

**MINISTÉRIO DA DEFESA
EXÉRCITO BRASILEIRO
DEPARTAMENTO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA
INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA DOS MATERIAIS**

LARISSA RAMOS XAVIER COUTINHO NASCIMENTO

**INFLUÊNCIA DAS DEFORMAÇÕES DO OSSO NA ESTABILIDADE
PRIMÁRIA DOS IMPLANTES**

**RIO DE JANEIRO
2023**

LARISSA RAMOS XAVIER COUTINHO NASCIMENTO

INFLUÊNCIA DAS DEFORMAÇÕES DO OSSO NA ESTABILIDADE
PRIMÁRIA DOS IMPLANTES

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Ciências em Ciência dos Materiais.

Orientador(es): Carlos Nelson Elias, D.C.
Guilherme Monteiro Torelly, D.C.

Rio de Janeiro

2023

©2023

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA
Praça General Tibúrcio, 80 – Praia Vermelha
Rio de Janeiro – RJ CEP: 22290-270

Este exemplar é de propriedade do Instituto Militar de Engenharia, que poderá incluí-lo em base de dados, armazenar em computador, microfilmear ou adotar qualquer forma de arquivamento.

É permitida a menção, reprodução parcial ou integral e a transmissão entre bibliotecas deste trabalho, sem modificação de seu texto, em qualquer meio que esteja ou venha a ser fixado, para pesquisa acadêmica, comentários e citações, desde que sem finalidade comercial e que seja feita a referência bibliográfica completa.

Os conceitos expressos neste trabalho são de responsabilidade do(s) autor(es) e do(s) orientador(es).

Nascimento, Larissa Ramos Xavier Coutinho.

INFLUÊNCIA DAS DEFORMAÇÕES DO OSSO NA ESTABILIDADE PRIMÁRIA DOS IMPLANTES / Larissa Ramos Xavier Coutinho Nascimento. – Rio de Janeiro, 2023.
85 f.

Orientador(es): Carlos Nelson Elias e Guilherme Monteiro Torelly.

Tese (doutorado) – Instituto Militar de Engenharia, Ciência dos Materiais, 2023.

1. implante dentário. 2. osso. 3. interface osso-implante. 4. torque. 5. estabilidade primária. i. Elias, Carlos Nelson (orient.) ii. Torelly, Guilherme Monteiro (orient.) iii. Título

LARISSA RAMOS XAVIER COUTINHO NASCIMENTO

**INFLUÊNCIA DAS DEFORMAÇÕES DO OSSO NA
ESTABILIDADE PRIMÁRIA DOS IMPLANTES**

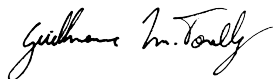
Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Ciências em Ciência dos Materiais.

Orientador(es): Carlos Nelson Elias e Guilherme Monteiro Torelly.

Aprovado em Rio de Janeiro, 09 de fevereiro de 2023, pela seguinte banca examinadora:



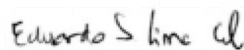
Prof. **Carlos Nelson Elias** - D.C. do IME - Presidente



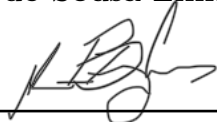
Prof. **Guilherme Monteiro Torelly** - D.C. da PUC - RJ



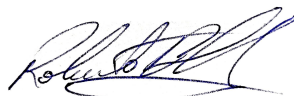
Prof. **Alaelson Vieira Gomes** - D.C. do IME



Prof. **Eduardo de Sousa Lima** - D.C. do IME



Prof. **Alexandre Barboza Lemos** - D.C. da Univ. Leopoldo Mandic



Prof. **Roberto Brunow Lehmann** - D.C. da UFF - Volta Redonda

Rio de Janeiro
2023

Dedico essa tese a todos que foram fundamentais para sua conclusão.

AGRADECIMENTOS

Ao meu professor orientador Carlos Nelson Elias, por ir além da orientação e de forma generosa transmitir os ensinamentos, com expertise, muita atenção e dedicação.

Ao meu querido marido Gustavo e filha Yasmin pelo seu amor e por compreender minha dedicação à essa pesquisa.

Aos meus pais Gelta e Sidnei pelo apoio e incentivo e por servir de inspiração pela dedicação aos estudos e a prática de trabalho em prol da sociedade.

Aos meus irmãos Rodrigo e Gisele pela amizade e atenção dedicada quando precisei.

À Polícia Militar do Estado do Rio de Janeiro pelo apoio e incentivo em todo o meu trajeto profissional.

Ao Instituto Militar de Engenharia e o seu corpo docente que demonstrou comprometimento, com a qualidade e excelência do ensino.

Ao Guilherme Monteiro Torelly que dividiu as horas de pós-doutorado, com muita generosidade e eficiência à essa pesquisa.

A todos os meus amigos do curso de pós-graduação do IME e do Laboratório de Biomateriais que compartilharam e ajudaram a resolver os inúmeros desafios que enfrentamos, sempre com solidariedade, colaboração e genialidade.

Aos membros da banca de defesa pelo interesse em contribuir para o desenvolvimento deste trabalho.

*“A vitalidade é demonstrada
não apenas pela persistência,
mas pela capacidade de
começar de novo.”
(F. Scott Fitzgerald)*

RESUMO

Existem várias publicações sobre as tensões nos tecidos ósseos após a instalação de implantes, porém esses estudos investigam a tensão que é transmitida ao osso no carregamento axial. O objetivo desta pesquisa é medir a deformação no osso através do ensaio mecânico de extensometria e o torque de inserção (TI) correspondente, permitindo a análise da influência do diâmetro, comprimento, tratamento de superfície, perfil da rosca e forma dos implantes. Além disso, foi feita uma avaliação dos possíveis efeitos biológicos decorrentes da tensão no tecido ósseo periimplantar. Na metodologia foram utilizados implantes dentários osseointegráveis instalados em blocos de espuma rígida de poliuretano com densidade de 30 PCF ($0,48 \text{ g/cm}^3$). Em cada bloco foram instalados 5 implantes iguais, sendo comparadas as influências de 5 características dos implantes, reunindo um total de 60 implantes e 12 blocos. Durante as inserções dos implantes mediu-se a deformação com o emprego de *strain gages* e o torque máximo de inserção com um torquímetro digital. Os resultados indicam que o aumento do diâmetro aumenta a deformação e o torque de inserção no osso ($\varnothing = 3,3 - \varepsilon = 2208,71 \mu\varepsilon - TI = 10,19 \text{ N.cm}$; $\varnothing = 4,0 - \varepsilon = 6204,84 \mu\varepsilon - TI = 22,45 \text{ N.cm}$; $\varnothing = 5,0 - \varepsilon = 6811,75 \mu\varepsilon - TI = 35,52 \text{ N.cm}$). O comprimento e o tratamento de superfície não têm influência na deformação e no torque de inserção. O perfil de rosca trapezoidal (TI triangular = $26,96 \text{ N.cm}$; TI trapezoidal = $53,67 \text{ N.cm}$) e a forma do corpo cônica (TI cilíndrica = $26,96 \text{ N.cm}$; TI cônica = $39,77 \text{ N.cm}$) induziram maior torque de inserção. Conclui-se que o diâmetro tem influência na deformação. O aumento do comprimento, o tratamento de superfície, o perfil da rosca e a forma do corpo dos implantes não tem influência na deformação. O perfil da rosca e a forma do corpo tem influência no torque de inserção.

Palavras-chave: implante dentário. osso. interface osso-implante. torque. estabilidade primária.

ABSTRACT

There are several publications on stresses in bone tissue after implant placement, but these studies investigate the stress that is transmitted to the bone during axial loading. The objective of this research is to measure the deformation in the bone through the mechanical test of extensometry and the corresponding insertion torque (TI), allowing the analysis of the influence of the diameter, length, surface treatment, thread profile and shape of the implants. In addition, an evaluation of the possible biological effects resulting from tension in the peri-implant bone tissue was performed. In the methodology, osseointegrated dental implants installed in blocks of rigid polyurethane foam with a density of 30 PCF ($0,48 \text{ g/cm}^3$) were used. In each block, 5 identical implants were installed, and the influences of 5 characteristics of the implants were compared, bringing together a total of 60 implants and 12 blocks. During the insertion of the implants, the deformation was measured using *strain gages* and the maximum insertion torque was measured using a digital torquemeter. The results indicate that increasing the diameter increases the deformation and the insertion torque in the bone ($\varnothing = 3,3 - \varepsilon = 2208,71 \mu\varepsilon - TI = 10.19 \text{ N.cm}$; $\varnothing = 4.0 - \varepsilon = 6204.84 \mu\varepsilon - TI = 22.45 \text{ N.cm}$; $\varnothing = 5.0 - \varepsilon = 6811.75 \mu\varepsilon - TI = 35.52 \text{ N.cm}$). Length and surface treatment have no influence on deformation and insertion torque. The trapezoidal thread profile (triangular TI = 26.96 N.cm; trapezoidal TI = 53.67 N.cm) and the conical body shape (cylindrical TI = 26,96 N.cm; conical TI = 39.77 N.cm) induced greater insertion torque. It is concluded that the diameter has influence on the deformation. Increased length, surface treatment, thread profile and body shape of implants have no influence on deformation. The thread profile and body shape influence the insertion torque.

Keywords: dental implant. bone. bone-implant interface. torque. primary stability.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Tipos de <i>Strain gages</i>	22
Figura 2 – Classificação da qualidade óssea.	32
Figura 3 – Classificação dos tipos de ossos com base nas características do osso cortical e trabecular	32
Figura 4 – Blocos de poliuretano de 30 PCF.	44
Figura 5 – Esquema da montagem do experimento utilizado na medição do torque e da deformação.	45
Figura 6 – Corpo de prova de poliuretano usado para inserir os implantes e medir a deformação	45
Figura 7 – Implantes utilizados no estudo. Master Screw, Easy Grip, Flash, Torq Ar e Conect Cônico, respectivamente.	46
Figura 8 – Dimensões do strain gage usado no presente trabalho e direções das deformações.	47
Figura 9 – Ensaios de extensometria.	48
Figura 10 – Variação da deformação do osso e do torque durante inserção do implante pelo número de voltas para implantes de mesma marca e comprimento (15 mm).	52
Figura 11 – Variação da deformação do osso e do torque durante inserção do implante pelo número de voltas para implantes com de mesma marca e diâmetro ($\phi = 3,3 \text{ mm}$).	55
Figura 12 – Variação da deformação do osso e do torque durante inserção do implante pelo número de voltas para os implantes Easy Grip (EG) e Master Screw (MS) com as mesmas dimensões ($\phi = 5,0 \text{ mm} / l = 15,0 \text{ mm}$).	57
Figura 13 – Variação da deformação do osso e do torque durante inserção do implante pelo número de voltas para os implantes Flash Porous (FP) e Ar-Torq Porous (AP) com as mesmas dimensões ($\phi = 5,0 \text{ mm} / l = 13,0 \text{ mm}$).	59
Figura 14 – Variação da deformação do osso e do torque durante inserção do implante pelo número de voltas para os implantes Ar-Torq Porous (AP) e Conect Cônico (CC) com as mesmas dimensões ($\phi = 5,0 \text{ mm} / l = 13,0 \text{ mm}$).	60
Figura 15 – Mostrando a rosca formada no corpo de prova.	66
Figura 16 – Diferença na rugosidade entre a superfície tratada com duplo ataque ácido e a usinada.	69
Figura 17 – Observa-se fissuras no corpo de prova com a instalação de implantes usinados cilíndricos Master Screw de dimensões 5.0 x 15mm.	71

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Comparação do módulo de elasticidade.	38
Tabela 2 – Amostras agrupadas para comparação de seus objetivos.	43
Tabela 3 – Especificação do fornecedor.	46
Tabela 4 – Parâmetros estatísticos ANOVA.	49
Tabela 5 – Análise Weibull de deformação no osso.	51
Tabela 6 – Análise Weibull de torque de inserção.	52
Tabela 7 – Parâmetros estatísticos ANOVA para a deformação das amostras com diferentes diâmetros.	53
Tabela 8 – Valor da diferença mínima significativa calculado usando o Teste de Tukey. Análise comparativa dos valores de diâmetro dos implantes. . .	53
Tabela 9 – Parâmetros estatísticos ANOVA para o torque de inserção das amostras com diferentes diâmetros.	53
Tabela 10 – Valor da diferença mínima significativa calculado usando o Teste de Tukey. Análise comparativa dos valores de diâmetro dos implantes. . .	54
Tabela 11 – Análise Weibull da Deformação no osso.	54
Tabela 12 – Análise Weibull do torque de inserção.	54
Tabela 13 – Parâmetros estatísticos ANOVA para a deformação das amostras com diferentes comprimentos.	56
Tabela 14 – Parâmetros estatísticos ANOVA para o torque de inserção das amostras com diferentes comprimentos.	56
Tabela 15 – Análise Weibull da propriedade de Deformação.	57
Tabela 16 – Análise Weibull da propriedade de torque de inserção.	57
Tabela 17 – Parâmetros estatísticos ANOVA para a deformação das amostras com diferentes tratamentos de superfície.	58
Tabela 18 – Parâmetros estatísticos ANOVA para o torque de inserção das amostras com diferentes tratamentos de superfície.	58
Tabela 19 – Análise Weibull da propriedade de Deformação.	59
Tabela 20 – Análise Weibull da propriedade de torque de inserção.	59
Tabela 21 – Parâmetros estatísticos ANOVA para a deformação das amostras com diferentes perfis de roscas.	59
Tabela 22 – Parâmetros estatísticos ANOVA para o torque de inserção das amostras com diferentes perfis de roscas.	60
Tabela 23 – Análise Weibull da propriedade de Deformação.	61
Tabela 24 – Análise Weibull da propriedade de torque de inserção.	61
Tabela 25 – Parâmetros estatísticos ANOVA para a deformação das amostras com diferentes formas do corpo.	61

Tabela 26 – Parâmetros estatísticos ANOVA para o torque de inserção das amostras com diferentes formas do corpo.	62
Tabela 27 – Implantes e suas características. Todos os implantes são fabricados pela empresa Conexão Sistemas de Próteses.	85

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADC	Interface analógico-digital
AEF	Análise de elementos finitos
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
BIC	Contato osso-implante
BMU	Unidade multicelular básica
BV	Bone volume
CM	Cone Morse
HE	Hexágono externo
HI	Hexágono interno
IME	Instituto Militar de Engenharia
IL-6	Interleucina 6
M-CSF	Fator estimulante de colônias de macrófagos
Micro-CT	microtomografia computadorizada
N.cm	Newton centímetro
N/mm^2	Newton por milímetro ao quadrado
PMMA	Polimetilmetacrilato
PTH	Paratireóide
Ra	Rugosidade média de superfície
RANKL	Ativador do receptor do ligante do fator nuclear kappa- β
RFA	Análise da frequência de ressonância
Sa	Altura média aritmética
TPS	Plasma Spray de titânio
UTM	Máquina Universal de teste
VEGF	Fator de crescimento endotelial vascular

LISTA DE SÍMBOLOS

ε	Deformação
ρ	Densidade
$^{\circ}$	Grau
$\%$	Porcentagem
σ	Tensão
E	Módulo de Elasticidade
R	Resistividade
$\mu\varepsilon$	Microdeformação
Ω	Ohm

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
2	JUSTIFICATIVA	18
3	OBJETIVOS	19
3.1	OBJETIVO GERAL	19
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	19
4	REVISÃO DE LITERATURA	20
4.1	ESTABILIDADE PRIMÁRIA	20
4.2	MÉTODOS DE AFERIÇÃO DA ESTABILIDADE PRIMÁRIA	20
4.2.1	TORQUE DE INSERÇÃO	20
4.2.2	STRAIN GAGE	22
4.2.3	ANÁLISE DA FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA	23
4.3	FATORES QUE INFLUENCIAM NA ESTABILIDADE PRIMÁRIA DOS IMPLANTES	24
4.3.1	DIÂMETRO E COMPRIMENTO	24
4.3.2	FORMA	25
4.3.3	PERFIL DAS ROSCAS	26
4.3.4	TIPO DE CONEXÃO	27
4.3.5	TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE DOS IMPLANTES	28
4.4	FATORES QUE AFETAM A ESTABILIDADE PRIMÁRIA RELACIONADOS AO HOSPEDEIRO	31
4.4.1	DENSIDADES ÓSSEAS	31
4.4.2	TÉCNICA CIRÚRGICA	33
4.4.3	DEFORMAÇÃO DO OSSO	35
4.4.4	NECROSE ÓSSEA	36
4.5	IMPLICAÇÕES BIOLÓGICAS E CLÍNICAS DA TENSÃO NO OSSO	37
4.5.1	MECANISMO CELULAR NA INSERÇÃO DO IMPLANTE	38
4.5.2	REMODELAÇÃO ÓSSEA AO REDOR DOS IMPLANTES	40
5	MATERIAIS E MÉTODOS	43
5.1	MÉTODOS DE ANÁLISE	43
5.2	PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS	44
5.3	ENSAIOS DE EXTENSOMETRIA	47
5.4	ANÁLISE ESTATÍSTICA	48
5.5	ANÁLISE DE VARIÂNCIA (ANOVA)	48

6	RESULTADOS	51
6.1	GRUPO 1 - COMPARAÇÃO DA INFLUÊNCIA DO DIÂMETRO	51
6.1.1	GRÁFICOS DA DEFORMAÇÃO E TORQUE POR NÚMERO DE VOLTAS	51
6.1.2	ANÁLISE ESTATÍSTICA WEIBULL	51
6.1.3	ANÁLISE ESTATÍSTICA DE VARIÂNCIA (ANOVA)	53
6.2	GRUPO 2 -COMPARAÇÃO DAS INFLUÊNCIAS DO COMPRIMENTO	54
6.2.1	GRÁFICOS DA DEFORMAÇÃO E TORQUE POR NÚMERO DE VOLTAS	54
6.2.2	ANÁLISE ESTATÍSTICA WEIBULL	54
6.2.3	ANÁLISE ESTATÍSTICA DE VARIÂNCIA (ANOVA)	55
6.3	GRUPO 3 - COMPARAÇÃO DA INFLUÊNCIA DA SUPERFÍCIE	56
6.3.1	GRÁFICOS DA DEFORMAÇÃO E TORQUE POR NÚMERO DE VOLTAS	56
6.3.2	ANÁLISE ESTATÍSTICA WEIBULL	56
6.3.3	ANÁLISE ESTATÍSTICA DE VARIÂNCIA (ANOVA)	57
6.4	GRUPO 4 - COMPARAÇÃO DA INFLUÊNCIA DO PERFIL DA ROSCA	58
6.4.1	GRÁFICOS DA DEFORMAÇÃO E TORQUE POR NÚMERO DE VOLTAS	58
6.4.2	ANÁLISE ESTATÍSTICA WEIBULL	58
6.4.3	ANÁLISE ESTATÍSTICA DE VARIÂNCIA (ANOVA)	59
6.5	GRUPO 5 - COMPARAÇÃO DAS INFLUÊNCIAS DA FORMA DO CORPO	60
6.5.1	GRÁFICOS DA DEFORMAÇÃO E TORQUE POR NÚMERO DE VOLTAS	60
6.5.2	ANÁLISE ESTATÍSTICA WEIBULL	60
6.5.3	ANÁLISE ESTATÍSTICA DE VARIÂNCIA (ANOVA)	61
7	DISCUSSÃO	63
7.1	DIÂMETRO E COMPRIMENTO	63
7.2	PERFIL DOS FILETES DAS ROSCAS	65
7.3	INFLUÊNCIA DO TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE	67
7.4	INFLUÊNCIA DA FORMA DO IMPLANTE	69
8	CONCLUSÕES	72
	REFERÊNCIAS	73
	ANEXO A – CARACTERÍSTICAS DOS IMPLANTES	84

1 INTRODUÇÃO

Com o desenvolvimento da implantodontia surgiram várias hipóteses para explicar os casos de insucessos que resultam na falha do implante. Entre as possíveis explicações destacam-se as alterações das propriedades mecânicas dos ossos maxilares, a técnica cirúrgica empregada e a forma dos implantes. As citadas propriedades influenciam no processo para obter a estabilidade primária e a osseointegração. Apesar da evolução científica e tecnológica dos últimos anos, a falha de implantes e os problemas pós-operatórios associados ao processo de perfuração óssea são uma realidade.

O atrito gerado entre os instrumentos de corte e o tecido ósseo provocam aumento da temperatura e a nucleação de micro trincas que diminuem significativamente a resistência do tecido ósseo. A extensão dos danos mecânicos e térmicos estão diretamente relacionadas com os parâmetros selecionados para a instalação dos implantes. A maioria dos estudos disponíveis na literatura dedicaram-se à medição das temperaturas geradas no tecido ósseo durante a perfuração, verificando-se uma falta de informação no que diz respeito à análise das deformações e das tensões no tecido ósseo (1).

Um método cientificamente estabelecido para avaliar a estabilidade primária é medir o torque de inserção. O torque de inserção para instalar o implante na cavidade óssea varia entre 5 *N.cm* e 50 *N.cm*. Valores adequados de torque de inserção do implante (IT) (25 – 45 *N.cm*) foram sugeridos para evitar micro movimentos que podem levar ao encapsulamento fibroso. Alto torque de inserção tem sido associado a um aumento na pressão crítica, desencadeando microfraturas e necrose óssea.

Não há consenso quanto ao torque necessário para obter a estabilidade primária de implantes unitários. Os pesquisadores sugerem que um mínimo de 30 *N.cm* deve ser usado. Fatores importantes que interferem na intensidade do torque, como comprimento do implante, diâmetro, morfologia da superfície e perfis dos filetes da rosca, devem ser considerados para ter estabilidade inicial adequada. Estudos *in vivo* demonstraram que a rugosidade da superfície aumenta a área e o contato osso-implante após a instalação (2, 3, 4, 5).

Em geral, pequenas deformações superficiais dos corpos não são perceptíveis a olho nu, sendo necessário um sensor para realizar a medição. O *strain gage* de resistência elétrica é o dispositivo usado para medir pequenas deformações. Ele é fixado na superfície do objeto para medir a deformação relativa superficial. Este sensor converte a deformação e através de um sistema de aquisição de dados mede-se a variação da resistência (ohms) e a deformação. Existem vários tipos de *strain gages*. A seleção do *strain gage* depende do objetivo da aplicação, tamanho e tipo de material. Em testes biomecânicos com ossos, os

com metal depositado em material polimérico são os mais usados. Com relação à forma, existem uniaxiais, biaxiais e, com padronizações especiais, como o de três eixos (roseta). As vantagens do uso do *strain gage* são: a possibilidade de mensurar as deformações em várias partes de uma estrutura com precisão sem destruí-la, permitindo ainda a análise quantitativa da distribuição das deformações em condições reais. Esses dispositivos servem como transdutores de deformação para resistência no cálculo da força, pressão, torque e deslocamento (6).

Existe dúvida sobre a magnitude da tensão de compressão que pode ser suportada pelos ossos maxilares durante a inserção dos implantes dentários para garantir a estabilidade primária e secundária adequadas. A estabilidade primária é mecânica e é obtida no momento da instalação do implante e varia com a forma e dimensões do implante (diâmetro, comprimento e filete da rosca), protocolo de perfuração e macro arquitetura óssea. A estabilidade secundária possui características biológicas, inicia algumas semanas após a instalação do implante e é influenciada pela morfologia da superfície e pela macro e microarquitetura óssea após carregamento do implante (7).

No presente trabalho foram quantificados o torque de inserção, a deformação, e analisada a influência do tratamento de superfície, perfil das roscas, forma, diâmetro e comprimento na estabilidade dos implantes dentários.

2 JUSTIFICATIVA

Durante a inserção dos implantes no osso são geradas deformações e tensão de compressão que variam com a forma, tamanho dos implantes, tratamento de superfície e perfil da rosca. Esta tensão gerada no osso circundante durante a inserção do implante, influencia na cicatrização e na estabilidade final. Por estes motivos, é necessário investigar a magnitude da deformação e da tensão gerada no osso para os diferentes tipos de implantes comerciais, correlacionando com o torque máximo de inserção. Torna-se importante analisar a influência da forma (cônicos e cilíndricos), tratamento de superfície, perfil das roscas, diâmetro e comprimento que o osso pode suportar sem que ocorra a fratura ou necrose óssea e possibilite a osseointegração.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo Geral

Quantificar a deformação gerada nos ossos maxilares durante a inserção de implantes dentários, analisar a influência da forma dos implantes na tensão de compressão radial no osso perimplantar, na estabilidade primária e na osseointegração.

3.2 Objetivos Específicos

1. Quantificar a deformação no osso com *strain gage*;
2. Determinar a deformação e torque de inserção durante a inserção dos implantes;
3. Correlacionar a deformação gerada no osso maxilar durante a instalação do implante com fatores que afetam à estabilidade primária;
4. Comparar o torque de inserção nos implantes com diferentes diâmetros, comprimento, tratamento de superfície e perfil das roscas com o torque máximo não patológico.

4 REVISÃO DE LITERATURA

4.1 Estabilidade Primária

A estabilidade primária é um dos pré-requisitos para se obter a osseointegração e o principal indicador do sucesso dos implantes. Está diretamente influenciada por fatores relacionados ao contato osso-implante, como a forma dos implantes, tratamento de superfície, perfil das roscas, densidade óssea, torque de inserção, deformação, diâmetro e comprimento dos implantes.

