o modelo em análise teve uma inclinação do ângulo de aplicação da força de 135º, com relação ao eixo mesial-distal, pois é uma inclinação média entre os eixos analisados. Na Figura 33 é possível verificar a aplicação do carregamento e as orientações conforme descritas acima, que foram utilizadas para implementação da rotina de algoritmo genético.

Figura 33 – Carregamento aplicado para implementação da rotina de algoritmo genético



Fonte: O autor (2018).

A função objetivo a ser minimizada, conforme Equação 2, é o valor quadrático médio da deformação ocorrida no osso circundante, quando o mesmo sofre deformação por conta do carregamento aplicado.

Foram definidos limites superiores e inferiores de inserção do mini-implante (Tabela 7), conforme possibilidade de variação devido as irregularidades geométricas que são

apresentadas pela mandíbula. Valores maiores que estes, comprometem a fixação do mini-implante, ou seja, não estão com todo o perfil ativo inserido na mandíbula.

Tabela 7 – Limites superiores e inferiores de inserção do mini-implante

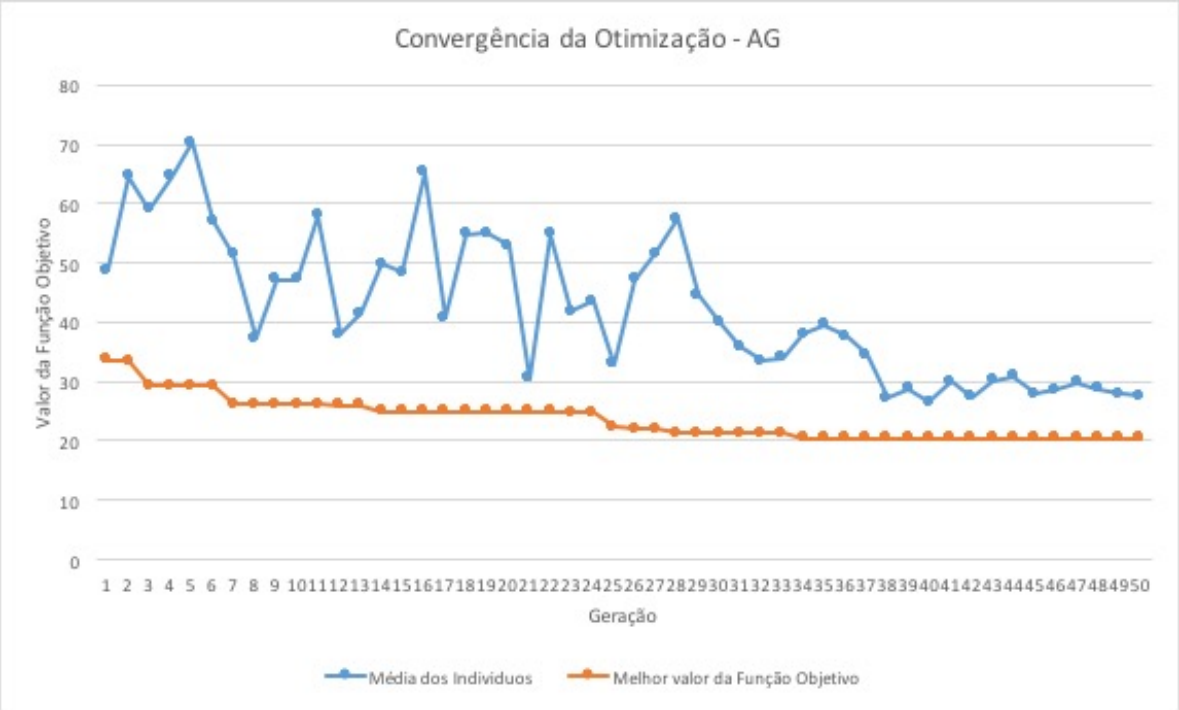
Parâmetros	**Limite inferior (º)**	**Limite superior (º)**
α (Cervical-Apical)	-20	20
β (Mesial-Distal)	-20	20

Fonte: O autor (2018).

6.2 RESULTADOS COM IMPLEMENTAÇÃO DA ROTINA DE ALGORITMO GENÉTICO

O valor da função objetivo (Equação 2) para os ângulos ótimos foi de 20,48. Na Figura 34 é possível verificar o gráfico de convergência de otimização, onde tem-se a média dos indivíduos selecionados e o melhor valor da função objetivo, e é possível verificar a convergência da linha de melhor valor para a função objetivo (20,48).

Figura 34 – Gráfico de convergência – Algoritmo Genético



Fonte: O autor (2018).

