



MARIA ANGÉLICA MACHADO DÂMASO

**APLICAÇÃO DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS EM
IMPLANTES DENTÁRIOS CONE MORSE COM PILARES
PROTÉTICOS**

LAVRAS – MG

2019

MARIA ANGÉLICA MACHADO DÂMASO

**APLICAÇÃO DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS EM IMPLANTES
DENTÁRIOS CONE MORSE COM PILARES PROTÉTICOS**

Dissertação apresentada à Universidade Federal de Lavras, como parte das exigências do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas e Automação, área de concentração em Engenharia de Sistemas e Automação, para a obtenção do título de Mestre.

Prof. DSc. Ricardo Rodrigues Magalhães

Orientador

Prof. DSc. Douglas Campideli Fonseca

Coorientador

LAVRAS – MG

2019

**Ficha catalográfica elaborada pelo Sistema de Geração de Ficha Catalográfica da Biblioteca
Universitária da UFLA, com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).**

Dâmaso, Maria Angélica Machado.

Aplicação do Método dos Elementos Finitos em implantes
dentários cone morse com pilares protéticos / Maria Angélica
Machado Dâmaso. - 2019.

71 p. : il.

Orientador(a): Ricardo Rodrigues Magalhães.

Coorientador(a): Douglas Campideli Fonseca.

Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de
Lavras, 2019.

Bibliografia.

1. Análise Numérica. 2. Implantodontia. 3. Tensões. I.
Magalhães, Ricardo Rodrigues. II. Fonseca, Douglas Campideli. III.
Título.

MARIA ANGÉLICA MACHADO DÂMASO

**APLICAÇÃO DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS EM IMPLANTES
DENTÁRIOS CONE MORSE COM PILARES PROTÉTICOS**

Dissertação apresentada à Universidade Federal de Lavras, como parte das exigências do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas e Automação, área de concentração em Engenharia de Sistemas e Automação, para a obtenção do título de Mestre.

APROVADA em 12 de julho de 2019.

Prof. DSc. Ricardo Rodrigues Magalhães	UFLA
Prof. DSc. Bruno Henrique Groenner Barbosa	UFLA
Prof. DSc. Bruno Henrique Figueiredo Matos	UNILAVRAS
Prof. DSc. Douglas Campideli Fonseca	UNILAVRAS

Prof. DSc. Ricardo Rodrigues Magalhães
Orientador

Prof. DSc. Douglas Campideli Fonseca
Co-Orientador

**LAVRAS – MG
2019**

Dedico este trabalho à Deus, aos meus pais, à minha irmã e todos aqueles que contribuíram para que este sonho se tornasse realidade.

AGRADECIMENTOS

À Deus pelo dom da vida, pela força frente aos desânimos, pela oportunidade de realizar mais este estudo, enfim, pela conquista.

Aos meus pais e minha querida irmã Sabrina, pelo apoio, carinho e por sempre acreditar em meu potencial e incentivar.

Ao meu companheiro e grande amigo Pedro, pelo carinho, incentivo e compreensão.

À tia Graça e minha sogra Nieta, pelo carinho e acolhimento em sua residência quando era necessário.

Aos professores DSc. Ricardo Rodrigues Magalhães e DSc. Douglas Campideli Fonseca, pela orientação, confiança, amizade e incentivo na execução desta dissertação.

Ao amigo Alexandre, pela troca de conhecimento durante esses anos e apoio frente às dificuldades com a pesquisa.

À Universidade Federal de Lavras – UFLA e ao Departamento de Engenharia pela oportunidade de realizar meus estudos nesta instituição.

Aos docentes pelos valiosos conhecimentos transmitidos ao longo desses anos.

Aos funcionários do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas e Automação, da Universidade Federal de Lavras-UFLA, pela colaboração e atenção.

Aos clientes de minha Doceria – Doce Maria, que muito me ajudaram ao comprar meus produtos, pois através da confiança deles em meu trabalho, consegui custear os meus gastos com os anos de estudo.

Se vi mais longe, foi por estar sobre ombros de gigantes.
(Isaac Newton)

RESUMO

A previsão do comportamento mecânico de implantes dentários inclinados é um fator importante na área odontológica e o Método dos Elementos Finitos (MEF) é considerado uma ferramenta para este fim. Analisou-se a distribuição de tensões e deslocamentos em implantes cônicos do tipo *cone morse* com 3,5 mm de diâmetro e pilares com 4,8 mm e 3,8 mm de diâmetro, submetidos a carregamentos de compressão (100 N e 200 N), inclinados a 20° e 45° com base de aço inoxidável e osso cortical via MEF. Utilizaram-se dois modelos tridimensionais de implantes e pilares instalados de forma inclinada à 20° e 45°, os quais foram submetidos à carregamentos de compressão no sentido vertical para baixo (eixo – Y). As tensões máximas de von Mises apresentaram valores superiores para geometrias com inclinação de 45° e carregamento de 200 N. Foi possível verificar ainda que os resultados para implantes submetidos ao carregamento de 100 N à 45° apresentaram valores superiores (574,16 MPa), quando comparado com dados da literatura, com diferença de 8,7%. O mesmo pôde ser verificado para resultados de deslocamento, onde o conjunto de implantes-pilares com inclinação maior (45°) apresentou valores superiores, quando comparados com implantes-pilares com inclinação menor (20°). Foi possível certificar via MEF que as maiores tensões são obtidas para carregamentos com inclinações maiores, sendo que o mesmo ocorre para valores de deslocamento. O MEF demonstrou ser uma alternativa viável na área odontológica para prever o comportamento mecânico de implantes dentários e com isso, é possível a partir desse estudo propor outras alternativas de estudos em desenhos de mandíbulas e com diferentes tipos de implantes, variando as inclinações de carregamentos de forma a validar o método em outras situações .

Palavras-chave: Análise numérica. Implantodontia. Tensões. Deslocamentos.

ABSTRACT

Mechanical behavior prediction of sloped implants is important in dentistry investigation area and the Finite Element Analysis (FEA) is considered an important tool for this end. Stresses and displacements analysis in cone Morse implants with 3.5 mm diameter and abutments with 4.8 mm and 3.8 mm diameter, submitted to compression loads (100 N and 200 N), considering stainless steel base material and cortical bone were performed by using FEA. Three-dimensional models of implants and abutments sloped of 20° and 45° were used and they were submitted to downward compression loads in Y direction. Maximum von Mises stresses presented high values for implant geometries sloped 45° subjected to a load of 200 N. It was also verified that results for implants subjected to a load of 100 N and implants sloped 45° presented higher stress value (574.16 MPa) than literature data, which represented a difference around 8.7%. It was also observed that high sloping implant abutment assemblies (45°) presented higher stresses and displacements values when compared to low sloped implant abutments (20°), by using FEA. It demonstrated that FEA is a viable alternative in dentistry area for implants mechanical behavior prediction. For future works, it is proposed studies involving jaw designs with different kinds of implants, varying loading angles. This can validate the proposed methodology for other dentistry situations.

Keywords: Numerical analysis. Dental implant. Stresses. Displacements.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Mandíbula com três incisivos esculpidos e implantados, feitos de conchas do mar	18
Figura 2.2 – Conjunto Osso/Implante.	19
Figura 2.3 – Classificação quanto à densidade	20
Figura 2.4 – Osso de densidade D2	21
Figura 2.5 – Osso de densidade D3	21
Figura 2.6 – Osso de densidade D4	21
Figura 2.7 – Implante <i>Cone Morse</i>	22
Figura 2.8 – Radiografia panorâmica após a instalação dos implantes inclinados.	23
Figura 2.9 – Curva Tensão x Deformação.	24
Figura 2.10 – Barra alongada.	25
Figura 2.11 – Diagrama de Tensão x Deformação (Engenharia e Verdadeira)	26
Figura 2.12 – Elemento tetraédrico sólido de primeira ordem.	31
Figura 2.13 – Elemento tetraédrico sólido de segunda ordem.	31
Figura 2.14 – Malha tetraédrica sólida de segunda ordem aplicada ao modelo.	32
Figura 2.15 – Elemento hexaédrico.	32
Figura 3.1 – Fluxograma de etapas da metodologia	33
Figura 3.2 – Implante tipo <i>cone morse</i> (A) e pilares de 3,8 mm (B) e 4,8 mm (C)	34
Figura 3.3 – Representação gráfica do carregamento (F)	35
Figura 3.4 – Representação gráfica da inclinação dos implantes à 20° (A) e 45° (B)	36
Figura 3.5 – Tipos de malha do pilar e do implante	36
Figura 3.6 – Região com contato tipo <i>bonded</i> e <i>frictionless</i>	37
Figura 3.7 – A-Região interna do implante com roscas, B- Região interna do implante sem roscas (contato <i>bonded</i>	37
Figura 3.8 – Pontos adotados para convergência de malhas	38
Figura 1 – Mapa de tensões para o conjunto implante-pilar 3,8 mm com inclinações de 20°(A) e 45°(B), submetido a carga de 100 N, com base aço inoxidável.	43
Figura 2 – Mapa de tensões para o conjunto implante-pilar 3,8 mm com inclinações de 20°(A) e 45°(B), submetido a carga de 200 N, com base aço inoxidável.	43
Figura 3 – Mapa de tensões para o conjunto implante-pilar 3,8 mm com inclinações de 20°(A) e 45°(B), submetido a carga de 100 N, com base de osso cortical.	44

Figura 4 –	Mapa de tensões para o conjunto implante-pilar 3,8 mm com inclinações de 20°(A) e 45°(B), submetido a carga de 200 N, com base de osso cortical. .	44
Figura 5 –	Mapa de tensões para o conjunto implante-pilar 4,8 mm com inclinações de 20°(A) e 45°(B), submetido a carga de 100 N, com base de aço inoxidável.	45
Figura 6 –	Mapa de tensões para o conjunto implante-pilar 4,8 mm com inclinações de 20°(A) e 45°(B), submetido a carga de 200 N, com base de aço inoxidável.	45
Figura 7 –	Mapa de tensões para o conjunto implante-pilar 4,8 mm com inclinações de 20°(A) e 45°(B), submetido a carga de 100 N, com base de osso cortical. .	46
Figura 8 –	Mapa de tensões para o conjunto implante-pilar 4,8 mm com inclinações de 20°(A) e 45°(B), submetido a carga de 200 N, com base de osso cortical. .	46

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 – Propriedades mecânicas dos materiais.	35
--	----

LISTA DE ABREVIATURAS

Al	Alumínio
Ti	Titânio
V	Vanádio

LISTA DE SIGLAS

CAD	<i>Computer Aided Design</i>
FEA	<i>Finite Element Analysis</i>
MEF	Método dos Elementos Finitos
RAM	Memória de Acesso Aleatório - <i>Random Access Memory</i>
UFLA	Universidade Federal de Lavras

LISTA DE SÍMBOLOS

mm	Milímetros
N	Newton
σ_{med}	Tensão principal média
σ	Tensão
U	Densidade de deformação
ϵ	Deformação
E	Módulo de Young
ν	Coefficiente de Poisson
U_d	Densidade de deformação após energia de distorção
$(U_d)_e$	Densidade de deformação após energia de distorção sujeito à escoamento
$\sigma(e)$	Tensão de escoamento
MPa	Megapascal
ϵ_{lat}	Deformação Lateral
ϵ_{long}	Deformação longitudinal
A_0	Área da seção transversal original
ϵ_n	Deformação Nominal
A	Área da seção transversal
f_y	Limite de Escoamento
f_u	Limite de Resistência a Tração
GB	Gigabyte
GPa	Gigapascal
(g/cm^3)	Grama por centímetro cúbico

SUMÁRIO

	PRIMEIRA PARTE	15
1	INTRODUÇÃO	16
1.1	Contextualização	16
1.2	Objetivos	17
1.2.1	Objetivos específicos	17
2	REFERENCIAL TEÓRICO	18
2.1	A História da Implantodontia	18
2.2	O conjunto Osso/Implante	19
2.3	Implante <i>Cone Morse</i>	21
2.4	Implantes instalados de forma inclinada	22
2.5	Comportamento mecânico de materiais inerentes a implantes dentários	23
2.5.1	Módulo de Elasticidade e Coeficiente de Poisson	23
2.5.2	Tensão x Deformação de Engenharia e Tensão x Deformação Verdadeira	26
2.5.3	Teoria das Falhas	27
2.5.4	Critério de Falha - von Mises	27
2.6	O Método dos Elementos Finitos aplicados a implantes dentários	29
2.7	Malhas de Elementos Finitos	30
3	MATERIAL E MÉTODOS	33
3.1	Modelagem das geometrias	33
3.2	Inserção das condições de contorno	34
3.3	Geração de malhas dos modelos geométricos	36
3.4	Definição dos contatos	36
3.5	Análise de convergência de malhas	38
3.6	Simulações Numéricas	38
4	CONCLUSÃO	39
	REFERÊNCIAS	40
	APENDICE A – Resultados das Tensões de von Mises	43

SEGUNDA PARTE	47
ARTIGO 1 - ANÁLISE DE TENSÕES PELO MÉTODO DOS ELEMEN- TOS FINITOS EM IMPLANTES DENTÁRIOS COM PLATAFORMA CONE MORSE	48

PRIMEIRA PARTE

1 INTRODUÇÃO

1.1 Contextualização

A implantodontia é uma especialidade da odontologia que tem como objetivo principal a reabilitação de áreas edêntulas, reestabelecendo a estética do paciente e devolvendo o processo mastigatório, através das próteses sobre implantes dentários. Existe dentro desse contexto o período de osseointegração, onde o osso sofre uma remodelação junto ao implante. Para que se obtenha sucesso nesse processo, consideram-se vários fatores referentes ao paciente que receberá o implante, tais como: diabetes, qualidade do osso, além de alguns hábitos parafuncionais como o bruxismo. Outro aspecto a ser considerado para o sucesso do tratamento com implantes é a correta execução da técnica cirúrgica prevenindo infecções e aquecimento da área.

Os implantes osseointegrados, reagem às forças mastigatórias de maneira diferente aos dentes naturais, pois estes últimos, apresentam o ligamento periodontal que entre outras funções absorve forças e permite a movimentação do dente. Por outro lado, o implante quando osseointegrado dissipa essas forças em conjunto com o tecido ósseo.

A utilização de implantes tipo *cone morse* proporciona que a próteses tenham um perfil estético melhor e esta conexão permite um melhor controle de biofilme, diminuindo a possibilidade de complicação após a instalação dos implantes. A técnica de instalação de implantes de forma inclinada surgiu como uma alternativa para pacientes que apresentam volume ósseo reduzido. Vale ressaltar que a instalação de implantes de forma inclinada na maioria dos casos é realizada em pacientes totalmente desdentados, ou seja, sem a presença de nenhum dente em sua maxila ou mandíbula.

Desta forma, para prever o comportamento mecânico dos implantes dentários, vem sendo utilizado o Método dos Elementos Finitos (MEF) como uma ferramenta que faz uso de recurso computacional. Neste sentido, este trabalho estudou tensões e deslocamentos de implantes instalados de forma inclinada em blocos a 20° e 45° com propriedades mecânicas deusando o aço inoxidável e osso cortical MEF, já que este segundo material de base (bloco), proporciona melhor compreensão do método para estudos na clínica odontológica.

Este trabalho está dividido em duas partes, sendo que a primeira parte contém quatro capítulos. Neste primeiro capítulo é apresentada uma breve introdução do tema abordado, bem como os seus objetivos gerais e específicos. No capítulo dois, são apresentadas as principais referências teóricas utilizadas para a realização deste trabalho. No capítulo três, encontram-se

os materiais e métodos empregados para a execução do projeto e, no quarto capítulo, são apresentadas as conclusões. A segunda parte apresenta um artigo científico, fruto desta dissertação.

1.2 Objetivos

Este trabalho tem como objetivo principal comparar a distribuição de tensões e deslocamentos em implantes dentários instalados de forma inclinada.