A estabilidade primária é determinada mecanicamente pelo torque de inserção de posicionamento e pelo atrito físico entre a superfície do implante e o local do osso receptor (8, 9, 10, 11).

A estabilidade primária é determinada pela resiliência da interface implante-osso sob as forças axiais, laterais e rotacionais e é considerada um fator chave para o processo de osseointegração (12).

4.2 Métodos de Aferição da Estabilidade Primária

Vários são os métodos que se encontram disponíveis para medir a estabilidade primária, no entanto, não há um método considerado padrão. Os exames histológicos e histo-morfológicos e o teste de torque de remoção são métodos invasivos. Dentre os métodos não-invasivos, destacam-se a tomografia computadorizada (TC), o teste de torque de inserção, a análise da frequência de ressonância, teste de percussão e a análise da vibração, especificamente o Periotest[®].

4.2.1 Torque de Inserção

Parafusos de fixação são usados para manter duas ou mais partes de uma montagem juntas ou para ajustar uma parte em relação à outra. O parafuso de fixação é apertado aplicando-se um torque em sua cabeça; conforme o parafuso é apertado, uma tensão de tração é gerada no corpo do parafuso. A força gerada no corpo do parafuso é chamada de pré-carga ou torque. Esta pré-carga está intimamente relacionada com a estabilidade primária dos implantes dentários. A estabilidade de uma junta aparafusada é função do coeficiente de atrito (13, 14), e da tensão inicial alcançada no parafuso ao aplicar o torque de aperto de pré-carga. O torque ótimo de pré-carga depende da geometria do parafuso, do ângulo de contato entre o parafuso, seu furo e rosca, do coeficiente de atrito e das propriedades mecânicas das peças (15). Durante a inserção do implante, a força é aplicada

no braço do torquímetro. À medida que o implante é inserido, ele é submetido a uma força de tração. Devido ao contato entre as roscas do implante e as paredes da cavidade, são geradas forças normais e forças de atrito na rosca. A força do implante contra o material hospedeiro é compressiva. Essa força atua na interface entre as roscas do implante e a parede do hospedeiro. O torque máximo de inserção depende do coeficiente de atrito, da geometria da rosca do parafuso, das propriedades do material e do diâmetro do local (16).

O torque de inserção é um parâmetro mecânico influenciado pelo procedimento cirúrgico, desenho do implante e qualidade óssea (17).

A estabilidade ideal do implante é difícil de ser obtida em todos os tipos de ossos. Alto torque de inserção é facilmente alcançado em osso de alta densidade, enquanto valores menores são frequentemente observados em ossos de baixa densidade. Ambas as ocorrências podem impactar negativamente na cicatrização do osso, uma vez que valores elevados do torque de inserção podem comprimir excessivamente o osso cortical, levando à perda óssea marginal precoce. Por outro lado, valores baixos do torque podem impedir a cicatrização precoce e comprometer a estabilidade primária e a osseointegração pela possibilidade de formação na interface osso-implante de tecido fibroso.

Makary et al.(18), testaram quatro diâmetros de implantes em ossos de diferentes densidades. Os ossos são classificados em D1, D2, D3 e D4, sendo o osso D1 compacto, o D2 com espessa camada compacta circundando o núcleo trabecular denso, o D3 tem fina camada cortical circundando osso trabecular espesso e o osso D4 tem fina camada cortical com núcleo trabecular de baixa densidade. Observaram que o valor médio geral do torque de inserção foi de $82,3 \pm 33,2 \text{ N.cm}$. O valor médio de torque de inserção variou entre os tipos de osso e foi de $D1 = 107,2 \pm 35,6 \text{ N.cm}$, $D2 = 74,7 \pm 14,0 \text{ N.cm}$, $D3 = 76,5 \pm 31,1 \text{ N.cm}$ e $D4 = 55,2 \pm 22,6 \text{ N.cm}$. Os valores dos torques de inserção mudaram com o tipo de osso, sendo significativamente menor no osso D4. Por outro lado, a escolha de implantes com maior diâmetro e rosca com maior altura acarreta maior estabilidade do implante em ossos de baixa densidade, podendo ser considerado um método eficaz para melhorar a osseointegração e reduzir o período de cicatrização.

Teixeira et al.(19), 2015 afirmaram que implantes inseridos com torque abaixo de 40 N.cm não podem suportar o torque de 30 N.cm ao ser fixado o pilar seis semanas após a cicatrização.

No entanto, Makary et al.(18) alerta que os valores do torque de inserção alcançado em osso D1 pode potencialmente introduzir riscos relacionados à deformação mecânica da conexão do implante e essa compressão cortical óssea excessiva causa perda de osso marginal.

Implantes cônicos apresentam maior torque de inserção do que implantes cilíndricos, tanto na mandíbula quanto na maxila. Rohn et al.(20), sugeriram que implantes cônicos

exercem mais força compressiva lateral nas paredes ósseas ao redor do implante, portanto, em áreas com qualidade e quantidade óssea inadequadas, recomenda-se o uso de implantes cônicos para obter melhor estabilidade primária.

4.2.2 Strain gage

Outra metodologia utilizada para avaliar o comportamento biomecânico dos implantes é a análise por *strain gage*. A aplicação deste método baseia-se na utilização de resistências elétricas, que podem ser utilizadas *in vivo* ou *in vitro* sob cargas estáticas ou dinâmicas. A figura 1 apresenta alguns dos tipos de *strain gage* existentes. Os strain gages podem ser uniaxiais ou roseta, onde a principal diferença do ponto de vista de aplicação é que o uniaxial é capaz de medir a deformação em apenas uma direção, enquanto a roseta é capaz de medir em 3 direções. O *strain gage* é um dispositivo de extensometria e tem resistências muito sensíveis que avaliam a deformação elástica da zona onde são fixadas. A deformação varia o comprimento do *strain gage*, alterando sua resistência elétrica. O alongamento do corpo de prova é lido como tensão, enquanto o encurtamento na direção oposta é registrado como compressão.



Figura 1 – Tipos de *Strain gages*.

Fonte: Imagem adaptada do site Excel Sensores.

Frost(21), categorizam o efeito da tensão compressiva no osso como demonstrando uma zona de modelagem-remodelação fisiológica entre 200 e 2500 $\mu\epsilon$, zona de sobrecarga entre 2500 e 4000 $\mu\epsilon$ (onde ocorre dano e micro fissuração do osso com algum reparo, e finalmente uma zona de sobrecarga patológica de deformações maiores que 4000 $\mu\epsilon$ onde se observa pouco ou nenhum reparo do osso.

A tensão convencional pode ser verificada através de medidores de tensão que são conectados a um amplificador analógico. No entanto a alta tensão torna o sistema perigoso para testes *in vivo*. Porém, Cozzolino et al.(22), propôs um modelo de medição da deformação direta *in vivo*, eliminando o uso do amplificado analógico digital.

Hussaini et al.(23), num modelo experimental *in vitro* projetado e testado para determinar a influência que a tensão peri-implantar pode ter na crista óssea. *Strain gages* foram anexados a modelos de polimetilmetacrilato (PMMA) contendo um implante em forma de raiz do tipo parafuso em locais a 1 mm da interface resina-implante. Os implantes foram carregados axialmente com uma força de 200 N no pilar. Os dados do extensômetro foram armazenados e organizados em computador. As tensões para todos os tipos de pilares não excederam a faixa fisiológica para modelagem e remodelação do osso esponjoso, 200 e 2500 $\mu\varepsilon$. Em aproximadamente um quarto dos ensaios, os valores de deformação foram de 200 $\mu\varepsilon$ inferiores a zona de atrofia óssea. A micro deformação média obtida foi de 517,7 $\mu\varepsilon$. Assim, deformação perimplantar neste modelo *in vitro* não excedeu a faixa fisiológica de remodelação óssea sob carga oclusal axial.

Asvanund(24), pesquisou o uso de medidores de tensão anexados ao implante no nível da conexão do pilar do implante para determinar se diferentes desenhos de conexão tiveram algum efeito na tensão no nível da conexão. O modelo consistia em uma prótese de arco completo suportada por implantes com conexões externas ou internas. Quando as cargas foram aplicadas na prótese, as deformações geradas na conexão implante-pilar externa foram significativamente maiores do que dentro da conexão interna implante-pilar em todas as 3 condições de carga. Assim, pode-se sugerir que as deformações geradas na conexão do pilar do implante da conexão externa foram maiores do que na conexão interna sob uma carga distribuída na prótese de arco completo. As forças oclusais criam diferentes padrões de tensão e deformação ao nível da conexão, que afetam a geometria da conexão implante-pilar.

Este estudo foi realizado com quatro extensômetros colocados paralelamente à parte cervical do implante nas superfícies vestibular, lingual, mesial e distal na primeira região da rosca e a 1 mm de distância do corpo do implante. A direção da medição foi paralela ao longo eixo do implante. *Strain gages* foram colados ao implante por cola de resina de cianoacrilato. Os extensômetros e os terminais foram soldados e o circuito foi conectado à máquina de leitura de deformação (Spider-8; HBM), e os dados de deformação foram medidos pelo *software Catman* (HBM). Uma máquina de teste universal com uma sonda de punção personalizada foi usada para aplicar uma carga vertical de 150 N.

4.2.3 Análise da Frequência de Ressonância

A RFA fornece informações sobre a rigidez da junção osso-implante. O valor produzido é uma combinação de contato do implante e a densidade óssea ao redor dos implantes.

O sistema RFA mais recente para uso clínico é o Ostell Mentor (Ostell AB, Gotemburgo, Suécia), que utiliza um transdutor (SmartPeg) aparafusado ao implante. O implante pode ser acessado através de pulsos eletromagnéticos gerados por um dispositivo

portátil, que reúne valores numéricos correspondentes ao quociente de estabilidade do implante (ISQ). Esses valores podem variar de 1 a 100, com um representando estabilidade muito baixa. Há diversas variáveis que podem interferir nos resultados, como quantidade e a qualidade óssea, a técnica cirúrgica, a geometria do implante, o comprimento e o diâmetro. Deve-se levar em consideração também a correlação entre os valores do ISQ e os processos de osseointegração do implante, como método de previsão do prognóstico (25).

Em relação à análise de RFA, estudos recentes realizados com implantes colocados em blocos ósseos artificiais ou em modelos animais, concluíram que os implantes cônicos apresentam valores de ISQ significativamente maiores em comparação com os implantes cilíndricos (26).

4.3 Fatores que Influenciam na Estabilidade Primária dos Implantes

Os fatores relacionados ao contato osso-implante, como a forma dos implantes, tratamento de superfície, perfil das roscas, densidade óssea, torque de inserção, deformação, diâmetro e comprimento dos implantes vão interferir na tensão de compressão imposta ao osso e influenciam na estabilidade primária e na osseointegração dos implantes.

4.3.1 Diâmetro e comprimento

Al-Johany et al.(27), propuseram um esquema de classificação baseado no comprimento e diâmetro de implantes dentários para padronizar a terminologia na literatura odontológica. Nesta classificação os implantes foram divididos quanto ao diâmetro em extra estreitos (menor que 3 *mm*), estreitos (de 3 – 3.75 *mm*), padrão (maior ou igual a 3.75 e menor que 5 *mm*) e largos (maior que 5 *mm*). Quanto ao comprimento os implantes foram classificados em extra curtos (menor ou igual a 6 *mm*), curtos (entre 6 – 10 *mm*), padrão (maior ou igual a 10 *mm* e menor que 13 *mm*) e longo (maior que 13 *mm*).

A seleção apropriada do diâmetro do implante é geralmente baseada na quantidade de osso disponível (28).

Quando a espessura do osso cortical não é suficiente, o diâmetro do implante pode influenciar no sucesso do tratamento. Quando a altura é limitada, o uso de implantes de maior diâmetro pode aumentar a interface osso-implante. Menores valores de tensão no osso e no implante têm sido observados em implantes de maior diâmetro, o que se justifica pela melhor distribuição, pela maior área de contato entre o implante e o osso periimplantar. Em quanto, o aumento do diâmetro do implante produz uma redução significativa na tensão, particularmente no osso cortical, o comprimento do implante tem certa influência nos padrões de tensão na interface do implante com o osso trabecular (29, 30).

Implantes de maior diâmetro têm maior área de contato osso-implante, maior resistência à fratura e maior estabilidade inicial, além de gerar menor tensão no osso (31). No entanto, no cenário clínico, o uso de implantes largos é limitado pela espessura do rebordo alveolar residual. Yu, Jang e Kyung(32), sugeriu que o diâmetro do implante deveria ser pelo menos metade da largura do rebordo; entretanto, rebordos alveolares mais estreitos podem aumentar a tensão. Petrie e Williams(33) relataram que um aumento no comprimento do implante pode facilitar uma diminuição na deformação óssea e tensão máxima em comparação com implantes curtos.

Estudos avaliando o efeito do diâmetro do implante e do comprimento do implante por simulação por elementos finitos comprovaram uma redução da tensão na interface osso implante com a aplicação de cargas verticais e oblíquas ao pilar com o aumento do diâmetro e com menor efeito com o aumento do comprimento (34, 35).

Outros estudos por elementos finitos dos implantes dentários mostram que existem diferenças na tensão e na deformação no osso e nas diferentes partes da estrutura implanto-suportada. Outros parâmetros que influenciam são o tipo de carregamento, a interface osso-implante, o comprimento e diâmetro dos implantes, a forma e características das superfícies do implante, tipo e material da prótese e qualidade e quantidade do osso adjacente. Durante o carregamento centralizado, a tensão máxima está localizada na cortical do osso, isso ocorre na área de contato com o implante. Quando a tensão máxima está no osso trabecular há uma concentração desta em torno do ápice do implante. No osso cortical, a distribuição da tensão é restrita à área imediata ao redor do implante, mas no osso trabecular, a distribuição da tensão é em uma área mais ampla (36).

Em implantes de pequeno diâmetro, a tensão que ocorre no osso circundante é mais alta do que em implantes maiores, tanto nos carregamentos longitudinais quanto inclinados. A magnitude da tensão diminui proporcionalmente ao aumento do diâmetro do implante. No entanto, usar o implante de maior diâmetro pode ser que não seja a melhor escolha, pois os limites morfológicos e mecânicos do osso circundante devem ser considerados para a escolha de um tamanho de implante ideal para reduzir a tensão na interface osso-implante (36).

4.3.2 Forma

A forma dos implantes influencia na estabilidade primária. O corpo do implante pode ser cilíndrico, cônico ou cilíndrico com o ápice cônico. Há um consenso de que implantes cônicos oferecem maior estabilidade primária que os cilíndricos. Os implantes cônicos proporcionam maior torque de inserção que implantes cilíndricos (37).

A forma da parte cervical do implante é muitas vezes imprescindível para a obtenção de estabilidade, principalmente em ossos de baixa densidade, nos quais o osso medular é

muito trabeculado, oferecendo pouca resistência à inserção do corpo do implante. O que se observa clinicamente é que nestes casos o implante apenas atinge uma certa estabilidade no final da instalação, devido à resistência da cortical à inserção da cervical do implante. Do ponto de vista mecânico, uma porção cervical cônica poderia favorecer a estabilidade primária da mesma forma que acontece com os implantes de corpo cônico (37).

Entre as vantagens do implante cônico ou em forma de raiz sobre a forma cilíndrica estão menor espaço necessário na região apical, sendo úteis em regiões finas com concavidades labiais ou linguais, melhor estabilidade primária para colocação imediata nas cavidades alveolares e melhor distribuição das forças compressivas (38). O implante cilíndrico está associado ao menor risco de fratura do implante. No entanto, esse tipo de implante necessita de um bom tratamento de superfície para compensar o menor contato com o tecido ósseo (39).

Uso de implantes não rosqueados de paredes paralelas foram associados a um aumento da taxa de falhas. Os implantes cônicos favorecem a distribuição de carga para o osso circundante, imitando a forma natural da raiz.

Os resultados de O'Sullivan, Sennerby e Meredith(40), mostraram que os implantes cônicos mantêm uma alta estabilidade primária mesmo em osso tipo 4 (como encontrado na região posterior de maxila) em comparação com outros tipos de implantes, sem nenhuma reação adversa do tecido ósseo.

4.3.3 Perfil das roscas

Os implantes podem ser encontrados com diferentes geometrias, e formas dos filetes das roscas. O objetivo dos vários modelos dos implantes existentes no mercado é obter uma melhor distribuição das tensões no tecido ósseo (39). Os filetes de roscas são eficazes para aumentar o contato inicial com o osso circundante através da conversão de movimento rotatórios em movimento linear, contribuindo para a estabilidade primária. No entanto, eles exibem diferenças na transmissão de cargas ao osso adjacente. O passo e o ângulo da face da rosca mudam a direção da força na interface osso-implante (41). Existem diferentes formas de roscas para implantes, sendo classificadas como: triangulares, quadradas, trapezoidais e suas variações (39).

A intensidade da tensão cisalhante gerada pelos diferentes formatos de roscas aumenta à medida que o ângulo da rosca aumenta. Implantes com roscas quadradas dissipam cargas axiais com eficiência, principalmente por meio de uma força compressiva (41). Implantes com roscas em forma de V e com rosca reversa transmitem uma combinação de forças de compressão, tração e cisalhamento (39). Implantes com roscas com filetes com maiores alturas, menores passos e com angulação reduzida possuem melhor estabilidade primária, alcançando alto contato osso-implante, com reduzida compressão óssea (42).

Com relação aos diferentes tipos de roscas a serem utilizadas, é possível verificar uma maior indicação para utilização de roscas quadradas em áreas que apresentam tecido com baixa densidade para a dissipação das tensões, melhorar o travamento e favorecer o processo da osseointegração. No entanto, a técnica de instalação do implante com este tipo de rosca em osso de densidade elevada apresenta maior resistência pela ausência de uma superfície com formato cortante, como o da rosca triangular (43).

A diminuição do passo da rosca auxilia na estabilidade do implante e o aumento da profundidade da rosca favorece a estabilidade em pacientes com baixa densidade óssea. As microroscas no colo do implante tem o objetivo de aumentam o contato osso-implante e contribui para a manutenção do osso marginal (44).

Geramizadeh et al.(45), fazendo a comparação entre três implantes de acordo com sua macrogeometria usando um modelo de análise por elementos finitos (AEF) chegaram à conclusão de que um implante cônico com microroscas na área superior e roscas em forma de V no resto do corpo tem a distribuição de tensões mais uniforme e desejável no entorno do osso cortical (46, 45, 47).

Abuhussein et al.(42) por meio de uma revisão avaliaram a influência dos tipos de roscas na distribuição das tensões no tecido ósseo e na estabilidade dos implantes. Os autores verificaram que as roscas ou microroscas eram favoráveis para a preservação óssea marginal, e o maior número e tamanho das roscas contribuem para o aumento da estabilidade primária.

Geramizadeh et al.(46), num estudo medindo a tensão imposta ao osso com a aplicação de carga axial, concluíram que o desenho ideal do implante dentário possui microroscas com 0,307 e 0,286 mm de profundidade e passo, respectivamente, na área superior e roscas em V com 0,405 e 0,808 mm de profundidade e passo no resto da o corpo. Este modelo pode resultar em distribuição da tensão ideal e, posteriormente, melhor osseointegração e maior durabilidade (46, 45, 47).

4.3.4 Tipo de conexão

Diferentes geometrias de conexão dos implantes foram desenvolvidas, as quais podem ser resumidas em dois grandes grupos: conexões externas e internas. As conexões externas possuem hexágono externo, cuja função é garantir o sistema anti-rotacional entre o implante e o pilar protético. As conexões externas são menos favoráveis para a distribuição das tensões e possuem menor estabilidade quando comparada à conexão interna de igual morfologia (48).

A conexão interna pode ter formas diferentes que variam com as características geométricas. Podem ser do tipo com hexágono interno, octógono interno, sistema trilobado ou conexão cônica. Este tipo de conexão aumenta a área de contato implante-pilar e

melhora a distribuição e dissipação de forças, proporcionando melhor estabilidade. A conexão cônica interna garante maior contato entre o implante e o pilar, fornece excelente estabilidade e melhor vedação contra penetração bacteriana (48).

Conexões foram desenvolvidos ao longo dos anos para melhoras as propriedades mecânicas, estéticas e biológicas. As conexões Hexágono Externo (HE) e Cone Morse (CM) são as mais utilizadas, porém não há consenso sobre qual tipo de conexão apresenta menor risco biomecânico para reabilitações implantossuportadas. Estudos têm relatado a presença de micromovimentos da conexão HE, devido ao tamanho do hexágono, baixa resistência às cargas mastigatórias, microespaços maiores, reabsorção óssea alveolar e insucesso do procedimento reabilitador. A conexão CM é frequentemente utilizada em reabilitações orais, devido à sua excelente capacidade de vedação, melhor distribuição de tensões, maior estabilidade entre o componente protético e o implante e devido à redução de microespaços na interface (49, 50).

4.3.5 Tratamento de superfície dos implantes

Nas últimas décadas surgiram mudanças de paradigmas sobre como as características da superfície dos biomateriais influenciam na resposta biológica. Tanto a microrrugosidade como a molhabilidade aumentam a energia de superfície, melhorando o contato celular e a osseointegração dos implantes de titânio. Os efeitos sinérgicos das características da topografia em nanoescala, a molhabilidade e a qualidade da interface implante-osso são relevantes para o sucesso dos sistemas de implante.

Vários tratamentos da superfície dos implantes são usados, os quais influenciam na interação do titânio com os tecidos biológicos. A rugosidade da superfície dos implantes altera a adesão e fixação das células osteogênicas. A rugosidade pode ser quantificada por vários parâmetros, sendo o Ra (rugosidade média de superfície) o mais usado, o qual representa o valor médio aritmético do tamanho dos picos e vales existentes na superfície em relação a uma linha média imaginária calculada. Quanto à dimensão da rugosidade dos implantes, pode-se dividi-la em três níveis: macrorrugosidade, microrrugosidade e nanorrugosidade. A macrorrugosidade com ordem de grandeza de milímetro não influencia na osseointegração, mas afeta a distribuição das forças para o osso e a estabilidade do implante (51). Idealmente a rugosidade necessária para a formação óssea de qualidade ocorre quando se tem uma superfície com Ra entre 1,0 e 2,0 μm de rugosidade (52).

Na região do segmento subepitelial, a rugosidade em torno de 1,0 μm (Ra) permite a adesão do tecido conjuntivo subepitelial. Para a região endóssea, a superfície do implante deve induzir a regeneração e a remodelação óssea, promover ótima distribuição de cargas, aumentar a área de contato e levar à máxima deposição celular (51).

A molhabilidade interfere no comportamento celular e é avaliada pelo ângulo de

contato. A composição química e a energia de superfície são essenciais para a adesão dos osteoblastos, sendo a primeira fase de interação entre as células e o biomaterial, orientando a proliferação celular no contato com o implante. Diferentes tratamentos de superfície são usados para mudar a composição química, o nível de energia, a morfologia, a topografia, a rugosidade do titânio e diminuir o ângulo de contato para aumentar a osseointegração com a melhor ancoragem mecânica e biológica (53).

Superfícies microrugosas de titânio foram produzidas usando vários procedimentos, incluindo jateamento de areia, ataque ácido ou uma combinação de ambos com diferentes resultados clínicos. A corrosão ácida é o método químico mais comumente usado para tratamento de superfície. Alguns autores indicaram que, graças a esta técnica, uma microtopografia superficial ideal pode ser alcançada para estimular macrófagos, bem como a proliferação e uma atividade pró-angiogênica de células endoteliais imediatamente após a colocação do implante. O Spray de Plasma de Titânio (TPS) pode ser considerado outra tecnologia médica bem estabelecida para melhorar a rugosidade da superfície e a molhabilidade. Em geral, uma estrutura de superfície TPS é muito rugosa (macrorrugosidade de até $240 \mu m$ e microrrugosidade de aproximadamente $40 \mu m$), pois é formada pela sobreposição de gotículas de titânio solidificado, e é caracterizada pela ocorrência de cavidades, nichos, fendas e áreas curvas, resultando em uma aparência porosa (54).

Marenzi et al.(55), estudando efeito de diferentes tratamentos, sejam mecânicos ou químicos, na morfologia da superfície de implantes de titânio. As superfícies examinadas apresentaram diferentes níveis de rugosidade de acordo com tratamento aplicado. Os resultados destacaram que as superfícies com ataque ácido podem ser mais facilmente danificadas pela tensão produzida no osso peri-implantar durante a colocação cirúrgica do implante.

As superfícies dos implantes determinam as reações interfaciais primárias com componentes do sangue, células ósseas, epiteliais e do tecido conjuntivo, como adsorção de macromoléculas, adesão celular, proliferação e diferenciação.

Os orifícios de formato cilíndrico ou cônico para a inserção de implantes dentários são imediatamente preenchidos com sangue devido à ruptura de vasos sanguíneos danificados e trauma vascular no osso. A formação de coágulo de fibrina está associada à maioria dos processos de cicatrização de feridas e parece estar ligado a reações iniciais de osseointegração. O coágulo sanguíneo serve de arcabouço à migração de células-tronco mesenquimais e secreção de enzimas fibrinolíticas. Este processo de migração para um arcabouço de tecido conjuntivo temporário é denominado osteocondução, sendo a primeira fase da osseointegração. Após a osteocondução, há formação do novo osso que é iniciada pela diferenciação de osteoblastos (52).