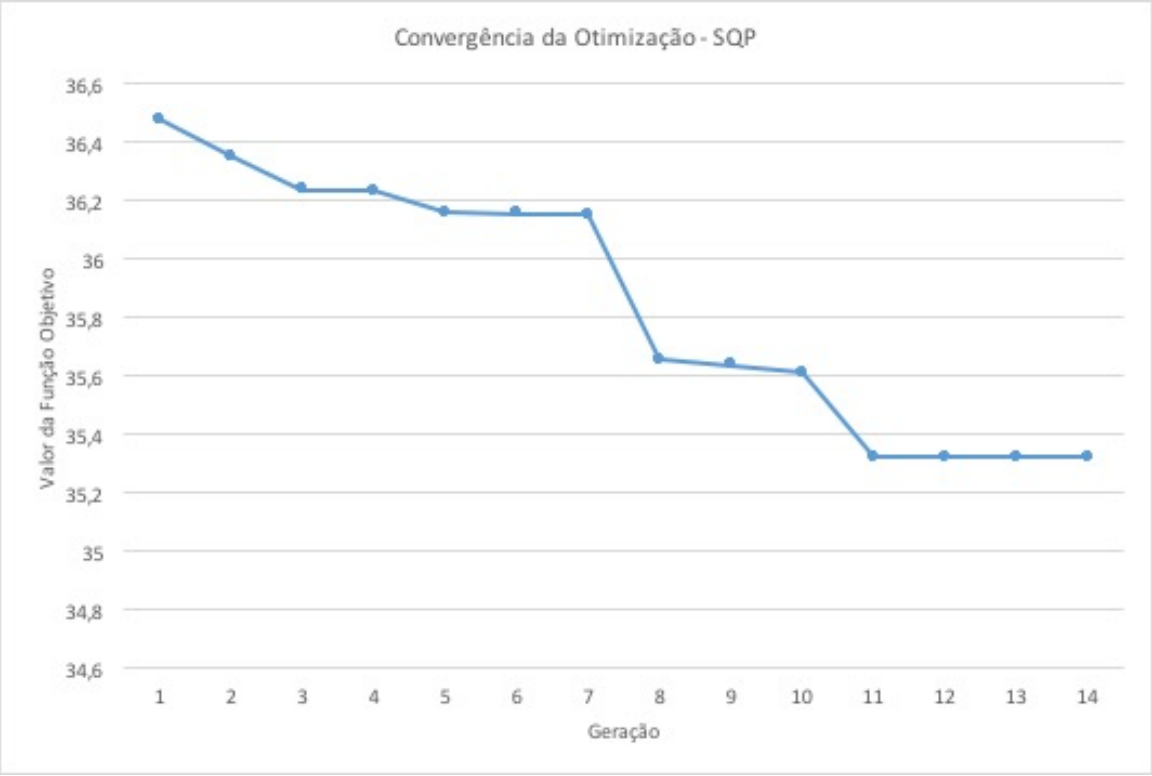
6.3 RESULTADOS COM IMPLEMENTAÇÃO DE PROGRAMAÇÃO SEQUENCIAL QUADRÁTICA

Por este trabalho realizar o estudo de otimização de uma estrutura complexa, a qual muitas vezes não segue um padrão linear para nossa função objetivo, sempre foi tratada a implementação de uma rotina de otimização via algoritmos genéticos, a qual é finalizada apenas com o alcance dos critérios de parada.

A programação sequencial quadrática é o chamado modo clássico de otimização e que também buscar encontrar o ponto ótimo de função objetivo, porém sem critérios de parada específicos. A fim de verificar a real necessidade da utilização da rotina de otimização via algoritmos genéticos, foi gerada uma programação com base no SQP para o mesmo caso anterior.

A Figura 35 apresenta o gráfico de convergência para a programação sequencial quadrática, onde é possível verificar que o melhor valor para a função objetivo (Equação 2) é 35,32.

Figura 35 – Gráfico de convergência para programação sequencial quadrática



Fonte: O autor (2018).

6.4 COMPARAÇÃO DOS MÉTODOS DE OTIMIZAÇÃO

Para que os métodos pudessem ser comparados, o ponto $\alpha = 0º$ e $\beta = 0º$ foi inserido dentro da primeira geração do AG e como ponto inicial de busca do SQP. Por meio das análises realizadas mostrou que o método SQP, embora mais rápido não é indicado para este tipo problema, uma vez que converge em um ponto mínimo local. Este fato é demonstrado pelo maior valor da função objetivo em relação ao AG.

A Tabela 8 apresenta um comparativo que mostra a diferença de resultados entre o AG e o SQP.

Tabela 8 – Comparativo entre o método AG e SQP

	AG	SQP
Número de chamadas da função objetivo	2040	187
Melhor valor da função objetivo	20,48	35,32
Eficiência	0,09	1,00
Eficácia	1,00	0,58
α (Cervical-Apical)	-14,65º	3,68º
β (Mesial-Distal)	-10,36º	-1,94º

Fonte: O autor (2018).

Também é possível perceber pelo gráfico de convergência que o AG é consideravelmente mais lento, obtendo uma eficácia consideravelmente menor que o SQP no que diz respeito a custo computacional.

A partir da iteração 35, o valor da função objetivo se tornou praticamente estável.

No comparativo é possível verificar que o método de algoritmo genético obteve um numero de chamadas muito maior que o método de programação sequencial quadrática, tendo desta maneira um custo computacional muito maior, o que pode também ser verificado na comparação entre as eficiências.

Já quando comparadas as eficácias dos dois métodos, é possível verificar que o método de algoritmo genético apresenta um melhor valor para a função objetivo, resultando em uma eficácia de 42% maior.

Com base nestes de eficácia e melhor valor da função objetivo, podemos verificar uma diferença nas combinações de ângulo para a melhor orientação do mini-implante.

7 CONCLUSÃO

O presente trabalho demonstrou uma metodologia para criação de modelos geométricos em três dimensões de estruturas ósseas a partir de tomografias computadorizadas, permitindo também modelar não apenas a geometria, mas ter acesso as propriedades mecânicas do tecido ósseo. O capítulo 4 também apresentou o processo para criação e consideração do modelo com tecido ósseo trabecular e tecido ósseo cortical, considerando assim as diferentes propriedades mecânicas.

Foi realizado uma análise de elementos finitos no modelo global da mandíbula visando identificar as regiões do modelo que sofrem estresse conforme a distribuição de tensões de von-Misses. Foi identificado que os pequenos deslocamentos resultantes da distribuição de tensões de von-Misses não fazem necessária a utilização do modelo global da mandíbula.

Um modelo local da mandíbula foi criado para assim ter um melhor refinamento de malha e consequentemente uma maior precisão de cálculo. Pode ser verificado com o modelo local que o corte realizado para um modelo menor não influenciou na distribuição de tensões, confirmando o que foi exposto na referência bibliografia com relação a pequenos deslocamentos, e que ao longo que nos afastamos da área de carregamento a tensão se mantém linear.

Foi apresentada uma metodologia de otimização para encontrar a melhor angulação de inserção de um mini-implante ortodôntico em uma mandíbula humana, onde o MEF foi empregado como ferramenta numérica para o cálculo de tensões. A metodologia mostrou os melhores valores para a função objetivo demonstrando que sem a implementação de uma rotina de algoritmo genético se torna de grande dificuldade a obtenção dos menores níveis de tensão objetivando evitar a falha do mini-implante devido a perda óssea.

Uma programação sequencial quadrática foi implementada com o intuito de comprovar a necessidade de utilização de um algoritmo genético. Foi verificado com os resultados da SQP que a mesma não é aconselhável para aplicação em geometrias complexas, pois ao encontrar um valor ótimo, a programação já retorna este como sendo um valor ótimo, o que neste caso não é realidade. A SQP apresentou valores ótimos para função objetivo diferentes aos apresentados pelo AG – 20,48 para o AG e 35,32 para a SQP – confirmando a necessidade de implementação de um algoritmo capaz de sair de mínimos locais, onde a programação não encerre no primeiro ponto ótimo, e sim após uma série de gerações conforme parâmetros de entrada utilizados.

