

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

CHRISTIAN FELIPPI

ANÁLISE NUMÉRICA E EXPERIMENTAL DO EFEITO DA VARIAÇÃO DE
PARÂMETROS GEOMÉTRICOS NA RESISTÊNCIA DE COMPONENTES
PROTÉTICOS CONE MORSE EM TITÂNIO

CURITIBA

2018

CHRISTIAN FELIPPI

ANÁLISE NUMÉRICA E EXPERIMENTAL DO EFEITO DA VARIAÇÃO DE
PARÂMETROS GEOMÉTRICOS NA RESISTÊNCIA DE COMPONENTES
PROTÉTICOS CONE MORSE EM TITÂNIO

Dissertação apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, do Curso de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Paraná, setor de Tecnologia, na área de concentração Fenômenos de Transporte e Mecânica dos Sólidos.

Orientador: Prof. Dr. Julio César de Almeida.

CURITIBA

2018

Catálogo na Fonte: Sistema de Bibliotecas, UFPR
Biblioteca de Ciência e Tecnologia

F315a

Felippi , Christian

Análise numérica e experimental do efeito da variação de parâmetros geométricos na resistência de componentes protéticos cone morse em titânio / Christian Felippi . – Curitiba, 2018.

Dissertação - Universidade Federal do Paraná, Setor de Tecnologia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, 2018.

Orientador: Julio César de Almeida . -

1.Implantes dentários. 2. Fadiga. 3. Método dos elementos finitos. . I. Universidade Federal do Paraná. II. Almeida, Julio César de . III. Título.

CDD: 617.693

Bibliotecária: Vanusa Maciel - CRB - 9/1928



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
SETOR TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO ENGENHARIA
MECÂNICA

TERMO DE APROVAÇÃO

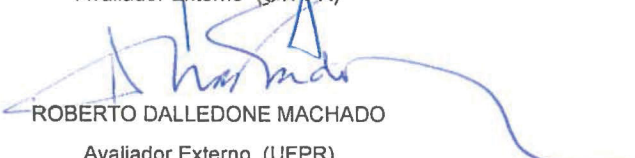
Os membros da Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em ENGENHARIA MECÂNICA da Universidade Federal do Paraná foram convocados para realizar a arguição da Dissertação de Mestrado de CHRISTIAN FELIPPI intitulada: **ANÁLISE NUMÉRICA E EXPERIMENTAL DO EFEITO DA VARIAÇÃO DE PARÂMETROS GEOMÉTRICOS NA RESISTÊNCIA DE COMPONENTES PROTÉTICOS CONE MORSE EM TITÂNIO**, após terem inquirido o aluno e realizado a avaliação do trabalho, são de parecer pela sua APROVAÇÃO no rito de defesa.

A outorga do título de mestre está sujeita à homologação pelo colegiado, ao atendimento de todas as indicações e correções solicitadas pela banca e ao pleno atendimento das demandas regimentais do Programa de Pós-Graduação.

Curitiba, 05 de Setembro de 2018.


JULIO CÉZAR DE ALMEIDA
Presidente da Banca Examinadora (UFPR)


MARCO ANTONIO LUERSEN
Avaliador Externo (UFPR)


ROBERTO DALLEDONE MACHADO
Avaliador Externo (UFPR)

Dedico esse trabalho aos meus pais, Cirilo e Deisy Felippi pelo apoio e incentivo em todos os momentos.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus que esteve presente em todos os momentos de minha vida.

Aos meus pais Cirilo Felippi e Deisy Felippi pelos ensinamentos de todos os meus anos de vida, por me mostrarem que o estudo é chave para o desenvolvimento. Seus conselhos e apoio foram cruciais para meu desenvolvimento como profissional e pessoa.

Ao meu professor Julio César de Almeida que desde a graduação apresentou-me os primeiros ensinamentos. Agradeço a ele por todo auxílio e toda confiança depositada em mim.

Aos meus colegas da Neodent, em especial a Carolina Guimarães Castro e Mirella Fernanda Manosso pelo apoio na realização desse trabalho.

Aos meus amigos e colegas do Laboratório de Integrado de Materiais (LIM), também da Neodent, pela realização dos ensaios.

A Neodent pelo financiamento desta pesquisa.

A todos os professores do Mestrado que me passaram o conhecimento necessário para ter êxito no meu trabalho.

À banca que gentilmente se dispôs a colaborar na avaliação e melhoria deste trabalho.

Vou continuar no mesmo ritmo,
procurando aprender sempre sem parar,
porque senão os outros nos alcançam e
passam.

Ayrton Senna.