Ao se analisar as possíveis falhas dos implantes verifica-se que múltiplos fatores influenciam, entre eles:

- a. Ocasionados por falha do profissional como: habilidades na técnica cirúrgica e instrumentos inadequados;
- b. Fatores relacionados ao paciente: qualidade óssea, saúde sistêmica, bruxismo, higiene oral e manutenção da saúde;
- c. Impacto físico: carga, tensão, tipo de restauração e região da mandíbula.

Os objetivos dos tratamentos das superfícies dos implantes são: reduzir o tempo de carregamento após a cirurgia, acelerar o crescimento e maturação óssea para permitir o carregamento imediato, aumentar a estabilidade primária, garantir o sucesso na aplicação em osso com menor densidade e quantidade, obter crescimento ósseo diretamente na superfície do implante, obter maior área possível de osseointegração, obter contato osso-implante sem a interposição de camadas proteicas amorfas, atrair células osteoblásticas, pré-osteoblásticas e mesenquimais, atrair proteínas de ligação específicas para células osteogênicas (fibronectina) e obter maior concentração possível de proteínas de ligação celular (53).

Implantes orais moderadamente rugosos dominam atualmente o mercado, com base nas evidências científicas de que essas superfícies proporcionam melhor resposta óssea. Uma tendência geral nos experimentos *in vivo* é que o aumento do valor de Sa (altura média aritmética) resulta em aumento da resistência ao cisalhamento interfacial (8).

Usando o método de análise por elemento finito (AEF), Halldin et al. (2015) estimaram a resistência ao cisalhamento interfacial para diferentes superfícies. Foi constatado que uma superfície com valor de Sa de 1,51 teve um valor de 45% de aumento da resistência ao cisalhamento interfacial em 12 semanas de cicatrização em comparação com uma superfície com um valor de Sa de 0,91 (56).

A modificação da superfície dos implantes é recomendada por ampliar a área de contato ósseo, permitindo assim melhor resistência à força de cisalhamento, devido ao aumento do coeficiente de atrito (57). No entanto, a literatura sugere que um aumento de tensões no osso cortical, com o aumento da rugosidade da superfície nesta região deve ser devidamente avaliado para evitar a perda óssea ao redor do implante (58).

Junior et al.(59), observaram que implantes com tratamento de superfície apresentavam maior tensão e deformação no osso cortical do que implantes usinados, o que os autores atribuem ao aumento da área dos implantes com superfície tratada e melhor distribuição da tensão axial no osso perimplantar.

Tabassum et al.(60), avaliaram a topográfica da superfície e demonstraram que a superfície usinada apresentou uma rugosidade superficial média ($Ra = 0,45 \mu m$), significativamente menor do que a superfície condicionada ($Ra = 1,47 \mu m$).

4.4 Fatores que Afetam a Estabilidade Primária Relacionados ao Hospedeiro

4.4.1 Densidades Ósseas

Os fatores do hospedeiro estão relacionados à quantidade (espessura cortical) e qualidade (densidade cortical) do osso. Como a tensão máxima ocorre no nível cortical, tem sido recomendado que o osso cortical nos locais de inserção de implantes deve ter pelo menos 1,0 *mm* de espessura. A densidade mineral óssea também é importante para garantir a estabilidade dos implantes endósseos. Em estudo de Shah et al.(61), verificaram aumento significativo no torque de inserção quando os mini implantes foram inseridos em espessuras corticais mais espessas. Eles enfatizam o aumento do torque de inserção com a elevação da densidade óssea.

As variações das densidades ósseas nas diferentes regiões dos maxilares podem ser parcialmente responsáveis pelas maiores falhas clínicas na maxila do que na mandíbula (62). Esta afirmação é confirmada por dados da literatura que citam que a densidade óssea é o principal fator que influencia na estabilidade primária dos implantes dentários (37). Isto se baseia na observação de que nenhuma outra característica (forma, dimensão, técnica cirúrgica e superfície dos implantes) foi capaz de gerar grandes variações nos valores de torque de inserção. A densidade óssea é o parâmetro mais importante para a obtenção da estabilidade inicial (37).

Duas classificações são usadas na implantodontia para qualificar as densidades ósseas e auxiliar no planejamento clínico-cirúrgico e na previsibilidade do tratamento com implantes dentários. Lekholm(63) propuseram uma classificação com base na qualidade óssea e nas densidades, propondo 4 classes de osso (Figura 2):

- DI: Osso compacto e homogêneo;
- DII: Espessa camada de osso compacto circundando núcleo de osso trabecular denso;
- DIII: Fina camada de osso cortical circundando núcleo de osso trabecular denso com resistência favorável;
- DIV: Fina camada de osso cortical circundando núcleo de osso trabecular de baixa densidade.

Em 1988, Misch et al.(64) propôs que o osso pode ser dividido em quatro grupos com base nas características da cortical e do osso trabecular (Figura 3). O osso cortical pode ser denso, poroso, fino, espesso ou ausente. O osso trabecular pode ser grosso ou fino. As classes foram identificadas como D1, D2, D3 e D4, respectivamente:

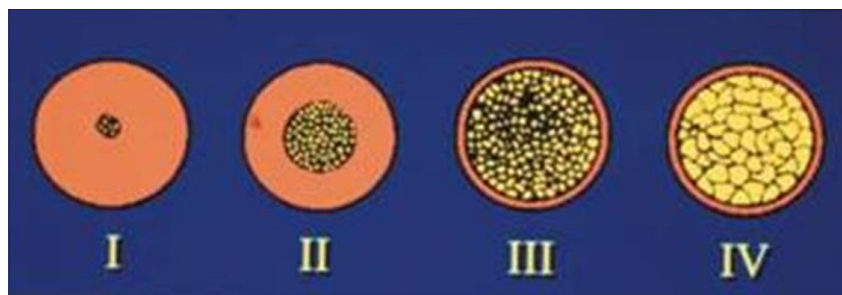


Figura 2 – Classificação da qualidade óssea.

Fonte: Imagem adaptada de Lekholm e Zarby, 1985.

D1: Osso cortical denso;

D2: Osso cortical poroso e trabecular grosso;

D3: Cortical poroso (fino) e trabecular fino;

D4: Osso trabecular fino.

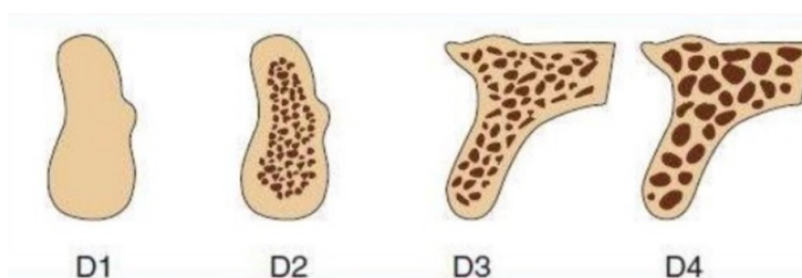


Figura 3 – Classificação dos tipos de ossos com base nas características do osso cortical e trabecular

Fonte: Imagem adaptada de Misch, 1988.

A estabilidade mecânica impede os movimentos durante o primeiro estágio de cicatrização cirúrgica (64). A resistência mecânica do osso, o módulo de elasticidade, a porcentagem de contato osso-implante e a distribuição axial das tensões ao redor do implante também estão relacionados à densidade óssea (65). A qualidade do osso varia com a localização nos maxilares. Na região anterior da mandíbula é encontrado osso mais denso, seguida pela região anterior da maxila, depois pela região posterior da mandíbula e finalmente pela região posterior da maxila. Os maiores índices de insucesso são obtidos com implantes instalados na região posterior da maxila, onde a intensidade das forças orais é maior e a densidade óssea menor (66).

Durante a cicatrização, a densidade óssea inicial fornece a imobilização mecânica do implante e posteriormente permite a distribuição e a transmissão das tensões da prótese para a interface osso-implante. A porcentagem de contato osso-implante influencia na intensidade da distribuição da tensão e da deformação na interface osso-implante (65).

4.4.2 Técnica Cirúrgica

Uma técnica cirúrgica adequada é extremamente importante para a obtenção de alta estabilidade primária, principalmente em ossos de pouca densidade e/ou quantidade.

Na condição ideal de cicatrização pós-operatória, ocorre uma cascata de fenômenos celulares e moleculares, incluindo a formação do coágulo sanguíneo, angiogênese, migração de células osteoprogenitoras, aposição de tecido ósseo na superfície do implante, remodelação secundária e periimplantar do osso pré-existente (7). Portanto, a técnica cirúrgica correta tem importância primordial para garantir a estabilidade do implante em locais de ossos com menores densidades e quantidades.

Quanto menor for o diâmetro do alvéolo cirúrgico em relação ao diâmetro do implante, maior será a compressão óssea e maior o torque de inserção. Para se obter a maior estabilidade deve-se preparar adequadamente o leito cirúrgico. Os protocolos convencionais usados nas cirurgias sugerem que o alvéolo cirúrgico deve ser aproximadamente $0,7\text{ mm}$ menor que o diâmetro do implante. Este procedimento é chamado de subinstrumentação. Em ossos de baixa densidade, uma subinstrumentação pode aumentar de forma significativa a estabilidade primária (37).

Cavidade preparadas com diâmetro menor $0,25\text{ mm}$ do que o implante, ocorre a formação de rosca. Sennerby e Meredith(67), mostraram que a estabilidade é reduzida em locais onde a diferença entre o diâmetro do implante e a cavidade é inferior a $0,25\text{ mm}$, aumentando assim a possibilidade de falha do implante. Para uma cavidade óssea com diâmetro $0,6\text{ mm}$ menor que o implante, ocorre o corte da rosca. Assim, essa diferença de diâmetro tem a vantagem de cortar um novo padrão de rosca no osso, em torno de uma cavidade de menor diâmetro.

Guan et al.(68) usando implantes de diâmetro $4,3\text{ mm}$ observaram que a tensão de Von Mises nas cavidades óssea de $4,25\text{ mm}$ de diâmetro era de $1,94\text{ MPa}$, nas cavidades de $3,9\text{ mm}$ a tensão foi de $5,1\text{ MPa}$ e em perfurações cônicas de diâmetro entre $4,25$ e $3,9\text{ mm}$ a tensão era de $2,32\text{ MPa}$. Concluem que a cavidade cônica satisfaz melhor o nível de tensão ideal sugerido na literatura porque o osso é estimulado com reabsorção mínima de acordo com O'Mahony et al.(69) que estabeleceram níveis de tensão ideais ou desejáveis a serem experimentados pelo osso local durante a implantação entre $1,72$ e $2,76\text{ MPa}$ (68, 69).

Al-Marshood et al.(70), estudaram duas técnicas cirúrgicas para a instalação dos implantes dentários colocados bilateralmente na mandíbula de cães Beagle. Os implantes foram instalados usando a técnica subdimensionada e a técnica convencional com escalonamento das brocas. Os métodos utilizados para analisar o contato osso-implante (BIC: bone implant contact) e o volume ósseo (BV: bone volume) em torno do implante 3 meses após a cirurgia foram baseados em microtomografia computadorizada (micro-CT) e métodos

histométricos. Os autores concluíram que a porcentagem de BIC foi significativamente maior para os implantes instalados com a técnica subdimensionada. Observaram uma diferença significativa entre a técnica subdimensionada e a escalonada para a primeira rosca de parafuso em relação ao contato ósseo. O maior contato ósseo foi devido à ocorrência de pequenos fragmentos ósseos criados durante a instalação subdimensionada no leito alveolar (70). Os fragmentos ósseos possuem potencial de osteogênese e podem atuar como uma espécie de autoenxerto (71).

Outro protocolo que pode ser seguido para a escolha do diâmetro do implante é a avaliação clínica da densidade óssea com base na percepção tátil. Misch et al.(64) sugere que o osso pode ser classificado em 4 grupos:

Osso D1: Quase todo osso é cortical denso semelhante a madeira de carvalho em dureza;

Osso D2: O osso é homogêneo e denso semelhante a madeira de pinho branco em dureza;

Osso D3: O osso cortical é poroso, fino e o trabecular é fino e semelhante em dureza à madeira de balsa;

Osso D4: Existe pouco ou nenhum osso cortical, com osso trabecular fino semelhante ao isopor em dureza (64).

Durante a instalação do implante dentário, a tensão se concentra em diferentes áreas ao longo da superfície e varia com a densidade óssea, forma do implante e com a metodologia empregada na osteotomia.

A dimensão da cavidade preparada na perfuração depende do diâmetro da última fresa usada na osteotomia. A forma da fresa final é projetada para cortar o osso de acordo com a forma do implante, mas não é perfeitamente semelhante à geometria do implante. Cada sistema de implante preconiza o uso de uma broca final de tamanho apropriado para o diâmetro e comprimento do implante (72). O processo de implantação distribui as forças de carregamento complexas em várias direções no osso circundante (73).

A direção de carregamento tem efeito significativo nos valores da tensão máxima e padrões de distribuição no sistema implante-osso. O padrão de tensão no osso circundante da cavidade preparada é distribuído de maneira mais uniforme quando a geometria do implante não desloca o osso circundante. O aumento abrupto na geometria do implante cria maior tensão no osso. Quando a magnitude da tensão supera a capacidade máxima de deformação do osso ocorrem danos caracterizados pela formação de trincas ou fratura. Por outro lado, se a cavidade é maior do que a geometria do implante há menor contato entre o osso e o implante, diminuindo a estabilidade do implante. Portanto, o diâmetro da broca final é crítico para a osteotomia, porque o osso adjacente a fresa têm contato inicial direto com o implante. Quanto maior for a diferença geométrica entre o implante

e a cavidade óssea, maior será a área óssea comprimida e maior a tensão gerada. Duyck et al.(74) observaram que a diferença maior de diâmetro entre o colar do implante e a cavidade preparada, aumenta a tensão no osso (74).

Shalabi et al.(75), estudaram o efeito da rugosidade da superfície e a influência de diferentes técnicas cirúrgicas na fixação mecânica de implantes orais de titânio 12 semanas após a cirurgia. Foram instalados 48 implantes com topografias de superfície usinadas ou jateadas e anodizadas em côneos femorais de cabras. Os locais de implante foram preparados com emprego da técnica convencional, com preparação subdimensionada, ou pela técnica de condensação óssea com osteótomo. As análises foram feitas por teste de torque de remoção e histológica, usando microscópio eletrônico de varredura. Os autores encontraram maior torque de remoção em implantes com tratamento de superfície com a técnica subdimensionada (29 a 98 *N.cm*). O torque médio (35 a 50 *N.cm*) para remover os implantes com superfície usinada e colocados pela técnica de osteótomo foram menores. Na instalação dos implantes anodizados foi usada a preparação subdimensionada do local de implantação, resultando numa força de ligação superior com o osso circundante em comparação com os implantes de superfície jateada. Houve evidência de que a técnica de preparação subdimensionada melhorou a fixação precoce de implantes orais. Basicamente, a diferença entre a técnica subdimensionada e a técnica de osteótomo é o grau de compressão do osso.

Ambas as abordagens resultam em compressão óssea ao redor do implante, mas na técnica com osteótomo a compressão é claramente maior por causa de tensões que surgem quando um implante é colocado em um local de implantação de menor diâmetro. Tensões maiores podem ser geradas mesmo quando o diâmetro do implante é de apenas 100 μm menor do que o diâmetro da perfuração no osso. Em vista disso, a técnica de osteótomo pode apresentar falha devido à tensão no osso ao redor do leito de implantação em combinação com a densidade relativamente alta do osso trabecular dos côneos femorais. Deve ser enfatizado que a técnica de osteótomo é projetada para ser usada em osso tipo IV e não em osso de alta densidade.

Assim, quanto menor for o diâmetro da cavidade óssea, maior será a tensão gerada pela compressão do implante, podendo ocasionar a perda óssea crestal. Portanto, o clínico deve usar a broca final de tamanho adequado compatível com o tamanho do implante e a seleção deve ser feita com base na qualidade do osso do paciente (76, 77).

4.4.3 Deformação do Osso

Udomsawat et al.(76), analisaram as características da distribuição da tensão usando análise por elementos finitos ao redor de 3 implantes com formas diferentes. Observaram que as tensões máximas foram localizadas no osso cortical. Os autores atribuíram este fato à duas características dos materiais, sendo a primeira a propriedade elástica de cada

tipo de osso. Osso cortical tipo II tem módulo de Young (E) igual a $9 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$, o qual é superior a $0,7 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$ do osso esponjoso (78). Quanto maior o módulo de elasticidade, mais rígido é o material, portanto, o osso cortical tinha menor capacidade de deformar do que o osso esponjoso. A segunda característica foi a densidade do osso. Quanto maior a densidade do osso cortical, menor a tensão no osso esponjoso, devido aos diferentes módulos de Young (79). Consequentemente, o osso cortical precisa de maior força para ser deformado do que o osso esponjoso.

Com a aplicação de forças compressivas, são originadas fraturas transversais, mas, devido ao comportamento anisotrópico do osso, as linhas de pressão podem ser oblíquas. Sob tensão, um osso fratura na direção perpendicular à carga aplicada. No caso das forças de cisalhamento, estas agem paralelamente à superfície, deformando-o (80).

Quando um estímulo mecânico externo produz deformação no tecido ósseo, o osteócito sofre deformação. A tensão de cisalhamento sobre a membrana plasmática dos osteócitos é transmitida por toda a célula através de uma complexa rede que conecta a membrana plasmática ao núcleo, num processo chamado mecanotransdução. Presume-se que as cargas mecânicas aplicadas ao osso sejam transduzidas pelo esqueleto, via sinais mecânicos e são detectadas por determinadas células que geram sinais bioquímicos, regulando a formação e reabsorção óssea (81).

4.4.4 Necrose Óssea

Com base na teoria de Wolff, a resposta do osso em termos de reabsorção ou cicatrização está diretamente relacionado com a tensão no osso (82). Várias pesquisas relataram a relação entre a forma do corpo do implante e a distribuição da força estática (42, 83, 84). Estudos histológicos mostram que o implante colocado em osteotomias excessivamente subdimensionadas resulta em microfissuras induzidas no osso cortical, levando à necrose e remodelação que pode comprometer a estabilidade primária do implante (85).

Os implantes instalados em cavidade subdimensionada e os colocados sob pressão, não apresentam diferença quanto à resposta óssea. O osso fica em contato com a superfície do implante sem qualquer sinal de interferência de camadas de tecido fibroso. O osso marginal responde diferente nas duas abordagens cirúrgicas. Em implantes inseridos em cavidades subdimensionadas, o primeiro contato implante-osso ocorreu na primeira rosca ou acima dela. Em contraste, em cerca de 50% dos implantes inseridos sob pressão, a primeira rosca do implante não fica coberta com osso, mas com tecido fibroso (70).

Altos valores do torque de inserção podem ser gerados na instalação do implante com o aumento da altura do filete da rosca. No entanto, há necessidade de cautela com a tensão excessiva gerada, porque esta compressão pode exceder o limite fisiológico e

desencadear a reabsorção óssea, levando à necrose e falha do implante dentário (86).

Em geral, as falhas dos implantes podem ser descritas como eventos iniciais ou tardios. As falhas iniciais ocorrem antes que o implante seja colocado em função. Estas falhas podem ter várias causas, entre elas o superaquecimento do osso durante a preparação do local do implante, falta de estabilidade primária, preparação excessiva do local do implante ou à má qualidade óssea, cargas orais elevadas ou parafunções (87). Neste contexto, os implantes são clinicamente removíveis. As falhas tardias são observadas após o carregamento e função. Em contraste, as falhas tardias dos implantes são principalmente devido a fatores biológicos. A perda óssea decorrente de periimplantite ou fratura do implante são as prevalentes. A maioria dos implantes com falha tardia não apresenta mobilidade e permanece pelo menos parcialmente osseointegrados na porção apical (88).

4.5 IMPLICAÇÕES BIOLÓGICAS E CLÍNICAS DA TENSÃO NO OSSO

A tensão mecânica no osso resulta em uma deformação, que é definida como a mudança relativa no comprimento do osso, ou seja, alongamento ou encurtamento e é frequentemente expresso em microdeformação ($\mu\varepsilon$), onde 1000 $\mu\varepsilon$ correspondem a uma deformação de 0,1%. A deformação também depende das propriedades mecânicas do osso, como o módulo de elasticidade. Isso significa que uma determinada força pode afetar de maneira diferente os ossos de acordo com a densidade óssea, de forma que uma mesma tensão pode resultar em deformação diferente nos ossos, conforme o grau de rigidez óssea.

Acredita-se que um osso funcione dentro da faixa de deformação de 50 – 1500 $\mu\varepsilon$. Se a carga máxima no osso resultar em deformações de 1500 a 3000 $\mu\varepsilon$, ocorrerá uma sobrecarga leve que pode resultar em danos que normalmente é reparado pela remodelação (21).

A tensão repetida no osso, resultando em deformações superiores a 3000 $\mu\varepsilon$, aumenta o micro dano. Tais deformações podem sobrecarregar o mecanismo de reparo e resultar em uma falha por fadiga. Em comparação, o osso normal fratura com forças que causam uma deformação de cerca de 2,5% (25000 $\mu\varepsilon$). Em contraste, se a tensão no osso não exceder 50 – 100 $\mu\varepsilon$, ocorre remodelação e perda óssea por desuso do osso (21).

De acordo com Frost(21) uma carga de 1 – 2 *MPa* (aproximadamente equivalente a 0,1 – 0,2 *kg/mm²*) resulta em 50 – 100 $\mu\varepsilon$ no osso lamelar cortical em mamíferos adultos jovens saudáveis, e 60 *MPa* em 3000 $\mu\varepsilon$. O nível para fratura súbita de 25000 $\mu\varepsilon$ é obtido com uma tensão de 120 *MPa*.

Utilizando análise de elementos finitos, Sugiura et al.(89), avaliaram o ponto de corte para reabsorção óssea ao redor dos parafusos. Com base em medições de tensão

in vivo, eles determinaram que o limiar era de aproximadamente 50 MPa ou 3600 $\mu\epsilon$, enquanto uma tensão de 40 MPa era fisiológica para o osso. Outros pesquisadores relataram que o osso suporta cargas que levam a deformação de 4000 $\mu\epsilon$ em compressão e 2500 $\mu\epsilon$ em tensão (90).

Em um estudo de Melsen e Lang(91), implantes orais especialmente desenhados foram inseridos em macacos e após cicatrização submetidos a cargas contínuas. Nenhum dos implantes havia perdido a integração óssea após 11 semanas com carregamento, mas a carga influenciou significativamente o osso alveolar nas proximidades dos implantes. A aposição óssea foi mais frequentemente encontrada quando a deformação calculada variou entre 3400 e 6600 $\mu\epsilon$. Por outro lado, quando a deformação excedeu 6700 $\mu\epsilon$, a remodelação resultou em uma perda óssea. Em conjunto esses estudos suportam a teoria de que a aposição de osso ao redor de um implante oral é a resposta biológica a uma tensão abaixo de um certo limiar, enquanto a perda de osso marginal ou perda completa de osseointegração pode ser o resultado de tensão mecânica além desse limiar.

No nível celular a modelagem do osso ocorre através da mudança no equilíbrio entre os osteoclastos, que reabsorvem a matriz calcificada, e os osteoblastos, que sintetizam a nova matriz óssea (92). Além disso, a modelagem, como resultado da carga mecânica, é predominantemente alcançada pela diferenciação das células ósseas, mas também, até certo ponto, pelo recrutamento e proliferação de precursores de osteoblastos (93).

Assim, como pode ser visto na Tabela 1, a rigidez dos implantes orais de titânio ou suas ligas é 110 GPa, enquanto a do osso cortical é em torno de 15 GPa. Quando um implante oral é carregado com força oclusal, a tensão será transferida para o osso, com a maior tensão na porção mais coronal do osso de suporte. Isso é uma consequência de um princípio geral de engenharia que afirma que quando dois materiais estão em contato e um é carregado, a tensão será maior onde os materiais tiverem o primeiro contato.

Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Osso cortical	15	0,3
Osso esponjoso	1,5	0,3
Implante dentário	110	0,33

Tabela 1 – Comparação do módulo de elasticidade.

Fonte: Adaptada de LEHMANN, TEIXEIRA, (2011)

O osso se adapta melhor as forças compressivas do que as de tração, havendo maior risco de fratura sob cargas de cisalhamento (94).

4.5.1 Mecanismo celular na inserção do implante

Valores adequados de torque de inserção do implante (TI) (25 – 45 N.cm) foram sugeridos para evitar micromovimentos que podem levar ao encapsulamento fibroso. Por

outro lado, alto torque de inserção também tem sido associado a um aumento na pressão crítica, desencadeando microfraturas e necrose óssea.