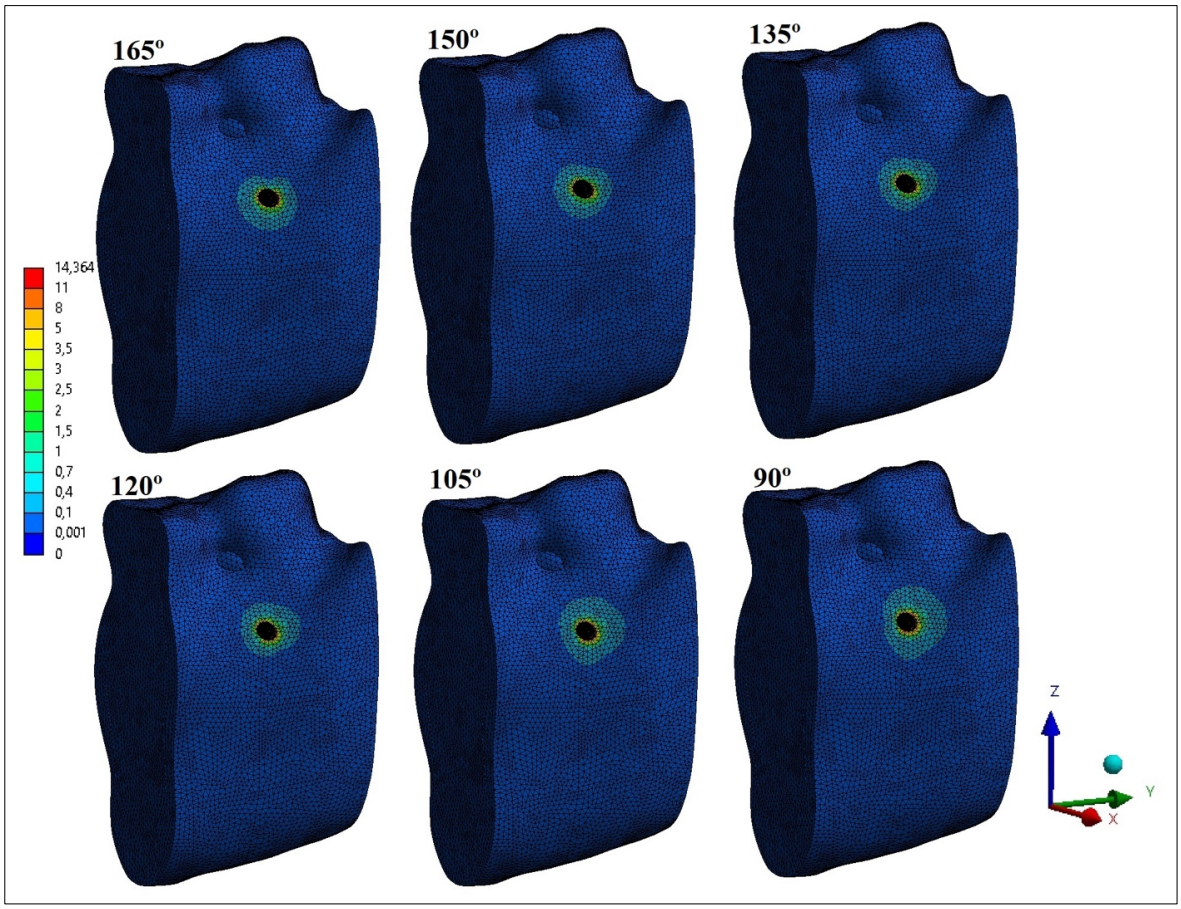
Uma diferença considerável nas eficiências e eficácias foi encontrada. Por demandar um tempo computacional maior, o AG apresentou uma eficiência de 9%, enquanto a SQP, que ao encontrar um valor ótimo, já retorna este como válido, apresentou 100%. Porém se tratando de eficácia, o AG possui 100%, enquanto a SQP apenas 58%. Isto se dá pois com os processos evolutivos do AG, é garantido sempre o melhor valor ótimo. Uma vez que o presente trabalho estava interessado em eficácia, a fim de encontrar a melhor combinação de orientação para um mini-implante, é possível concluir que o AG é o melhor procedimento de otimização para este caso.

7.1 PROPOSTA PARA TRABALHOS FUTUROS

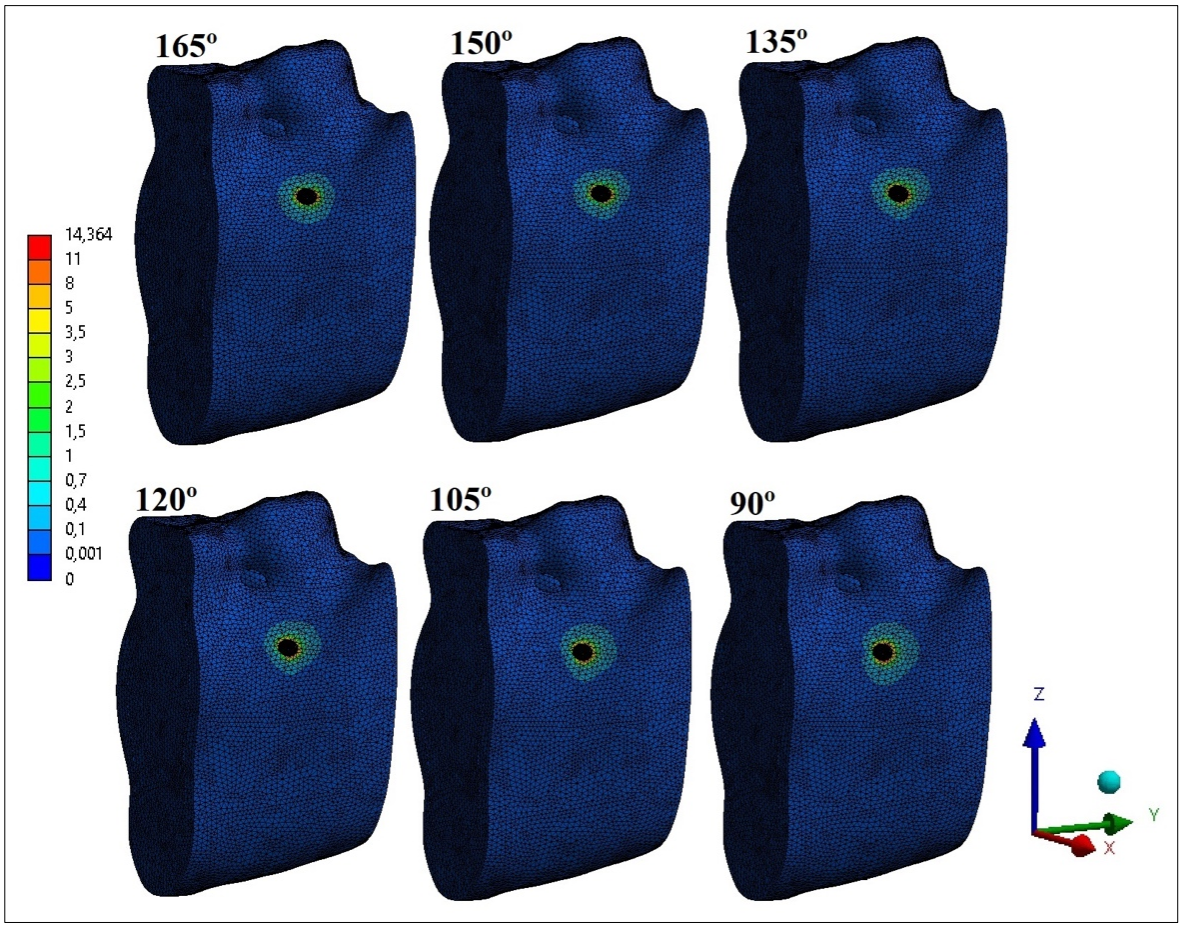
Como um dos únicos pontos negativos da utilização do método de algoritmo genético é com relação ao custo computacional demandado pelo mesmo, fica a sugestão para futuros trabalhos utilizar um método híbrido de otimização para possível redução no tempo de convergência.