1.2.1 Objetivos específicos

- Avaliar deslocamentos simulados para implante cônico tipo *cone morse* medindo 3,5 mm de diâmetro e 11,5 mm de comprimento com pilares protéticos retos medindo 4,8 mm e 3,8 mm de diâmetro.
- Avaliar tensões de von Mises provenientes de carregamentos em implantes dentários, quando instalados de maneira inclinada (20° e 45°), submetidos a carregamentos de 100 N e 200 N.
- Avaliar tensões de von Mises no bloco com propriedade mecânica de osso cortical, provenientes dos carregamentos analisados.
- Verificar se os resultados das simulações envolvendo os implantes analisados e seus respectivos pilares estão de acordo com dados da literatura.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 A História da Implantodontia

De acordo com Abraham (2014) desde o começo da humanidade, os seres humanos usavam implantes dentários para substituir os dentes perdidos. Em 2500 aC foi possível notar através de textos manuscritos deixados pelos antigos egípcios que estes tentavam estabilizar os dentes utilizando fios de ouro. Já em 500 aC os Etruscos utilizavam bandas de ouro soldadas de animais a fim de restaurar os dentes dos humanos. Por volta de 300 aC os Fenícios utilizavam dentes de marfim esculpidos e estabilizados por fio de ouro, porém a primeira evidência de implantes dentários é identificada pelos Maias por volta de 600 dC utilizando pedaços de conchas como implantes, substituindo os dentes inferiores, já em 800 dC na antiga cultura hondurenha o primeiro implante de pedra foi inserido em uma mandíbula. Uma mandíbula com três incisivos esculpidos e implantados é representada por meio da Figura 2.1.

Figura 2.1 – Mandíbula com três incisivos esculpidos e implantados, feitos de conchas do mar



Fonte: Misch (2008)

No século XX a implantodontia passou por um processo de evolução no desenvolvimento de implantes para sustentar próteses no sentido de suprir dentes ausentes, neste período é notado ainda que o sistema de fixação do dente a estrutura existente era bastante falho, o que tornava ainda mais instáveis os implantes sobre efeito da força mastigatória (ARANHA, 2014).

BRÄNEMARK (1983 apud ABRAHAM, 2014), em 1952, ao estudar o fluxo sanguíneo em fêmures de coelhos, verificou-se acidentalmente que, ao colocar câmaras de titânio no osso desses animais, com o passar do tempo a câmara ficava fortemente fixada e não era possível a sua remoção. Ele levou essa ideia para a área odontológica, surgindo o termo osseointegração. O implante de Brånemark original tinha o formato de cilindro, mais tarde as formas cônicas

apareceram e com o passar dos tempos muitos tipos de implantes foram introduzidos após a sua descoberta.

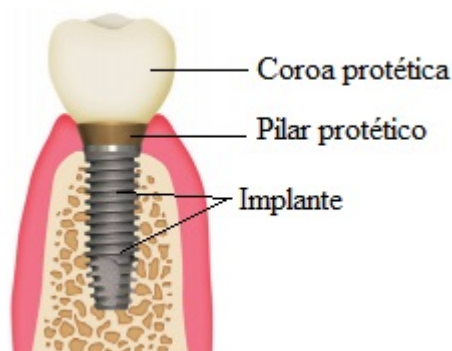
Os implantes empregados por Brånemark foram utilizados em seus pacientes pela primeira vez em 1965, e até hoje são considerados os implantes dentários que melhor se estabilizaram. O seu primeiro paciente teve grandes deformidades na mandíbula e queixo, apresentando falta de dentes ou desalinhamento dos mesmos. Para esta correção foram instalados 4 implantes na mandíbula, que foram osseointegrados em um período de 6 meses e permaneceram por 40 anos (BRÄNEMARK et al., 1977 apud ABRAHAM, 2014).

2.2 O conjunto Osso/Implante

O tecido ósseo está disposto em estruturas bem definidas, apresentando funções estruturais servindo de suporte para o corpo, protegendo os órgãos vitais, e por meio da ação dos músculos proporcionam a movimentação do corpo humano. Entretanto, estão sujeitos a vários tipos de tensões. (SHIMANO; SHIMANO; VOLPON, 2002).

De acordo com Moris et al. (2012), implantes dentários são empregados para tratar o edentulismo total e parcial, com altas taxas de sucesso. A utilização de próteses sobre implantes osseointegrados proporciona uma melhora na qualidade de vida de pacientes edêntulos, permitindo a substituição de dentes ausentes e o reparo da função de mastigação. Entretanto, problemas clínicos podem ocorrer devido ao comportamento biomecânico do implante dentário ser diferente do dente natural, já que o mecanismo de distribuição e transferência de carga para a interface implante/osso é um problema crítico (PESQUEIRA et al., 2014). As divisões entre implante, pilar protético e coroa protética, são detalhadas na Figura 2.2.

Figura 2.2 – Conjunto Osso/Implante.

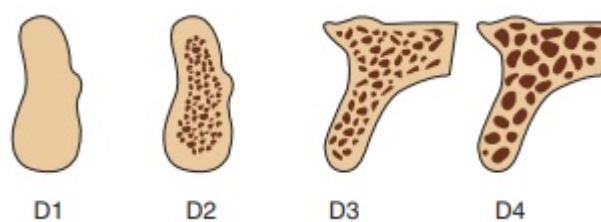


Fonte: Adaptado de Misch (2008)

O implante é projetado para ser colocado no osso a fim de ancorar os componentes protéticos, já o pilar é conectado ao corpo do implante sendo a parte que suporta uma coroa protética, fornecendo uma retenção para prótese removível ou a estrutura para uma prótese fixa (RIBEIRO, 2016).

Para isso, é necessário entender o estudo sobre os ossos, que por sua vez podem ser classificados em dois tipos, sendo o primeiro denominado cortical e o segundo trabecular. O osso cortical denso e/ou poroso é encontrado nas superfícies externas do osso. Já os trabeculares grossos e finos encontram-se dentro da cápsula externa do osso cortical. As diferentes densidades ósseas do osso cortical são em geral, mais consistentes que do osso trabecular, existindo quatro classificações de densidades macroscópicas encontradas na maxila e mandíbula descritas por Misch denominadas, D1, D2, D3 e D4 (MISCH, 2008), conforme representado na Figura 2.3.

Figura 2.3 – Classificação quanto à densidade



Fonte: Misch (2008)

De acordo com Misch (2008), o osso D1 em geral é um osso cortical denso. Já a classificação D2 tem um osso cortical denso, espesso e poroso na margem e trabecular grosso no seu interior. O osso D3 possui uma margem cortical porosa mais fina e um osso trabecular fino no seu interior. Por outro lado o osso D4 quase não apresenta osso cortical em sua margem, sendo o osso trabecular fino constituinte de quase todo o volume ósseo.

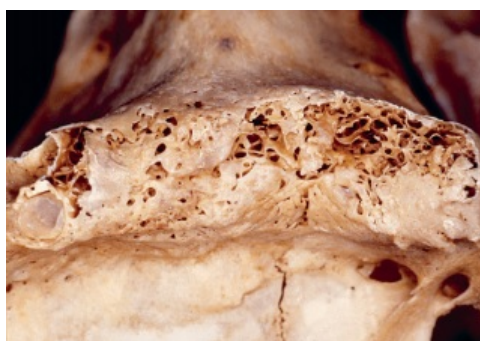
O corte transversal de uma mandíbula, existindo osso cortical espesso na margem e osso trabecular grosso, (D2) em seu interior é representado na Figura 2.4. O osso D3 da região posterior da maxila, apresentando uma parte externa de osso cortical fino e poroso em sua margem e trabecular fino em seu interior é apresentado na Figura 2.5 e o osso do tipo D4, apresentando pouco ou nenhum osso cortical, sendo composto em sua maioria por osso trabecular fino é representado na Figura 2.6 (MISCH, 2008).

Figura 2.4 – Osso de densidade D2



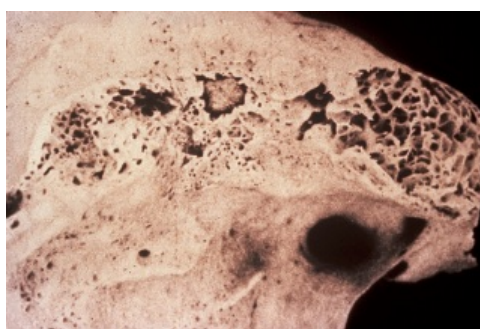
Fonte:Misch (2008)

Figura 2.5 – Osso de densidade D3



Fonte:Misch (2008)

Figura 2.6 – Osso de densidade D4



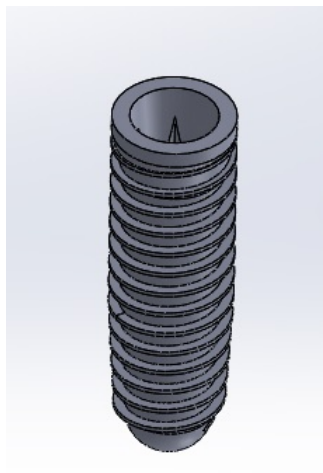
Fonte:Misch (2008)

2.3 Implante *Cone Morse*

A utilização de implantes com conexões do tipo *cone morse* entre o implante e o pilar tem a função de melhorar a estabilidade mecânica, o que evita o afrouxamento do parafuso de retenção e do pilar. No caso de afrouxamento, o parafuso de retenção pode vir a sofrer fratura acarretando em sérios problemas, pois o fragmento existente no interior do implante irá impedir

a confecção da prótese (COPPEDÊ et al., 2009 apud FACO, 2013). O implante com plataforma *cone morse* é representado na Figura 2.7.

Figura 2.7 – Implante *Cone Morse*.



Fonte: Do autor (2019).

Para melhor compreensão do comportamento mecânico em implantes deste tipo Moris et al. (2012) estudaram por meio de ensaios mecânicos, e propuseram a utilização de pilares para implantes *cone morse* em dois tamanhos, sendo um pilar convencional, com 4,8 mm de diâmetro e um pilar com diâmetro de 3,8 mm.

2.4 Implantes instalados de forma inclinada

A técnica de instalação de implantes de forma inclinada surgiu como alternativa para tratamento em casos que apresentam limitações como atrofia maxilar e diminuição do volume ósseo. Os pontos positivos com a utilização dessa técnica são: o menor tempo no tratamento, conseguir evitar o enxerto ósseo e redução de custo financeiro (BERWANGE et al., 2014).

Sendo assim, em estudo realizado por Berwange et al. (2014), foi possível relatar um caso clínico, onde foram instalados 6 implantes inclinados do tipo *cone morse* em um paciente com 65 anos de idade possibilitando a reabilitação da maxila através de uma prótese fixa. A radiografia panorâmica após a instalação dos implantes inclinados é apresentada pela Figura 2.8.

Conforme Silva et al. (2010 apud LITTUMA et al., 2016), a instalação de implantes de forma inclinada é utilizada como escolha cirúrgica e torna-se viável em situações como: reabsorção óssea avançada, pneumatização dos seios maxilares, superficialização do forame

Figura 2.8 – Radiografia panorâmica após a instalação dos implantes inclinados.



Fonte: Berwange et al. (2014)

mental, canal mandibular e de estruturas anatômicas associadas, bem como a qualidade e quantidade ósseas deficientes.

São relatados maiores valores de tensões em torno dos implantes instalados de forma inclinada, sendo que o sucesso na colocação do implante em sua grande maioria está relacionado às magnitudes/direções, geometria do implante e tipo ósseo do paciente (GÜMRÜKÇÜ; KORKMAZ; KORKMAZ, 2017).

2.5 Comportamento mecânico de materiais inerentes a implantes dentários

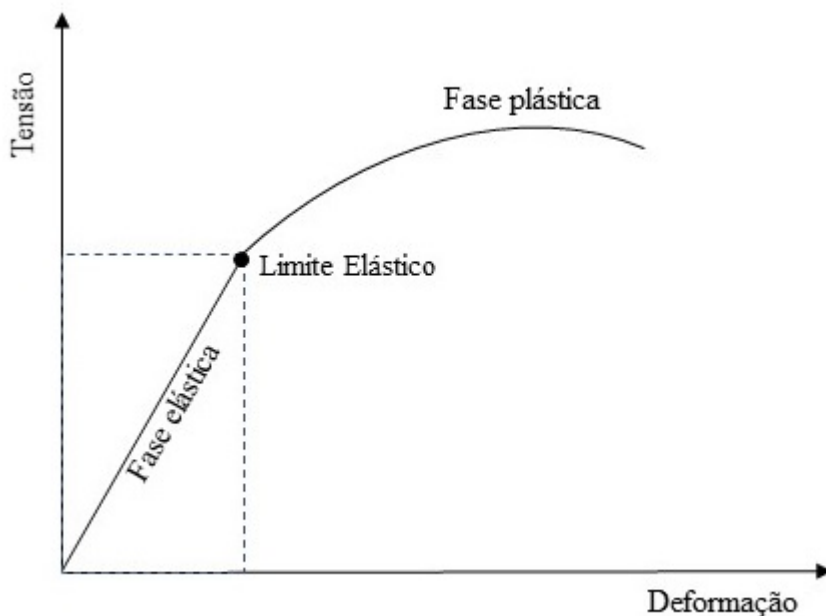
2.5.1 Módulo de Elasticidade e Coeficiente de Poisson

Os ossos apresentam um comportamento mecânico mais complexo do que outros materiais quando submetidos a esforços, sendo a viscoelasticidade uma das principais causas de tamanha complexidade. O que caracteriza esses materiais é a forma como estes dependem da velocidade de aplicação da carga (SHIMANO; SHIMANO; VOLPON, 2002).

As propriedades mecânicas dos materiais podem ser definidas em torno do comportamento mecânico do material, ou seja, a forma como ele resiste a determinado esforço sem que ocorra o rompimento ou deforme de maneira irreparável. Desta forma, é possível identificar a relação entre uma carga aplicada em um corpo e a deformação como resposta a essa mesma carga por meio de um gráfico Tensão x Deformação, podendo ser dividido em duas regiões: região de fase elástica e região de fase plástica, além do limite entre essas duas regiões, o qual é denominado limite elástico (Figura 2.9).

De acordo com Shimano, Shimano e Volpon (2002), a fase elástica imita o comportamento de uma mola, ocasionando um aumento da deformação de forma linear com o aumento

Figura 2.9 – Curva Tensão x Deformação.



Fonte: Do Autor (2019)

da carga, voltando a forma original se a carga for retirada. Entretanto, para ossos não se pode ter a mesma consideração, pois os efeitos em função de alguns fluidos presentes na matriz óssea acarretam na perda de energia elástica, podendo ser observado em ensaios de carregamento e descarregamento.

A fase plástica pode ser entendida como a etapa em que o material apresenta deformações permanentes, ou seja, ele não retornará a seu estado inicial, sendo importante a sua compreensão, por ser a fase em que o material não se rompe imediatamente após o limite elástico, desta forma, irá absorver mais energia até que ocorra a ruptura. Dentro desse contexto, o módulo de elasticidade ou módulo de Young (E) é a relação entre a tensão aplicada pela deformação elástica resultante dada por:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (2.1)$$

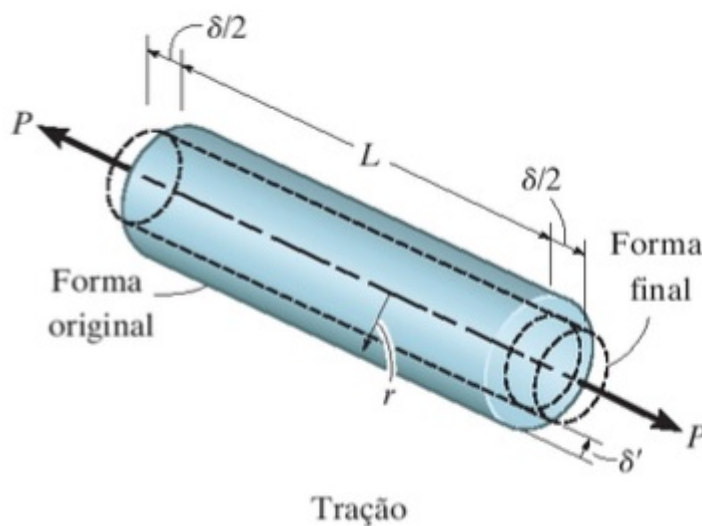
em que E é o módulo de elasticidade σ é a tensão e ε é a deformação.

O módulo de Young está relacionado com a rigidez do material. Em outras palavras, o módulo de elasticidade é a inclinação da curva na fase elástica e quanto maior for o módulo de elasticidade mais rígido será o material e menor é a deformação elástica quando aplicada uma dada tensão.

Como exemplo, Wang et al. (2016) ao estudar a distribuição das tensões de von Mises em implantes instalados de forma inclinada, adotaram o módulo de elasticidade de 195 MPa para o material bloco de Aço Inoxidável e para o implante de titânio (Ti-6Al-4V) o valor de 110 MPa.

Quando um corpo está sujeito a algum tipo de força, poderá ocorrer tanto o alongamento como a contração do mesmo, conforme Figura 2.10. No século XIX, o cientista francês S.D.Poisson observou que a razão entre essas deformações é uma contante se estiverem dentro de uma mesma faixa elástica, sendo denominada de coeficiente de *Poisson* ν (HIBBELER, 2018).

Figura 2.10 – Barra alongada.