O aumento da TI pode levar à apoptose dos osteócitos e conseqüentemente, promover níveis mais elevados de secreção de RANKL (receptor ativador do núcleo do fator Kappa B ligante) e VEGF (fator de crescimento endotelial) para o ambiente circundante para remover células apoptóticas. Há relatos de que níveis mais elevados de RANKL foram encontrados numa distância de 100 – 200 microns das microfissuras e níveis mais baixos de OPG (osteoprotegerina) foram observados até 200 microns de distância das microfissuras. Sabe-se que o receptor ativador do fator nuclear kappa B (RANK), o ligante do receptor ativador nuclear kappa B (RANKL) e a OPG participam do processo de osteoclastogênese. Estes fatores são produzidos em células de estroma e em osteoblastos com membranas solúveis. O RANKL e o M-CSF (fator estimulante de colônias de macrófagos), ativam os seus receptores, RANK e c-fms (receptor do fator 1 estimulador de colônias), respetivamente, o que desencadeia o desenvolvimento e ativação de células precursoras de osteoclastos, induzindo assim o processo de reabsorção óssea. A expressão da OPG, na fase de reabsorção é reduzida, uma vez que esta proteína funciona como um receptor antagonista que se liga ao RANKL, inibindo assim a ação deste último no receptor RANK. Então, o papel principal da OPG, é a inibição da função dos osteoclastos, dando origem assim à apoptose osteoclástica (95).

Verborgt et al.(96), relataram que osteócitos viáveis próximos a áreas micro danificadas promoveram a apoptose celular por expressarem níveis mais altos do gene Bax e que os níveis mais altos da proteína antiapoptótica Bcl-2 foram atingidos 1 – 2 mm de distância das microfissuras. Os osteoclastos estão encarregados tanto da remodelação do osso em desuso, quanto do osso danificado com microfissuras. Nesta área, dois estímulos promovem a ativação dos osteoclastos. Em primeiro lugar, liberam os osteócitos danificados emitindo sinais quimiotáteis para atrair osteoclastos e aumentar os níveis de RANKL. Em segundo lugar, áreas de osteócitos mortos não emitem os sinais inibitórios dos osteoclastos.

A estrutura óssea é continuamente remodelada por osteoclastos de reabsorção óssea e osteoblastos formadores de osso, que são regulados por osteócitos. Os osteócitos atuam como mecanossensores de moléculas sinalizadoras produtoras de osso que afetam as atividades osteoblásticas e/ou osteoclásticas. Uma teoria proeminente é que a mecanossensibilização pelos osteócitos que ocorre através do fluxo de fluido induzido pela tensão através da rede lacuno-canalicular dentário (97).

Osteócitos redondos são encontrados em ossos chatos, como calvarias, carregados com amplitudes muito menores, radialmente e/ou tangencialmente, devido à pressão intracraniana e/ou mastigação. A morfologia e a orientação dos osteócitos parecem ser afetadas pela direção da carga mecânica. As lacunas dos osteócitos estão alinhadas a orientação da fibra de colágeno, que pode corresponder à orientação da tensão de tração

no osso. Sabe-se que forças mecânicas externas sobre as células afetam a estrutura do citoesqueleto e, portanto, a morfologia celular. Os osteócitos redondos no osso da calvaria sofrem cargas mecânicas muito menores do que os ossos longos, o que pode indicar que suas morfologias mantêm suas funções fisiológicas mesmo na presença de baixas cargas mecânicas e, portanto, são mais mecanossensíveis do que os osteócitos alongados em ossos longos expostos a cargas mais altas. Logo, a morfologia dos osteócitos no local do implante pode prever o sucesso dos implantes dentário (97).

O comportamento celular é amplamente determinado pelo ambiente mecânico de tensão ou deformação das células ósseas e dependem, em parte, da porcentagem de mineralização e da densidade do osso (98).

4.5.2 Remodelação óssea ao redor dos implantes

A perda óssea ao redor dos implantes dentários pode resultar de vários fatores como o desenho do implante, a densidade óssea, o trauma cirúrgico, a sobrecarga oclusal, o estabelecimento de uma largura biológica adequada, o desenvolvimento de um biofilme bacteriano patogênico e, por fim, a interrupção do suprimento sanguíneo. Após a preparação do local e a inserção do implante ocorre uma sequência de respostas inflamatórias imunes, seguidas de angiogênese e até mesmo osteogênese para alcançar a osseointegração (99).

Isso é influenciado pelas características da superfície, devido à capacidade de adsorção de proteínas com base na hidroflicidade e topografia de superfície do implante. Assim, a trombina e o fibrinogênio aderem à superfície do implante. Mais tarde, os neutrófilos povoam o local receptor do implante antes de monócitos e macrófagos infiltrarem a área (99).

Esses eventos liberam as citocinas e fatores de crescimento que estimulam a deposição da matriz de colágeno ao redor da camada de óxido de titânio, levando a formação de tecido ósseo (5 dias mais tarde). Em questão de 8 a 12 semanas, o osso lamelar inicia a estabilidade biológica (osseointegração) (99).

O ciclo de remodelação é composto por cinco fases sequenciais: ativação, reabsorção, reversão, formação e terminação. O processo de ativação inicia-se em resposta a estímulos, desenvolvendo-se uma cascata de sinais para a ativação e diferenciação das células precursoras dos osteoclastos. Simultaneamente as células de revestimento ósseo digerem a membrana endosteal, expondo assim a superfície óssea aos osteoclastos. A fase seguinte é a reabsorção que ocorre quando os osteoclastos se diferenciam dos seus precursores e reabsorvem o osso. Em seguida, são formadas cavidades referidas como lacunas de Howship no osso trabecular e cavidades de reabsorção no osso cortical. A etapa de reversão, após a reabsorção é mediada por osteoclastos, células mononucleares, que removem os restos de colágeno e preparam a superfície para a deposição de tecido ósseo. Na fase de formação,

os osteoblastos depositam o novo osso, até a neoformação do osso reabsorvido. No final, após a mineralização da nova matriz óssea, alguns osteoblastos podem incorporar-se na matriz mineralizada e se diferenciam em osteócitos, enquanto outros dão origem a células de revestimento, e assim se conclui a terminação (95).

Além disso, após a cicatrização, a remodelação do tecido ósseo precisa induzir a neoangiogênese. O crescimento dos vasos sanguíneos é dividido em angiogênese e arteriogênese. A angiogênese é o crescimento de vasos sanguíneos que ocorre em um adulto através da migração e proliferação de células endoteliais, enquanto a arteriogênese é a expansão ou ramificação de um vaso existente através de conexões arteriolares para formar vasos colaterais maiores. Esses processos produzem vasos de diferentes tamanhos e capacidades funcionais. Ambas as arteríolas e vênulas são componentes importantes do osso para a formação e manutenção do tecido. Entretanto, a perda de microvascularização tem sido implicada em vários distúrbios que incluem perda óssea. O osso cortical é vascularizado através do sistema de canais de Havers, bem como pelos canais de Volkmann, enquanto o osso trabecular é dez vezes mais vascularizado através dos vasos da medula que permitem que nutrientes e sinais de citocinas alcancem os osteócitos e osteoblastos, como o fator de crescimento de fibroblastos e o fator de crescimento transformador, bem como de fatores de crescimento osteogênicos, como proteínas morfogenéticas ósseas. Essas citocinas importantes para o desenvolvimento desempenham um papel na osteogênese e angiogênese. Durante a cicatrização óssea, a calcificação do hematoma é o primeiro estágio da regeneração tecidual e o osso é formado por revascularização e mineralização continuadas (99).

Os vasos ósseos que correm dentro dos canais ósseos circundados por células e tecidos formam com a rede de osteócitos um “sincício funcional”, com fluido pericelular é importante para a manutenção óssea, pois o nível de tensão local é reconhecido pelo fluxo de fluido canalicular. Em conceito, o fluido ósseo serve como meio de acoplamento através do qual a energia é transferida do sistema para as células que promovem a remodelação. O fluido intersticial ósseo é fornecido por transudação do suprimento sanguíneo, seguindo o mecanismo de Starling e está relacionado aos gradientes de pressão gerados pelas pressões venosa e intramedular e gradientes osmóticos. O sistema vascular através dos fluxos sanguíneos é um componente importante do sistema de mecanotransdução. No local de crescimento do osso, tanto as células osteoblásticas quanto as osteoclásticas expressaram o fator de crescimento endotelial vascular (99).

O osso deve ser considerado um tecido poroso contendo uma matriz sólida, células e uma fase fluida. A matriz sólida contribui para determinar as propriedades biomecânicas do osso. As células fornecem o maquinário para modelagem e remodelação, permitindo a adaptação da estrutura óssea às demandas funcionais. A fase fluida dentro do sistema lacuno-canalicular parece ser capaz de interligar o “sincício” celular ao nível de carga-

deformação do osso (99).

A perda óssea da crista peri-implantar não está apenas associada à microvascularização para células e suprimento metabólico, mas também deve estar relacionada à capacidade de detecção de tensão, pois o osso nessas áreas não foi organizado para resistir à concentração de tensão. Um nível alto de tensão pode continuamente a ativar o sincício de osteócitos, produzindo uma perda óssea (99)).

Reabsorção e formação óssea envolvem uma sinalização intercelular de uma infinidade de vias e mecanismos de controle. Vários hormônios estão envolvidos como, paratireóide (PTH), vitamina D, hormônio do crescimento, esteróides, calcitonina e várias citocinas medulares. Fatores de crescimento como M-CSF, RANKL, O VEGF e a família da interleucina 6 (IL-6) também estão envolvidos de forma importante. O complexo osteoclastos-osteoblasto-célula imune-citocina é conhecido como a unidade multicelular básica (BMU). Durante o processo de remodelação os osteoblastos secretam osteóide, o precursor orgânico não mineralizado do osso maduro. Osteóide é feito de fibras de colágeno e substância fundamental e calcifica em osso maduro (99).

Os dados de estudos clínicos parecem sugerir que um aumento da compressão durante a colocação do implante pode resultar em uma maior reabsorção óssea marginal (100, 101, 102). Quando a pressão local na camada cortical é excessiva há interrupção da microcirculação, dano difuso, microfissuras e finalmente, há uma extensa área de osteócitos apoptóticos. A ocorrência de micro danos ósseos desencadeia uma extensa atividade osteoclástica, através do recrutamento de unidades multicelulares básicas (BMU). Este processo, chamado de remodelação direcionada, cria porosidade temporária na camada cortical e é seguido por nova aposição óssea, que gradualmente preenche os espaços de reabsorção (103). No estabelecimento da osseointegração, espera-se um processo de remodelação na interface entre o implante e o osso, quando é criado um intertravamento mecânico. A alta concentração de tensão na interface osso-implante tem sido abordada como uma das principais causas de reabsorção óssea marginal (104).

Nas regiões entre as roscas do implante há uma parcela menor de transferência de carga mecânica para o osso esponjoso circundante. Essa característica leva essas regiões a uma regeneração mais rápida durante a fase de cicatrização, mas a uma reabsorção mais tardia durante a fase de remodelação (105).

5 MATERIAIS E MÉTODOS

Entre as metodologias para determinar a estabilidade primária dos implantes, a mais usada é o torque de inserção. No entanto, não existe na literatura informações que correlacionam a estabilidade mecânica com a tensão de compressão do implante durante a inserção. O objetivo do presente trabalho é correlacionar as deformações do osso com a tensão de compressão, o torque de inserção, comparando as diferentes formas, tratamento de superfície, perfil das roscas, diâmetro e comprimento. As deformações foram quantificadas com uso de *strain gage*.

5.1 Métodos de Análise

A seguir descreve-se a metodologia de análise do presente trabalho. Para melhor compreensão dos resultados as amostras foram agrupadas conforme suas características. Na Tabela 2 são descritas cada grupo e as peculiaridades que os diferem.

Grupo	Implantes	Objetivo
1	Usinados Master Screw	Verificar o comportamento da deformação e tensão com o aumento do diâmetro.
2	Usinados Master Screw	Analisar a deformação e tensão com o aumento do comprimento.
3	Easy Grip e Master Screw	Avaliar a influência do tratamento de superfície no torque de inserção, deformação e tensão.
4	Flash Porous e Ar-Torq - Porous	Analisar a influência do perfil de rosca.
5	Conect Cônico e Ar-Torq - Porous	Avaliar a influência da forma do corpo dos implantes (cônico ou cilíndrico).

Tabela 2 – Amostras agrupadas para comparação de seus objetivos.

5.2 Preparação Das Amostras

Os implantes foram inseridos em blocos de osso sintético de espuma rígida de poliuretano (PU). Os blocos com densidade de 30 PCF ($0,48 \text{ g/cm}^3$) foram produzidos pela empresa Nacional Ossos[©] (Jaú, SP), Figura 4. O material exibe propriedades mecânicas semelhantes à do osso tipo D2. As propriedades dos blocos são discriminadas na norma ASTM F-1839-08 (*Standard Specification for Rigid Polyurethane for use as a Standard Material for Testing Orthopaedic Devices and Instruments*). Este material é usado como padrão para testar dispositivos e instrumentos ortopédicos, sendo indicado para testes mecânicos de biomateriais.



Figura 4 – Blocos de poliuretano de 30 PCF.

O módulo de elasticidade (Módulo de Young) dos blocos de poliuretano foi obtido em ensaios anteriores de compressão realizados no laboratório de ensaios mecânicos do IME. O módulo de elasticidade para a espuma rígida de poliuretano 30 PCF é de $305,73 \text{ MPa}$ com desvio padrão de $9,48 \text{ MPa}$ (Nacional Ossos[®], Jaú - São Paulo, Brasil). A escolha do osso sintético é justificada para reduzir a influência das variáveis do osso natural. O osso natural possui propriedades heterogêneas, varia com o doador e local de remoção. O Osso sintético possui características homogêneas. As dimensões dos blocos de poliuretano foram compatíveis com o diâmetro do implante. Foram usados blocos medidas de 50 mm de largura, altura de 19 mm e $5,3$ a 7 mm de espessura, dependendo do diâmetro do implante utilizado. A escolha da espessura tem como objetivo manter uma margem de 1 mm em cada lado do implante.

O bloco foi fixado a um torquímetro digital TSS400 (FUTEK, Irvine, CA, USA) com capacidade de 113 N.cm . A perfuração para inserção do implante foi alinhada ao eixo de rotação do motor. Os *strain gages* foram conectados à interface analógico-digital (ADC) Spider 8 (HBM, Darmstadt, Germany). Os sinais foram digitalizados por um sistema

de aquisição de dados e exibidos em um computador por um *software*. Este sistema foi configurado para uma taxa de aquisição de dados de 50 Hz , com resolução de 16 bits . As perfurações no bloco de espuma rígida de poliuretano 30 PCF foram iniciadas com uma broca piloto de 2 mm de diâmetro a 1200 rpm e perfurações sequenciais com as brocas $2,5$; $3,0$; $3,5$; $4,0$ e $4,5\text{ mm}$ diâmetro, diferindo no formato para os implantes cilíndricos e cônicos de acordo com as recomendações do fabricante, sendo a última broca $0,5\text{ mm}$ inferior ao diâmetro do implante a instalado.

Os implantes foram inseridos com emprego de um motor de passo com rotação constante de 25 rpm . Um esquema da montagem do experimento é mostrado na Figura 5.

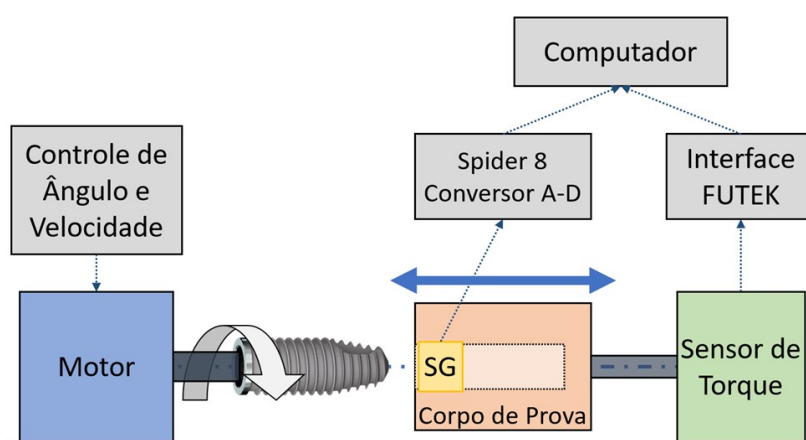
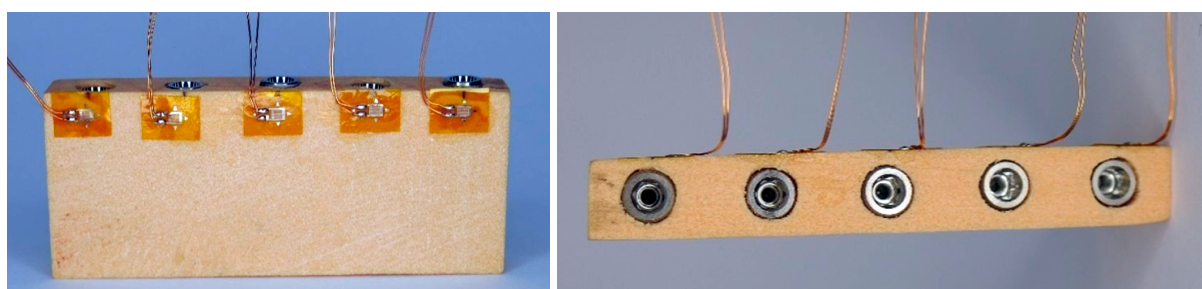


Figura 5 – Esquema da montagem do experimento utilizado na medição do torque e da deformação.

Com base no esquema de montagem, foram preparados os corpos de prova, mostrado na Figura 6.



(a) Visão frontal.

(b) Visão Superior.

Figura 6 – Corpo de prova de poliuretano usado para inserir os implantes e medir a deformação

Cinco modelos de implantes da empresa Conexão Sistemas de Próteses (Arujá, São Paulo), Figura 7, foram escolhidos para este trabalho. Em seguida, também foram selecionados cinco parâmetros que caracterizam as amostras. Em cada corpo de prova de poliuretano foram feitas 5 perfurações, onde 5 implantes do mesmo modelo eram instalados.

Em cada bloco de poliuretano foram instalados 5 implantes iguais, sendo comparadas as influências de 5 características dos implantes, reunindo um total de 60 implantes e 12 blocos.



Figura 7 – Implantes utilizados no estudo. Master Screw, Easy Grip, Flash, Torq Ar e Conect Cônico, respectivamente.

As diferenças entre os modelos de implantes (Tabela 3) foram o tratamento de superfície (ataque ácido ou usinado), perfil da rosca (trapezoidal ou triangular), forma do corpo (cilíndricos ou cônicos), diâmetros e comprimentos diferentes.

Modelo	Master	Grip	Flash	Torq	Cônico
Diâmetro (mm)	3.3, 4.0, 5.0	5.0	5.0	5.0	5.0
Comprimento (mm)	11,5, 13.0, 15.0	15.0	13.0	13.0	13.0
Perfil da rosca	Triangular	Triangular	Trapezoidal	Triangular	Triangular
Micro rosca	Não	Não	Sim	Sim	Não
Conexão	Externa	Externa	Interna	Interna	Interna
TS*	Usinado	Porous DAA*	Porous DAA*	Porous DAA*	Porous DAA*
Forma do corpo	Cilíndrico	Cilíndrico	Cônico	Cilíndrico	Cilíndrico
Torque*	60	45	60	60	60

TS* – Tratamento de superfície, DAA* – Duplo ataque ácido, Torque* – Torque de inserção.

Tabela 3 – Especificação do fornecedor.

Para a comparação da influência do diâmetro foram instalados 5 implantes de 3 diâmetros diferentes (3.3 mm, 4.0 mm e 5.0 mm), 15 mm de comprimento e usinado (Master Screw). O implante dentário Master Screw tem forma cilíndrica, hexágono externo para conexões dos pilares e quatro sulcos apicais.

A classificação dos implantes no presente estudo foram 3.3 mm (diâmetro estreito), 4 mm (diâmetro regular), e 5.0 mm (diâmetro grande). O termo "diâmetro estreito" refere-se a implantes com diâmetro igual ou inferior a 3.5 mm, enquanto o termo "regular" refere-se a implantes com diâmetro entre 3.75 mm e 4 mm e "grande" a implantes com diâmetro superior a 4.0 mm (16).

Na Tabela 27 no Anexo A, estão apresentados mais detalhes sobre as características dos implantes.

Para avaliar a influência do comprimento 3 implantes *Master Screw* com comprimentos 11,5, 13 e 15 *mm* e com diâmetro de 5 *mm* foram instalados em três blocos de poliuretano com cinco perfurações cada.

Para avaliar a influência do perfil da rosca foram usados 2 tipos de implantes. O implante *Ar torq* com rosca triangular e o *Flash* com rosca trapezoidal. Cinco implantes *Ar torq* e 5 *Flash* foram instalados em seus respectivos corpos de prova, com 5 perfurações cada.

Para a análise da influência da forma dos implantes na estabilidade primária foi usado o implante de corpo cilíndrico *Ar Torq* e o implante *Conect* cônico que tem um corpo cônico, hexágono interno para fixação do pilar. Este implante possui dois sulcos apicais.

A influência da morfologia da superfície na estabilidade primária foi determinada usando implantes com superfície usinada e superfície tratada com duplo ataque ácido, (comercialmente denominada *Porous*, Conexão Sistemas de Próteses, Arujá, SP, Brasil).

5.3 Ensaios de Extensometria

Este ensaio foi realizado com o objetivo de determinar a deformação na superfície externa do corpo de prova durante a instalação dos implantes.

Os ensaios foram realizados com espuma rígida de poliuretano de densidade 30 PCF, compatível com o osso D2. Os *strain gages* (model PA-06-040 AB-120) Excel Sensores (Taboão da Serra, São Paulo, Brasil) retangular com resistividade (R) de 120 Ω , largura de 1,57 *mm*, comprimento de 3,81 *mm* e área de 5,982 *mm*². Estes dispositivos são indicados para medidas de deformações de até 50.000 $\mu\text{m}/\text{m}$. A Figura 8 mostra algumas das suas especificações dimensionais.

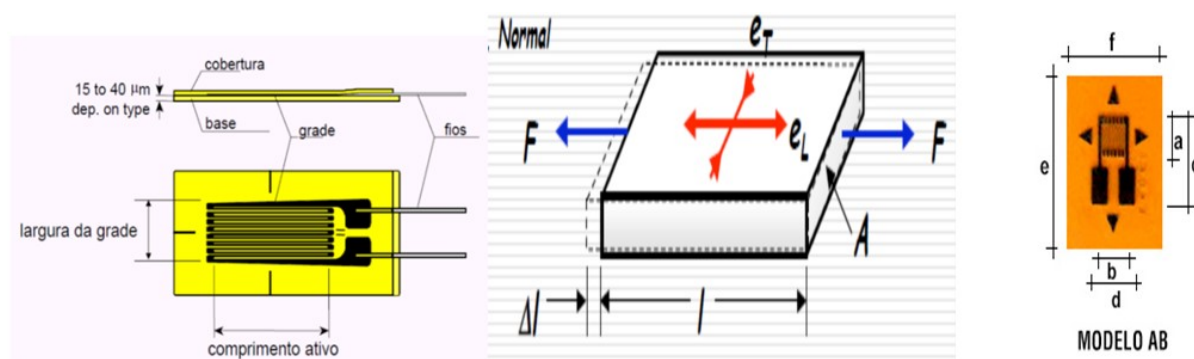


Figura 8 – Dimensões do strain gage usado no presente trabalho e direções das deformações.

Os *strain gages* foram colados na borda superior dos blocos de poliuretano na direção das perfurações de inserção dos implantes com pequena quantidade de adesivo à base de cianoacrilato (Super Bond) na superfície dos corpos de prova. Essa configuração permitiu

a quantificação das deformações resultantes da tensão de compressão dos implantes no bloco de poliuretano. Em cada bloco de poliuretano foram instalados 5 implantes.

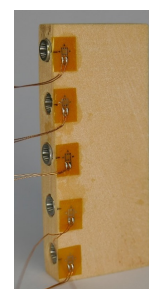
Antes de cada leitura foi realizada a calibração automática dos *strain gages*, através do filtro ativo de potência “*shunt active*” e sem aplicação de carga. Na figura 9 é mostrada a estrutura montada para o ensaio de extensometria. Os dados coletados pelo ensaios foram transferidos para uma planilha do tipo Excel (*Windows Office*) para processamento.



(a) Software para processamento dos dados.



(b) Sistema de aquisição de dados - Spider 8.



(c) Corpo de prova com *strain gages*.

Figura 9 – Ensaio de extensometria.

5.4 Análise Estatística

Foi usado o método estatístico de Weibull. Essa distribuição é utilizada para cálculo de confiabilidade em engenharia. A função de distribuição cumulativa de Weibull é dada pela equação.

$$F(x) = 1 - \exp[-(x\theta)^\beta] \quad (5.1)$$

Onde: θ é a unidade característica (ou parâmetro de escala) e β é o módulo de Weibull (ou parâmetro de forma). Rearranjando-se a equação anterior, obtemos a equação:

$$\ln\left[\ln\left(\frac{1}{1-f(x)}\right)\right] = \beta \ln(x) - [\beta \ln(\theta)] \quad (5.2)$$

A equação 5.2 representa uma reta com coeficiente angular igual a β e coeficiente linear igual a $-\beta \ln(\theta)$. Assim, os parâmetros de Weibull podem ser obtidos desde que os dados sejam ordenados de forma crescente (106). Os dados de deformação e torque de inserção foram tratados pela análise de Weibull, utilizando o *software Weibull Analysis*.