Uma vez que a metodologia desenvolvida se mostra eficaz, realizar um modelo de prototipagem que permita aos profissionais obter o ângulo correto para inserção do mini-implante na prática.

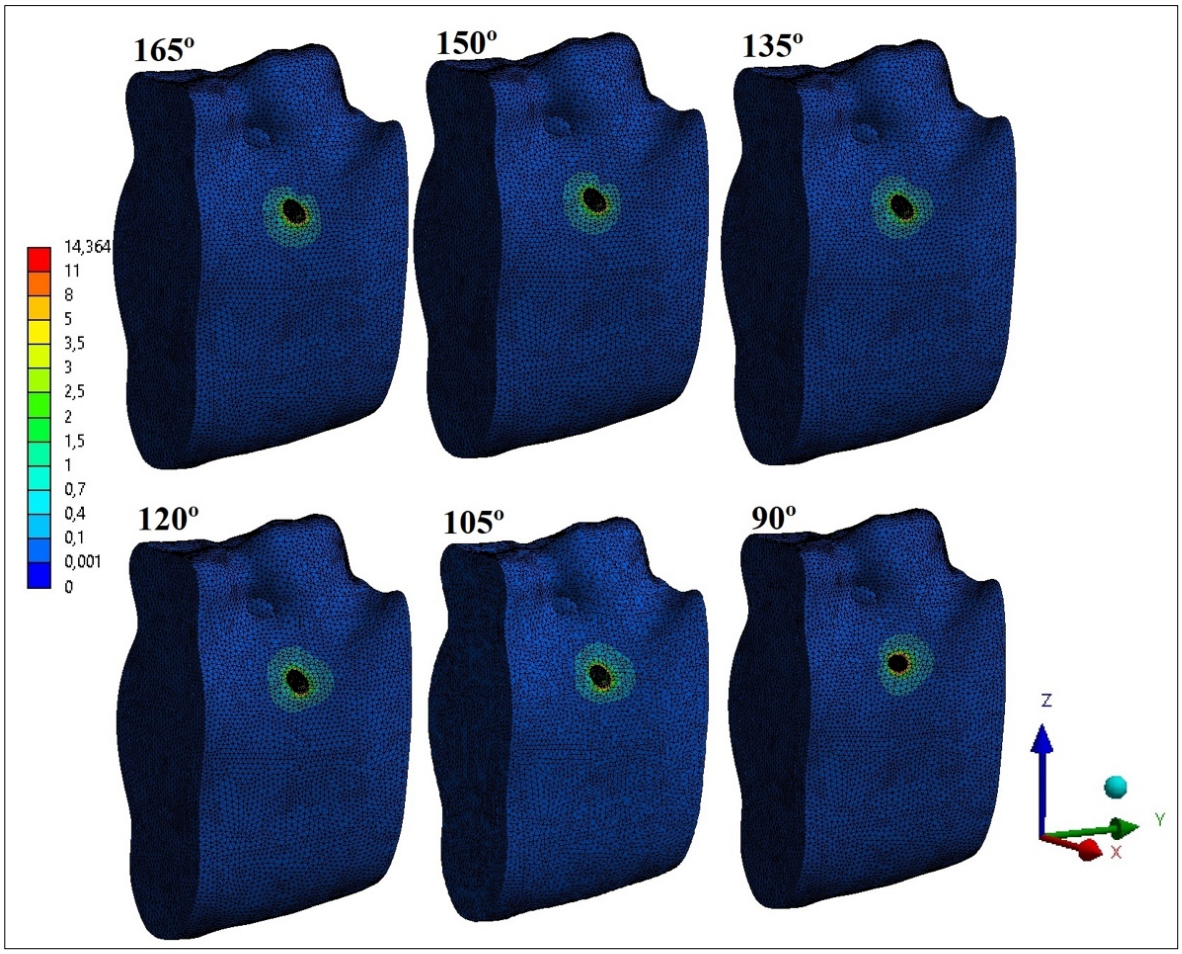
APÊNDICE A - DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON-MISES COM MINI-IMPLANTE 10° NA DIREÇÃO APICAL