Fonte: Hibbeler (2018)

De acordo com Hibbeler (2018), o coeficiente de *Poisson* é uma quantidade adimensional, apresentando o valor máximo de até 0,5 onde: $0 \leq \nu \leq 0,5$ (Equação 2.2).

$$\nu = -\frac{\epsilon_{lat}}{\epsilon_{long}} \quad (2.2)$$

em que, ϵ_{lat} é a deformação no sentido lateral e ϵ_{long} é a deformação do sentido longitudinal

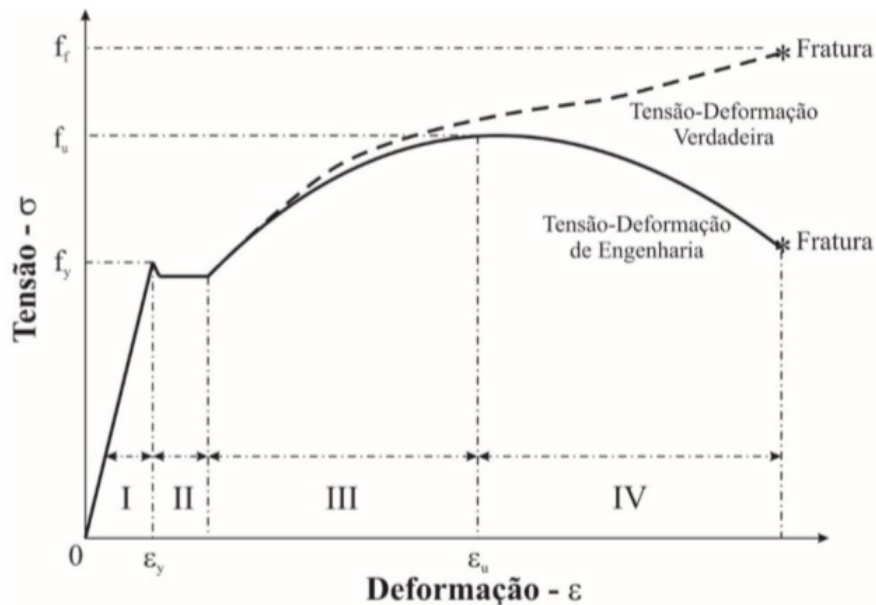
Conforme Hibbeler (2018), a Equação 2.2 tem o sinal negativo pois o alongamento longitudinal (deformação positiva) provoca contração lateral (deformação negativa), o contrário também acontece. Dentro desse contexto, ao pesquisar sobre a resistência à fratura em implantes com diferentes ângulos de conicidade de pilares, Wang et al. (2016) adotou o coeficiente de

Poisson com o valor de 0,25 para o bloco inclinado oxidável e 0,32 para o implante dentário, cujo material utilizado foi o titânio (Ti-6Al-4V).

2.5.2 Tensão x Deformação de Engenharia e Tensão x Deformação Verdadeira

Considera-se que uma estrutura sofre determinado colapso em qualquer um de seus pontos quando o limite de escoamento do material que a compõe for excedido. Logo a tensão necessária para ocasionar essa falha é maior do que a tensão de escoamento. Entretanto, é necessário entender melhor o comportamento da ductilidade e como ela se desenvolve. O diagrama característico de Tensão x Deformação é apresentado na Figura 2.11.

Figura 2.11 – Diagrama de Tensão x Deformação (Engenharia e Verdadeira)



Fonte: Machado (2013)

Segundo Machado (2013), os diagramas de Tensão x Deformação de Engenharia e Tensão x Deformação verdadeiro apresentam comportamento físico de material dúctil, sendo que no diagrama de engenharia a resistência à tração é apresentada como a máxima tensão relacionada com a área da seção transversal original (A_0), cuja tensão e deformação (ϵ_n) é nominal. Já o diagrama Tensão x Deformação verdadeiro é dado pelos resultados dos valores de tensão, área da seção transversal (A) e deformação (ϵ), sendo que, neste caso, a deformação é uma constante real do material sendo relacionada com a nominal. Onde, f_y é o limite de escoamento, f_u é o limite de resistência à tração, (ϵ_n) e (ϵ) corresponde às deformações, respectivamente.

Para melhor entendimento, o diagrama (Figura 2.11) pode ser dividido em quatro regiões, sendo a região I representada pelo comportamento elástico onde o material se comporta

de maneira proporcional na tensão e deformação (o corpo volta ao seu tamanho original), ocorrendo até f_y , já a região II ocorre o escoamento do material, ou seja, a deformação acontece de forma permanente. Para a região III, ocorre o endurecimento (encruamento) por deformação até f_u , tendo uma deformação em toda a sua extensão até esse ponto. Por fim, na região IV é onde ocorre a deformação mais localizada ocorrendo a redução do diâmetro do corpo de prova (MACHADO, 2013).

2.5.3 Teoria das Falhas

A falha está relacionada à perda da capacidade de uma estrutura ou componente suportar uma determinada carga, este fenômeno está presente no cotidiano das pessoas, como por exemplo: uma trinca de uma estrutura metálica ou de concreto, podendo ser controlada ou não. Sendo assim, o estudo da falha de determinado material deve ser critério de relevância para a solução de problemas relacionados à engenharia, podendo estar ligado à diversas áreas tais como: automotiva, naval, ferroviária, aeronáuticas, entre outras. Entretanto, ensaios com protótipos podem ser demorados e com elevado custo. Dessa forma, a competitividade por produtos mais eficientes acabou levando a indústria a reduzir tempo de desenvolvimento e custo com os produtos (MORALES, 2013).

2.5.4 Critério de Falha - von Mises

Dentre os critérios de falha, citam-se os mais utilizados em engenharia: Critério de Falha por Mohr, Tresca e von Mises. Conforme Hibbeler (2018), o critério de falha por Mohr foi desenvolvido por Otto Mohr e pode ser denominado dentro de alguns materiais frágeis, quando suas propriedades sob tração e compressão são diferentes. Já em 1968, Henri Tresca percebeu que materiais dúcteis falham por cisalhamento, propôs então, a teoria da tensão de cisalhamento máxima, ou critério de falha de Tresca, afirmando que o escoamento do material não depende da carga, e se inicia quando a tensão máxima absoluta de cisalhamento atinge a tensão de cisalhamento que provocou o escoamento do material quando sujeito à tração axial (HIBBELER, 2018).

Em 1904 foi definida a teoria da energia de distorção máxima por M. Huber, descrevendo que o escoamento ou falha de um material dúctil acontece quando a energia de distorção do material é igual ou superior a energia de distorção do mesmo material quando sujeito a escoamento em um ensaio de tração simples. Posteriormente esta teoria foi redefinida por R. von

Mises e H. Hencky, podendo levar também o nome desses cientistas (HIBBELER, 2018). A Equação 2.3 detalha esse estado de tensão:

$$\sigma_{med} = \frac{\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3}{3} \quad (2.3)$$

em que σ_{med} é a tensão principal média e σ_1 , σ_2 e σ_3 são as tensões principais presentes no elemento.

A energia total de deformação gerada pelas distorções de um elemento é dada por:

$$U = \frac{1}{2}\sigma_1\varepsilon_1 + \frac{1}{2}\sigma_2\varepsilon_2 + \frac{1}{2}\sigma_3\varepsilon_3 \quad (2.4)$$

em que, U é a densidade de deformação, e ε_1 , ε_2 e ε_3 são as deformações presentes no elemento.

Sendo assim, pela lei de Hooke generalizada tem-se:

$$U = \frac{1}{2E}[(\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2) - 2\nu(\sigma_1\sigma_2 + \sigma_2\sigma_3 + \sigma_1\sigma_3)] \quad (2.5)$$

em que, E é o módulo de elasticidade e ν é o coeficiente de Poisson.

Para obter a componente da distorção deve-se subtrair a componente hidrostática da tensão principal. Realizando essa operação a energia de distorção é dada por:

$$U_d = \frac{1+\nu}{6E}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2] \quad (2.6)$$

em que, U_d é a densidade de deformação após a energia de distorção.

A condição para a falha por von Mises significa que a energia de distorção tem que ser igual ou superior a energia de distorção de um elemento sobre um carregamento. Tal relação se obtém estabelecendo σ_2 e σ_3 iguais a 0 e $\sigma_1 = \sigma_e$;

$$(U_d)_e = \frac{1+\nu}{3E}\sigma_e^2 \quad (2.7)$$

em que, $(U_d)_e$ é a densidade de deformação após energia de distorção sujeito a escoamento e σ_e é a tensão de escoamento do material.

A teoria de distorção máxima requer que $U_d \leq (U_d)_e$.

$$\frac{1+\nu}{6E}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2] \leq \frac{1+\nu}{3E}\sigma_e^2 \quad (2.8)$$

Simplificando, tem-se:

$$\sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2} \leq \sqrt{2}\sigma_e \quad (2.9)$$

Para o estado plano de tensões, $\sigma_3 = 0$, temos a Equação 2.10:

$$(\sigma_1)^2 - (\sigma_1\sigma_2)^2 + (\sigma_2)^2 \leq \sigma_e^2 \quad (2.10)$$

O critério de von Mises é o mais utilizado em pesquisas relacionadas à implantes dentários, sua justificativa se dá pelo fato de ter uma boa aceitação, tanto na indústria quanto na academia. Wang et al. (2016), ao submeter o conjunto pilar-implante a uma carga de compressão de 200 N com uma inclinação de 30°, observaram tensões de von Mises concentradas na área do pescoço do implante e na parte de conexão do pilar.

Junior et al. (2013) desenvolveram quatro modelos de implantes dentários e aplicaram uma força de 200 N na direção axial realizado em 4 pequenas áreas de superfície e de 100 N para o carregamento oblíquo e observaram maior concentração de tensões de von Mises na região de interface entre o implante e o osso. Já para o carregamento oblíquo, observou-se uma maior concentração de tensões ao redor da parte superior do implante.

2.6 O Método dos Elementos Finitos aplicados a implantes dentários

O MEF é um método utilizado na engenharia para resolver questões relacionadas à mecânica contínua. Na implantodontia o MEF vem sendo utilizado para solucionar problemas relacionados com a distribuição de forças em um implante dental e nos tecidos que estão ao redor (LITTUMA et al., 2016). De acordo com Gümrükçü, Korkmaz e Korkmaz (2017), este método gera resultados a partir da divisão do modelo geométrico em pequenos volumes e calcula a interação desses volumes utilizando métodos numéricos, este processo vem sendo considerado na investigação do comportamento biomecânico de implantes dentários.

Desta forma, prever as falhas que possam ocorrer em uma clínica odontológica se faz necessário, uma vez que estudos in vitro não conseguem explicar tal situação e apresentam dificuldades para ser executado. Neste contexto, o MEF foi desenvolvido para solucionar problemas estruturais na engenharia, avaliando a deformação e tensão as quais um sólido submetido por determinado tipo de carga (BRITO et al., 2017).

De acordo com Littuma et al. (2016), a maneira com que uma força é distribuída sobre a superfície é denominada tensão mecânica. Uma vez que o implante dentário é selecionado, a única forma de se controlar a tensão é conhecendo suas dimensões, angulação, diâmetro e comprimento. É importante estabelecer uma relação entre as tensões internas obtidas num implante e os tecidos circundantes sob efeito de uma carga, bem como a deformação que o sistema pode sofrer. O MEF vem sendo utilizado de forma segura no estudo do efeito da tensão aplicada sobre os implantes e ao redor do tecido ósseo (LITTUMA et al., 2016).

2.7 Malhas de Elementos Finitos

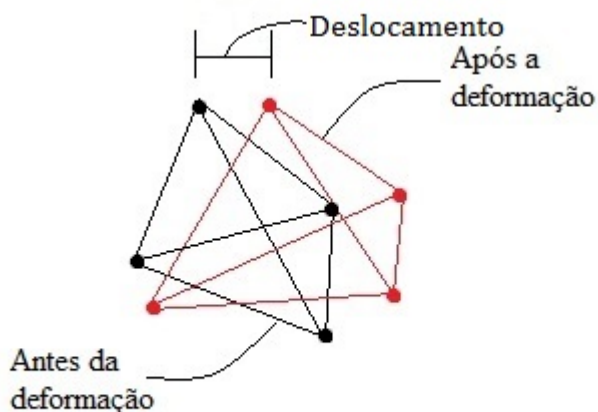
Em aplicações na área de engenharia, os métodos computacionais se tornam cada vez mais essenciais e a geração de malhas pode ser considerada como um ponto chave no que diz respeito ao processo de simulação computacional. Gerar uma malha para um modelo corretamente pode representar cerca de noventa por cento do tempo de análise (REIS, 2014). Desta forma, entende-se por malha, os elementos que estão conectados entre si no modelo, podendo ser configurada com diferentes números de elementos, existindo assim, vários tipos de elementos que são utilizados no MEF.

De acordo com Silva (2013), ao gerar uma malha, os tipos de elementos dependem do tipo de malha da geometria, da análise a ser realizada e algumas situações de suas próprias preferências. Dentro desse contexto, existem os elementos tetraédricos sólidos de primeira ordem e segunda ordem, além dos elementos hexaédricos.

Os elementos tetraédricos sólidos de primeira ordem modelam o campo de deslocamento de forma linear ao longo de faces e arestas, fazendo com que na mecânica dos materiais, a tensão e a deformação sejam constantes nos elementos de primeira ordem tetraédricos. Cada elemento desse grupo tem no total quatro nós, sendo um em cada vértice. Suas arestas são retas e as faces planas. Quando submetida a alguma carga, estas arestas e faces devem permanecer retas e planas mesmo depois dos elementos sofrerem uma deformação, conforme apresentado na Figura 2.12. Para este tipo de elemento ressalta-se que não podem ser aplicadas as geometrias curvilíneas (SILVA, 2013).

De acordo com Silva (2013), os elementos tetraédricos sólidos de segunda ordem por sua vez, também conhecidos como elementos de alta qualidade, modelam o campo de deslocamento de segunda ordem e o campo de tensão de primeira ordem linear. Cada elemento desse grupo tem dez nós (quatro nós, um em cada vértice e seis nós sendo um no centro de cada aresta).

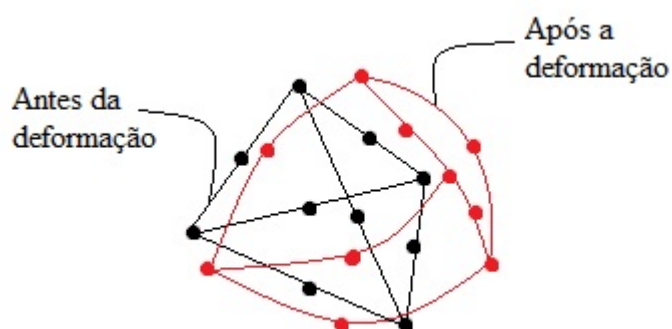
Figura 2.12 – Elemento tetraédrico sólido de primeira ordem.



Fonte: Do autor (2019).

São adequados para mapear geometrias curvilíneas, por poder apresentar arestas e faces curvas conforme representado na Figura 2.13.

Figura 2.13 – Elemento tetraédrico sólido de segunda ordem.



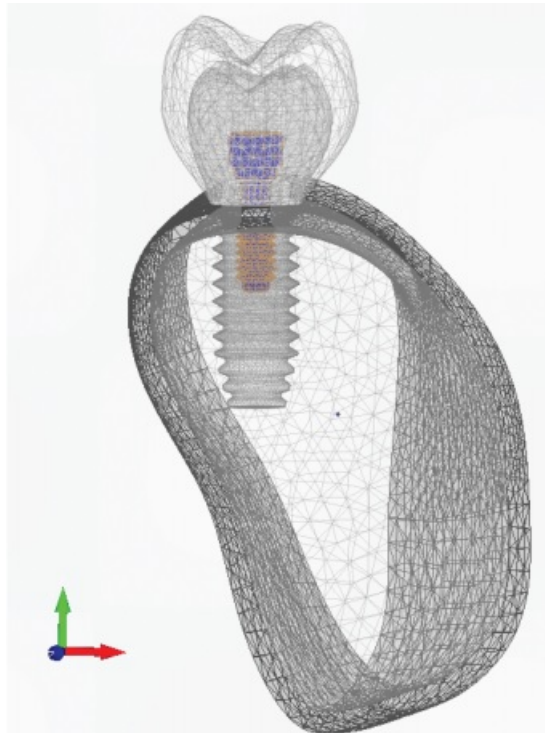
Fonte: Do autor (2019).

Estudos realizados por Junior et al. (2013), realizaram uma análise do efeito de diferentes materiais oclusais na distribuição de tensões na coroa e em parafusos de implantes regulares. Os autores criaram quatro modelos tridimensionais de implantes utilizando o MEF, aplicando a este modelo um elemento tetraédrico sólido de segunda ordem, conforme Figura 2.14.