5.5 Análise de Variância (ANOVA)

Os resultados da deformação e torque de inserção foram submetidos a duas metodologias de análise estatística: Análise de Variância (ANOVA) e teste de Tukey (quando

necessário). A ANOVA examina os dados para verificar se houve diferença significativa entre as médias, realizados com nível de confiança de 95%. Na Tabela 4 são apresentados os parâmetros estatísticos usados durante a análise de variância.

Tabela 4 – Parâmetros estatísticos ANOVA.

Causas de variação	GL	SQ	QM	F	Fc
Tratamentos	SQTr	k-1	QMT	QMT/QMR	Tabela F
Resíduos	SQR	k(r-1)	QMR		
Total	SQT	kr-1			

Neste método, o parâmetro F calculado é comparado com o F crítico para avaliar se existe igualdade entre as médias dos valores analisados. Quando o valor de F calculado for superior ao do F crítico (valor tabelado) pode-se concluir que as médias não são iguais com nível de confiança de 95% (107, 108).

Sendo:

GL: n° de graus de liberdade;

SQ: soma dos quadrados;

QM: Quadrado Médio;

k: n° de tratamentos (tipos de ranhuras ou instrumentos);

r: n° de repetições do tratamento;

k - 1: n° de graus de liberdade do tratamento;

k(r - 1): n° de graus de liberdade do resíduo;

(kr - 1): n° total de graus de liberdade;

SQTr: Soma dos quadrados do Tratamento;

SQR: Soma dos quadrados do resíduo ($SQR = SQT_o - SQT$);

SQT: Soma dos quadrados total;

QMT: Quadrado médio dos tratamentos ($QMT = SQT/(k - 1)$);

QMR: Quadrado médio do resíduo ($QMR = SQR/k(r - 1)$);

Nas Equações 5.3 e 5.4, são apresentadas as equações matemáticas usadas nos cálculos de SQTr e SQT, respectivamente.

$$SQTr = \frac{\sum(\text{ValorDeCadaTratamento})^2}{r} - \frac{(\sum(\text{ValorDaPropriedade}))^2}{n} \quad (5.3)$$

$$SQT = \sum(\text{ValorDeCadaTratamento})^2 - \frac{(\sum(\text{ValorDaPropriedade}))^2}{n} \quad (5.4)$$

O Teste de Tukey foi aplicado para verificar a diferença mínima significativa entre as amostras, Equação 5.5. Com o teste de Tukey é possível rejeitar ou não a hipótese de igualdade entre os parâmetros com 95% de confiança.

$$d.m.s = q \cdot \sqrt{\frac{QMR}{r}} \quad (5.5)$$

Sendo:

q: amplitude total (Valor tabelado), em função do grau de liberdade do resíduo e do número de tratamentos.

QMR: quadrado médio do resíduo;

r: número de repetições de cada tratamento.

6 RESULTADOS

Os resultados foram discriminados em 5 grupos: Grupo 1 comparação da influência do diâmetro; grupo 2 mostra a influência do comprimento; grupo 3 compara o tratamento de superfície; grupo 4 diferencia o perfil das roscas e o grupo 5 retrata o comportamento da forma do corpo do implante. A seguir são apresentados os resultados gráficos de deformação e toque por número de voltas, junto com as análises estatísticas Weibull e ANOVA. Desta forma, pretende-se estatisticamente comprovar a confiabilidade dos resultados de torque e deformação máxima de cada implante, assim como, constatar se existe ou não diferença mínima significativa entre suas respectivas médias.

6.1 Grupo 1 - Comparação da influência do diâmetro

Para o grupo 1 foram analisados a influência do diâmetro no torque de inserção e na deformação do osso sintético. Foram avaliados os seguintes implantes Usinados Master Screw: 3,3 mm; 4,0 mm; e 5,0 mm.

6.1.1 Gráficos da deformação e torque por número de voltas

Com base nos gráficos apresentados na Figura 10, é possível comparar a influência do diâmetro na deformação e no torque de inserção. Os resultados mostram que a média da deformação e do torque aumenta com o aumento do número de voltas durante a inserção dos implantes no bloco de espuma rígida de poliuretano.

6.1.2 Análise estatística Weibull

O parâmetro R^2 indica a qualidade do ajuste da reta de Weibull aos dados coletados. Valores próximos da unidade (acima de 0,90) mostram uma boa qualidade do ajuste linear, indicando que os dados estão distribuídos conforme uma função de Weibull de parâmetros β e θ . A seguir é descrita uma breve discussão relacionada aos resultados presentes nas Tabelas 5 e 6 referentes a deformação e torque das amostras do grupo 1.

Implante	Média	Desvio Padrão	β	θ	R^2
$\phi = 3,3 \text{ mm}$	2208,71	457,13	4,70	2008,94	0,94
$\phi = 4,0 \text{ mm}$	6204,84	720,59	8,11	6533,29	0,99
$\phi = 5,0 \text{ mm}$	6811,75	1232,54	5,55	7357,63	0,95

Tabela 5 – Análise Weibull de deformação no osso.

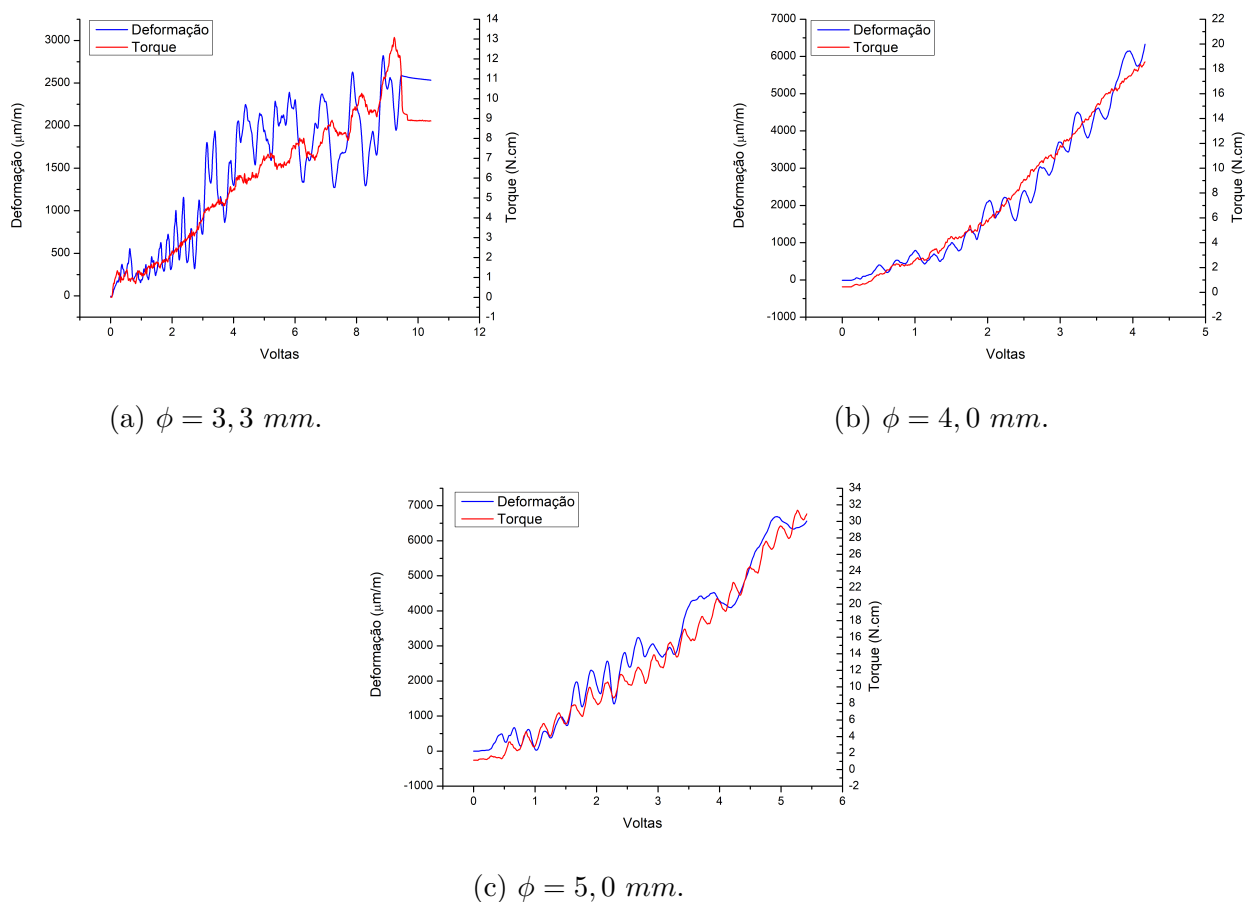


Figura 10 – Variação da deformação do osso e do torque durante inserção do implante pelo número de voltas para implantes de mesma marca e comprimento (15 mm).

Implante	Média	Desvio Padrão	β	θ	R^2
$\phi = 3,3 \text{ mm}$	10,19	0,26	7,79	11,11	0,91
$\phi = 4,0 \text{ mm}$	22,45	0,29	4,04	24,71	0,86
$\phi = 5,0 \text{ mm}$	35,52	0,29	5,33	38,42	0,88

Tabela 6 – Análise Weibull de torque de inserção.

O valor de R^2 para os diâmetros 3.3, 4.0 e 5.0 são respectivamente para deformação 0,94, 0,99 e 0,91 e para o torque 0,91, 0,86 e 0,88 são considerados satisfatórios para a deformação e para o torque.

O parâmetro θ , por sua vez, indica o valor aproximadamente central da distribuição (característico). Quanto ao parâmetro θ para a deformação foi de 2008,94 $\mu\epsilon$, 6533,29 $\mu\epsilon$ e 7357,63 $\mu\epsilon$ e o torque foi de 11,11 N.cm, 24,71 N.cm e 38,42 N.cm para os diâmetros 3.3, 4.0 e 5.0, nesta ordem, indicam a distribuição central.

O parâmetro β é uma medida da confiabilidade das medidas, quanto maior o seu valor, mais estreita é a distribuição. No entanto, o parâmetro β dos diâmetros 3.3 (deformação = 4,7, TI= 7.79), 4.0 (deformação = 8,11 TI= 4,04) e 5.0 (deformação = 5,55

TI = 5,33) destacam a homogeneidade das amostras em função da deformação e torque de inserção.

6.1.3 Análise estatística de variância (ANOVA)

Pela análise de variância (ANOVA) para a deformação dos implantes com diâmetros diferentes, Tabela 7, pode-se comprovar que o valor de F calculado (44,43) é maior que o valor de F crítico tabelado(3,18). Quando o valor de F calculado foi superior ao F crítico pode-se concluir que a média da deformação das amostras com diâmetros distintos são diferentes, com nível de confiança de 95%.

Tabela 7 – Parâmetros estatísticos ANOVA para a deformação das amostras com diferentes diâmetros.

Causas de variação	GL	SQ	QM	F	Fc
Tratamentos	2	53139014,78	26569507,39	44,43	3,18
Resíduos	9	5382303,17	598033,69		
Total	11	58521317,95			

Para interpretar os dados de d.m.s obtidos no teste Tukey e mostrados na Tabela 8, deve-se considerar o encontro da coluna com a linha. O valor de d.m.s indica se há diferença significativa na alteração dos diâmetros entre as amostras. Valores de d.m.s acima de 1314,65 indicam que essa diferença entre as médias dos grupos é significativa.

Tabela 8 – Valor da diferença mínima significativa calculado usando o Teste de Tukey. Análise comparativa dos valores de diâmetro dos implantes.

	$\phi = 3,3 \text{ mm}$	$\phi = 4.0 \text{ mm}$	$\phi = 5.0 \text{ mm}$
$\phi = 3,3 \text{ mm}$		3921,30	4858,01
$\phi = 4.0 \text{ mm}$	3921,30		936,70
$\phi = 5.0 \text{ mm}$	4858,01	936,70	0,00

A análise de variância (ANOVA) mostra que o torque de inserção dos implantes varia com o diâmetros (Tabela 9). Pode-se comprovar que o valor de F calculado (29,35) é maior que o valor tabelado F crítico (3,18). Assim, pode-se concluir que a média do torque de inserção das amostras com diâmetros distintos são diferentes, com nível de confiança de 95%.

Tabela 9 – Parâmetros estatísticos ANOVA para o torque de inserção das amostras com diferentes diâmetros.

Causas de variação	GL	SQ	QM	F	Fc
Tratamentos	2	1526,46	763,23	29,35	3,18
Resíduos	9	234,04	26,00		
Total	11	1760,51			

Na Tabela 10 são mostrados os valores de d.m.s. (diferença mínima significativa) calculados pelo teste de Tukey para a comparação do torque de inserção.

Tabela 10 – Valor da diferença mínima significativa calculado usando o Teste de Tukey. Análise comparativa dos valores de diâmetro dos implantes.

	$\phi = 3,3 \text{ mm}$	$\phi = 4.0 \text{ mm}$	$\phi = 5.0 \text{ mm}$
$\phi = 3,3 \text{ mm}$		12,49	27,59
$\phi = 4.0 \text{ mm}$	12,49		15,10
$\phi = 5.0 \text{ mm}$	27,59	15,10	0,00

Valores de d.m.s acima de 8,67 representam que a diferença entre as médias dos grupos é significativa.

6.2 Grupo 2 -Comparação das influências do comprimento

Para o grupo 2 foram analisados a influência do comprimento no torque de inserção e na deformação. Foram avaliados os seguintes implantes Usinados Master Screw: 11,5 mm; 13,0 mm; e 15,0 mm.

6.2.1 Gráficos da deformação e torque por número de voltas

Mostra-se na figura 11 a variação do torque e da deformação durante a inserção dos implantes no grupo 2. Neste grupo pode-se observar que a deformação e o torque diminuíram, com o aumento do número de voltas do implante. Os valores máximos da deformação e torque ocorreram na oitava volta de inserção no bloco de poliuretano.

6.2.2 Análise estatística Weibull

Nas tabelas 11 e 12 são mostrados os resultados das análises Weibull da deformação e torque de inserção, respectivamente

Implante	Média	Desvio Padrão	β	θ	R^2
$l = 11,5 \text{ mm}$	3619,68	925,11	3,42	4048,39	0,93
$l = 13,0 \text{ mm}$	3103,79	1459,34	1,87	3633,17	0,97
$l = 15,0 \text{ mm}$	2208,71	457,13	4,70	2008,94	0,94

Tabela 11 – Análise Weibull da Deformação no osso.

Implante	Média	Desvio Padrão	β	θ	R^2
$l = 11,5 \text{ mm}$	14,66	0,29	3,53	16,32	0,90
$l = 13,0 \text{ mm}$	10,99	0,29	13,20	11,38	0,82
$l = 15,0 \text{ mm}$	10,19	0,26	7,79	11,11	0,91

Tabela 12 – Análise Weibull do torque de inserção.

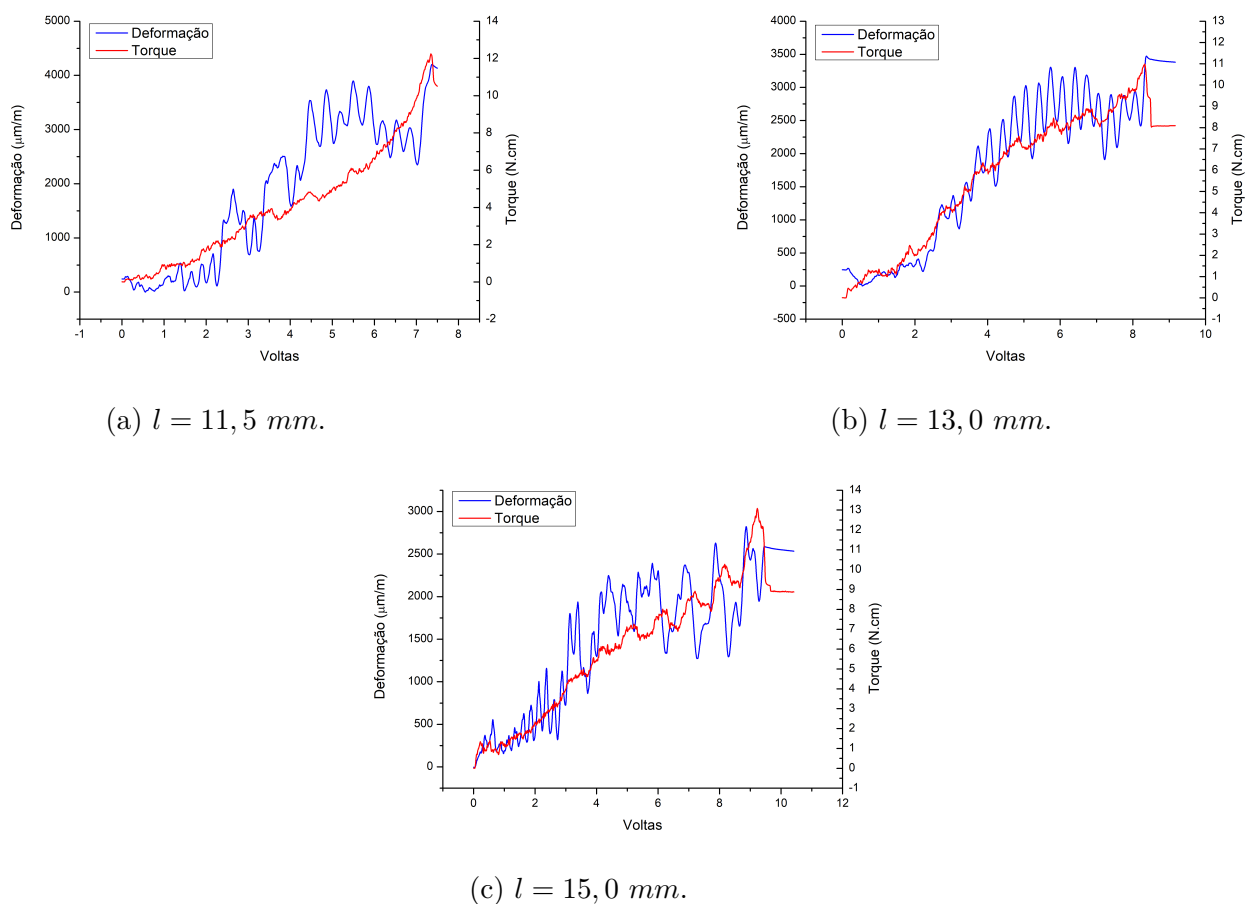


Figura 11 – Variação da deformação do osso e do torque durante inserção do implante pelo número de voltas para implantes com de mesma marca e diâmetro ($\phi = 3,3 \text{ mm}$).

Os valores de R^2 para os comprimentos 11,5 mm, 13 mm e 15 mm são respectivamente para deformação 0,93, 0,97 e 0,94 e para o torque 0,90, 0,82 e 0,91, sendo ambos satisfatórios. Quanto ao parâmetro θ para a deformação foi de 4048,39 $\mu\epsilon$, 3633,17 $\mu\epsilon$ e 2008,94 $\mu\epsilon$ e no torque foi de 16,32 N.cm, 11,38 N.cm e 11,11 N.cm para os comprimentos 11,5 mm, 13 mm e 15 mm, nesta ordem, indicando a distribuição central. O parâmetro β dos comprimentos 11,5 mm (deformação = 3,42, TI = 3,53, 4.0 (deformação = 1,87, TI = 13,20) e 5.0 (deformação = 4,70, TI = 7,79) destacam a homogeneidade das amostras da deformação e torque de inserção.

6.2.3 Análise estatística de variância (ANOVA)

Para deformação dos implantes com comprimentos variados a ANOVA, Tabela 13, comprova que o valor de F calculado (1,21) é menor que o valor tabelado F crítico (3,18). Quando o valor de F calculado torna-se inferior ao F crítico pode-se concluir que as médias do torque de inserção das amostras não são significativamente diferentes com nível de confiança de 95%. Logo, não há necessidade de realizarmos o teste de Tukey.

Tabela 13 – Parâmetros estatísticos ANOVA para a deformação das amostras com diferentes comprimentos.

Causas de variação	GL	SQ	QM	F	Fc
Tratamentos	2	2443707,85	1221853,93	1,21	3,18
Resíduos	12	12117240,80	1009770,07		
Total	14	14560948,65			

Pela análise de variância (ANOVA) para o torque de inserção dos implantes com comprimentos variados, Tabela 14, pode-se comprovar que o valor de F calculado (2,78) é menor que o valor tabelado F crítico (3,18). Quando o valor de F calculado torna-se inferior ao F crítico pode-se concluir que as médias do torque de inserção das amostras não são significativamente diferentes com nível de confiança de 95%. Novamente, não há necessidade de realizar o teste de Tukey.

Tabela 14 – Parâmetros estatísticos ANOVA para o torque de inserção das amostras com diferentes comprimentos.

Causas de variação	GL	SQ	QM	F	Fc
Tratamentos	2	38,27	19,14	2,78	3,18
Resíduos	12	82,54	6,88		
Total	14	120,81			

Neste grupo não houve diferença significativa na comparação entre os comprimentos distintos.

6.3 Grupo 3 - Comparação da influência da superfície

Para o grupo 3 foram analisados a influência da superfície no torque de inserção e na deformação no osso sintético das amostras. Foram avaliados os seguintes implantes Easy Grip (tratamento de superfície com duplo ataque ácido denominado, Porous) e Master Screw (sem tratamento de superfície).

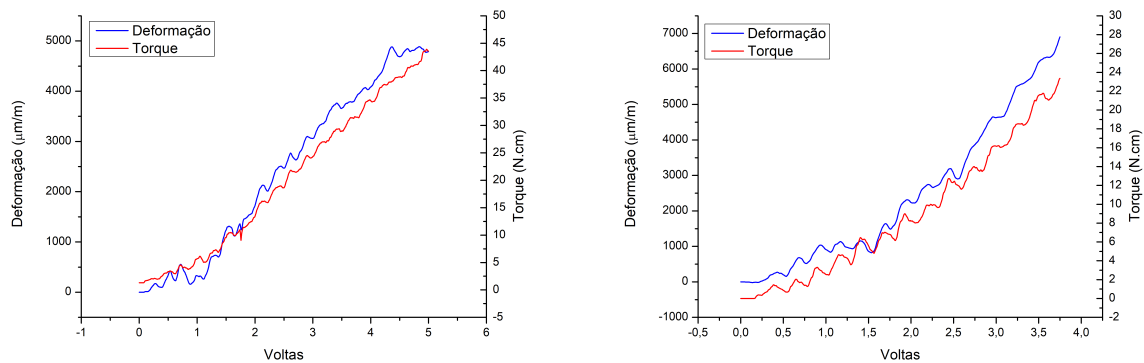
6.3.1 Gráficos da deformação e torque por número de voltas

Pode-se observar que o tratamento de superfície reduz a deformação e aumenta o torque de inserção (Figura 12).

6.3.2 Análise estatística Weibull

Nas tabelas 15 e 16, são mostrados dados da análise da confiabilidade estatística das amostras com diferentes tipos de superfície.

Os valores de R^2 para os implantes com tratamento de superfície (Easy Grip) e usinado para a deformação são respectivamente 0,96 e 0,95 sendo satisfatórios. Já os



(a) EG – Superfície com duplo ataque ácido.

(b) MS – Superfície usinada.

Figura 12 – Variação da deformação do osso e do torque durante inserção do implante pelo número de voltas para os implantes Easy Grip (EG) e Master Screw (MS) com as mesmas dimensões ($\phi = 5,0 \text{ mm} / l = 15,0 \text{ mm}.$).

Implante	Média	Desvio Padrão	β	θ	R^2
Easy Grip (EG)	4860,44	3120,89	1,12	5826,85	0,96
Master Screw (MS)	6811,75	1232,54	5,55	7357,63	0,95

Tabela 15 – Análise Weibull da propriedade de Deformação.

Implante	Média	Desvio Padrão	β	θ	R^2
Easy Grip (EG)	42,91	0,29	4,65	46,81	0,84
Master Screw (MS)	35,52	0,29	5,33	38,42	0,88

Tabela 16 – Análise Weibull da propriedade de torque de inserção.

valores do torque 0,84 (EG) e 0,88 (U) indicam alguma dispersão na qualidade do ajuste da reta de Weibull aos dados. Quanto ao parâmetro θ para a deformação foi de 5826,85 $\mu\epsilon$, 7357,63 $\mu\epsilon$ e o torque foi de 46,81 N.cm e 38,42 N.cm, nesta ordem, indicam a distribuição central. O parâmetro β do implante com tratamento de superfície (deformação= 1,12, TI=4,65) e usinado (deformação= 5,55, TI= 5,33) destacam a heterogeneidade dos dados das amostras dos implantes da deformação.

6.3.3 Análise estatística de variância (ANOVA)

Pela análise de variância (ANOVA) para a deformação dos implantes diferindo no tratamento de superfície, Tabela 17, pode-se comprovar que o valor de F calculado (2,99) é menor que o valor tabelado F crítico (3,18). Então, as médias da deformação das amostras não são significativamente diferentes com nível de confiança de 95%. Portanto, não há necessidade de realizar o teste de Tukey.

Pela análise de variância (ANOVA) do torque de inserção dos implantes com tratamento de superfície, Tabela 18, pode-se comprovar que o valor de F calculado (2,78) é menor que o valor tabelado F crítico (3,18). Logo, concluir-se que as médias do torque

Tabela 17 – Parâmetros estatísticos ANOVA para a deformação das amostras com diferentes tratamentos de superfície.