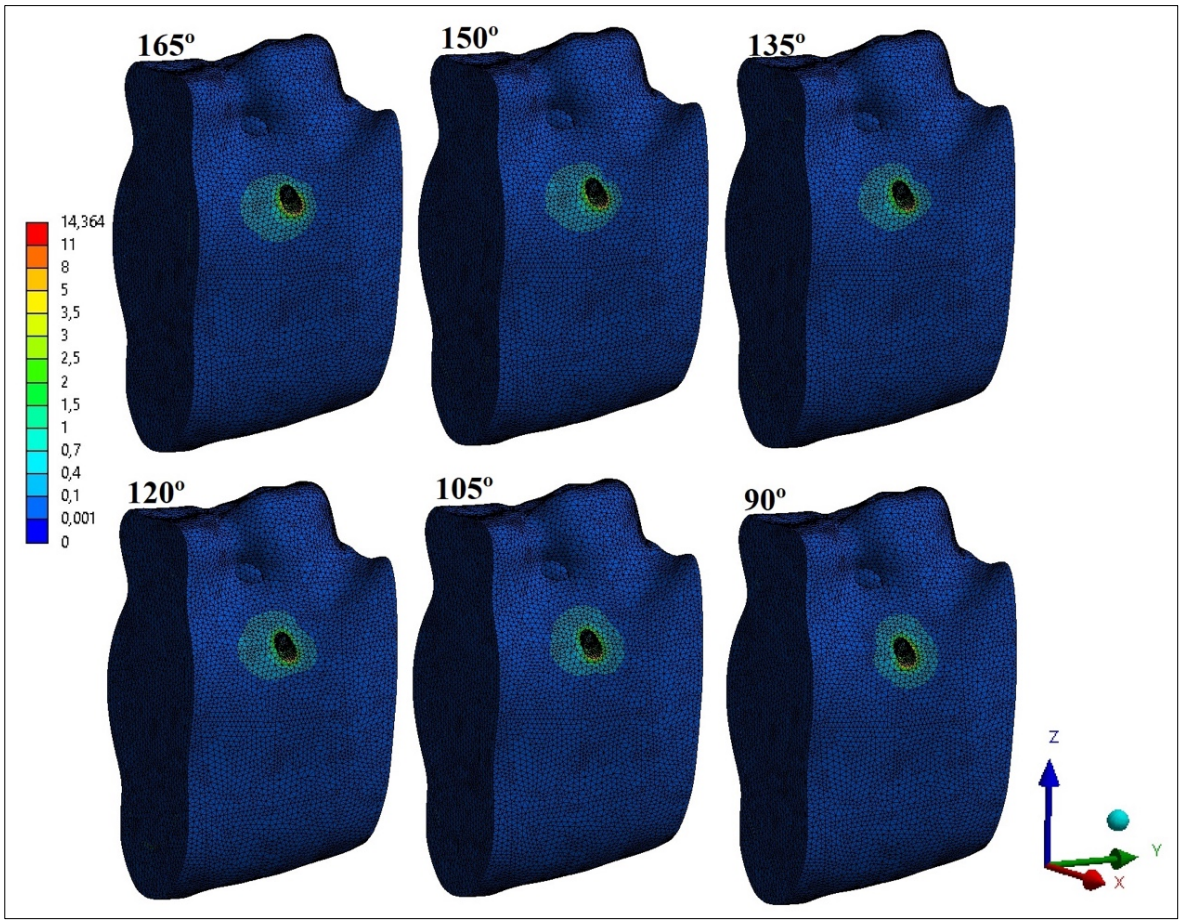
APÊNDICE B - DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON-MISES COM MINI-IMPLANTE 20° NA DIREÇÃO APICAL



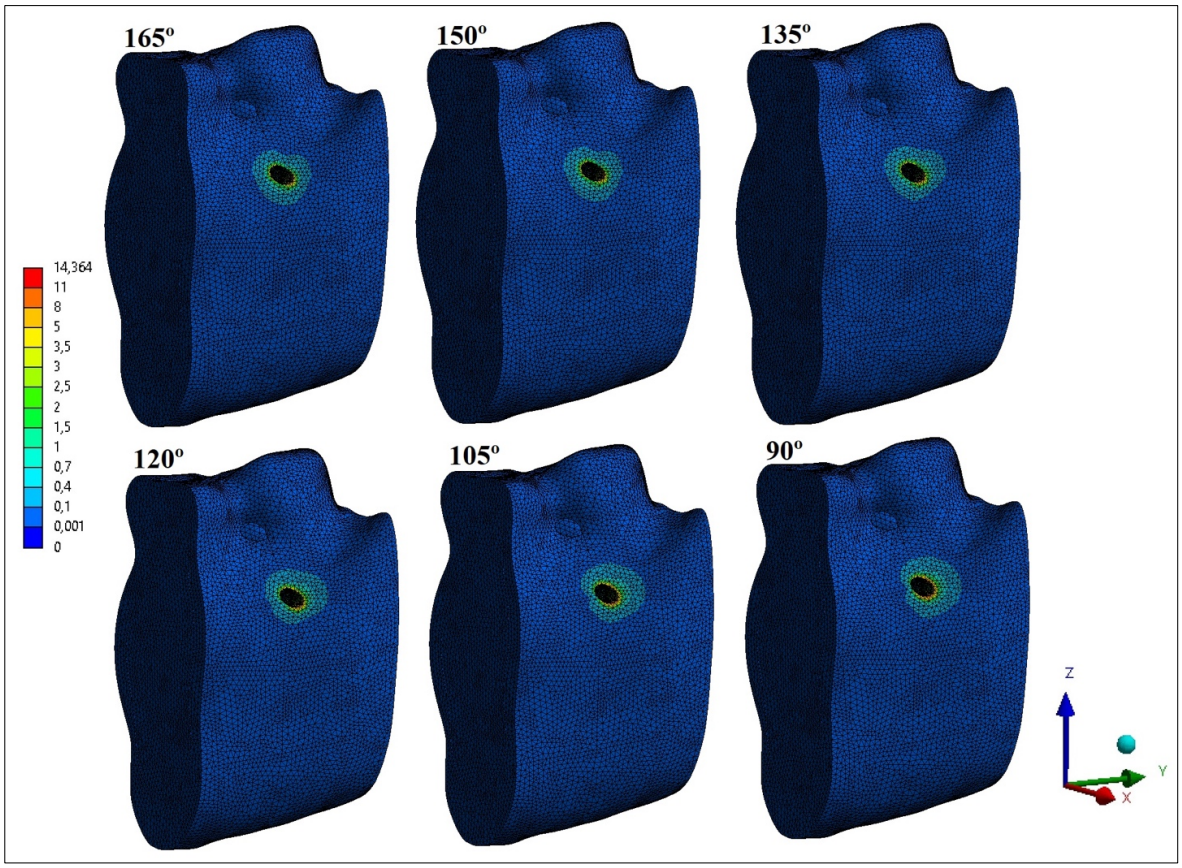
APÊNDICE C - DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON-MISES COM MINI-IMPLANTE 10° NA DIREÇÃO CERVICAL