Os elementos hexaédricos possuem oito nós, seis faces e doze arestas, conforme Figura 2.15. Por sua vez, o número de nós pode aumentar se introduzido numa face ou aresta, um elemento de ordem superior (REIS, 2014).

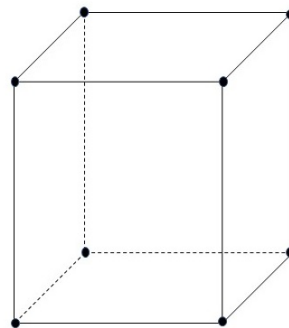
Malhas hexaédricas são melhores em termos de precisão e taxa de convergência na solução de simulações e por isso são preferidas em relação a outros tipos de malhas na análise

Figura 2.14 – Malha tetraédrica sólida de segunda ordem aplicada ao modelo.



Fonte: Junior et al. (2013)

Figura 2.15 – Elemento hexaédrico.



Fonte: Do autor (2019).

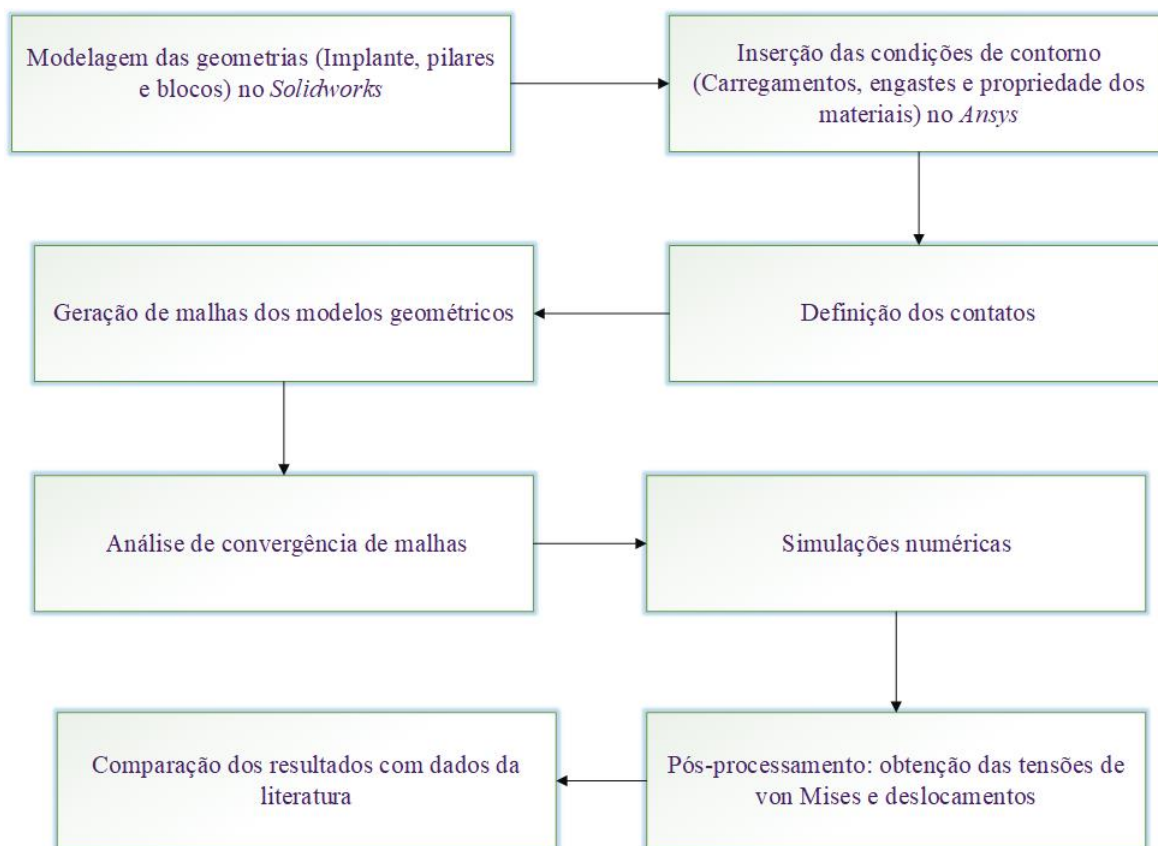
de elementos finitos(KIM; SOHN; IM, 2019). Entretanto a construção de malhas hexaédricas para geometrias complexas são consideradas em alguns casos problemáticas, pois são de difícil adaptação à geometria(KIM; SOHN; IM, 2019).

As malhas podem ser configuradas com um número variado de elementos, que por sua vez, estão conectados no modelo estudado. Podendo assim, dependendo da região que deseja realizar uma análise mais precisa, apresentar um refinamento maior em relação a regiões menos importantes.

3 MATERIAL E MÉTODOS

A metodologia empregada nesta pesquisa foi desenvolvida a partir de simulação computacional, utilizando o MEF. Para isso, foram gerados, via CAD (*Computer Aided Design*), modelos tridimensionais dos implantes dentários, os quais podem ser considerados uma representação da estrutura física real das geometrias analisadas. O fluxograma de etapas para esta metodologia é apresentado na Figura 3.1.

Figura 3.1 – Fluxograma de etapas da metodologia



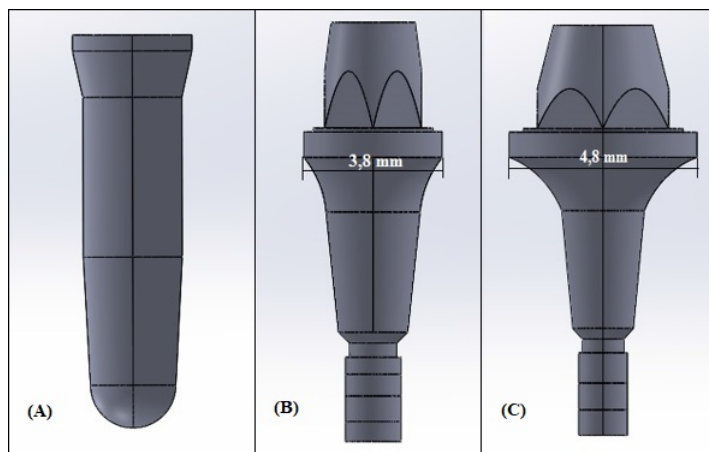
Fonte: Do autor (2019).

3.1 Modelagem das geometrias

Para a modelagem dos implantes, foi utilizado o *software comercial Solidworks* e para as simulações numéricas, o *software Ansys* (Versão 14.2). No *Solidworks*, foram gerados modelos para os blocos angulados, que serviram de suporte para o conjunto implante-pilar. Além disso, foram gerados modelos geométricos de um implante cônico tipo *cone morse* (Figura 3.2 - A) com plataforma de 3,5 mm de diâmetro e 11,5 mm de comprimento, os pilares de fixação com 3,8 mm e 4,8 mm de diâmetro (Figuras 3.2 - B e C), respectivamente, conforme Aranha (2014).

Para a elaboração das geometrias e realização das simulações foi utilizado um computador com processador Intel Core i7-7700, memória RAM de 16 GB e placa de vídeo GeForce GTX 1050 Ti com memória de 4 GB GDDR5, localizado no laboratório de Processamento de Dados II, do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas e Automação, da Universidade Federal de Lavras - UFLA.

Figura 3.2 – Implante tipo *cone morse* (A) e pilares de 3,8 mm (B) e 4,8 mm (C)



Fonte: Do autor (2019).

Foi realizada a simplificação da geometria dos implantes, retirando-se a rosca do implante e do pilar com o objetivo de reduzir custo computacional, conforme pesquisa realizada por Caglar et al. (2006) e Anitua et al. (2004), poupando o trabalho de refino de malhas nessas regiões. O refinamento de malhas nos implantes e no material no bloco na região entorno transformaria a análise mais complexa, não indicando que levaria a melhores resultados. Em seguida foram inseridas as propriedades dos materiais e as condições de contorno (carregamentos e engastes) para os modelos a serem utilizados nas simulações.

3.2 Inserção das condições de contorno

O material adotado para o conjunto pilar-implante foi o titânio e o material do bloco o aço inoxidável, conforme estudo realizado por Moris et al. (2012). Além disso, será atribuído ao bloco o material osso cortical. Todos os materiais utilizados nas simulações apresentam as propriedades mecânicas conforme Tabela 3.1.

Os valores referentes à propriedade mecânica dos materiais foram extraídos, (MATWEB-MATERIAL PROPERTY DATA, 2019), (UTTAMCHAND et al., 2018), (ROSA et al., 2013), (WANG et al., 2016), (ARANHA, 2014), (MARTIN et al., 1998).

Tabela 3.1 – Propriedades mecânicas dos materiais.

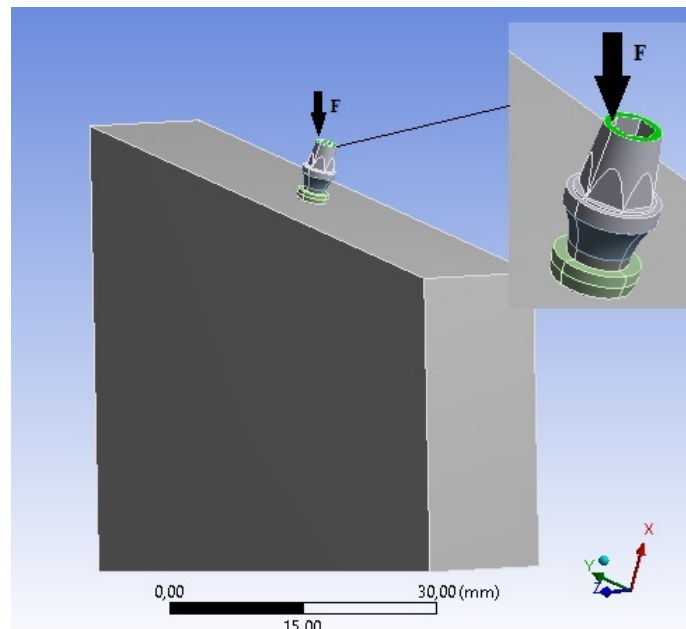
Material	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson ν	Densidade (g/cm^3)	Tensão de escoamento (MPa)
Aço Inoxidável	195	0,25	8,00	690
Titânio	105	0,37	4,51	825
Ossos Corticais	14	0,30	1,80	121

Fonte: Adaptado de Uttamchand et al. (2018) Rosa et al. (2013) Wang et al. (2016) MatWeb-Material Property Data (2019) Aranha (2014) Martin et al. (1998)

Inicialmente foram atribuídas aos modelos, condições de contorno, tais como: carregamento e fixação, inclinação, geometria e materiais utilizados nos implantes.

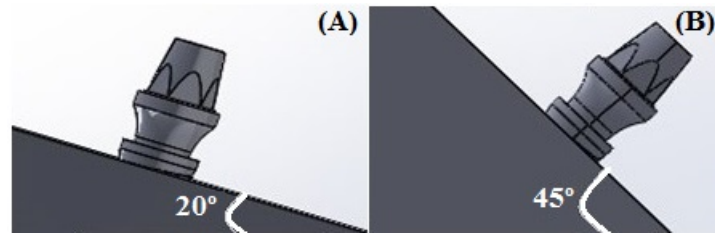
Foi aplicado um carregamento (F) de 200 N, pois conforme Wang et al. (2016), este valor está compreendido dentro da faixa de forças de mordida e 100 N para fins de comparação com dados da literatura. e consequente validação do modelo no sentido vertical para baixo (eixo -Y). O carregamento foi localizado na extremidade superior do conjunto pilar-implante de 3,8 mm e 4,8 mm de diâmetro, conforme apresentado na Figura 3.3. Além do ângulo de 45°, foi verificado o mesmo critério para implantes instalados a 20°, conforme Figura 3.4.

Figura 3.3 – Representação gráfica do carregamento (F)



Fonte: Do autor (2019).

Figura 3.4 – Representação gráfica da inclinação dos implantes à 20° (A) e 45° (B)

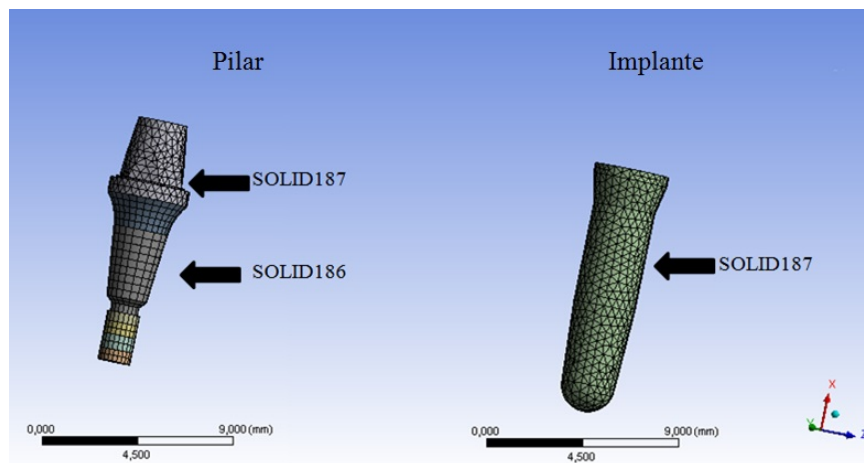


Fonte: Do autor (2019).

3.3 Geração de malhas dos modelos geométricos

O modelo foi dividido em partes para facilitar o controle dimensional da malha ao longo da estrutura. Para garantir a confiabilidade do modelo, foi realizada a análise de convergência de malha para os implantes e pilares de 3,8 mm e 4,8 mm. Os tipos de malha adotados neste trabalho foram: tetraédrica para regiões onde a geometria é mais complexa (SOLID187) e hexaédrica para regiões onde a geometria é mais simples (SOLID186), sem grandes variações com cortes e furos (topo do pilar), conforme na Figura 3.5.

Figura 3.5 – Tipos de malha do pilar e do implante



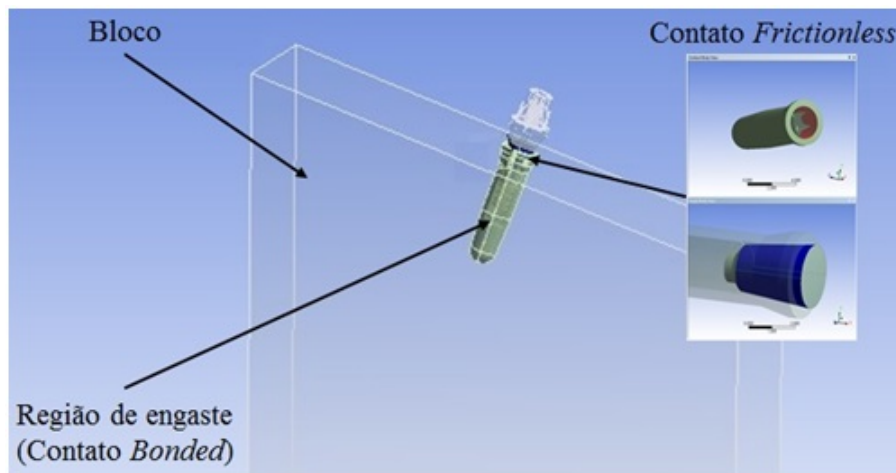
Fonte: Do autor (2019).

3.4 Definição dos contatos

Os contatos utilizados na geometria do implante e do pilar (região externa do implante com o bloco, interna na parte inferior de contato do implante com o pilar e na parte do topo do pilar) foram do tipo *bonded* (conectado), pois são contatos que não permitem a formação de espaços ou deslizamentos entre os corpos durante a simulação. Foi adotado o contato *frictionless* (sem atrito) apenas entre as geometrias do pilar e implante na parte superior, conforme Figura

3.6. O tipo de contato *frictionless* permite que o contato entre os corpos se mantenha, no caso de uma carga tender a comprimir um corpo contra o outro ou quando houver um desacoplamento entre eles, o que aproxima de uma condição real. No caso deste trabalho, como não se tem conhecimento do coeficiente de fricção entre os corpos (implante e pilar), foi usado o contato tipo *frictionless*. Gallas-Torreira et al. (2005), utilizaram este mesmo contato (*frictionless*) para simulação com implantes dentários .