Causas de variação	GL	SQ	QM	F	Fc
Tratamentos	1	15656595,42	15656595,42	2,99	3,18
Resíduos	8	41900527,74	5237565,97		
Total	9	57557123,16			

de inserção das amostras não são significativamente diferentes com nível de confiança de 95%, não havendo a necessidade de realização do teste de Tukey.

Tabela 18 – Parâmetros estatísticos ANOVA para o torque de inserção das amostras com diferentes tratamentos de superfície.

Causas de variação	GL	SQ	QM	F	Fc
Tratamentos	1	60,88	60,88	0,94	3,18
Resíduos	8	515,53	64,44		
Total	9	576,42			

Esses resultados comprovam que o tratamento de superfície não mostra diferenças, com significância estatística, tanto na deformação quanto no torque.

6.4 Grupo 4 - Comparação da influência do perfil da rosca

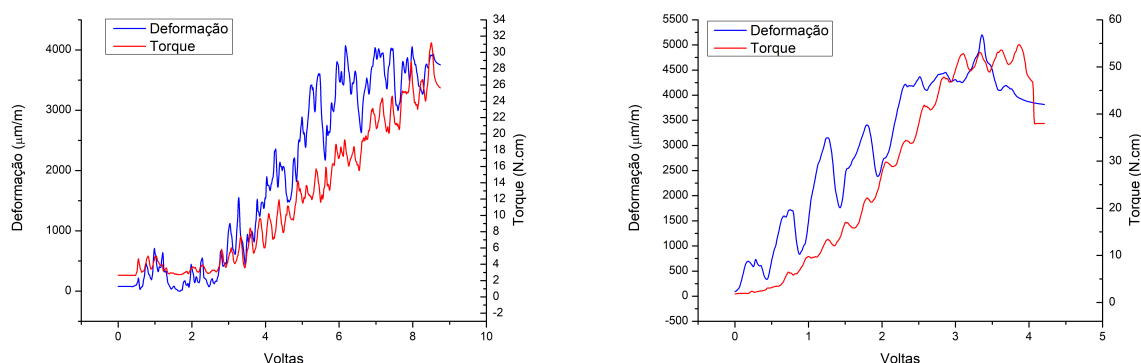
Para o grupo 4 foram analisados a influência do perfil da rosca na deformação e no torque de inserção nas amostras. Foram avaliados os seguintes implantes Flash Porous (Trapezoidal) e Ar-TorqPorous (triangular).

6.4.1 Gráficos da deformação e torque por número de voltas

Pode-se observar na Figura 13, que o perfil de rosca trapezoidal dos implantes aumenta a deformação e torque de inserção com o aumento do número de voltas. A deformação e o torque foram máximos até atingir 6 voltas no implante com perfil trapezoidal e 3 voltas no perfil triangular.

6.4.2 Análise estatística Weibull

Os valores de R^2 para os implantes com rosca trapezoidal (Flash) e rosca triangular (Ar Torq) para a deformação são respectivamente 0,81 e 0,92, Tabela 19, e para o torque 0,82 e 0,92 são satisfatórios, Tabela 20. Quanto ao parâmetro θ para a deformação foi de 4877,94 $\mu\epsilon$ e 4395,05 $\mu\epsilon$ e o torque foi de 55,30 N.cm e 29,49 N.cm, nesta ordem, indicando a distribuição central. Para o parâmetro β do implante com rosca trapezoidal (Flash) (deformação = 3,26, TI = 15,58) e rosca triangular (deformação = 2,55; TI = 4,56) mostram a homogeneidade dos dados de deformação e torque de inserção.



(a) FP – Perfil da rosca trapezoidal.

(b) AP – Perfil da rosca triangular.

Figura 13 – Variação da deformação do osso e do torque durante inserção do implante pelo número de voltas para os implantes Flash Porous (FP) e Ar-Torq Porous (AP) com as mesmas dimensões ($\phi = 5,0 \text{ mm} / l = 13,0 \text{ mm}$).

Implante	Média	Desvio Padrão	β	θ	R^2
Trapezoidal (FP)	4344,49	1296,98	3,26	4877,94	0,81
Triangular (AP)	3890,35	1729,78	2,55	4395,05	0,92

Tabela 19 – Análise Weibull da propriedade de Deformação.

Implante	Média	Desvio Padrão	β	θ	R^2
Trapezoidal (FP)	53,67	0,29	15,58	55,30	0,82
Triangular (AP)	26,96	0,29	4,56	29,48	0,92

Tabela 20 – Análise Weibull da propriedade de torque de inserção.

6.4.3 Análise estatística de variância (ANOVA)

Pela análise de variância (ANOVA) para a deformação dos implantes com perfis de roscas diferentes, Tabela 21, pode-se comprovar que o valor de F calculado (0,32) é menor que o valor tabelado F crítico (3,18). Então, pode-se concluir que as médias do torque de inserção das amostras não são significativamente diferentes com nível de confiança de 95%. Não havendo necessidade de realizar o teste de Tukey.

Tabela 21 – Parâmetros estatísticos ANOVA para a deformação das amostras com diferentes perfis de roscas.

Causas de variação	GL	SQ	QM	F	Fc
Tratamentos	1	727800,44	727800,44	0,32	3,18
Resíduos	8	18120089,90	2265011,24		
Total	9	18847890,33			

Pela análise de variância (ANOVA) para o torque de inserção dos implantes com comprimentos variados, Tabela 22, pode-se comprovar que o valor de F calculado (80,36) é maior que o valor tabelado F crítico (3,18). A hipótese de que as médias do torque de

inserção das amostras são iguais foi rejeitada. No entanto, como há apenas duas amostras não há necessidade de ser realizado o teste de Tukey.

Tabela 22 – Parâmetros estatísticos ANOVA para o torque de inserção das amostras com diferentes perfis de roscas.

Causas de variação	GL	SQ	QM	F	Fc
Tratamentos	1	1231,03	1231,03	80,36	3,18
Resíduos	8	122,55	15,32		
Total	9	1353,59			

6.5 Grupo 5 - Comparação das influências da forma do corpo

Para o grupo 5 foram analisados a influência da forma do implante no torque de inserção e na deformação do osso sintético. Foram avaliados os implantes Conect Cônico e Ar-Torq.

6.5.1 Gráficos da deformação e torque por número de voltas

Neste grupo, Figura 14, verifica-se a maior deformação e torque de inserção durante a instalação dos implantes com corpo cônico. Porém, o aumento da deformação e torque foi gradativo nos implantes cônicos. Nos implantes cônicos o máximo de deformação ocorreu na quarta volta e do torque na décima volta do implante no corpo de prova.

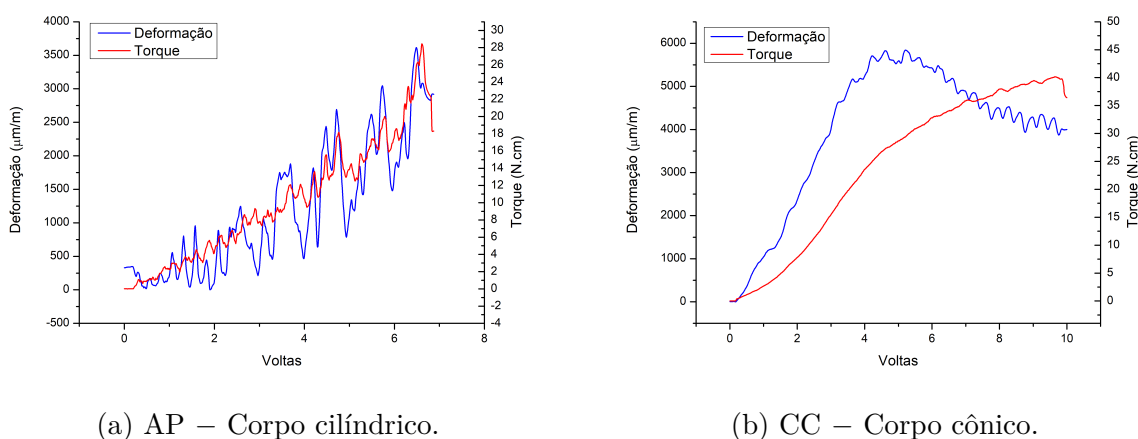


Figura 14 – Variação da deformação do osso e do torque durante inserção do implante pelo número de voltas para os implantes Ar-Torq Porous (AP) e Conect Cônico (CC) com as mesmas dimensões ($\phi = 5,0 \text{ mm}$ / $l = 13,0 \text{ mm}$).

6.5.2 Análise estatística Weibull

Nas tabelas 23 e 24 tem-se que os valores de R^2 para os implantes com forma do corpo cônica e cilíndrico para a deformação são respectivamente 0,97 e 0,92 e para o torque

0,90 e 0,92 são satisfatórios. Quanto ao parâmetro θ para a deformação foi de 6147,57 $\mu\epsilon$ e 4395,05 $\mu\epsilon$ e o torque foi de 41,44 N.cm e 29,48 N.cm, nesta ordem, indicando a distribuição central. Já o parâmetro β do implante com forma do corpo cônica (deformação = 6,25, TI = 11,35) e cilíndrica (deformação = 2,55, TI = 4,56), sendo os dados das amostras considerados homogêneos.

Implante	Média	Desvio Padrão	β	θ	R^2
Cônico (FP)	5749,91	923,61	6,25	6147,57	0,97
Cilíndrico (AP)	3890,35	1729,78	2,55	4395,05	0,92

Tabela 23 – Análise Weibull da propriedade de Deformação.

Implante	Média	Desvio Padrão	β	θ	R^2
Cônico (FP)	39,77	0,29	11,35	41,44	0,90
Cilíndrico (AP)	26,96	0,29	4,56	29,48	0,92

Tabela 24 – Análise Weibull da propriedade de torque de inserção.

6.5.3 Análise estatística de variância (ANOVA)

Pela análise de variância (ANOVA) para a deformação dos implantes com forma do corpo diferente, Tabela 25, pode-se comprovar que o valor de F calculado (1,01) é menor que o valor tabelado F crítico (3,18). Conclui-se que as médias do torque de inserção das amostras não são significativamente diferentes com nível de confiança de 95%. Logo, não há necessidade do teste de Tukey.

Tabela 25 – Parâmetros estatísticos ANOVA para a deformação das amostras com diferentes formas do corpo.

Causas de variação	GL	SQ	QM	F	Fc
Tratamentos	1	1874312,56	1874312,56	1,01	3,18
Resíduos	8	14803635,27	1850454,41		
Total	9	16677947,83			

Pela ANOVA para o torque de inserção dos implantes com formas diferentes, Tabela 26, pode-se comprovar que o valor de F calculado (10,52) é maior que o valor tabelado F crítico (3,18). Quando o valor de F calculado é maior que o F crítico pode-se concluir que a média do torque de inserção das amostras com forma cônica e cilíndrica são diferentes, com nível de confiança de 95%.

Como tratar-se de apenas duas amostras, o teste de Tukey não precisa ser feito.

Tabela 26 – Parâmetros estatísticos ANOVA para o torque de inserção das amostras com diferentes formas do corpo.

Causas de variação	GL	SQ	QM	F	Fc
Tratamentos	1	171,58	171,58	10,52	3,18
Resíduos	8	130,51	16,31		
Total					

7 DISCUSSÃO

O padrão de distribuição das tensões é completamente diferente ao redor dos implantes e dos dentes naturais, devido à ausência do ligamento periodontal ao redor dos implantes dentários. A forma adequada do implante influencia na transmissão da tensão do implante para o osso.

À medida que o implante é inserido, ele é submetido a uma força de tração. Com o contato entre as roscas do implante e a paredes da cavidade, são geradas as forças normais e forças de atrito na rosca. A força do implante contra o material de inserção é compressiva. Essa força atua na interface entre as roscas do implante e a parede do material onde o implante está sendo instalado. O módulo de elasticidade do osso cortical é em torno de 15 GPa, em contraste com o do implante 100 - 110 GPa, sendo aproximadamente 10 vezes maior que o do osso. Desta forma, o implante praticamente não sofre deformação durante sua inserção. A deformação do osso ocorre principalmente no sentido radial, pois os leitos peri-implantares são perfurados com uma dimensão significativamente menor do que aquela do implante (109).

Clinicamente é difícil quantificar a magnitude e direção das forças que ocorrem no osso circundante durante a inserção do implante e como as células respondem a tensão imediatamente após a implantação. Porém, a tensão, gerada no osso circundante durante a instalação do implante pode influenciar a cicatrização ao redor do implante e a estabilidade primária, que é pré-requisitos para se atingir a osseointegração e o principal indicador do sucesso dos implantes (90).

A tensão e a deformação no osso são diferentes de acordo com a localização da estrutura implanto-suportada, diminuindo progressivamente do terço coronal da crista alveolar para o apical (110).

7.1 Diâmetro e comprimento

O diâmetro do implante é considerado um parâmetro mais eficaz que o comprimento para evitar o risco de sobrecarga. Gomez-Polo et al.(111), observaram a influência do aumento do diâmetro e do comprimento no valor do torque de inserção (TI) e no quociente de estabilidade primária (ISQ) do implante e observaram a interferência do diâmetro (TI 26,5 *N.cm*, ISQ 74,0 em implantes de 3,75 *mm* vs TI 33,8 *N.cm*, ISQ 77,0 em implantes de 4,25 *mm*), mas não do comprimento.

Elias et al.(16), determinaram o torque de inserção em implante Master Screw (usinados), usinados em espuma rígida de poliuretano com densidade de 0,64 *g/cm³* (40

PCF), compatível com o osso D1, obtiveram os seguintes valores de torque: implantes de $3,75 \times 13 \text{ mm}$, $45,86 \text{ N.cm}$; $4 \times 13 \text{ mm}$, $52,24 \text{ N.cm}$ e $5 \times 13 \text{ mm}$, $62,22 \text{ N.cm}$. Para o mesmo formato, os torques de inserção e remoção dos implantes longos (13 mm) foram maiores do que os dos implantes curtos (10 mm). O efeito do comprimento foi mais pronunciado no torque de inserção do que no torque de remoção e nos implantes cilíndricos do que nos implantes cônicos. Isso significa que implantes longos podem fornecer maior estabilidade. Na presente pesquisa foi observado o aumento da deformação e do torque com o aumento do diâmetro. Esses resultados foram comparados estatisticamente pela análise de Weibull e ANOVA, onde se observou que as médias de deformação e torque de inserção são diferentes com nível de confiança de 95%. O teste de Tukey evidenciou que a diferença entre as médias de deformação e torque dos 3 grupos de diâmetros são significativas.

Esses valores diferem dos encontrados na literatura, pois as medidas da deformação e torque de inserção neste estudo foram obtidas no momento da instalação dos implantes e não foram resultantes de aplicação de cargas oclusais axiais e oblíquas, simulando os efeitos da mastigação. Durante a inserção dos implantes foi mensurada a deformação decorrente da tensão de compressão radial. Assim, o aumento da deformação e do torque de inserção no corpo de prova se deve ao aumento da área de contato entre os implantes e o bloco de poliuretano.

Considerando o módulo de elasticidade do osso cortical humano igual a 17 GPa e a maior deformação imposta ao osso pelo implante de maior diâmetro (5.0) nesta pesquisa, foi possível calcular a tensão máxima de compressão ($\sigma = 131,8 \text{ MPa}$). Esta tensão não excede o limite de resistência a compressão do osso ($170 - 190 \text{ MPa}$) (112).

No entanto, o aumento do comprimento para implantes de mesmo diâmetro (3.3 mm) causou uma redução na deformação e torque de inserção. Este resultado é justificado pelo fato de um aumento do comprimento distribui melhor a tensão no osso ao redor dos implantes pelo aumento da superfície de contato. Porém, estatisticamente a diferença entre as médias na comparação dos 3 grupos entre si não foi significativa.

Petrie e Williams(33), aplicaram uma carga vertical de 200 N e uma carga horizontal de 40 N na superfície oclusal da coroa protética que representam as cargas médias registradas em pacientes com implantes endósseos. Observaram que o aumento do diâmetro do implante resultou em uma redução de até 3,5 vezes na tensão na crista alveolar. Enquanto, o aumento do comprimento do implante foi mais eficaz para implantes cônicos estreitos, resultando em uma redução de 1,65 vezes na tensão crestal. Estes resultados foram semelhantes aos obtidos na presente pesquisa em que o aumento do comprimento pode facilitar a diminuição na deformação óssea e tensão máxima em comparação com implantes curtos.

Barikani et al.(113), observaram que aumentando o comprimento de implantes

usinados cilíndricos de 5mm de diâmetro havia aumento na estabilidade primária, medida pelo coeficiente de estabilidade primária (ISQ) com o uso do equipamento ostell mentor.

De acordo com Geng et al.(114), a densidade do osso tem maior influência do que o comprimento, pois o grau de desigualdade na distribuição de tensões sobre a interface osso-implante depende da diferença no módulo de elasticidade de ambas as estruturas. Assim, em ossos de maior densidade há menos diferença na rigidez dessas duas estruturas.

Miyamoto et al.(115), afirmaram que o comprimento é um fator fraco para a estabilidade primária em casos de implantes imediatos, porém implantes mais longos, com mais de 10 mm, podem resultar em uma redução considerável de tensão.

No planejamento clínico de reabilitação oral com implantes considera-se que o aumento do diâmetro pode ser o fator mais eficaz quando comparado com o aumento do comprimento no aumento da estabilidade mecânica dos implantes. Tem sido sugerido que o aumento do diâmetro do implante parece compensar o comprimento (116).

7.2 Perfil dos filetes das roscas

Os implantes sem rosca foram retirados do mercado. A presença de rosca aumenta a superfície do implante, melhora a resistência ao cisalhamento, favorece a osseointegração e encurta o período de cicatrização (117, 118).

Udomsawat et al.(76), num estudo por análise de elementos finitos com três implantes com perfil de roscas e forma do corpo diferentes: modelo 1: implante em forma de raiz com três formas de rosca diferentes; Modelo 2: implante cônico com rosca dupla; e Modelo 3: implante cônico com rosca reversa. No início do processo de inserção, o primeiro contato entre o implante e a cavidade óssea preparada iniciou na terceira rosca (3 mm de profundidade). O processo de formação de roscas comprimiu o osso circundante, aumentando progressivamente os valores de tensão durante a rotação do implante. Os valores de tensão de von Mises atingiu um pico (180 MPa) quando a parte cilíndrica do implante penetrou no osso (6 mm de profundidade). Em seguida, a tensão foi distribuída em um padrão mais uniforme e diminuiu gradualmente após o implante atingir a quinta rotação como resultado do movimento da rosca ao longo do sulco formado no osso. No osso esponjoso a tensão atingiu um pico em 35 MPa. Na fase final de inserção, quando o implante foi inserido 10 mm de profundidade, a concentração de tensão aumentou gradualmente até que o processo de inserção estivesse completo, pois o diâmetro do corpo do implante era maior que o da cavidade. Portanto, o perfil de tensão na margem do osso cortical foi criado pela compressão do colar do implante.

Nesta pesquisa observa-se o mesmo padrão de aumento da deformação no osso. Os valores de deformação aumentam à medida que o implante é inserido no corpo de prova,

atingindo o pico na quinta volta no implante no bloco de poliuretano.

Quando o implante é inserido, a rosca gradativamente comprime o osso, criando uma forma de rosca no osso circundante. O implante é girado ao longo da rosca formando uma ranhura até que esteja totalmente inserido, conforme mostrado na Figura 17, abaixo.

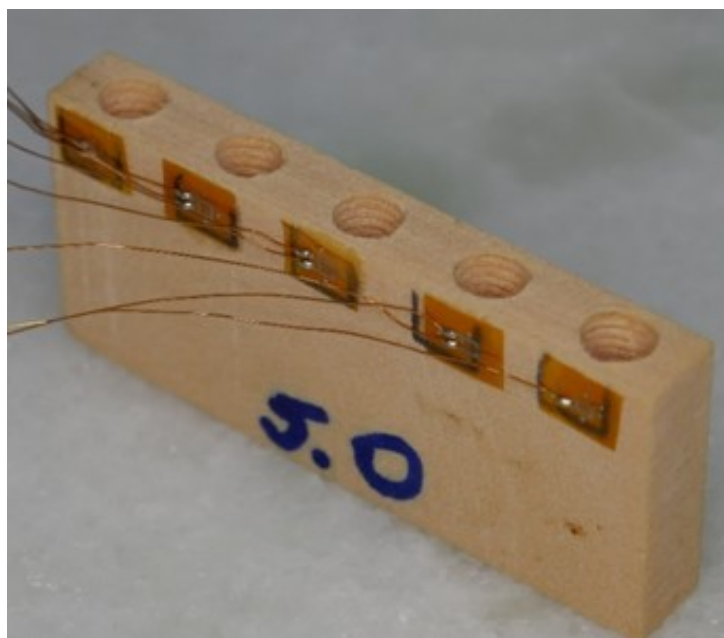


Figura 15 – Mostrando a rosca formada no corpo de prova.

Andrade et al.(119), observaram que o desenho do colar foi o principal fator de influência na tensão de von Mises no implante e na tensão/deformação no osso cortical, enquanto o perfil da rosca foi o principal fator de influência nas tensões no osso trabecular. A forma ideal do colar capaz de produzir uma distribuição de tensão/deformação mais favorável foi o implante com microroscas para o osso cortical. Para o osso trabecular, a forma de rosca triangular teve os menores valores de tensão e deformação entre os implantes quadrados e trapezoidais. Goiato et al.(57), num estudo para avaliar o efeito de diferentes desenhos de implantes curtos na distribuição de tensões por meio da análise fotoelástica, avaliou seis implantes dentários curtos hexagonais externos (5 x 5 mm) com diferentes perfis de roscas. Foi aplicado uma carga de 100N na superfície oclusal com uma Máquina Universal de Testes (UTM). Franjas menos intensas foram observadas nos implantes curtos com roscas triangulares, hexágono externo, curto e perfil apical plano. Em conclusão, a macrogeometria influenciou a quantidade de tensão distribuída ao osso quando implantes dentários curtos são colocados.

No presente estudo os implantes com rosca de perfil trapezoidal causam maior deformação e tensão no osso sintético, entretanto essa força é distribuída uniformemente, o que é comprovado pela ausência de fratura no corpo de prova.

Niroomand e Arabbeiki(120), concluíram que o diâmetro e o comprimento têm maior efeito na tensão de von Mises do que os parâmetros da rosca. Assim, variando os

parâmetros da rosca, como a profundidade, largura, passo e ângulo interno da rosca causa uma alteração de aproximadamente 2 MPa na tensão de von Mises, com aumento de cerca de 17 MPa para a variação dos parâmetros relacionados a dimensão do implante. Os resultados mostram que os parâmetros do corpo do implante, como a forma e as dimensões, têm mais efeitos na estabilidade do implante em comparação com os da rosca.

No presente estudo foi encontrado resultados semelhantes no teste de extensometria, sendo os parâmetros como o diâmetro, forma e comprimento, nesta ordem os que causaram maior variação na deformação.

Vairo e Sannino(121), comparando implantes de perfil de rosca trapezoidal com os de roscas dente de serra (T10/30) observaram que com a aplicação de cargas axiais o implante com rosca de perfil trapezoidal induzia estados de compressão e tração mais favoráveis em ambas regiões corticais e trabeculares do que a rosca dente de serra (T0/30). Em particular, a forma da rosca dente de serra induziu uma redução significativa (em ambas as regiões corticais e trabeculares), especialmente para implantes curtos.

Quanto ao formato da rosca, a rosca trapezoidal produziu estados de compressão e tração nas regiões cortical e trabecular mais favoráveis do que a rosca dente de serra, levando a reduções nos valores de tensão que foram significativamente afetados pelo comprimento e diâmetro do implante. Porém, pela análise estatística foi comprovada que as médias de deformação não são significativamente diferentes. No entanto, em relação ao torque de inserção há diferenças significativas entre as médias dos implantes com rosca trapezoidal e triangular.

7.3 Influência do tratamento de superfície

O objetivo de modificar a rugosidade superficial dos implantes é reduzir o tempo de cicatrização óssea, proporcionar intertravamento mecânico e aumentar a estabilidade primária. Os parâmetros de rugosidade da superfície são medidos bidimensionalmente no modo sem contato por um perfilômetro a laser (Perthometer Concept, Mahr GmbH, Brauweg 38 Gottingen, Alemanha). A rugosidade média (Ra), rugosidade pico-vale (Rz) e rugosidade média quadrática (Rq) são calculados como parâmetros típicos de altura. Parâmetros descritivos do espaço são calculados, incluindo pico mais alto ($Rpkx$), vale mais alto ($Rvkx$), área de pico ($A1$) e área de vale ($A2$) (16).

O implante Master Screw usinado possui algumas ranhuras herdadas do processo de fabricação. A superfície tratada com duplo ataque ácido (superfície Porous) possui poros com tamanhos diferentes e é mais homogênea que a superfície usinada. A superfície anodizada (Activess) tem feições que lembram pequenos vulcões. O tratamento de superfície altera significativamente os valores dos parâmetros de rugosidade, que influenciam a interação da superfície, medida pelo torque de remoção do implante (16).