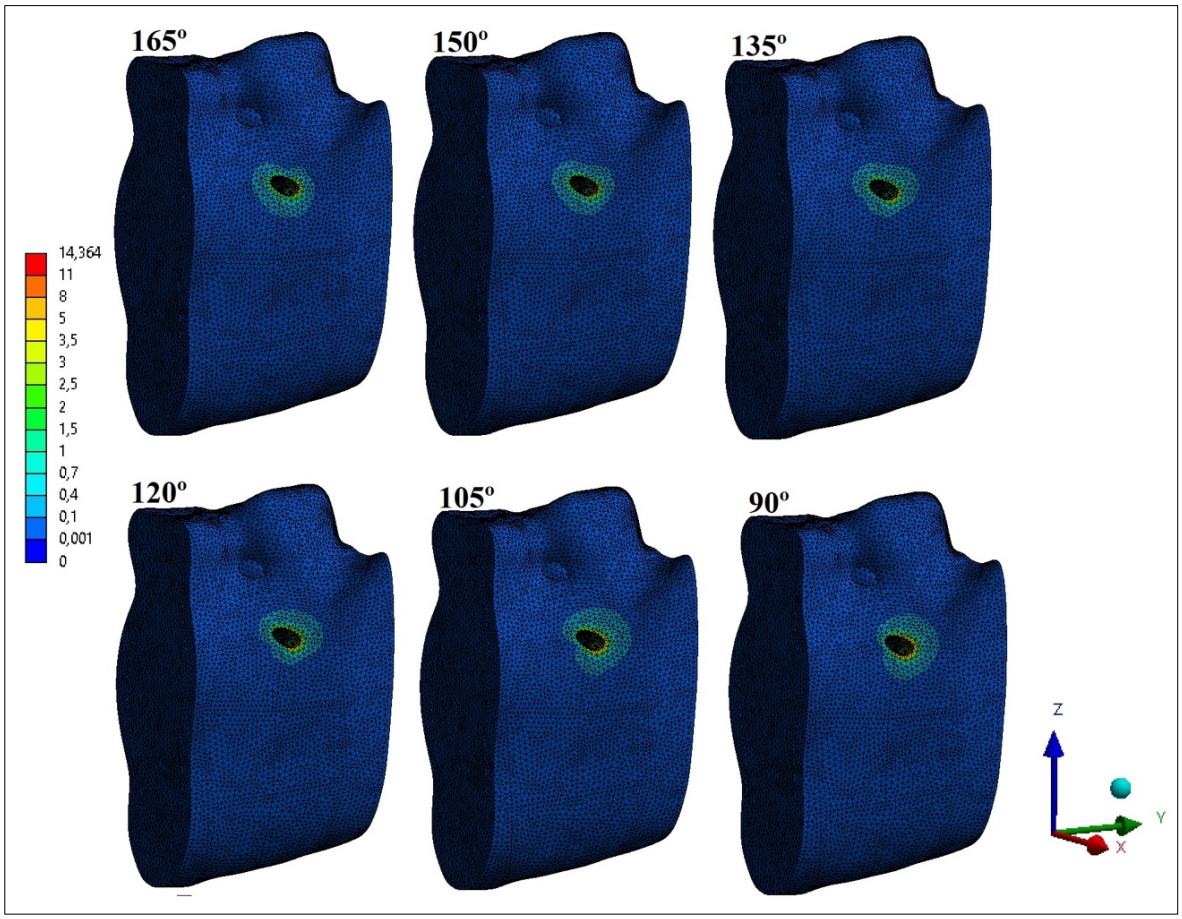
APÊNDICE D - DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON-MISES COM MINI-IMPLANTE 20° NA DIREÇÃO CERVICAL



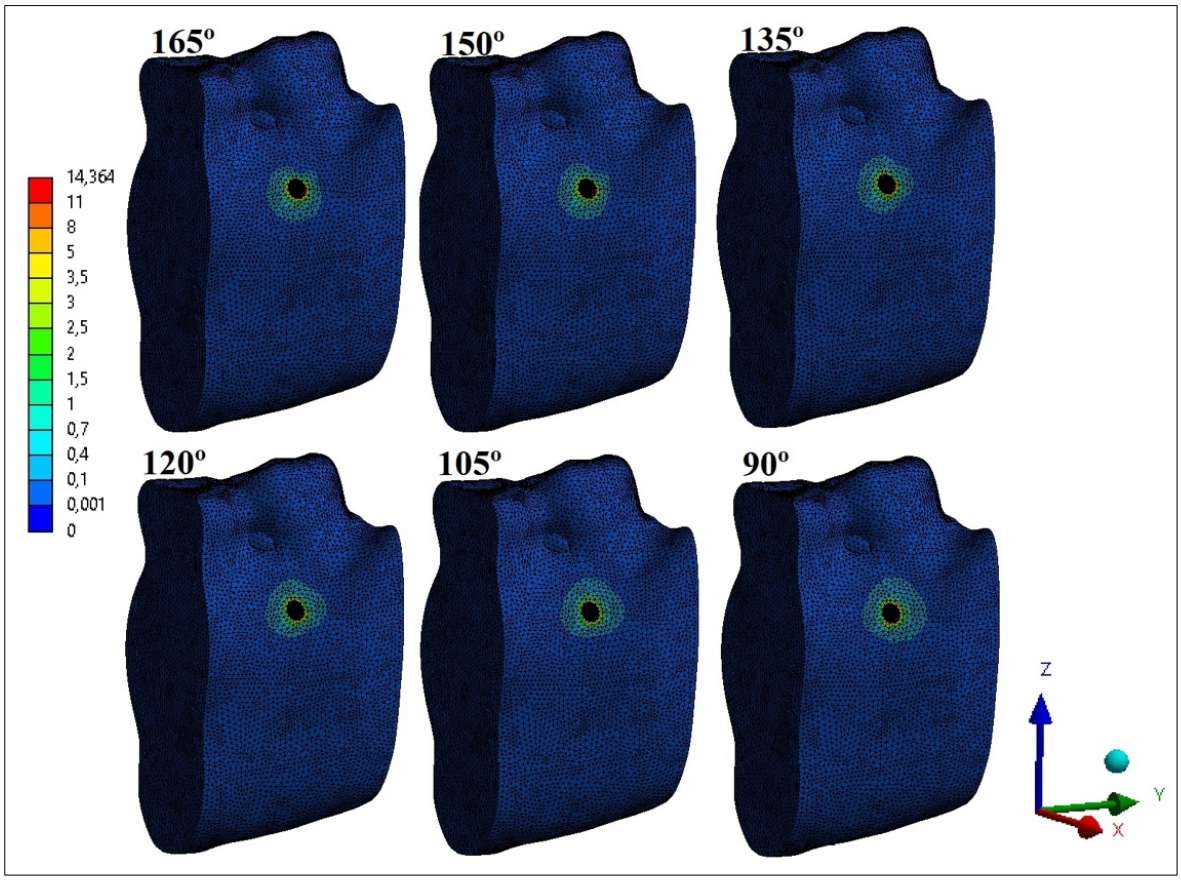
APÊNDICE E - DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON-MISES COM MINI-IMPLANTE 10° NA DIREÇÃO DISTAL