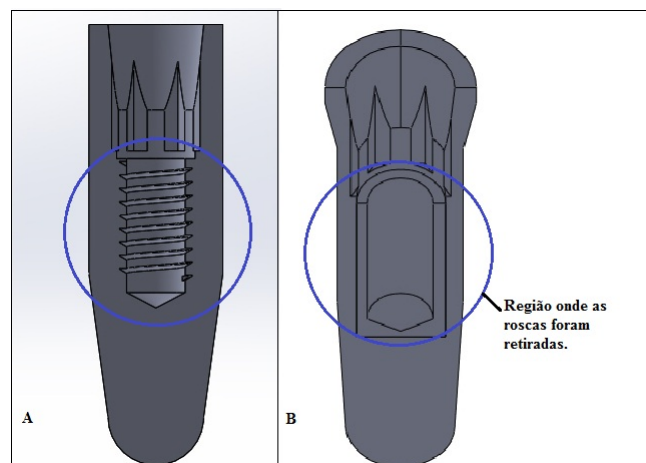
Figura 3.6 – Região com contato tipo *bonded* e *frictionless*



Fonte: Do autor (2019).

A região interna de conexão entre o pilar e implante onde as roscas foram retiradas também adotou-se o tipo de contato *bonded*, já que este tipo de contato substitui a forma de conexão que o parafuso exerce, não permitindo o deslizamento entre implante e pilar, tal região pode ser apresentada na Figura 3.7.

Figura 3.7 – A-Região interna do implante com roscas, B- Região interna do implante sem roscas (contato *bonded*)

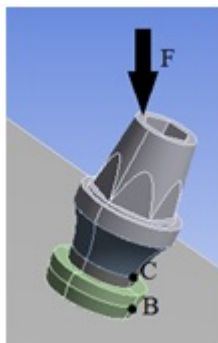


Fonte: Do autor (2019).

3.5 Análise de convergência de malhas

Para a análise de convergência de malha, foi monitorada a tensão em dois pontos (Figura 3.8) do implante (B) e do pilar (C), sob ação de uma carga F de compressão no valor de 200 N para convergência de malhas.

Figura 3.8 – Pontos adotados para convergência de malhas



Fonte: Do autor (2019).

3.6 Simulações Numéricas

Foi utilizada uma simulação transiente para modelar o comportamento do conjunto pilar-implante sob ação de uma força de 100 N e 200 N no período de 10 segundos (GÖRE; EVLI-OĞLU, 2014). Além disso, adotou-se o critério de von Mises para a análise das tensões.

A partir dos dados de entrada (modelo geométrico, material e condições de contorno), foi verificada a distribuição das tensões e deslocamentos quando o conjunto implante-pilar for submetido a cargas de compressão (100 N e 200 N) instalados de forma inclinada (20° e 45°), nos modelos de implante propostos neste trabalho.

4 CONCLUSÃO

Com base na metodologia empregada neste estudo e considerando suas limitações, conclui-se por meio de simulações numéricas, que existe uma maior concentração de tensões em implantes instalados de forma inclinada. Os maiores valores de tensões de von Mises foram encontrados nos pilares sobre os implantes para todos os casos. Sendo assim, ao analisar implantes instalados à 20° e 45°, foram relatados melhores resultados em instalações de implantes com inclinações menores, o que torna este fato viável para casos clínicos, já que este apresenta menor risco de escoamento do material.

Em relação aos deslocamentos totais encontrados, foi possível verificar que os maiores valores foram obtidos para implantes com inclinações de 45° sobre cargas compressivas maiores (200 N).

A geometria do implante-pilar mostrou ter influência na distribuição de tensões ao osso cortical, apresentando maiores valores de tensões em pilares com diâmetros maiores.

Com base nos resultados observados, pode-se concluir que o MEF, é uma solução válida no que diz respeito à avaliação de tensões máximas de von Mises e deslocamentos totais em implantes e pilares quando instalados de forma inclinada.

Considerando-se os parâmetros e resultados encontrados neste estudo, é possível admitir, que os valores encontrados, quando comparados com dados existentes na literatura, apresentam-se dentro dos limites, tornando a instalação de implantes inclinados uma alternativa viável, baseando em estudos envolvendo o MEF e com isso, é possível a partir desse trabalho, propor outras alternativas de estudos em desenhos de mandíbulas e com diferentes tipos de implantes, variando as inclinações de carregamentos de forma a validar o método em outras situações .

Como trabalhos futuros, sugere-se realizar uma análise de tensões e deslocamentos *in vitro* de um implante com plataforma hexágono externo com mini pilar reto e angulado e um implante *cone morse* com mini pilar cônico reto e mini pilar cônico angulado. Comparando assim, com os resultados via MEF, aplicando metodologia semelhante a este estudo, utilizando diferentes densidades de osso (D2, D3 e D4), com aplicação de cargas inclinadas em blocos retos e em desenhos de mandíbulas. Sugere-se que com esses estudos sejam adotados a aplicação de um carregamento distribuído em próteses dentárias sobre implantes.

REFERÊNCIAS

- ABRAHAM, C. M. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. **The open dentistry journal**, v. 8, p. 50–5, 05 2014.
- ANITUA, E. et al. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: A finite element analysis. **The International journal of periodontics restorative dentistry**, v. 30, p. 89–95, 01 2004.
- ARANHA, L. C. **Estudo dos parâmetros de estabilidade de travamento entre implante dentário e componente protético através do sistema Cone Morse**. Tese (Doutorado) — Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, 2014.
- BERWANGE, E. et al. Técnica de instalação de implantes inclinados na reabilitação de maxila atrófica. **Full Dent. Sci.**, v. 6, n. 21, p. 33–38, 2014.
- BRÄNEMARK, P. et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. experience from a 10-year period. **Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery. Supplementum**, v. 16, p. 1–132, 02 1977.
- BRÄNEMARK, P. I. Osseointegration and its experimental background. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 50, n. 3, p. 399 – 410, 1983. ISSN 0022-3913. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391383801012>>.
- BRITO, J. V. C. et al. Application of finite elements in dentistry: A literature review. **revista bahiana de odontologia 2238-2720**, v. 08, p. 77–80, 09 2017.
- CAGLAR, A. et al. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. **The International journal of oral maxillofacial implants**, v. 21, p. 36–44, 01 2006.
- COPPEDÊ, A. et al. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: An in vitro study. **The International journal of prosthodontics**, v. 22, p. 283–6, 05 2009.
- FACO, E. F. de S. **Avaliação da resistência à fratura e tensões em diferentes implantes e conexões protéticas: Análise in vitro e MEF-3D**. Tese (Doutorado) — Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, 2013.
- GALLAS-TORREIRA, M. et al. Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. **European journal of orthodontics**, v. 27, p. 12–6, 03 2005.
- GÖRE, E.; EVLIOĞLU, G. Assessment of the effect of two occlusal concepts for implant-supported fixed prostheses by finite element analysis in patients with bruxism. **The Journal of oral implantology**, v. 40 1, p. 68–75, 2014.
- GÜMRÜKÇÜ, Z.; KORKMAZ, Y. T.; KORKMAZ, F. M. Biomechanical evaluation of implant-supported prosthesis with various tilting implant angles and bone types in atrophic maxilla: A finite element study. **Computers in Biology and Medicine**, v. 86, p. 47 – 54, 2017.
- HIBBELER, R. **Resistência dos Materiais**. [S.l.]: Pearson, 2018.
- JUNIOR, J. F. S. et al. A influência de diferentes materiais de revestimento oclusal em implantes regulares. **Odontologia Clínico-Científica**, v. 3, n. 12, p. 231–235, 2013.

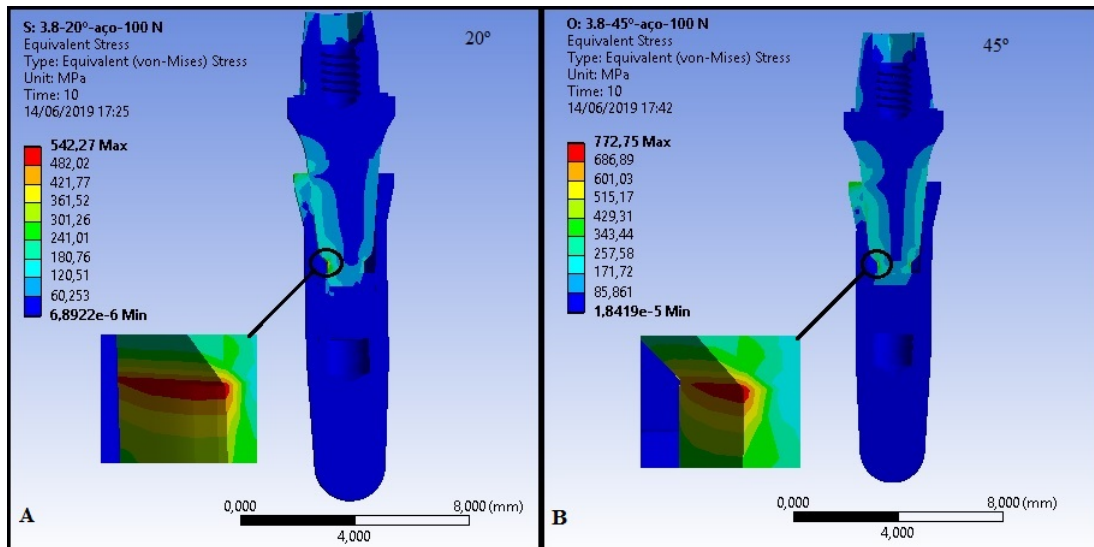
- KIM, S.; SOHN, D.; IM, S. Construction of polyhedral finite element meshes based upon marching cube algorithm. **Advances in Engineering Software**, v. 128, p. 98–112, 02 2019.
- LITTUMA, G. J. S. et al. Análise tridimensional de elementos finitos da distribuição de tensões em implantes inclinados: Uma revisão de literatura (three-dimensional finite element analysis of stress distribution in tilted implants: A review of literature). **Revista de Odontologia Universidade Cidade São Paulo**, v. 29, p. 48–56, 01 2016.
- MACHADO, I. G. Falhas de estruturas de aços soldadas devido a reduzida ductilidade. **Soldagem Inspeção**, sciELO, v. 18, p. 391 – 403, 12 2013. ISSN 0104-9224. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0104-92242013000400011&nrm=iso>.
- MARTIN, R. B. et al. **Skeletal Tissue Mechanics**. [S.l.]: Springer, 1998.
- MATWEB-MATERIAL PROPERTY DATA. **MatWeb, Titanium Grade 4**. 2019. Disponível em: <<http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=4b86c47a545247afae3da55d62381f89>>. Acesso em: 15 jan. 2019.
- MISCH, C. E. **Implantes Dentais Contemporâneos**. [S.l.]: Elsevier, 2008.
- MORALES, E. D. **Análise de critérios de falhas em materiais dúcteis: Um estudo numérico e experimental**. Dissertação (Mestrado) — Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2013.
- MORIS, I. et al. Mechanical analysis of conventional and small diameter conical implant abutments. **The journal of advanced prosthodontics**, v. 4, p. 158–61, 08 2012.
- PESQUEIRA, A. A. et al. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. **The Journal of oral implantology**, v. 40, p. 217–228, 04 2014.
- REIS, L. M. R. **Aplicação de Algoritmos para geração automática de malhas de Elementos Finitos Hexaédricos**. Dissertação (Mestrado) — Técnico Lisboa, 2014.
- RIBEIRO, S. I. C. **Dental Implants Resistance: Computational Analysis**. Dissertação (Mestrado) — Técnico Lisboa, 2016.
- ROSA, S. F. et al. Modelagem matemática da tíbia humana usando bond graph. **Revista Brasileira de engenharia Biomédica**, v. 29, p. 329 – 342, 12 2013.
- SHIMANO, M. M.; SHIMANO, A. C.; VOLPON, J. B. Histerese de fêmures de ratas submetidos a ensaio de flexão, em diferentes faixas etárias. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 18, n. 2, p. 89–97, 2002.
- SILVA, E. P. da. **Elementos finitos como ferramenta auxiliar na análise estrutural estática de uma colhedora de café do tipo automotriz**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Lavras, 2013.
- SILVA, G. et al. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: A three-dimensional finite element analysis. **The International journal of oral maxillofacial implants**, v. 25, p. 239–46, 03 2010.
- UTTAMCHAND, N. K. et al. A 3d finite element analysis of dental implants with varying thread angles. **Materials Today: Proceedings**, v. 5, p. 11900–11905, 01 2018.

WANG, K. et al. Comparison of the fracture resistance of dental implants with different abutment taper angles. **Materials Science and Engineering: C**, v. 63, p. 164 – 171, 2016. ISSN 0928-4931. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0928493116301060>>.

APÊNDICE A – Resultados das Tensões de von Mises

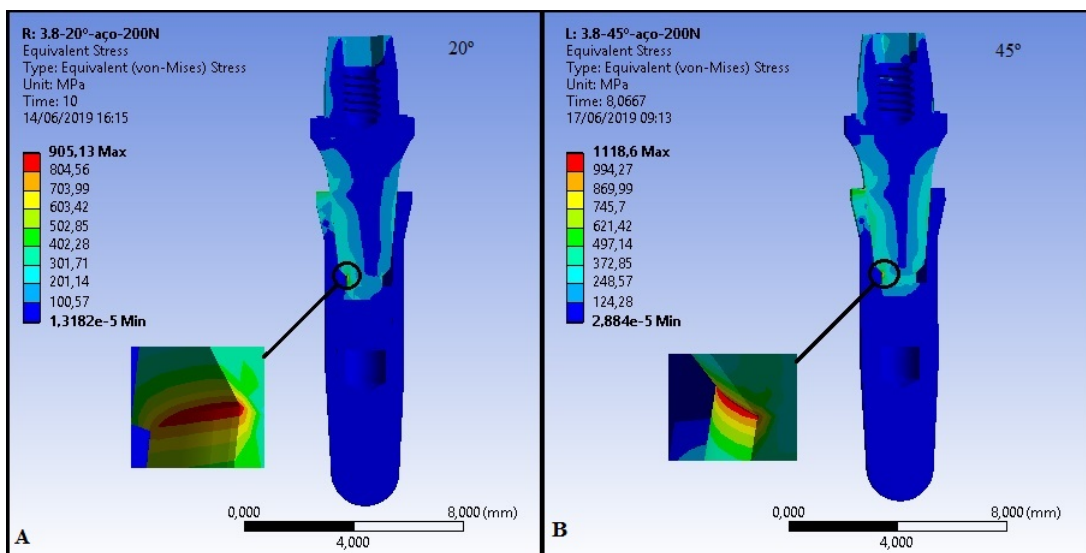
As Figuras de 1 a 8, referem-se aos demais resultados relacionados a tensão de von Mises encontrados neste trabalho para os modelos do pilares de 3,8 mm e 4,8 mm.

Figura 1 – Mapa de tensões para o conjunto implante-pilar 3,8 mm com inclinações de 20°(A) e 45°(B), submetido a carga de 100 N, com base aço inoxidável.



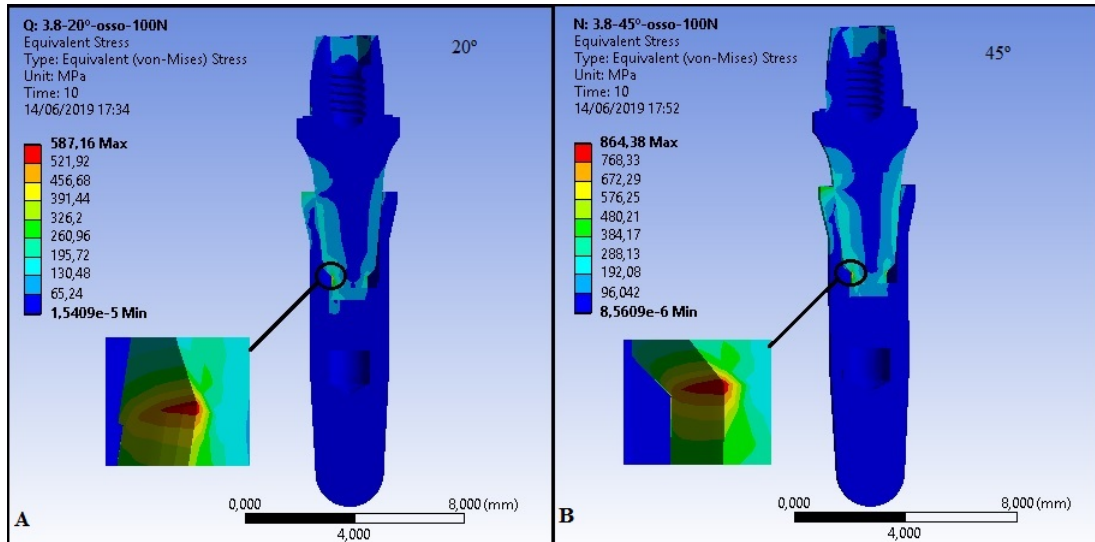
Fonte: Do autor (2019).