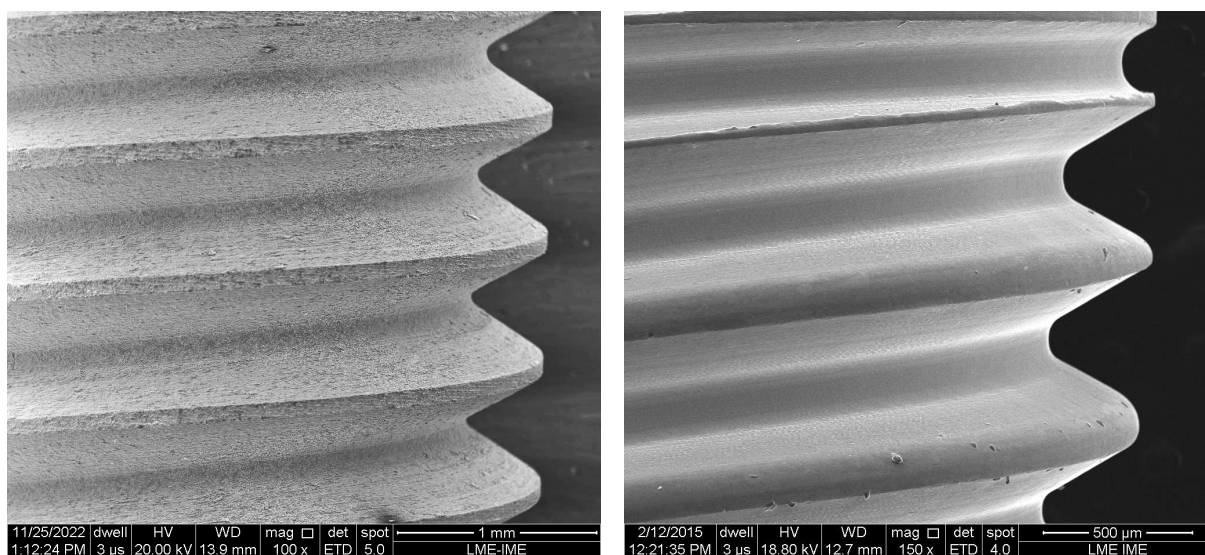
No presente trabalho os implantes usinados apresentaram maior deformação e menor torque de inserção quando comparados aos implantes com tratamento de superfície com duplo ataque ácido (Porous). No entanto, a análise de variância demonstra que não há diferença significativa entre as médias dos dois tipos de superfícies.

Uma explicação para essa contradição é que trabalhos encontrados na literatura aplicam uma força de carregamento axial e medem a tensão de compressão. No entanto, a presente pesquisa avalia a tensão de compressão circunferencial durante a inserção do implante. Esta é melhor distribuída pelo aumento da área dos implantes com tratamento de superfície e o torque mais elevado pode ser atribuído ao atrito provocado pelo incremento da rugosidade da superfície. Elias et al.(16), obtiveram um torque de inserção de 45,86 N.cm para instalação de implantes usinados Master screw de 3,75 x 13 mm em espuma de poliuretano. Os autores enfatizam que os implante de superfície usinada tem o menor torque de inserção quando comparados aos de superfícies tratadas. O implante que necessitou de menor torque de inserção foi o usinado, que possui uma superfície menos rugosa em comparação aos implantes condicionados com ácido ou anodizados. O torque de inserção para o implante condicionado com ácido é maior que o do implante usinado e menor que o do implante anodizado. Os implantes com superfícies tratadas apresentaram maior rugosidade, coeficiente de atrito e torque de inserção do que os implantes usinados. Os resultados da rugosidade da superfície e dos coeficientes de atrito concordam com os resultados do torque de inserção. Os autores concluem que com base nos resultados, a superfície anodizada do implante dentário pode ser considerada a melhor superfície para osseointegração e estabilidade primária (16).

A modificação da superfície dos implantes é recomendada por ampliar a área de contato ósseo, permitindo assim melhor resistência às forças de cisalhamento, devido ao aumento do coeficiente de atrito (57, 58).

Junior et al.(59), observaram que implantes com tratamento de superfície apresentavam maior tensão e deformação no osso cortical do que implantes usinados, o que os autores atribuem ao aumento da área dos implantes com superfície tratada, porém há melhor distribuição da tensão axial no osso perimplantar. Dagher et al.(122), estudando a correlação entre torque de inserção, frequência de ressonância e contato osso-implante com tratamento de superfície diferentes observaram que o implante Nobel Active obteve valor de análise da frequência de ressonância (RFA) mais elevados, devido à perfil de rosca cortante e que condensa à medida que é inserido e superfície anodizada TiUnite que comprovadamente acelera a osseointegração sobre implantes de superfície usinada. Os implantes SLA e SL Active com tratamento de superfície com jateamento e ataque ácido obtiveram os valores de RFA mais baixos, o que é explicado pelo jateamento com partículas de grande diâmetro. A macroporosidade da superfície é maior. O aumento da rugosidade da superfície feita pelas partículas maiores tem um efeito negativo na geometria

do implante. Com partículas maiores, as roscas são arredondadas. O resultado é que o implante requer alto torque para inserção, devido ao fato de não cortar o osso. O torque de inserção nos implantes SLA (Superfície com jateamento e ataque ácido) foi de 74,86 *N.cm*, SLA active de 57,35 *N.cm* (Superfície com jateamento e ataque ácido), TiUnite (superfície anodizada) de 77,73 *N.cm* e Eurotekita (Superfície com jateamento e duplo ataque ácido) de 84,41 *N.cm*. Os autores concluem que as 4 superfícies diferentes têm torques de inserção semelhantes (122). Na Figura 16, pode-se observar a diferença entre as superfícies com tratamento com duplo ácido e a superfície usinada.



(a) Superfície com tratamento ácido.

(b) Superfície Usinada.

Figura 16 – Diferença na rugosidade entre a superfície tratada com duplo ataque ácido e a usinada.

7.4 Influência da forma do implante

Neste grupo comparou-se os implantes comerciais Ar Torq e Conect cônico. Estes implantes apresentam a mesma conexão interna, perfil de rosca triangular, superfície tratada com duplo ataque ácido, diferindo na forma do corpo e na presença de micro roscas. Por se tratar de uma comparação utilizando implantes comerciais, neste caso não foi possível selecionar implantes que diferissem apenas em uma característica.

Em algumas situações clínicas específicas em que é necessária maior estabilidade, os implantes cônicos mostram algumas vantagens. Essas situações podem incluir a aplicação de protocolos de carga imediata, instalação de implantes pós-extração e colocação de implantes em osso de baixa densidade.

Oliveira et al.(123), com base nos resultados observou uma distribuição mais homogênea da tensão em todo o corpo do implante cônico. A distribuição de tensão no implante dentário cilíndrico com colo liso foi maior para todos os tipos de osso.

Além disso, a tensão principal máxima no implante diminuiu com o aumento da espessura do osso cortical. As distribuições de tensão de von Mises no osso foram analisadas em ambas as densidades ósseas medulares e cortical (150HU e 850 HU), para todas as espessuras de osso cortical (0.5 mm, 1 mm e 2 mm) e para todas as formas de implantes.

Os valores máximos de tensão de von Mises no osso foram, em todos os casos, ao nível da cortical óssea que envolve os implantes, sendo sensivelmente maior quando a densidade do osso medular é menor (150 HU), e quando o osso cortical é mais fino (123). Kadkhodazadeh et al.(124), ao investigarem os efeitos da forma do implante na área do ápice e os padrões de tensão dentro do osso circundante, usando três implantes disponíveis comercialmente com o mesmo diâmetro (3,5 mm), mesmo comprimento (10 – 11 mm) e o mesmo pilar, com as seguintes formas: (1) forma apical plano com grau de afunilamento leve (modelo A), (2) forma apical em cúpula, com leve afunilamento (Modelo B) e (3) forma apical plano com afunilamento intenso em um terço da área apical (modelo C). Encontraram uma concentração de tensão no osso com padrões diferentes nas partes corticais e esponjosas. Sob cargas axiais de 100 N, as tensões máximas foram detectadas na placa cortical: 4 Mpa para o modelo A, 7,7 MPa para o modelo B e 15,7 MPa para o modelo C. Em todas as amostras, a concentração de tensão no osso esponjoso foi detectada em torno do ápice do implante. A tensão máxima no osso esponjoso foi de 0,7 MPa para o modelo A, 0,9 MPa para o modelo B e 1,3 MPa para o modelo C. Os autores concluíram que grandes mudanças repentinas no diâmetro ao longo do corpo do implante aumentam a tensão e a deformação no osso peri-implantar. Portanto, o afunilamento uniforme deve ser considerado como um recurso padrão para a maioria das situações clínicas, e um desenho apical plano cria uma melhor distribuição da tensão no osso circundante do que o osso em forma de cúpula. Moradi, Aein e Youssef(125), consideram tensões de von Mises superiores a 5 MPa a causa de morte de células trabeculares.

He et al.(126), estudaram modelos tridimensionais de elementos finitos com um único implante endósseo embutido no osso. Os implantes dentários foram divididos em cônicos e cilíndrico com a mesma área de superfície de 350 mm², mantendo o tamanho da parede do implante de 0,8 mm e a parede óssea de 1 mm. Uma carga oclusal de 100 N vertical ou 50 N horizontal foi aplicada. Os autores concluíram que o implante cônico tem um forma biomecanicamente favorável para diminuir a tensão peri-implantar e a tensão sob carga oblíqua. Observaram maior concentração de tensão no osso ao redor do implante cilíndrico regular. Os maiores picos de tensão foram concentrados no colo do implante, enquanto o resto do osso circundando o implante parecia suportar menor tensão. Para implantes cônicos a concentração de tensão parecia estar bem distribuída no osso ao redor do implante, com alguma concentração em sua porção apical extrema. Baixos níveis de tensão foram distribuídos uniformemente ao redor do implante. Os níveis de tensão aumentaram ligeiramente em direção ao colo do implante (126).

No presente trabalho quantificamos a deformação causada durante a inserção de implantes no osso sintético no intuito de compararmos com dados da literatura que retratam o limite de resistência do osso antes de sofrer microfissuras, as quais são caracterizadas por uma solução de descontinuidade na matriz rica em cálcio e reflete fissuras e quebras na hidroxiapatita. Fazzalari, Kuliwaba e Forwood(110), diferenciaram microdanos e microfraturas. Eles relataram que o reparo de microfraturas resulta na formação de microcalos, um mecanismo que é distintamente diferente da remodelação, que resolve microdanos. As microfissuras podem se formar durante uma osteotomia ou colocação de implantes. A quantidade de tempo necessária para que o osso fatigado com microfissuras seja substituído é uma função do crescimento e acúmulo de trincas (110).

No presente ensaio mecânico observamos deformações superiores a 3000 $\mu\epsilon$, podendo alcançar 6811,75 $\mu\epsilon$ em implantes cilíndricos usinados. Estes valores de deformação podem exceder o limite fisiológico do osso (112). No entanto, foi constatada fissuras nos corpos de prova de poliuretano próximo ao terço coronal dos implantes cilíndricos usinados, Figura 17, sugerindo uma concentração de tensão nesta região. Este fato provavelmente está mais relacionado ao maior diâmetro do implante do que a forma do corpo do implante.

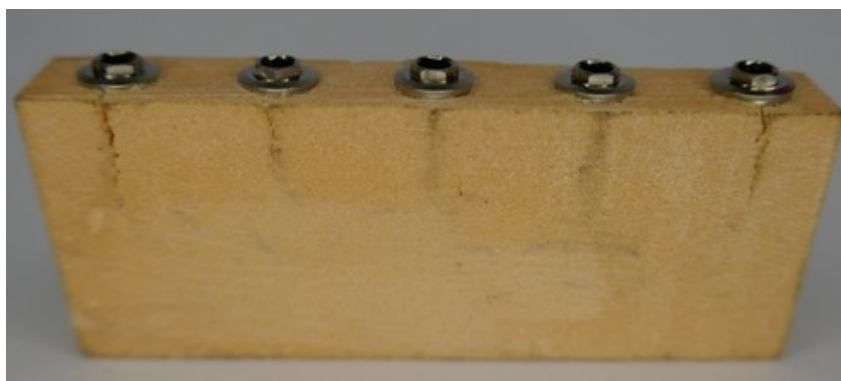


Figura 17 – Observa-se fissuras no corpo de prova com a instalação de implantes usinados cilíndricos Master Screw de dimensões 5.0 x 15mm.

Nesta pesquisa, os implantes cônicos tiveram maior média de torque de inserção e deformação do corpo de prova de espuma rígida de poliuretano (densidade 0,48g/cm³) do que os implantes cilíndricos. Entretanto, pela ANOVA não houve diferença significativa na deformação entre as médias das amostras das duas formas de corpo do implante. Porém, as médias do torque entre os dois grupos foram diferentes com nível de confiança de 95%.

Quanto a macrogeometria dos implantes foi observado por Elias et al.(16) que o torque de inserção de implantes cônicos é superior ao de implantes cilíndricos. O implante cônico de 5 x 13 mm tem maior área de contato (343,4 mm²) do que o implante cilíndrico (316,9 mm²). O menor passo de rosca do implante cônico aumenta a área de contato em comparação com o implante cilíndrico. Como a área de superfície de contato entre implante e osso aumenta, a força de atrito aumenta, levando a um maior torque de inserção (16).

8 CONCLUSÕES

1. Implantes de diâmetros maiores apresentaram maiores deformação e torque de inserção;
2. O aumento do comprimento não teve influência na deformação e no torque de inserção;
3. O tratamento de superfície não influenciou na deformação e no torque de inserção;
4. O perfil da rosca teve efeito no aumento do torque de inserção dos implantes com rosca trapezoidal;
5. Implantes de corpo cônico tem maior torque de inserção;
6. A tensão na inserção dos implantes no osso não ultrapassou o limite de resistência do osso humano. Considerando que a deformação que resulta em microdanos ao osso é superior a $6700 \mu\varepsilon$, somente os implantes Usinados 5.0 x 15 mm excederam esse limite.
7. Os implantes conect cônico apresentaram o melhor desempenho. A deformação está dentro da faixa em que há reabsorção seguida de aposição óssea e o torque de inserção não ultrapassou o limite máximo sugerido pela literatura para prevenção de lesões no osso. Além disso, observando o gráfico da deformação e torque pelo número de voltas, nota-se que a deformação e o torque aumentam de forma homogênea.

REFERÊNCIAS

- 1 AZEVEDO, L. D.; FERNANDES, M. G.; FONSECA, E. M.; NATAL, R. M. Análise de tensões em materiais sólidos de espumas de poliuretano rígidas sob furação. *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica*, Universidad Nacional de Educacion a Distancia (UNED), v. 20, n. 2, p. 35, 2016.
- 2 BUSER, D.; MERICSKE-STERN, R.; BERNARD, J. P. P.; BEHNEKE, A.; BEHNEKE, N.; HIRT, H. P.; BELSER, U. C.; LANG, N. P. Long-term evaluation of non-submerged iti implants. part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clinical oral implants research*, Wiley Online Library, v. 8, n. 3, p. 161–172, 1997.
- 3 HEINEMANN, F.; BOURAUUEL, C.; HASAN, I.; GEDRANGE, T. Influence of the implant cervical topography on the crestal bone resorption and immediate implant survival. *J Physiol Pharmacol*, v. 60, n. Suppl 8, p. 99–105, 2009.
- 4 HEINEMANN, F.; MUNDT, T.; BIFFAR, R.; GEDRANGE, T.; GOETZ, W. A 3-year clinical and radiographic study of implants placed simultaneously with maxillary sinus floor augmentations using a new nanocrystalline hydroxyapatite. *J Physiol Pharmacol*, v. 60, n. Suppl 8, p. 91–97, 2009.
- 5 HEINEMANN, F.; HASAN, I.; BOURAUUEL, C.; BIFFAR, R.; MUNDT, T. Bone stability around dental implants: Treatment related factors. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*, Elsevier, v. 199, p. 3–8, 2015.
- 6 DALMOLIN, F.; FILHO, S. T. L. P.; CORTES, A. M.; BRUN, M. V.; CAUDURO, C. R.; SCHOSSLER, J. E. W. Bone biomechanics and biomechanics essays: theoretical foundations. *Ciência Rural*, SciELO Brasil, v. 43, p. 1675–1682, 2013.
- 7 MONJE, A.; RAVIDA, A.; WANG, H.-L.; HELMS, J. A.; BRUNSKI, J. B. Relationship between primary/mechanical and secondary/biological implant stability. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, v. 34, 2019.
- 8 ALBREKTSSON, T.; WENNERBERG, A. Oral implant surfaces: Part 1–review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *International Journal of Prosthodontics*, v. 17, n. 5, 2004.
- 9 ALBREKTSSON, T.; WENNERBERG, A. Oral implant surfaces: Part 2–review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *International Journal of Prosthodontics*, v. 17, n. 5, 2004.
- 10 DEGIDI, M.; DAPRILE, G.; PIATTELLI, A. Determination of primary stability: a comparison of the surgeon’s perception and objective measurements. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, v. 25, n. 3, 2010.
- 11 ANITUA, E.; PIÑAS, L.; ORIVE, G. Retrospective study of short and extra-short implants placed in posterior regions: influence of crown-to-implant ratio on marginal bone loss. *Clinical implant dentistry and related research*, Wiley Online Library, v. 17, n. 1, p. 102–110, 2015.

- 12 JEU, S.; GUILLAUD, E.; HAURET, L.; COUTANT, J.-C.; ELLA, B. Assessment of the correlation between the implant distance and primary stability by resonance frequency analysis. *Journal of Dental Surgery*, Hindawi, v. 2015, 2015.
- 13 SANTOS, M. V. D.; ELIAS, C. N.; LIMA, J. H. C. The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants. *Clinical implant dentistry and related research*, Wiley Online Library, v. 13, n. 3, p. 215–223, 2011.
- 14 ELIAS, C.; FIGUEIRA, D.; RIOS, P. Influence of the coating material on the loosening of dental implant abutment screw joints. *Materials Science and Engineering: C*, Elsevier, v. 26, n. 8, p. 1361–1366, 2006.
- 15 SHIGLEY, J. E.; MISCHE, C. Mechanical engineering design, mcgraw-hill book company. *New York*, 1977.
- 16 ELIAS, C. N.; ROCHA, F. A.; NASCIMENTO, A. L.; COELHO, P. G. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, Elsevier, v. 16, p. 169–180, 2012.
- 17 LOZANO-CARRASCAL, N.; SALOMÓ-COLL, O.; GILABERT-CERDÀ, M.; FARRÉ-PAGÉS, N.; GARGALLO-ALBIOL, J.; HERNÁNDEZ-ALFARO, F. Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. *Medicina oral, patología oral y cirugía bucal*, Medicina Oral SL, v. 21, n. 2, p. e214, 2016.
- 18 MAKARY, C.; MENHALL, A.; ZAMMARIE, C.; LOMBARDI, T.; LEE, S. Y.; STACCHI, C.; PARK, K. B. Primary stability optimization by using fixtures with different thread depth according to bone density: a clinical prospective study on early loaded implants. *Materials*, MDPI, v. 12, n. 15, p. 2398, 2019.
- 19 TEIXEIRA, A. B. V.; SHIMANO, A. C.; MACEDO, A. P.; VALENTE, M. L.; REIS, A. C. dos. Influence of torsional strength on different types of dental implant platforms. *Implant Dentistry*, LWW, v. 24, n. 3, p. 281–286, 2015.
- 20 ROKN, A.; RASOULI, G. A.; MESGARZADEH, A.; MIREMADI, A.; YAGHOUBI, S. Evaluation of stability changes in tapered and parallel wall implants: a human clinical trial. *FRONTIERS IN DENTISTRY (JOURNAL OF DENTISTRY OF TEHRAN UNIVERSITY OF MEDICAL ...)*, 2011.
- 21 FROST, H. M. A 2003 update of bone physiology and wolff's law for clinicians. *The Angle Orthodontist*, v. 74, n. 1, p. 3–15, 2004.
- 22 COZZOLINO, F.; APICELLA, D.; WANG, G.; APICELLA, A.; SORRENTINO, R. Implant-to-bone force transmission: a pilot study for in vivo strain gauge measurement technique. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Elsevier, v. 90, p. 173–181, 2019.
- 23 HUSSAINI, S.; VAIDYANATHAN, T. K.; WADKAR, A. P.; QURAN, F. A. A.; EHRENBERG, D.; WEINER, S. Peri-implant strain in an in vitro model. *Journal of Oral Implantology*, The American Academy of Implant Dentistry, v. 41, n. 5, p. 532–537, 2015.
- 24 ASVANUND, P. A strain gauge analysis comparing external and internal implant-abutment connections. *Implant Dentistry*, LWW, v. 23, n. 2, p. 206–211, 2014.

- 25 HERRERO-CLIMENT, M.; ALBERTINI, M.; RIOS-SANTOS, J. V.; LÁZARO-CALVO, P.; FERNÁNDEZ-PALACÍN, A.; BULLON, P. Resonance frequency analysis-reliability in third generation instruments: Osstell mentor®. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, Medicina Oral SL, v. 17, n. 5, p. e801, 2012.
- 26 LOZANO-CARRASCAL, N.; SALOMÓ-COLL, O.; GILABERT-CERDÀ, M.; FARRÉ-PAGÉS, N.; GARGALLO-ALBIOL, J.; HERNÁNDEZ-ALFARO, F. Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. *Medicina oral, patología oral y cirugía bucal*, Medicina Oral SL, v. 21, n. 2, p. e214, 2016.
- 27 AL-JOHANY, S. S.; AMRI, M. D. A.; ALSAEED, S.; ALALOLA, B. Dental implant length and diameter: a proposed classification scheme. *Journal of Prosthodontics*, Wiley Online Library, v. 26, n. 3, p. 252–260, 2017.
- 28 BAYRAKTAR, M.; GULTEKIN, B. A.; YALCIN, S.; MIJIRITSKY, E. Effect of crown to implant ratio and implant dimensions on periimplant stress of splinted implant-supported crowns: a finite element analysis. *Implant dentistry*, LWW, v. 22, n. 4, p. 406–413, 2013.
- 29 OKUMURA, N.; STEGAROIU, R.; KITAMURA, E.; KUROKAWA, K.; NOMURA, S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of prosthodontic research*, Japan Prosthodontic Society, v. 54, n. 3, p. 133–142, 2010.
- 30 JAFARIAN, M.; MIRHASHEMI, F. S.; EMADI, N. Finite element analysis of stress distribution around a dental implant with different amounts of bone loss: An in vitro study. *Dental and medical problems*, Wroclaw Medical University, v. 56, n. 1, p. 27–32, 2019.
- 31 GUAN, H.; STADEN, R. V.; LOO, Y.-C.; JOHNSON, N.; IVANOVSKI, S.; MEREDITH, N. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. *International journal of oral & maxillofacial implants*, v. 24, n. 5, 2009.
- 32 YU, W.; JANG, Y.-J.; KYUNG, H.-M. Combined influence of implant diameter and alveolar ridge width on crestal bone stress: a quantitative approach. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, v. 24, n. 1, 2009.
- 33 PETRIE, C. S.; WILLIAMS, J. L. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest: A three-dimensional finite-element analysis. *Clinical oral implants research*, Wiley Online Library, v. 16, n. 4, p. 486–494, 2005.
- 34 EAZHIL, R.; SWAMINATHAN, S. V.; GUNASEELAN, M.; KANNAN, G. V.; ALAGESAN, C. Impact of implant diameter and length on stress distribution in osseointegrated implants: A 3d fea study. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, Wolters Kluwer–Medknow Publications, v. 6, n. 6, p. 590, 2016.
- 35 SHINYA, A.; ISHIDA, Y.; MIURA, D.; SHINYA, A. The effect of implant length and diameter on stress distribution around single implant placement in 3d posterior mandibular fe model directly constructed form in vivo ct. *Materials*, MDPI, v. 14, n. 23, p. 7344, 2021.