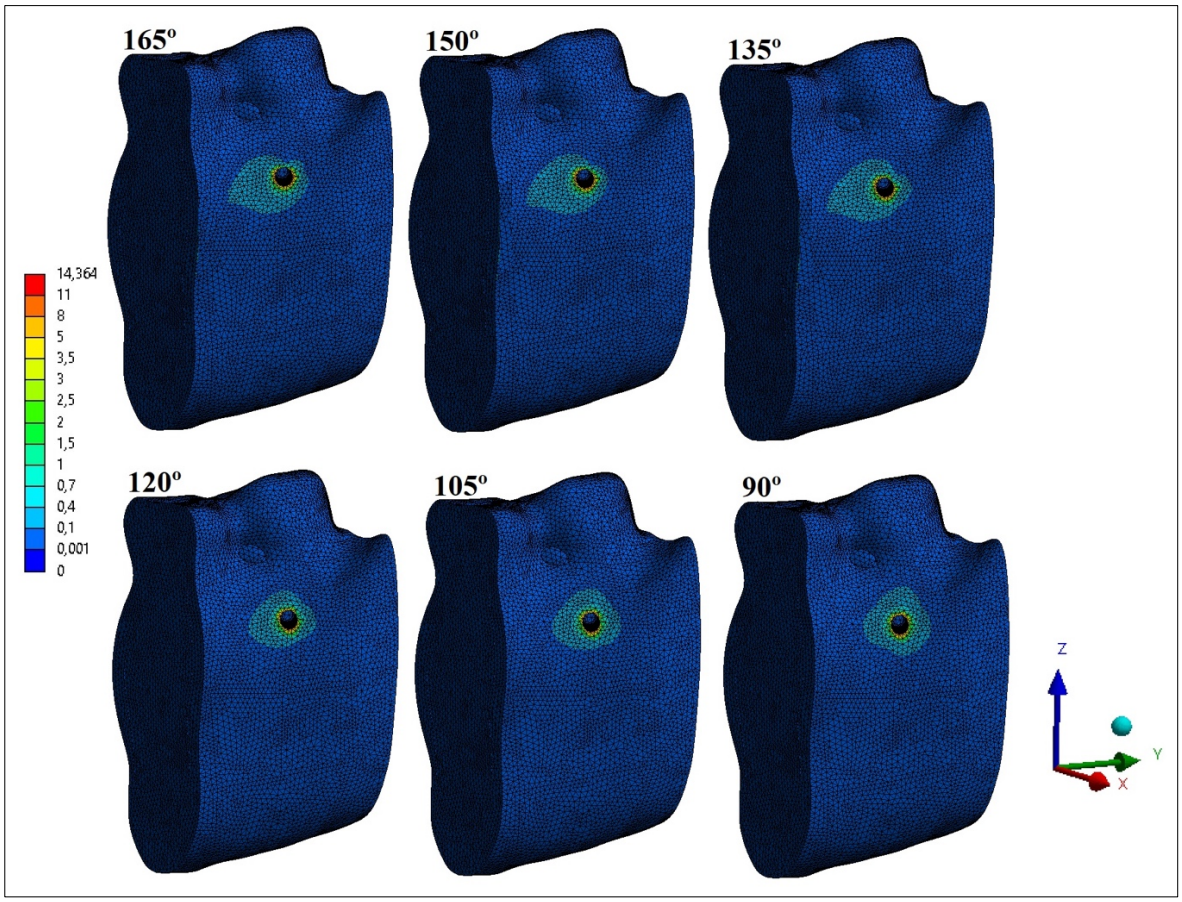
APÊNDICE F - DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON-MISES COM MINI-IMPLANTE 20° NA DIREÇÃO DISTAL



APÊNDICE G - DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON-MISES COM MINI-IMPLANTE 10° NA DIREÇÃO MESIAL



APÊNDICE H - DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON-MISES COM MINI-IMPLANTE 20° NA DIREÇÃO MESIAL



REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALVES JR, M. *et al*. Palato: o que saber previamente à instalação de mini-implantes? **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facil.** 2012. 11(1):108-114. 2012.

AZEVEDO, A. F. M. **Método de Elementos Finitos**. 1. ed. Porto: Faculdade de Engenharia de Porto, 2003.

BATHE, K. J. **Finite Element Procedures.** 3. ed. New Jersey: Prentice Hall, 1996.

BEU, C. C. L.; GUEDES, N. L. K. O; DE QUADROS, Â. A. G. **Tecido conjuntivo.** 2017. Disponível em: http://projetos.unioeste.br. Acesso em: 28 de maio de 2018.

BEZERRA, F. J. B., LENHARO, A. **Terapia Clínica Avançada em Implantodontia**. São Paulo: Artes Médicas, 2002.

BHATTI, M. A. **Advanced topics in finite element analysis of structures: with Mathematica and MATLAB computations.** Hoboken: John Wiley & Sons, Inc., 2006.

BRANEMARK, P. I.; ZARB, G; ALBREKTSON, T. **Tissue Integrated Prostheses.** Chicago: Quintessence Publishing Co., 1985.

CHOPRA, S. S.; CHAKRANARAYAN, A. Clinical evaluation of immediate loading of titanium orthodontic implants. **Medical Journal Armed Forces India**, [s.l.], v. 71, n. 2, p.165-170, abr. 2015. Elsevier BV. 2015.

CONSOLARO, A. *et al*. Mini-implantes: pontos consensuais e questionamentos sobre o seu uso clínico. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial.** Maringá, v. 13, n. 5, p. 20-27, set./out. 2008.

COOK, R. D.; MALKUS, D. S.; PLESHA, M. E. **Concepts and applications of finite element analysis.** Madison: John Wiley And Sons, 1988.

CORSO, L. L. **Aplicação de procedimentos de otimização e remodelamento ósseo na simulação e análise em problemas de biomecânica.** 2006. 134 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2006.

COWIN, S. C. Bone poroelasticity. **Journal of Biomechanics.** 32 (1999). 217-238. 1999.

ECHEVARRÍA, E. A. B. **Análise biomecânico por meio de elementos finitos da distribuição de tensões em implantes e osso perimplantar com diferentes diâmetros e comprimentos posicionados na região anterior da maxila.** 2013. 169 f. Disserteção (Mestrado) – Curso de Odontologia, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Ribeirão Preto, 2013.

FAVERO, L. BROLLO, P. BRESSAN, E. Orthodontic Anchorage with Specific Fixtures: Related Study Analysis. **Journal Orthodontic Dentofacial Orthop**. v.122, n. 1, jul 2002.

FAZI, G. *et al*. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Different Implant Configurations for a Mandibular Fixed Prosthesis. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.** [s.i.], p. 752-759. 9 jul. 2011.

GIL, A. C. **Como elaborar projetos de pesquisa.** 4. ed., São Paulo: Atlas, 2002.

GOMES, H. M.; SILVA, N. R. S. Some comparisons for damage detection on structures using genetic algorithms and modal sensitivity method. **Applied Mathematical Modelling**, [s.l.], v. 32, n. 11, p.2216-2232. Elsevier BV. 2008.

GOLDBERG, D. E. **Genetic Algorithms in search, optimization and machine learning.** Addison-Wesley Publishing Co., Inc., Reading, Mass, 1989.

GOMIDE, L.C., *et al*. **Estudo mecânico das propriedades dos fios de sutura usados em cirurgias ortopédicas.** Revista Brasileira de Ortopedia. 2018.