Figura 2 – Mapa de tensões para o conjunto implante-pilar 3,8 mm com inclinações de 20°(A) e 45°(B), submetido a carga de 200 N, com base aço inoxidável.



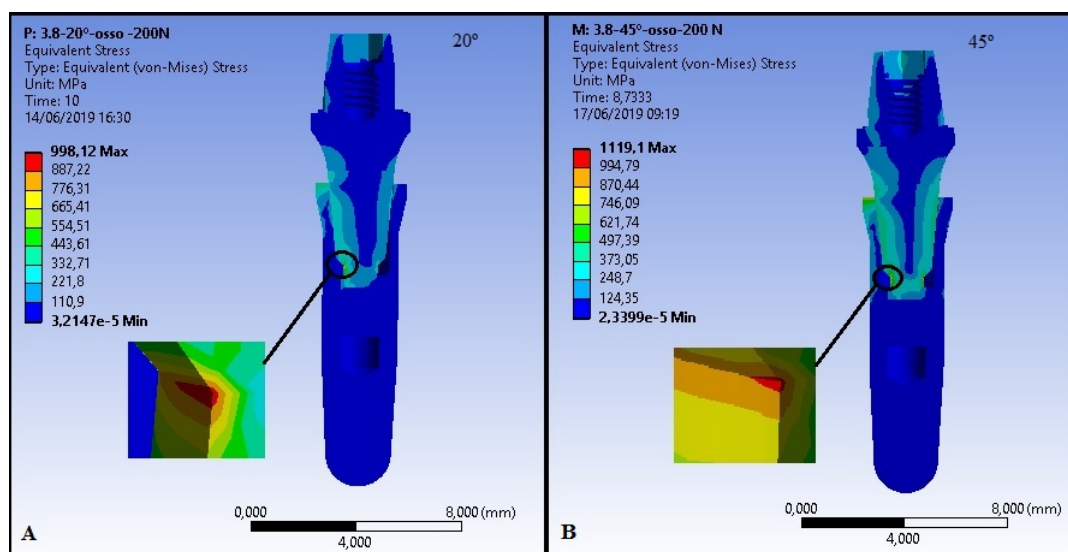
Fonte: Do autor (2019).

Figura 3 – Mapa de tensões para o conjunto implante-pilar 3,8 mm com inclinações de 20°(A) e 45°(B), submetido a carga de 100 N, com base de osso cortical.



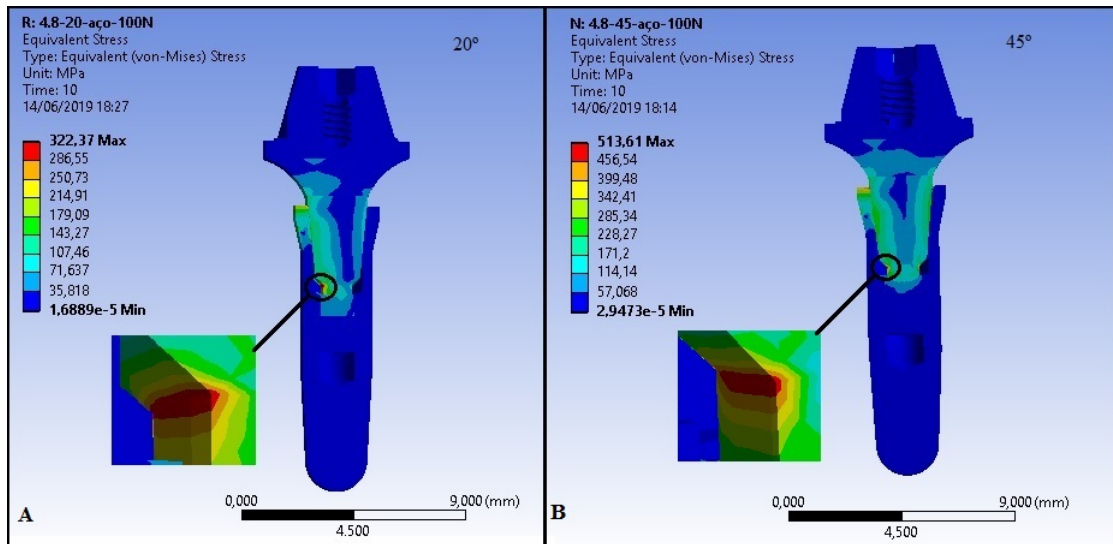
Fonte: Do autor (2019).

Figura 4 – Mapa de tensões para o conjunto implante-pilar 3,8 mm com inclinações de 20°(A) e 45°(B), submetido a carga de 200 N, com base de osso cortical.



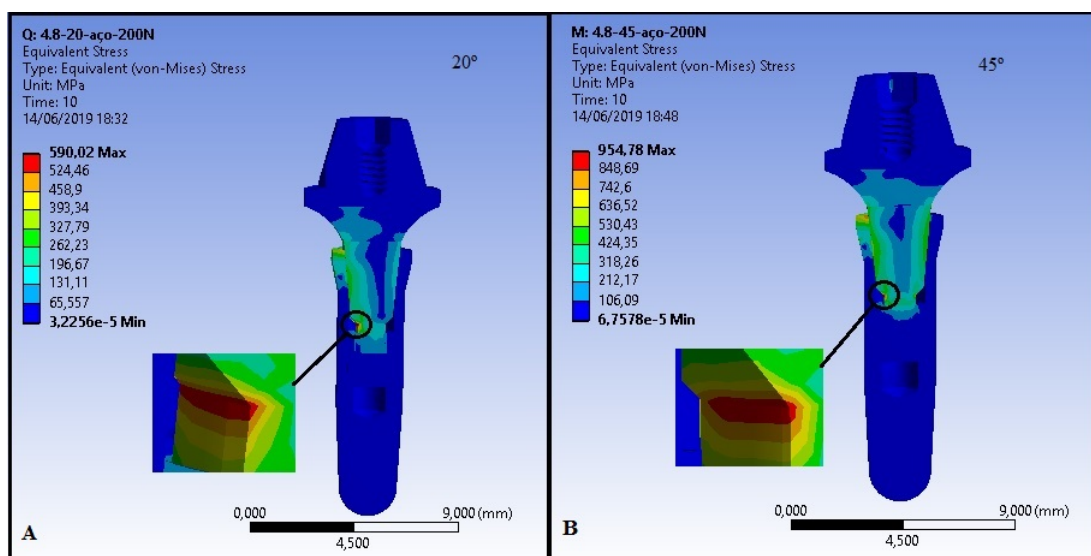
Fonte: Do autor (2019).

Figura 5 – Mapa de tensões para o conjunto implante-pilar 4,8 mm com inclinações de 20°(A) e 45°(B), submetido a carga de 100 N, com base de aço inoxidável.



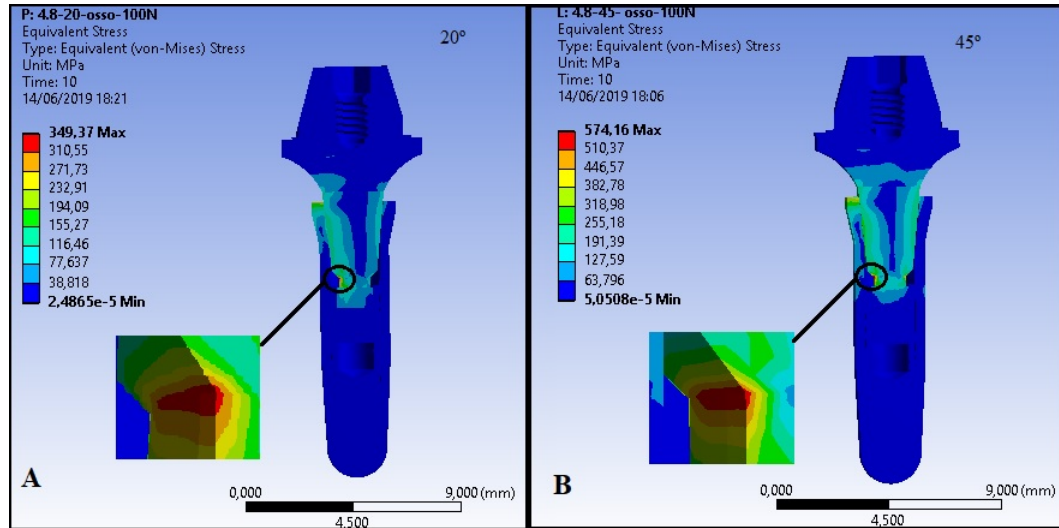
Fonte: Do autor (2019).

Figura 6 – Mapa de tensões para o conjunto implante-pilar 4,8 mm com inclinações de 20°(A) e 45°(B), submetido a carga de 200 N, com base de aço inoxidável.



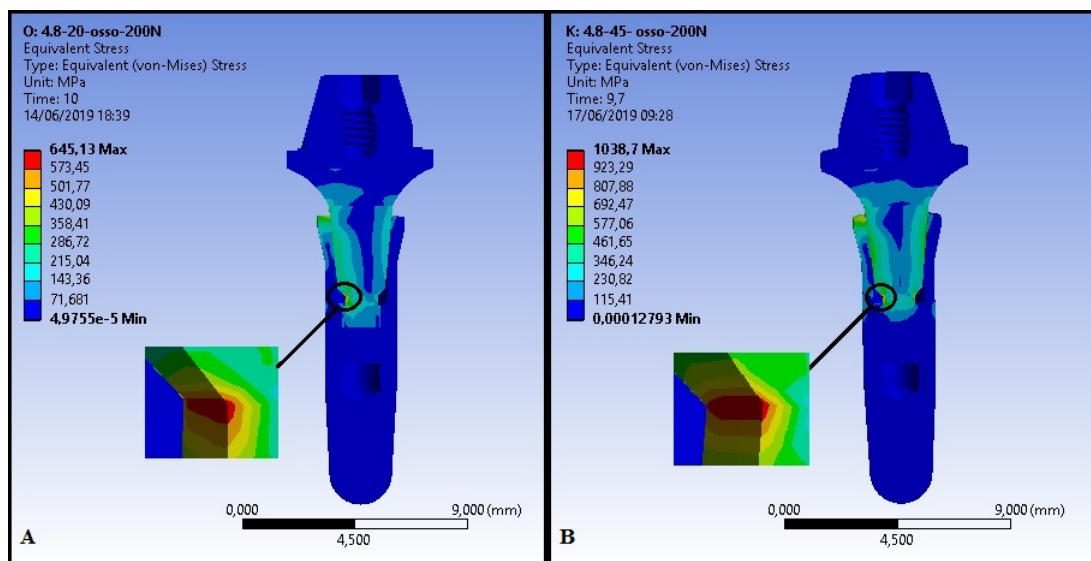
Fonte: Do autor (2019).

Figura 7 – Mapa de tensões para o conjunto implante-pilar 4,8 mm com inclinações de 20°(A) e 45°(B), submetido a carga de 100 N, com base de osso cortical.



Fonte: Do autor (2019).

Figura 8 – Mapa de tensões para o conjunto implante-pilar 4,8 mm com inclinações de 20°(A) e 45°(B), submetido a carga de 200 N, com base de osso cortical.



Fonte: Do autor (2019).

SEGUNDA PARTE - ARTIGO

**ARTIGO 1 - ANÁLISE DE TENSÕES PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS
EM IMPLANTES DENTÁRIOS COM PLATAFORMA CONE MORSE**

Este artigo está formatado de acordo com as normas da "Revista da Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo RFO - UPF", em que foi submetido. É uma versão preliminar, considerando que o conselho editorial do periódico poderá sugerir alterações para adequá-lo ao seu próprio estilo

**ANÁLISE DE TENSÕES PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS EM
IMPLANTES DENTÁRIOS COM PLATAFORMA *CONE MORSE***

*FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS IN CONE MORSE PLATAFORM DENTAL
IMPLANTS*

Maria Angélica Machado Dâmaso, Mestranda do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas e Automação da Universidade Federal de Lavras (UFLA), Departamento de Engenharia, Lavras, Minas Gerais, Brasil.

Alexandre Assis Rezende Santos, Mestrando do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas e Automação da Universidade Federal de Lavras (UFLA), Departamento de Engenharia, Lavras, Minas Gerais, Brasil.

Ricardo Rodrigues Magalhães, Doutor em Engenharia Industrial. Professor adjunto da Universidade Federal de Lavras (UFLA), Departamento de Engenharia, Lavras, Minas Gerais, Brasil.

Douglas Campideli Fonseca, Doutor em Odontologia. Professor responsável de Periodontia do Centro Universitário de Lavras (UNILAVRAS), Lavras, Minas Gerais, Brasil.

Autor responsável:

Maria Angélica Machado Dâmaso – Rua Sara Zákha, 149, Centro, Itumirim, Minas Gerais, Brasil. CEP: 37210-000, Telefone: (35) 992564342.

E-mail: mariaangelica.damaso@yahoo.com.br

Resumo: A previsão do comportamento mecânico de implantes dentários inclinados é um fator importante na área odontológica e o Método dos Elementos Finitos (MEF) é

considerado uma ferramenta para este fim. Objetivo: Analisar a distribuição de tensões e deslocamentos em implantes cônicos do tipo *cone morse* com 3,5 mm de diâmetro e pilares com 4,8 mm e 3,8 mm de diâmetro, submetidos a carregamentos de compressão (100 N e 200 N), inclinados a 20° e 45° com base de aço inoxidável e osso cortical via MEF. Materiais e método: Utilizaram-se dois modelos tridimensionais de implantes e pilares instalados de forma inclinada à 20° e 45°, os quais foram submetidos à carregamentos de compressão no sentido vertical para baixo (eixo – Y). Resultados: As tensões máximas de von Mises apresentaram valores superiores para geometrias com inclinação de 45° e carregamento de 200 N. Foi possível verificar ainda que, os resultados para implantes submetidos ao carregamento de 100 N à 45° apresentaram valores superiores (574,16 MPa), quando comparado com dados da literatura, com diferença de 8,7%. O mesmo pôde ser verificado para resultados de deslocamento, onde o conjunto de implantes-pilares com inclinação maior (45°) apresentou maiores valores, quando comparados com implantes-pilares com inclinação menor (20°). Conclusão: Foi possível certificar via MEF que as maiores tensões são obtidas para carregamentos com inclinações maiores, sendo que o mesmo ocorre para valores de deslocamento. O MEF demonstrou ser uma alternativa viável na área odontológica para prever o comportamento mecânico de implantes dentários.

Palavras-chave: Análise numérica. Implantodontia. Tensões. Deslocamentos.

Abstract: Mechanical behavior prediction of sloped implants is important in dentistry investigation area and the Finite Element Analysis (FEA) is considered an important tool for this end. Objective: Stresses and displacements analysis in conical Morse cone implants with 3.5 mm diameter and abutments with 4.8 mm and 3.8 mm diameter, submitted to compression loads (100 N and 200 N), sloped of 20° and 45° considering

stainless steel base material and cortical bone by using FEA. Materials and methods: Two-dimensional models of implants and abutments sloped of 20° and 45° were used and they were submitted to downward compression loads in *Y - direction*. Results: Maximum von Mises stresses presented high values for implant geometries sloped 45° subjected to a load of 200 N. It was also verified that results for implants subjected to a load of 100 N and implants sloped 45° presented higher stress value (574.16 MPa), than literature data, presenting a difference around 8.7%. The same was observed for displacement results, where higher sloping implant abutment assemblies (45°) presented higher values than lower sloped implant abutments (20°). Conclusion: It was verified by FEA that higher stress values were obtained when compression loads in higher sloped implants were applied. The same occurred for displacement results. FEA has been shown a viable alternative in dentistry area for implants mechanical behavior prediction.

Keywords: Numerical analysis. Dental implant. Stresses. Displacements.

INTRODUÇÃO

A implantodontia é a especialidade da odontologia que tem como objetivo principal a reabilitação de áreas edêntulas, reestabelecendo a estética do paciente e devolvendo o processo mastigatório, através das próteses sobre implantes dentários. Existe dentro desse contexto o período de osseointegração, que pode ser entendido como processo de cicatrização óssea, onde o osso sofre uma remodelação junto ao implante. Os implantes osseointegrados, reagem às forças mastigatórias de maneira diferente aos dentes naturais, pois estes últimos, apresentam o ligamento periodontal que entre outras funções absorve forças e permite a movimentação do dente. Por outro lado, o implante quando osseointegrado dissipa essas forças em conjunto com o tecido

ósseo. Brånemark*, em 1983, estudando o fluxo sanguíneo em fêmures de coelhos, verificou que, ao colocar câmaras de titânio no osso desses animais, a câmara fixava fortemente e não era possível a sua remoção. Ele levou essa ideia para a área odontológica, surgindo o termo osseointegração. O implante de Brånemark original tinha o formato de cilindro, posteriormente as formas cônicas apareceram e com o passar dos tempos muitos implantes foram introduzidos após a sua descoberta¹.