- 36 AUNMEUNGTONG, W.; KHONGKHUNTHIAN, P.; RUNGSIYAKULL, P. Stress and strain distribution in three different mini dental implant designs using in implant retained overdenture: a finite element analysis study. *ORAL & implantology*, CIC Edizioni Internazionali, v. 9, n. 4, p. 202, 2016.
- 37 ROCHA, F. Análise dos fatores que influenciam a estabilidade primária dos implantes dentários [masters thesis]. *Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia*, 2010.
- 38 GARBER, D. A.; SALAMA, H.; SALAMA, M. A. Two-stage versus one-stage—is there really a controversy? *Journal of Periodontology*, Wiley Online Library, v. 72, n. 3, p. 417–421, 2001.
- 39 DESAI, S.; DESAI, M.; KATTI, G.; KARTHIKEYAN, I. Evaluation of design parameters of eight dental implant designs: A two-dimensional finite element analysis. *Nigerian journal of clinical practice*, v. 15, n. 2, p. 176–181, 2012.
- 40 O’SULLIVAN, D.; SENNERBY, L.; MEREDITH, N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clinical oral implants research*, Wiley Online Library, v. 15, n. 4, p. 474–480, 2004.
- 41 MISCH, C. E. *Contemporary implant dentistry-E-Book*. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2007.
- 42 ABUHUSSEIN, H.; PAGNI, G.; REBAUDI, A.; WANG, H.-L. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clinical oral implants research*, Wiley Online Library, v. 21, n. 2, p. 129–136, 2010.
- 43 LEMOS, C. A. A.; JÚNIOR, S.; FERREIRA, J.; CRUZ, R. S.; ALMEIDA, D. A. d. F.; BATISTA, V. E. d. S.; PELLIZZER, E. P.; VERRI, F. R. A importância da geometria dos implantes para o planejamento em reabilitação oral: revisão de literatura. *Revista Odontológica de Araçatuba*, p. 22–28, 2014.
- 44 AZCARATE-VELÁZQUEZ, F.; CASTILLO-OYAGÜE, R.; OLIVEROS-LÓPEZ, L.-G.; TORRES-LAGARES, D.; MARTÍNEZ-GONZÁLEZ, Á.-J.; PÉREZ-VELASCO, A.; LYNCH, C. D.; GUTIÉRREZ-PÉREZ, J.-L.; SERRERA-FIGALLO, M.-Á. Influence of bone quality on the mechanical interaction between implant and bone: A finite element analysis. *Journal of Dentistry*, Elsevier, v. 88, p. 103161, 2019.
- 45 GERAMIZADEH, M.; KATOOZIAN, H.; AMID, R.; KADKHODAZADEH, M. Comparison of finite element results with photoelastic stress analysis around dental implants with different threads. *Dental and Medical Problems*, v. 55, n. 1, p. 17–22, 2018.
- 46 GERAMIZADEH, M.; KATOOZIAN, H.; AMID, R.; KADKHODAZADEH, M. Three-dimensional optimization and sensitivity analysis of dental implant thread parameters using finite element analysis. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons, v. 44, n. 2, p. 59, 2018.
- 47 GERAMIZADEH, M.; KATOOZIAN, H.; AMID, R.; KADKHODAZADEH, M. Static, dynamic, and fatigue finite element analysis of dental implants with different thread designs. *Journal of long-term effects of medical implants*, Begel House Inc., v. 26, n. 4, 2016.

- 48 NICOLAS-SILVENTE, A. I.; VELASCO-ORTEGA, E.; ORTIZ-GARCIA, I.; MONSALVE-GUIL, L.; GIL, J.; JIMENEZ-GUERRA, A. Influence of the titanium implant surface treatment on the surface roughness and chemical composition. *Materials*, MDPI, v. 13, n. 2, p. 314, 2020.
- 49 ZARONE, F.; SORRENTINO, R.; TRAINI, T.; CAPUTI, S. et al. Fracture resistance of implant-supported screw-versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: Sem fractographic analysis. *Dental Materials*, Elsevier, v. 23, n. 3, p. 296–301, 2007.
- 50 PITA, M. S.; ANCHIETA, R. B.; BARÃO, V. A. R.; JR, I. R. G.; PEDRAZZI, V.; ASSUNÇÃO, W. G. Prosthetic platforms in implant dentistry. *Journal of Craniofacial Surgery*, LWW, v. 22, n. 6, p. 2327–2331, 2011.
- 51 ELIAS, C. N.; LIMA, J. H. C.; SANTOS, M. V. d. Modificações na superfície dos implantes dentários: da pesquisa básica à aplicação clínica. *ImplantNews*, p. 467–476, 2008.
- 52 RUPP, F.; LIANG, L.; GEIS-GERSTORFER, J.; SCHEIDELER, L.; HÜTTIG, F. Surface characteristics of dental implants: A review. *Dental materials*, Elsevier, v. 34, n. 1, p. 40–57, 2018.
- 53 ELIAS, C. N.; OSHIDA, Y.; LIMA, J. H. C.; MULLER, C. A. Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, Elsevier, v. 1, n. 3, p. 234–242, 2008.
- 54 SMEETS, R.; STADLINGER, B.; SCHWARZ, F.; BECK-BROICHSITTER, B.; JUNG, O.; PRECHT, C.; KLOSS, F.; GRÖBE, A.; HEILAND, M.; EBKER, T. Impact of dental implant surface modifications on osseointegration. *BioMed Research International*, Hindawi, v. 2016, 2016.
- 55 MARENZI, G.; IMPERO, F.; SCHERILLO, F.; SAMMARTINO, J. C.; SQUILLACE, A.; SPAGNUOLO, G. Effect of different surface treatments on titanium dental implant micro-morphology. *Materials*, MDPI, v. 12, n. 5, p. 733, 2019.
- 56 HALLDIN, A.; ANDER, M.; JACOBSSON, M.; HANSSON, S. Simulation of the mechanical interlocking capacity of a rough bone implant surface during healing. *Biomedical engineering online*, BioMed Central, v. 14, n. 1, p. 1–13, 2015.
- 57 GOIATO, M. C.; SANTOS, D. D.; SANTIAGO, J. J.; MORENO, A.; PELLIZZER, E. P. Longevity of dental implants in type iv bone: a systematic review. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, Elsevier, v. 43, n. 9, p. 1108–1116, 2014.
- 58 HUANG, H.-L.; HSU, J.-T.; FUH, L.-J.; LIN, D.-J.; CHEN, M. Y. Biomechanical simulation of various surface roughnesses and geometric designs on an immediately loaded dental implant. *Computers in biology and medicine*, Elsevier, v. 40, n. 5, p. 525–532, 2010.
- 59 JUNIOR, J. F. S.; VERRI, F. R.; ALMEIDA, D. A. de F.; BATISTA, V. E. de S.; LEMOS, C. A. A.; PELLIZZER, E. P. Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. *Materials Science and Engineering: C*, Elsevier, v. 63, p. 292–300, 2016.

- 60 TABASSUM, A.; MEIJER, G. J.; WOLKE, J. G.; JANSEN, J. A. Influence of the surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with a density equivalent to maxillary bone: a laboratory study. *Clinical oral implants research*, Wiley Online Library, v. 20, n. 4, p. 327–332, 2009.
- 61 SHAH, A. H.; BEHRENTS, R. G.; KIM, K. B.; KYUNG, H.-M.; BUSCHANG, P. H. Effects of screw and host factors on insertion torque and pullout strength. *The Angle Orthodontist*, v. 82, n. 4, p. 603–610, 2012.
- 62 DEVLIN, H.; HORNER, K.; LEDGERTON, D. A comparison of maxillary and mandibular bone mineral densities. *The Journal of prosthetic dentistry*, Elsevier, v. 79, n. 3, p. 323–327, 1998.
- 63 LEKHOLM, U. *Patient selection and preparation. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Edited by: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T.* [S.l.]: Chicago: Quintessence Publishing Company, 1985.
- 64 MISCH, C. et al. Bone character: second vital implant criterion. *Dent today*, v. 7, n. 5, p. 39–40, 1988.
- 65 MISCH, C. E.; PEREL, M. L.; WANG, H.-L.; SAMMARTINO, G.; GALINDO-MORENO, P.; TRISI, P.; STEIGMANN, M.; REBAUDI, A.; PALTI, A.; PIKOS, M. A. et al. Implant success, survival, and failure: the international congress of oral implantologists (icoi) pisa consensus conference. *Implant dentistry*, LWW, v. 17, n. 1, p. 5–15, 2008.
- 66 OLIVEIRA, A. L. N.; ELIAS, C. N.; LIMA, J. H. C. Previsão da estabilidade primária de implantes osseointegráveis em função da espessura da cortical. *Rev. bras. implantodontia*, p. 23–26, 2011.
- 67 SENNERBY, L.; MEREDITH, N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology 2000*, Blackwell Publishing Ltd Oxford, UK, v. 47, n. 1, p. 51–66, 2008.
- 68 GUAN, H.; STADEN, R. C. V.; JOHNSON, N. W.; LOO, Y.-C. Dynamic modelling and simulation of dental implant insertion process—a finite element study. *Finite Elements in Analysis and Design*, Elsevier, v. 47, n. 8, p. 886–897, 2011.
- 69 O'MAHONY, A.; BOWLES, Q.; WOOLSEY, G.; ROBINSON, S.; SPENCER, P. Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analyses of axial and off-axial loading. *Implant dentistry*, LWW, v. 9, n. 3, p. 207–218, 2000.
- 70 AL-MARSHOOD, M. M.; JUNKER, R.; AL-RASHEED, A.; ALDOSARI, A. A. F.; JANSEN, J. A.; ANIL, S. Study of the osseointegration of dental implants placed with an adapted surgical technique. *Clinical Oral Implants Research*, Wiley Online Library, v. 22, n. 7, p. 753–759, 2011.
- 71 DHORE, C. R.; SNEL, S. J.; JACQUES, S. V.; NAERT, I. E.; WALBOOMERS, X. F.; JANSEN, J. A. In vitro osteogenic potential of bone debris resulting from placement of titanium screw-type implants. *Clinical oral implants research*, Wiley Online Library, v. 19, n. 6, p. 606–611, 2008.
- 72 RAMASAMY, M.; RAJA, R.; NARENDRAKUMAR, R. et al. Implant surgical guides: From the past to the present. *Journal of pharmacy & bioallied sciences*, Wolters Kluwer–Medknow Publications, v. 5, n. Suppl 1, p. S98, 2013.

- 73 SHAMAMI, D. Z.; KARIMI, A.; BEIGZADEH, B.; DERAKHSHAN, S.; NAVID-BAKHSH, M. A three-dimensional finite element study to characterize the influence of load direction on stress distribution in bone around dental implant. *Journal of Biomaterials and Tissue Engineering*, American Scientific Publishers, v. 4, n. 9, p. 693–699, 2014.
- 74 DUYCK, J.; CORPAS, L.; VERMEIREN, S.; OGAWA, T.; QUIRYNEN, M.; VANDAMME, K.; JACOBS, R.; NAERT, I. Histological, histomorphometrical, and radiological evaluation of an experimental implant design with a high insertion torque. *Clinical Oral Implants Research*, Wiley Online Library, v. 21, n. 8, p. 877–884, 2010.
- 75 SHALABI, M. M.; WOLKE, J. G.; RUIJTER, A. J. D.; JANSEN, J. A. A mechanical evaluation of implants placed with different surgical techniques into the trabecular bone of goats. *Journal of Oral Implantology*, v. 33, n. 2, p. 51–58, 2007.
- 76 UDOMSAWAT, C.; RUNGSIYAKULL, P.; RUNGSIYAKULL, C.; KHONGKHUNTHIAN, P. Comparative study of stress characteristics in surrounding bone during insertion of dental implants of three different thread designs: A three-dimensional dynamic finite element study. *Clinical and experimental dental research*, Wiley Online Library, v. 5, n. 1, p. 26–37, 2019.
- 77 VIJINTANAWAN TEERANUT CHAIYASAMUT, S. S. S.; WONGSIRICHAT, N. Topography alteration of different implant surfaces after an installation. *Mahidol Dental Journal*, v. 40, n. 2, p. 95–106, 2020.
- 78 BURSTEIN, A. H.; REILLY, D. T.; MARTENS, M. Aging of bone tissue: mechanical properties. *JBJS*, LWW, v. 58, n. 1, p. 82–86, 1976.
- 79 CLIFT, S. E.; FISHER, J.; WATSON, C. Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant: effect of variations in bone modulus. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Sage Publications Sage UK: London, England, v. 206, n. 4, p. 233–241, 1992.
- 80 SCHWARZ, P. Biomecânica das fraturas do esqueleto apendicular: causas e avaliação. *BOJRAB, MJ Mecanismos da moléstia na cirurgia dos pequenos animais*, v. 2, p. 1161–1181, 1996.
- 81 GUSMÃO, C. V. B. d.; BELANGERO, W. D. Como a célula óssea reconhece o estímulo mecânico? *Revista Brasileira de Ortopedia*, SciELO Brasil, v. 44, p. 299–305, 2009.
- 82 MAVČIČ, B.; ANTOLIČ, V. Optimal mechanical environment of the healing bone fracture/osteotomy. *International orthopaedics*, Springer, v. 36, n. 4, p. 689–695, 2012.
- 83 HEREKAR, M. G.; PATIL, V. N.; MULANI, S. S.; SETHI, M.; PADHYE, O. The influence of thread geometry on biomechanical load transfer to bone: A finite element analysis comparing two implant thread designs. *Dental research journal*, Wolters Kluwer–Medknow Publications, v. 11, n. 4, p. 489, 2014.
- 84 OSWAL, M. M.; AMASI, U. N.; OSWAL, M. S.; BHAGAT, A. S. Influence of three different implant thread designs on stress distribution: A three-dimensional finite element analysis. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, Wolters Kluwer–Medknow Publications, v. 16, n. 4, p. 359, 2016.

- 85 JIMBO, R.; TOVAR, N.; YOO, D. Y.; JANAL, M. N.; ANCHIETA, R. B.; COELHO, P. G. The effect of different surgical drilling procedures on full laser-etched microgrooves surface-treated implants: an experimental study in sheep. *Clinical oral implants research*, Wiley Online Library, v. 25, n. 9, p. 1072–1077, 2014.
- 86 LAGES, F. S.; OLIVEIRA, D. W. Douglas-de; COSTA, F. O. Relationship between implant stability measurements obtained by insertion torque and resonance frequency analysis: A systematic review. *Clinical implant dentistry and related research*, Wiley Online Library, v. 20, n. 1, p. 26–33, 2018.
- 87 FROUM, S. J.; DAGBA, A. S.; SHI, Y.; PEREZ-ASENJO, A.; ROSEN, P. S.; WANG, W. C. Successful surgical protocols in the treatment of peri-implantitis: a narrative review of the literature. *Implant Dentistry*, Wolters Kluwer, v. 25, n. 3, p. 416–426, 2016.
- 88 SOLDNERER, A.; AL-JAZRAWI, A.; SAHRMANN, P.; JUNG, R.; ATTIN, T.; SCHMIDLIN, P. R. Removal of failed dental implants revisited: Questions and answers. *Clinical and experimental dental research*, Wiley Online Library, v. 5, n. 6, p. 712–724, 2019.
- 89 SUGIURA, T.; HORIUCHI, K.; SUGIMURA, M.; TSUTSUMI, S. Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, v. 1, n. 2, p. 165–70, 2000.
- 90 GREENSTEIN, G.; CAVALLARO, J.; TARNOW, D. Assessing bone's adaptive capacity around dental implants: A literature review. *The Journal of the American Dental Association*, Elsevier, v. 144, n. 4, p. 362–368, 2013.
- 91 MELSEN, B.; LANG, N. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clinical Oral Implants Research*, Wiley Online Library, v. 12, n. 2, p. 144–152, 2001.
- 92 FROST, H. M. Perspectives: bone's mechanical usage windows. *Bone and mineral*, Elsevier, v. 19, n. 3, p. 257–271, 1992.
- 93 PAVLIN, D.; GLUHAK-HEINRICH, J. Effect of mechanical loading on periodontal cells. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, International and American Associations for Dental Research, v. 12, n. 5, p. 414–424, 2001.
- 94 ISIDOR, F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clinical oral implants research*, Wiley Online Library, v. 17, n. S2, p. 8–18, 2006.
- 95 CASTRO, A. T. de A. Remodelação óssea após a inserção de implantes no osso do fêmur. 2018.
- 96 VERBORGT, O.; TATTON, N. A.; MAJESKA, R. J.; SCHAFFLER, M. B. Spatial distribution of bax and bcl-2 in osteocytes after bone fatigue: complementary roles in bone remodeling regulation? *Journal of bone and mineral research*, Wiley Online Library, v. 17, n. 5, p. 907–914, 2002.
- 97 WU, V.; OERS, R. F. van; SCHULTEN, E. A.; HELDER, M. N.; BACABAC, R. G.; KLEIN-NULEND, J. Osteocyte morphology and orientation in relation to strain in the jaw bone. *International Journal of Oral Science*, Nature Publishing Group, v. 10, n. 1, p. 1–8, 2018.






- 98 ROBAU-PORRUA, A.; PÉREZ-RODRÍGUEZ, Y.; SORIS-RODRÍGUEZ, L. M.; PÉREZ-ACOSTA, O.; GONZÁLEZ, J. E. The effect of diameter, length and elastic modulus of a dental implant on stress and strain levels in peri-implant bone: a 3d finite element analysis. *Bio-medical materials and engineering*, IOS Press, v. 30, n. 5-6, p. 541–558, 2020.
- 99 TRAINI, T.; ASSENZA, B.; ROMAN, F. S.; THAMS, U.; CAPUTI, S.; PIATTELLI, A. Bone microvascular pattern around loaded dental implants in a canine model. *Clinical oral investigations*, Springer, v. 10, n. 2, p. 151–156, 2006.
- 100 GALINDO-MORENO, P.; NILSSON, P.; KING, P.; BECKTOR, J.; SPERONI, S.; SCHRAMM, A.; MAIORANA, C. Clinical and radiographic evaluation of early loaded narrow diameter implants–1-year follow-up. *Clinical oral implants research*, Wiley Online Library, v. 23, n. 5, p. 609–616, 2012.
- 101 MARCONCINI, S.; GIAMMARINARO, E.; TOTI, P.; ALFONSI, F.; COVANI, U.; BARONE, A. Longitudinal analysis on the effect of insertion torque on delayed single implants: A 3-year randomized clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, Wiley Online Library, v. 20, n. 3, p. 322–332, 2018.
- 102 TOIA, M.; STOCCHERO, M.; CECCHINATO, F.; CORRÀ, E.; JIMBO, R.; CECCHINATO, D. Clinical considerations of adapted drilling protocol by bone quality perception. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, v. 32, n. 6, 2017.
- 103 COELHO, P. G.; SUZUKI, M.; GUIMARAES, M. V.; MARIN, C.; GRANATO, R.; GIL, J. N.; MILLER, R. J. Early bone healing around different implant bulk designs and surgical techniques: a study in dogs. *Clinical implant dentistry and related research*, Wiley Online Library, v. 12, n. 3, p. 202–208, 2010.
- 104 STOCCHERO, M.; JINNO, Y.; TOIA, M.; JIMBO, R.; LEE, C.; YAMAGUCHI, S.; IMAZATO, S.; BECKTOR, J. P. In silico multi-scale analysis of remodeling peri-implant cortical bone: a comparison of two types of bone structures following an undersized and non-undersized technique. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Elsevier, v. 103, p. 103598, 2020.
- 105 IRANDOUST, S.; MÜFTÜ, S. The interplay between bone healing and remodeling around dental implants. *Scientific Reports*, Nature Publishing Group, v. 10, n. 1, p. 1–10, 2020.
- 106 O’CONNOR, P.; KLEYNER, A. *Practical reliability engineering*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2012.
- 107 NASCIMENTO, L. *Caracterização Do Compósito Epóxi-fibra De Malva Para Emprego Em Blindagem Balística Multicamada*. Tese (Doutorado) — Tese de Doutorado do Curso de Pós-Graduação em Ciência dos Materiais no . . . , 2017.
- 108 COSTA, U. *Comportamento Balístico de blindagem multicamada com cerâmica frontal e Compósito de matriz epóxi reforçada com fibras de curauá funcionalizadas com óxido de grafeno*. Tese (Doutorado) — Dissertação de Mestrado do Curso de Pós-Graduação em Ciência dos Materiais no Instituto Militar de Engenharia, 2019.
- 109 YAMADA, M.; EGUSA, H. Current bone substitutes for implant dentistry. *Journal of prosthodontic research*, Japan Prosthodontic Society, v. 62, n. 2, p. 152–161, 2018.

- 110 FAZZALARI, N.; KULIWABA, J.; FORWOOD, M. Cancellous bone microdamage in the proximal femur: influence of age and osteoarthritis on damage morphology and regional distribution. *Bone*, Elsevier, v. 31, n. 6, p. 697–702, 2002.
- 111 GOMEZ-POLO, M.; ORTEGA, R.; GOMEZ-POLO, C.; MARTIN, C.; CELEMIN, A.; RÍO, J. D. Does length, diameter, or bone quality affect primary and secondary stability in self-tapping dental implants? *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Elsevier, v. 74, n. 7, p. 1344–1353, 2016.
- 112 ZUPNIK, J.; KIM, S.-w.; RAVENS, D.; KARIMBUX, N.; GUZE, K. Factors associated with dental implant survival: a 4-year retrospective analysis. *Journal of periodontology*, Wiley Online Library, v. 82, n. 10, p. 1390–1395, 2011.
- 113 BARIKANI, H.; RASHTAK, S.; AKBARI, S.; FARD, M. K.; ROKN, A. The effect of shape, length and diameter of implants on primary stability based on resonance frequency analysis. *Dental research journal*, Wolters Kluwer–Medknow Publications, v. 11, n. 1, p. 87, 2014.
- 114 GENG, J.; XU, W.; TAN, K.; LIU, G. Finite element analysis of an osseointegrated stepped screw dental implant. *Journal of Oral Implantology*, v. 30, n. 4, p. 223–233, 2004.
- 115 MIYAMOTO, I.; TSUBOI, Y.; WADA, E.; SUWA, H.; IIZUKA, T. Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery—clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone*, Elsevier, v. 37, n. 6, p. 776–780, 2005.
- 116 LEE, J.-S.; LIM, Y.-J. Three-dimensional numerical simulation of stress induced by different lengths of osseointegrated implants in the anterior maxilla. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, Taylor & Francis, v. 16, n. 11, p. 1143–1149, 2013.
- 117 OHYAMA, T.; YASUDA, H.; SHIBUYA, N.; TADOKORO, S.; NAKABAYASHI, S.; NAMAKI, S.; HARA, Y.; OGAWA, T.; ISHIGAMI, T. Three-dimensional finite element analysis of the effects of implant diameter and photofunctionalization on peri-implant stress. *Journal of Oral Science*, Nihon University School of Dentistry, v. 59, n. 2, p. 273–278, 2017.
- 118 UEDA, N.; TAKAYAMA, Y.; YOKOYAMA, A. Minimization of dental implant diameter and length according to bone quality determined by finite element analysis and optimized calculation. *Journal of prosthodontic research*, Japan Prosthodontic Society, v. 61, n. 3, p. 324–332, 2017.
- 119 ANDRADE, C. L. de; CARVALHO, M. A.; BORDIN, D.; SILVA, W. J. da; CURY, A. A. D. B.; SOTTO-MAIOR, B. S. Biomechanical behavior of the dental implant macrodesign. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, v. 32, n. 2, 2017.
- 120 NIROOMAND, M. R.; ARABBEIKI, M. Effect of the dimensions of implant body and thread on bone resorption and stability in trapezoidal threaded dental implants: a sensitivity analysis and optimization. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Taylor & Francis, v. 23, n. 13, p. 1005–1013, 2020.

- 121 VAIRO, G.; SANNINO, G. Comparative evaluation of osseointegrated dental implants based on platform-switching concept: influence of diameter, length, thread shape, and in-bone positioning depth on stress-based performance. *Computational and mathematical methods in medicine*, Hindawi, v. 2013, 2013.
- 122 DAGHER, M.; MOKBEL, N.; JABBOUR, G.; NAAMAN, N. Resonance frequency analysis, insertion torque, and bone to implant contact of 4 implant surfaces: comparison and correlation study in sheep. *Implant dentistry*, LWW, v. 23, n. 6, p. 672–678, 2014.
- 123 OLIVEIRA, H.; VELASCO, A. B.; RÍOS-SANTOS, J.-V.; LASHERAS, F. S.; LEMOS, B. F.; GIL, F. J.; CARVALHO, A.; HERRERO-CLIMENT, M. Effect of different implant designs on strain and stress distribution under non-axial loading: A three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, MDPI, v. 17, n. 13, p. 4738, 2020.
- 124 KADKHODAZADEH, M.; LAFZI, A.; RAOOFI, S.; KHADEMI, M.; AMID, R.; MOVAHHEDY, M. R.; TORABI, H. Comparison of the effects of different implant apical designs on the magnitude and distribution of stress and strain in bone: a finite element analysis study. *Journal of long-term effects of medical implants*, Begel House Inc., v. 24, n. 2-3, 2014.
- 125 MORADI, H.; AEIN, R. B.; YOUSSEF, G. Multi-objective design optimization of dental implant geometrical parameters. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, Wiley Online Library, v. 37, n. 9, p. e3511, 2021.
- 126 HE, L.; ZHANG, J.; LI, X.; HU, H.; LU, S.; TANG, Z. Irregular implant design decreases periimplant stress and strain under oblique loading. *Implant Dentistry*, LWW, v. 26, n. 5, p. 744–750, 2017.

ANEXO A – CARACTERÍSTICAS DOS IMPLANTES

Tabela 27 – Implantes e suas características. Todos os implantes são fabricados pela empresa Conexão Sistemas de Próteses.

Modelo	Easy-Grip	Master Screw	Flash Porous	Ar Torq Porous	Conect Cônico
Diâmetro (mm)	5.0	3.3, 4.0, 5.0	5.0	5.0	5.0
Comprimento (mm)	15.0	11.5, 13, 15.0	13.0	13.0	13.0
Perfil da rosca	Dupla Triangular	Triangular	Dupla Trapezoidal	Triangular	Quadrada
Conexão	Hexágono Externo	Hexágono Externo	Hexágono Interno	hexágono interno	hexágono interno
TS*	Porous DAA*	Usinado	Porous DAA*	Porous DAA*	Porous DAA*
Forma	Cilíndrica	Cilíndrica	Cilíndrica	Cilíndrica	Cônico
Principais Características	Superfície com duplo ataque ácido- Porous;		Rosca externa com perfil trapezoidal e pequeno ressalto /saliência no vale (Web)	Rosca externa dupla com perfil triangular	Corpo cônico
Imagens					

Fonte: Elaborado pelo autor.