HIBBELER, R. C. **Resistência dos Materiais.** 7. ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2010. Tradução de: Arlete Simille Marques. 2010.

HOLTZ, G. C. da C. **Traçado automático de envoltórias de esforços em estruturas planas utilizando um algoritmo evolucionário.** 2005. Dissertação (Mestrado em Engenharia Civil). Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Programa de Pós-Graduação, Rio de Janeiro, 2005.

IBRAHIM, M. Z. *et al*. Biomedical materials and techniques to improve the tribological, mechanical and biomedical properties of orthopedic implants – A review article. **Journal Of Alloys And Compounds**, [s.l.], v. 714, p.636-667. Elsevier BV. 2017.

JUNQUEIRA, L. C. U.; CARNEIRO, J. **Histologia Básica.** 12. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013. 538 p. 2013.

KOZLOVSKY, A. *et al*. **Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and non-inflamed peri-implant mucosa.** Clin. Oral Implants Res., v.18, n.5, p.601-610, out, 2007.

LEONEL, E. D. **Modelos Não Lineares do Método dos Elementos de Contorno para Análise de Problemas de Fratura e Aplicação de Modelos de Confiabilidade e Otimização em Estruturas Submetidas à Fadiga.** 2009. 421 f. Tese (Doutorado em Engenharia de Estruturas) - Universidade de São Paulo, Escola de Engenharia de São Carlos, São Carlos, 2009.

LOTTI, R. S. *et al*. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**. v.11, n.2, pág:35-43. 2016.

MARASSI, C.; MARASSI, C. Mini-implantes ortodônticos como auxiliares da fase de retração anterior. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial.** Maringá, v. 13, n. 5, p. 50-75, set./out. 2008.

MARTINS, M.; ALMEIDA, M. R. Ancoragem extra-alveolar. **Revista ImplantNews e PerioNews.** abr. 2017.

MONTANARI, T. **Histologia: texto, atlas e roteiro de aulas práticas.** 3. ed. Porto Alegre: Edição do Autor, 2016. 229 p. 2016.

NEGRISSOLI, L. **Aplicabilidade do método dos elementos finitos na ortodontia: Revisão de literatura.** Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso em Odontologia) – Universidade Federal de Santa Catarina, Curso de Graduação em Odontologia, Florianópolis, 2015.

NUNES, F. T.; EHRHARDT, M. A. D. **Programação quadrática sequencial e condições de qualificação.** Instituto de Matemática, Estatística e Computação Científica, IMECC, 2010.

OTERO, J. A. B. **Algoritmos genéticos aplicados à solução do problema inverso biomagnético.** Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Rio de Janeiro, 2016.

PARASHAR, S. K.; SHARMA, J. K. A review on application of finite element modelling in bone biomechanics. **Perspectives In Science**, [s.l.], v. 8, p.696-698. Elsevier BV. 2016.

PERINI, G. **Estudo de caso: aplicação de otimização topológica no desenvolvimento de um protótipo de cubo de roda.** 70 f. 2013. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade de Caxias do Sul, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Caxias do Sul, 2013.

RADU, M.; MARANDICI, M.; HOTTEL, T. L. The effect of clenching on condylar position: A vector analysis model. **The Journal Of Prosthetic Dentistry**, [s.l.], v. 91, n. 2, p.171-179. Elsevier BV. 2004.

RAO, S. S. **Engineering optimization: theory and practice.** 4. ed. Hoboken: John Wiley & Sons, Inc., 2009.

ROYCHOWDHURY, A; PAL, S. Stress Analysis of an Artificial Temporal Mandibular Joint. **Critical Reviews In Biomedical Engineering**, [s.l.], v. 28, n. 3-4, p.411-420. Begell House. 2000.

SANTOS, N. C. M. **Anatomia e fisiologia humana.** 2. ed. São Paulo: Érica, 2014.

SAVOLDELLI, C. *et al*. Stress distribution in the temporo-mandibular joint discs during jaw closing: a high-resolution three-dimensional finite-element model analysis. **Surgical And Radiologic Anatomy**, [s.l.], v. 34, n. 5, p.405-413. Springer Nature. 2011.

SILVA, C. A. G. da. **Construção de um biomodelo com interposição de placa oclusal para análise de tensões nos discos articulares da ATM pelo método de elementos finitos.** 2016. 78 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Porto Alegre, 2016.

SILVA, I. N. L. *et al*. **Reconstrução tridimensional de uma vértebra humana a partir de imagens tomográficas: engenharia reversa na obtenção de biomodelos.** Coluna. 2008;7(4)367-370. 2008.

SIMÕES, G. J.; EBECKEN, N. F. F. Algoritmo genético e enxame de partículas para a otimização de suportes laterais de fornos. **Revista Internacional de Métodos Numéricos Para Cálculo y Diseño En Ingeniería**, [s.l.], v. 32, n. 1, p.7-12. Scipedia, S.L. 2016.

SQUEFF, L. R. *et al*. Caracterização de mini-implantes utilizados na ancoragem ortodôntica. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial.** Maringá, v. 13, n. 5, p.49-56, set./out. 2008.

TELES, M. L.; GOMES, H. M. **Comparação de algoritmos genéticos e programação quadrática sequencial para otimização de problemas de engenharia.** Teoria e Prática na Engenharia Civil, n. 15, p. 29-39. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, UFRGS, 2010.

TICONA, W. G. C. **Aplicação de algoritmos genéticos multi-objetivo para alinhamento de sequencias biológicas.** 2003. 112 f. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação, Programa de Pós-Gradação em Ciências Matemáticas e da Computação, São Carlos, 2003.

TRENTO, G. dos S. *et al*. Análise por Elementos Finitos das Forças Mastigatórias em uma Placa de Reconstrução Mandibular. **Revista de cirurgia e traumatologia buco-maxilofacial**. Camaragibe, v. 16, n. 1, mar. 2016.

TROMMER, R. M.; MARU, M. M. Importância da avaliação pré-clínica do desgaste em projetos de implantes de quadril usando máquinas simuladoras. **Revista Brasileira de Ortopedia**, [s.l.], v. 52, n. 3, p.251-259. Elsevier BV. 2017.

VAN OOSTERWYCK, H. *et al*. **The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants.** Clin. Oral Implants Res., v.9, n.6, p.407-418, dez, 1998.

VARGAS, D. E. C. *et al.* Um algoritmo baseado em evolução diferencial para problemas de otimização estrutural multiobjectivo com restrições. **Revista Internacional Métodos numéricos para cálculo y diseño em ingeniería.** 2016; 32(2):91-99. 2016.