A utilização de implantes tipo *cone morse* proporciona que a prótese tenham um perfil estético melhor e esta conexão permite um melhor controle de biofilme, diminuindo a possibilidade de complicação após a instalação dos implantes. Desta forma, a utilização desses implantes vem sendo estudada. Moris et al² (2012) analisou um implante *cone morse* com pilares de dois tamanhos, sendo um pilar convencional com 4,8 mm de diâmetro e um pilar com 3,8 mm de diâmetro por meio de ensaios de compressão avaliando o comportamento mecânico desses implantes quando instalados a 45° de inclinação². Dentro desse contexto a técnica de instalação de implantes inclinados surgiu como alternativa para tratamentos em casos que apresentam limitações como atrofia maxilar e diminuição do volume ósseo. Os pontos positivos da utilização dessa técnica são: O menor tempo de tratamento, conseguir evitar o enxerto ósseo e redução do custo financeiro³.

Sendo assim, é necessário a compreensão sobre o comportamento mecânico dos materiais. Os ossos apresentam comportamento mecânico mais complexo do que outros materiais quando submetidos a esforços mecânicos. As propriedades mecânicas dos materiais podem ser definidas como sendo a forma como ele irá resistir a determinado

* Branemark, P.I. Osseointegration and its experimental background. The Journal of Prosthetic Dentistry; 1983 apud (1)

esforço sem que ocorra o rompimento ou deforme de maneira irreparável. É dividido em duas regiões: região de fase elástica e região de fase plástica. A fase elástica ocasiona o aumento da deformação de forma linear com o aumento da carga, voltando a forma original caso a carga seja retirada. O mesmo não pode ser dito para a fase plástica, que por sua vez, pode ser entendida como a etapa em que o material sofrerá deformações permanentes, ou seja, ele não retornará ao seu estado inicial⁴.

Desta forma, para um melhor conhecimento do comportamento mecânico dos implantes dentários, vem sendo utilizado o Método dos Elementos Finitos (MEF) como uma ferramenta capaz de prever, usando recurso computacional, o comportamento mecânico de estruturas biomecânicas. Desta forma, é necessário a compreensão sobre os critérios de falha que está diretamente relacionado à perda da capacidade de uma estrutura ou componente suportar determinada carga. O critério de von Mises é atualmente o mais utilizado para este fim, por apresentar boa aceitação tanto no meio acadêmico como no industrial, que por sua vez, pode ocorrer a partir do escoamento ou falha de um determinado material dúctil, quando a energia de distorção do material for igual ou superior a energia de distorção do mesmo, quando sujeito a escoamento em ensaio de tração simples. Sendo assim, é possível encontrar estudos relevantes na área odontológica, onde o MEF é usado para verificar a região de maior concentração de tensões⁵⁻⁹.

Visto a deficiência de informações na literatura, este trabalho estudou tensões e deslocamentos de implantes instalados de forma inclinada em blocos a 20° e 45° com propriedades mecânicas de aço inoxidável e osso cortical por se tratar de uma pesquisa ainda incipiente. Portanto, este projeto tem como objetivo principal, realizar um estudo comparativo via MEF da distribuição de tensões e deslocamentos em implantes

dentários cônicos do tipo *cone morse*, com 3,5 mm de diâmetro e 11,5 mm de comprimento com pilares protéticos de 4,8 mm e 3,8 mm de diâmetro quando submetidos a carregamentos de compressão (100N e 200N) inclinados a 20° e 45°, com base de aço inoxidável e osso cortical.

MATERIAIS E MÉTODO

A metodologia empregada nesta pesquisa foi desenvolvida a partir de simulação computacional utilizando o MEF. Para isso, foram gerados, via CAD (*Computer Aided Design*), modelos tridimensionais dos implantes dentários, os quais podem ser considerados uma representação da estrutura física real das geometrias analisadas.

Modelagem geométrica dos implantes

Para a modelagem dos implantes, foi utilizado o *Solidworks* e para as simulações numéricas, o *Ansys*. No *Solidworks*, foram gerados modelos para os blocos angulados, que serviram de suporte para o conjunto implante-pilar. Além disso, foram gerados modelos geométricos de um implante cônico tipo *cone morse* com 3,5 mm de diâmetro e 11,5 mm de comprimento, os pilares de fixação com 4,8 mm e 3,8 mm de diâmetro, conforme Aranha¹⁰ (2014). As simulações foram realizadas em implantes posicionados com inclinações de 20° e 45°. Em seguida, foram inseridas as propriedades dos materiais e condições de contorno (carregamentos e engastes) para os modelos analisados.

Para a elaboração das geometrias e realização das simulações, foi utilizado um computador com processador Intel Core i7-7700, memória RAM de 16 GB e placa de vídeo GeForce GTX 1050 Ti com memória de 4 GB GDDR5. A partir dos dados de entrada (modelo geométrico, material e condições de contorno), foi verificada a distribuição das tensões e deslocamentos na condição do conjunto implante-pilar

submetido a cargas de compressão de 200 N. Conforme Wang et al.⁷ (2016), este valor está compreendido dentro da faixa de forças de mordida. Além do carregamento de 200 N, foi adotada a carga de 100 N para fins de comparação com dados da literatura.

Propriedades dos materiais

O material adotado para o conjunto implante-pilar foi o titânio. O material adotado para bloco, foi o aço inoxidável, conforme sugerido por Moris et al.² (2012). Além disso, foi atribuído ao bloco, o material osso cortical. Todos os materiais utilizados nas simulações apresentam as propriedades mecânicas definidas na Tabela 1.

Tabela 1 - Propriedades mecânicas dos materiais

Material	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Densidade (g/cm ³)	Tensão de escoamento (MPa)
Aço inoxidável	195	0,25	8,00	690
Titânio	105	0,37	4,51	825
Osso Cortical	14	0,30	1,80	121

Fonte: Elaborado pelos autores com adaptação^{5,10,11,12,13,14}.

Condições de contorno

Inicialmente foram atribuídas aos modelos, condições de contorno, tais como: carregamento e fixação, inclinação, geometria e materiais utilizados nos implantes. Foi realizada a simplificação da geometria, retirando-se a rosca do implante e do pilar com o objetivo de reduzir custo computacional.

O modelo foi dividido em partes para facilitar o controle dimensional da malha ao longo da estrutura. Entende-se por malha, os elementos que estão conectados entre si no modelo, podendo ser configurada com diferentes números de elementos⁶. Para garantir a confiabilidade do modelo foi realizada a análise de convergência de malha para os implantes e pilares de 3,8 mm e 4,8 mm respectivamente. Os tipos de malha

adotados neste trabalho foram: tetraédrica para regiões onde a geometria foi considerada complexa (SOLID187) e hexaédrica para regiões onde a geometria foi considerada simples (SOLID186), sem grandes variações com cortes e furos (topo do pilar), conforme indicado na Figura 1.

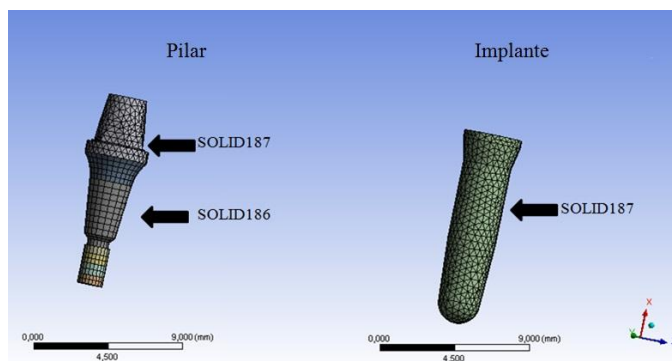


Figura 1 - Tipos de malha do pilar e do implante

Fonte: Dos autores.

Para a análise de convergência de malhas, foi monitorada a tensão em pontos do implante (B) e do pilar (C) sob ação de uma carga F de compressão no valor de 200 N, conforme apresentado na Figura 2. O mesmo procedimento foi adotado para a carga de 100 N.

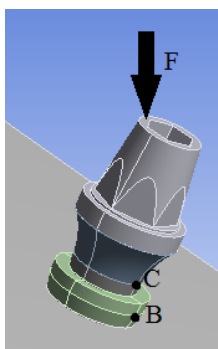


Figura 2 - Pontos adotados para convergência de malhas

Fonte: Dos autores.

Os contatos utilizados na geometria do implante e do pilar (região externa do implante com o bloco, interna na parte inferior de contato do implante com o pilar e na

parte do topo do pilar) foram do tipo *bonded* (conectado), pois são contatos que não permitem a formação de espaços ou deslizamentos entre os corpos durante a simulação. Foi adotado o contato *frictionless* (sem atrito) apenas entre as geometrias do pilar e implante na parte superior, conforme Figura 3. O tipo de contato *frictionless* permite que o contato entre os corpos se mantenha, no caso de uma carga que tende a comprimir um corpo contra o outro ou quando houver um desacoplamento entre eles, o que aproxima de uma condição real. No caso deste trabalho, como não se tem conhecimento do coeficiente de fricção entre os corpos (implante e pilar), foi usado o contato tipo *frictionless*.

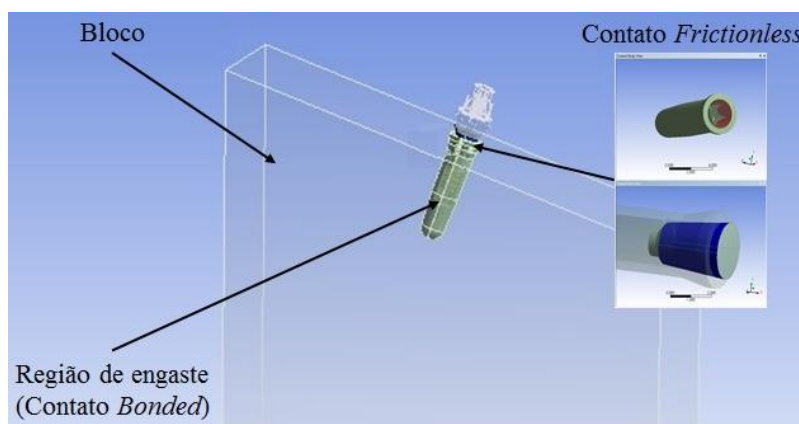


Figura 3 - Região com contato tipo bonded e frictionless

Fonte: Dos autores.

Para modelar o comportamento do conjunto implante-pilar sob ação de cargas de compressão de 100N e 200 N, foi utilizada a simulação do tipo transiente no período de 10 segundos¹⁵, adotando-se o critério de von Mises para a análise das tensões.

RESULTADOS

Os resultados da convergência de malhas para os implantes com pilares de 3,8 mm e 4,8 mm estão apresentados na Figura 4 e Figura 5, respectivamente. Vale ressaltar que as quantidades de elementos apresentadas nas Figuras 4 e 5 são referentes ao

conjunto bloco, pilar e implante. Contudo, durante o processo de convergência de malha, alterou-se apenas o número de elementos do pilar e do implante, mantendo-se o número de elementos do bloco constante, uma vez que o modelo do bloco não influencia nos resultados de convergência de malhas.

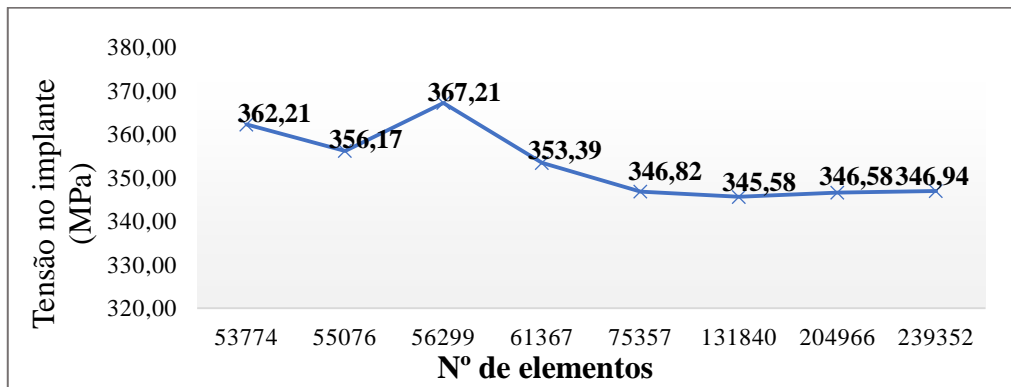


Figura 4 - Convergência de malhas para implante com pilar de 3,8 mm.

Fonte: Dos autores.

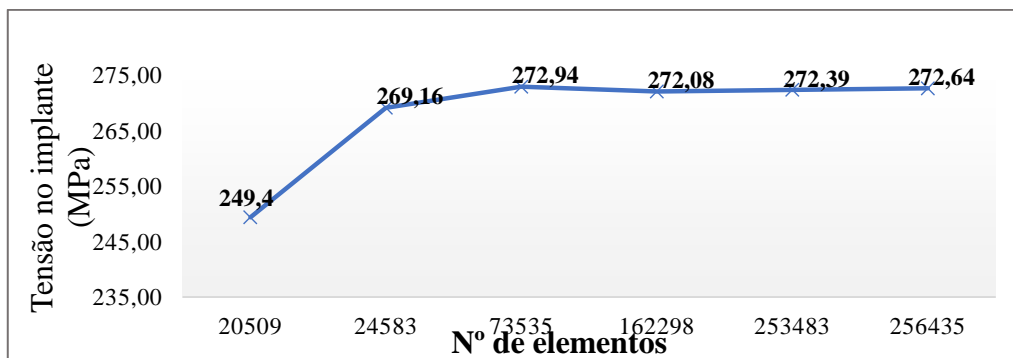


Figura 5 - Convergência de malhas para implante com pilar de 4,8 mm.

Fonte: Dos autores.

A partir dos resultados de convergência de malhas, adotou-se para o implante com pilar de 3,8 mm de diâmetro, um modelo com 131840 elementos e 239604 nós e para o implante com pilar de 4,8 mm de diâmetro, um modelo com 162298 elementos e 275034 nós para fins de simulação. O tempo de simulação foi em média de 38 minutos para os implantes com pilares de 3,8 mm de diâmetro e 53 minutos para implantes com pilares de 4,8 mm de diâmetro.

Os resultados referentes as tensões de von Mises para o modelo do pilar de 4,8 mm com a base de osso cortical, quando submetido à carga de compressão de 100 N e instalados de forma inclinada a 20° e 45° estão representadas na Figura 6.

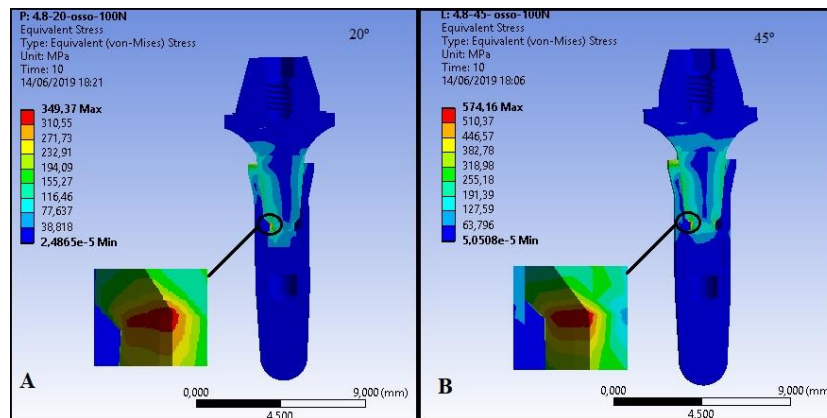


Figura 6 - Mapa de tensões para o conjunto implante-pilar com inclinações de 20°(A) e 45°(B).

Fonte: Dos autores

Como esperado, o mapa de tensões de von Mises (Figura 6) certificou que para o mesmo carregamento (100N) e implantes instalados a diferentes inclinações, menores valores de tensões são identificadas nos implantes de 20°, quando comparados com valores de tensões para implantes instalados a inclinações maiores (45°). Este fato ocorreu tanto para os implantes com pilares de 3,8 mm quanto para os implantes com pilares de 4,8 mm. Verificou-se ainda que a região onde ocorre a maior concentração de tensão está localizada no pilar (Figura 6), tanto em implantes com pilares de 3,8 mm como em implantes com pilares de 4,8 mm de diâmetro.

Os valores de tensões máximas de von Mises, tanto para o conjunto implante-pilar de 3,8 mm como para o de 4,8 mm com carregamentos de 100 N e 200 N em blocos inclinados à 20° e 45° com bases de aço inoxidável e osso cortical estão apresentados na Figura 7.

A partir dos resultados de tensões máximas de von Mises (Figura 7), é possível identificar que os maiores valores estão localizados nos pilares, tanto para o pilar de 3,8 mm quanto para o pilar de 4,8 mm de diâmetro em todos os casos. Entretanto, observou-se menor valor de tensão para o conjunto com pilar de 4,8 mm de diâmetro. Este fato pode ser justificado em razão da geometria do pilar ser maior em relação ao pilar de 3,8 mm. Conseqüentemente, o mesmo pilar possui maior quantidade de material, que por sua vez, uma área maior, o que justifica uma redução de tensões nestes componentes para este caso.

O conjunto implante-pilar quando submetido a um carregamento com inclinação de 20° apresentou resultados de tensões relativamente menores nas simulações, quando comparados com inclinação de 45°. Este fato confirma que, em casos clínicos, dependendo da situação, é viável a instalação de implantes com menores inclinações.

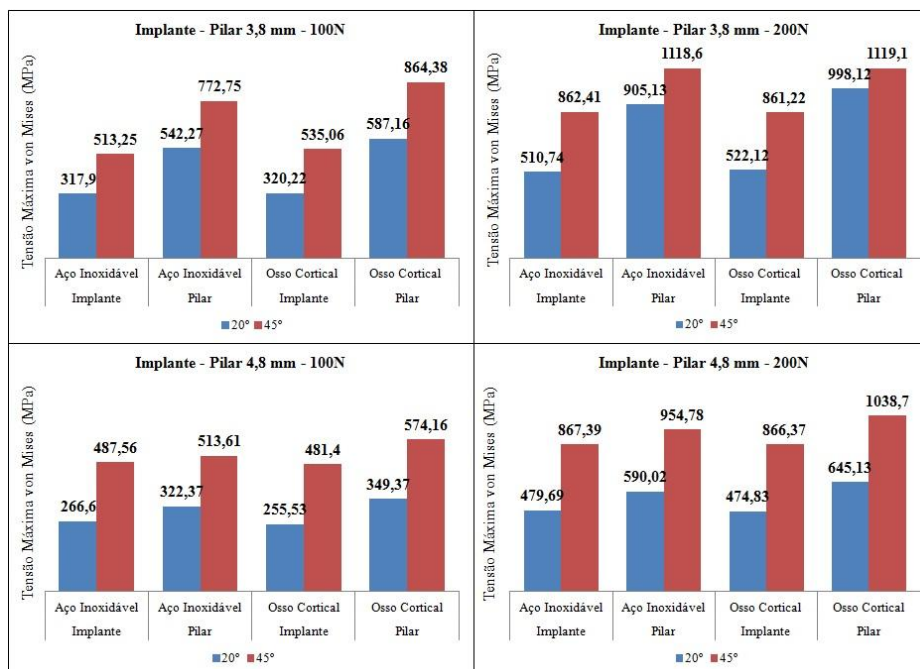


Figura 7 - (A) Tensão de von Mises Implante-Pilar 3,8 mm com 100 N, (B) Tensão de von Mises Implante-Pilar 3,8 mm com 200 N, (C) Tensão von Mises Implante-Pilar 4,8 mm com 100 N, (D) Tensão von Mises Implante-Pilar 4,8 mm com 200 N.

Fonte: Dos Autores.

Por meio da Figura 7 (A e C), é possível verificar menor valor de tensões nos implantes e pilares quando submetidos à cargas de compressão de 100N, fato que pode ser confirmado por meio de dados encontrados na literatura.

Analisando os valores de tensões no bloco com osso cortical, verificou-se que, na direção da inclinação do implante, foram encontrados valores máximos de tensão variando entre 27,75 MPa a 111,8 MPa (Figura 8).

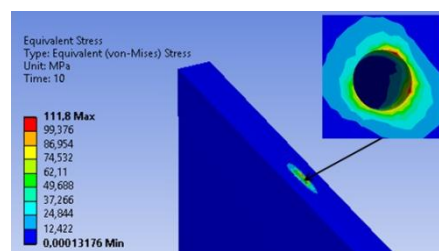


Figura 8 - Região de tensão máxima de von Mises no bloco de osso cortical.

Fonte: Dos Autores.

Os deslocamentos encontrados por meio de simulações numéricas no conjunto implante-pilar de 3,8 mm e 4,8 mm com carregamentos de 100 N e 200 N em blocos inclinados a 20° e 45° com bases de aço inoxidável e osso cortical estão representados graficamente por meio da Figura 9.

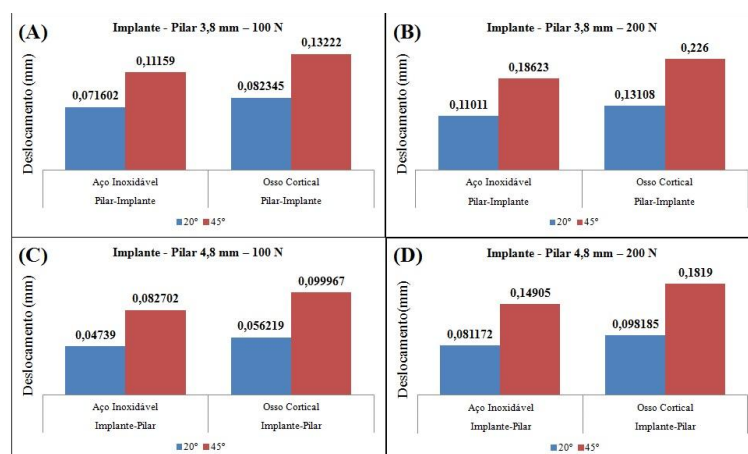


Figura 9 – Deslocamentos Implante-Pilar: (A) 3,8 mm com 100 N, (B) 3,8 mm com 200 N, (C) 4,8 mm com 100 N, (D) 3,8 mm com 200 N.

Fonte: Dos autores.

Comparando os resultados de deslocamentos encontrados na simulação (Figura 9), pode-se notar que os implantes com pilares de 3,8 mm apresentam deslocamentos maiores em relação aos implantes com pilares de 4,8 mm. Relacionando esses dados, é possível verificar que para os conjuntos instalados a inclinações maiores (45°), apresentaram valores mais altos de deslocamentos, como esperado.

DISCUSSÃO

O MEF vem sendo utilizado como ferramenta de análise mecânica na área odontológica em especial na implantodontia^{5,6,8}. Entretanto, algumas limitações podem ocorrer, levando-se em consideração algumas simplificações inerentes ao modelo em estudo e relacionando com a qualidade dos modelos nos quais se realiza a simulação¹⁶.

Em primeira análise, pode-se verificar dados quantitativos no que diz respeito a distribuição de tensões em conjuntos de pilares e implantes e por meio de uma comparação com os dados obtidos. Observaram-se valores maiores de tensões de von Mises em conjuntos de implante-pilar cuja inclinação foi de 45°, em especial para pilares de 4,8 mm envolvendo carregamentos de 100 N, cujo valor foi de 574,16 MPa, conforme Figura 7 (C). Dado semelhante pode ser encontrado em estudos utilizando de implantes envolvendo cargas oblíquas à 45° em carregamentos de 100 N de compressão, simulados em região de mandíbula, apresentaram valor máximo de tensão de von Mises em torno de 524 MPa¹⁷, o que representou uma diferença de 8,7% em relação a literatura. Valores aproximados puderam ser notados para a mesma situação em estudos realizados por Aalaei et al.¹⁸(2017), onde foi verificado nos pilares, máxima concentração de tensão de von Mises (430 MPa)¹⁸, confirmando que o presente estudo tem aproximação com os resultados encontrados na literatura em estudos similares.

Nas situações em que o conjunto implante-pilar são instalados à inclinações menores, é possível verificar uma faixa de tensão máxima de von Mises inferior quando comparados com instalações em inclinações maiores. No caso deste trabalho, em nenhum dos casos ocorreu o rompimento do material, entretanto, ocorreram deformações plásticas, já que o limite de escoamento foi ultrapassado (825 MPa)¹⁰, conforme Figura 7 (B e D). Implantes instalados de forma oblíqua tem efeito de propiciar concentração de tensões maiores e solicitar mais a estrutura quando submetida a um certo carregamento, o que torna indispensável a simulação de cargas em implantes oblíquos, visando um melhor planejamento do tratamento com implantes²⁰.

Por meio dos resultados obtidos a partir deslocamentos simulados neste trabalho, pôde-se observar que os valores estão próximos aos encontrados na literatura. Visto que Moraes et al¹⁹ (2013), ao analisar implantes com diâmetros próximos aos estudados neste trabalho, verificou-se que o deslocamento total era de 0,126 mm para carregamentos oblíquos à 45° com cargas de 100 N de compressão. Este valor encontra-se próximo ao encontrado neste trabalho, em que, para a geometria do implante com pilar de 3,8 mm, encontrou-se um valor de deslocamento de 0,132 mm, levando-se em consideração o mesmo carregamentos (100 N) e inclinação, conforme na Figura 8 (A). Com isso, verifica-se uma diferença entre os valores de aproximadamente 4,5%. Esta pequena diferença pode ser justificada, levando-se em consideração que as dimensões adotadas do implante são ligeiramente distintas nos dois estudos.

Embora o objetivo principal desta pesquisa fosse a avaliação de tensões e deslocamentos em conjuntos de pilares e implantes instalados de forma inclinada quando submetidos a carregamentos de compressão, é possível verificar ainda alguns valores adicionais, no que diz respeito à tensões de von Mises nos blocos de osso

cortical, sendo que os valores encontrados neste trabalho variaram de 24,28 MPa a 111,80 MPa. Inicialmente pode-se afirmar que tais valores encontram-se abaixo da tensão de escoamento do material, uma vez que a tensão de escoamento aplicada e encontrada na literatura foi de 121 MPa¹⁴. Outro fator importante observado nesta pesquisa, é que os resultados sugerem que o aumento do diâmetro do pilar pode ampliar a concentração de tensões no bloco ósseo, principalmente sobre cargas oblíquas maiores.

Foram encontradas certas dificuldades relacionadas ao desenvolvimento de uma metodologia coerente com dados encontrados na literatura. Alguns fatores não estão bem definidos, tais como: propriedades mecânicas dos materiais estudados, tipos de malhas empregadas, elementos adotados na análise, fato que, de certa maneira dificultou uma comparação mais fiel em relação à outros dados na literatura.

Muitos parâmetros comparados nos trabalhos que utilizam MEF devem ser observados com certa cautela. Devido à variedade de metodologias aplicadas, nem sempre é possível comparar os resultados de forma precisa, por este fato, buscou-se com este estudo estabelecer critérios de uma metodologia embasada e reproduzível, a exemplo da convergência de malhas possibilitando que os próximos trabalhos possam ser comparados entre si.

Quando se verifica a distribuição de tensões ao redor de implantes osseointegrados, com base nos dados obtidos pela realização deste trabalho, é pertinente afirmar que a geometria do conjunto implante-pilar é um fator relevante, sendo que, a técnica de instalação de implantes inclinados deve-se levar em conta a quantidade de

osso cortical presente na região, visto que parte das tensões sobre os implantes serão transmitidas para a estrutura óssea.

CONCLUSÃO

Com base na metodologia empregada neste estudo e considerando suas limitações, conclui-se por meio de simulações numéricas, que existe uma maior concentração de tensões em implantes instalados de forma inclinada. Os maiores valores de tensões de von Mises foram encontrados nos pilares sobre os implantes para todos os casos. Sendo assim, ao analisar implantes instalados à 20° e 45°, foram relatados melhores resultados em instalações de implantes com inclinações menores, o que torna este fato viável para casos clínicos, já que este apresenta menor risco de escoamento do material.

Em relação aos deslocamentos totais encontrados, foi possível verificar que os maiores valores foram obtidos para implantes com inclinações de 45° sobre cargas compressivas maiores (200N).

A geometria do implante-pilar mostrou ter influência na distribuição de tensões ao osso cortical, apresentando maiores valores de tensões em pilares com diâmetros maiores.

Com base nos resultados observados, pode-se concluir que o MEF, é uma solução válida no que diz respeito à avaliação de tensões máximas de von Mises e deslocamentos totais em implantes e pilares quando instalados de forma inclinada.

Considerando-se os parâmetros e resultados encontrados neste estudo, é possível admitir, que os valores encontrados, quando comparados com dados existentes na

literatura, apresentam-se dentro dos limites, tornando a instalação de implantes inclinados uma alternativa viável, baseando em estudos envolvendo o MEF.

REFERÊNCIAS

1. Abrahan CM. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *The Open Dentistry Journal*. 2014; 8(5): 50-5.
2. Moris ICM, Faria ACL, Mattos MGC, Ribeiro RF, Rodrigues RCS. Mechanical analysis of conventional and small diameter conical implant abutments. *The journal of advanced prosthodontics*. 2012; 4(8): 158-61.
3. Berwanger E, Cacenotte D, Valle CA, Lodi L, Rigo L. Técnica de instalação de implantes inclinados na reabilitação da maxila atrófica. *Full Dent. Sci*. 2014; 6(21): 33-38.
4. Shimano MM, Shimano AC, Volpon JB. Histerese de fêmures de ratas submetidos a ensaio de flexão, em diferentes faixas etárias. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*. 2002; 18(2): 89-97.
5. Wang K, Geng J, Jones D, Xu W. Comparison of the fracture resistance of dental implants with different abutment taper angles. *Materials Science and Engineering*. 2016; 63: 164-171.
6. Junior JFS, Mello CC, Batista VES, Lopes LFTP, Almeida DAF, Verri FR, et al. A influência de diferentes materiais de revestimento oclusal em implantes regulares. *Odontologia Clínico Científica*. 2013; 3: 231-235.
7. Littuma GJS, Lopez CAV, Engler MLPD, Magini RS, Meurer E. Análise tridimensional de elementos finitos da distribuição de tensões em implantes inclinados:

Uma revisão da literatura. Revista de Odontologia Universidade cidade São Paulo. 2016; 29(1): 48-56.

8. Gümrükçü Z, Korkmaz YT, Korkmaz FM. Biomechanical evaluation of implant-supported prosthesis with various tilting implant angles and bone types in atrophic maxilla: A finite element study. Computers in Biology and Medicine. 2017; 86: 47-54.

9. Brito JVC, Garcia DCD, Crispin SS, Matos JDM, Figueiredo VMG. Application of finite elements in dentistry: A literature review. Revista Bahiana de Odontologia. 2017; 8(8): 77-80.

10. Aranha LC. Estudos dos parâmetros de estabilidade de travamento entre implante dentário e componente protético através do sistema *cone morse*. [Tese]. São Paulo: Instituto de pesquisas energéticas nucleares; 2014.

11. Narendrakumar U, Mathew AT, Iyer N, Rahman F, Manjubala I. A 3D Finite element analysis of dental Implants with varying thread angles. Materials Today: Proceedings. 2018; 5: 11900-11905.

12. Rosa SSRF, Souza EKF, Urbizagástegui PAA, Peixoto LRT, Rocha AF. Modelagem matemática da tibia humana usando *Bond Graph*. 2013; 29(4): 329-342.

13. Matweb-Material Property data. Matweb, Titanium Grade 4. 2019. Disponível em: <<http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=4b86c47a545247afae3da55d62381f89>>. Acesso em: 15 jan. 2019.

14. Martin RB, Burr DB, Sharkey NA. Skeletal Tissue Mechanics. 1.ed. New York, USA: Springer; 1998.

15. Göre E, Evlioglu G. Assessment of the Effect of Two Occlusal Concepts for Implant-Supported Fixed Protheses by Finite Element Analysis in Patients With Bruxism. *Journal of Oral Implantology*. 2014;40(1):68-75.
16. Avelar R, Barcellos ASP, Carvalho RL, Kimpara ET. Análise da influência da morfologia do modelo ósseo na distribuição das tensões do Sistema de implante cone morse, método dos elementos finitos tridimensionais. *RFO*. 2016; 21(1): 75-80.
17. Chang SH, Shiang RH, Shao FH, Chun LL. Mechanical response comparison in an implant overdenture retained by ball attachments on conventional regular and mini dental implants: A Finit Element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomechanical Engineering*. 2016; 19(8): 911-921.
18. Aalaei S, Naraki ZR, Nematollahi F, Beyabanaki E, Rad AS. Stress distribution pattern of screw-reitaned restorations with segment vs. non-segment abuments: A finit element analysis. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*. 2017; 11(3): 149-155.
19. Moraes SLD, Verri FR, Júnior JFS, Almeida DAF, Mello CC, Pellizzer EP. A 3-D Finite Element Study of the Influence of Crown-Implant Ratio on Stress Distribution. *Brazilian Dental Journal*. 2013; 24(6): 635-641.