RESUMO

A fadiga mecânica é um fenômeno no qual um componente normalmente falha sob tensões inferiores à tensão de escoamento do material, devido a solicitações mecânicas repetitivas. Desta forma ocorre uma redução da vida de componentes, podendo, em geral, inviabilizar seu uso. No caso de componentes protéticos, sua complexidade geométrica afeta diretamente a vida em fadiga. A falta de uma metodologia que correlacione resultados experimentais com a teoria de fadiga torna o processo de desenvolvimento de novos componentes dispendioso do ponto de vista de tempo e custos de testes mecânicos. Com este trabalho, foram estudadas as influências da altura de transmucoso e do diâmetro de componentes protéticos na resistência à compressão estática e na vida em fadiga de um sistema de implantes dentários de interface Cone Morse. Foram realizados ensaios de compressão estática, fadiga e simulação numérica pelo método dos elementos finitos em 4 grupos considerando o implante instalado por completo e 4 grupos com o implante instalado parcialmente, mantendo 3 mm exposto, de acordo com a norma ISO 14801, onde foram variados o diâmetro e a altura de transmucoso dos componentes protéticos instalados sobre o implante. Os resultados mostram que os grupos com implante instalado por completo sofreram falha no componente protético, enquanto que no caso do implante com 3 mm exposto a falha ocorreu na rosca externa do implante. De maneira geral, os sistemas com componentes protéticos de menor diâmetro e maior altura de trasmucoso possuem menor resistência e podem assim ser considerados casos críticos para fadiga.

Palavras-chave: Implantes Dentários. Fadiga. Método dos Elementos Finitos. Cone Morse.

ABSTRACT

Mechanical fatigue is a phenomenon in which a component normally fails under stresses lower than the yield strength of the material due to repetitive mechanical loads. In this way, a reduction of the life of components, can, in general, impair its use. In the case of prosthetic abutments, its complexity geometric directly affects fatigue life. The lack of a methodology that correlates experimental results with the theory of fatigue makes the process of developing new abutments costly from the point of view of time and costs of mechanical tests. The aim of this work is to study the influence of transmucosal height and diameter of prosthetic abutments on the resistance to static compression and fatigue life of a Morse Taper interface of a dental implant system. Static compression, fatigue and numerical simulation tests by the finite element method was performed in 4 groups considering the implant completely installed and 4 groups with the implant partially installed, maintaining 3 mm exposed, in accordance with ISO 14801, they are varied the diameter and the transmucosal height of the prosthetic abutments installed on the implant. The results show that the groups with implants installed completely fail in the prosthetic abutment, whereas in the case of the implant 3 mm exposed to failure occurred in the external thread of the implant. In general, the systems with prosthetic abutments of smaller diameter and greater transmucosal height present less strength and can therefore be considered worst cases for fatigue.

Key-words: Dental Implants. Fatigue. Finite Element Method. Morse Taper.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - VISÃO GERAL DE UM SISTEMA DE IMPLANTE DENTÁRIO.	20
FIGURA 2 - TIPOS DE INTERFACES PROTÉTICAS.	21
FIGURA 3 - INTERFACE PROTÉTICA DO TIPO HEXÁGONO EXTERNO.	21
FIGURA 4 - INTERFACE PROTÉTICA DO TIPO HEXÁGONO INTERNO.	22
FIGURA 5 - INTERFACE PROTÉTICA DO TIPO CONE MORSE.....	23
FIGURA 6 - TIPOS DE ROSCAS EM IMPLANTES DENTÁRIOS.	24
FIGURA 7 - COMPONENTE PROTÉTICO CIMENTADO: MUNHÃO UNIVERSAL..	24
FIGURA 8 - COMPONENTES PROTÉTICOS PARAFUSADOS.	25
FIGURA 9 - COROA (PRÓTESE) UNITÁRIA.	26
FIGURA 10 - COROA (PRÓTESE) MÚLTIPLA.....	26
FIGURA 11 - PARÂMETROS GEOMÉTRICOS DE UM COMPONENTE PROTÉTICO.	27
FIGURA 12 - ORIENTAÇÃO ANGULAR DA FORÇA PROVENIENTE DA MORDIDA.	28
FIGURA 13 - ENSAIO DE FADIGA – COMPONENTE RETO.	30
FIGURA 14 - DISTRIBUIÇÃO NORMAL.....	38
FIGURA 15 - DESENHO ESQUEMÁTICO DOS GRUPOS 1 A 4: (a) 1– D3.3H5.5E0, (b) 2 -D4.5H5.5E0, (c) 3- D3.3H0.8E0 E (d) 4- D4.5H0.8E0	40
FIGURA 16 - DESENHO ESQUEMÁTICO DOS GRUPOS 5 A 8: (e) 5- D3.3H5.5E3, (f) 6- D4.5H5.5E3, (g) 7- D3.3H0.8E3 E (h) 8- D4.5H0.8E3.....	40
FIGURA 17 - DESCRIÇÃO DOS ITENS UTILIZADOS NOS GRUPOS 1 A 8.....	41
FIGURA 18 - INSERÇÃO DO IMPLANTE NO POLIACETAL.	43
FIGURA 19 - CHAVE CATRACA TORQUÍMETRO.	44
FIGURA 20- IMPLANTES INSTALADOS NO POLIACETAL: (a) GRUPOS 1 A 4 E (b) GRUPOS 5 A 8.	44
FIGURA 21 - MONTAGEM DO COMPONENTE PROTÉTICO SOBRE O IMPLANTE.	45
FIGURA 22 - SISTEMA MONTADO PARA ENSAIO: POLIACETAL, IMPLANTE, COMPONENTE E CORPO HEMISFÉRICO.	45
FIGURA 23 - MÁQUINA PARA REALIZAÇÃO DO ENSAIO DE COMPRESSÃO ESTÁTICA.....	46

FIGURA 24 - SISTEMA DE IMPLANTE MONTADO NA MÁQUINA PARA REALIZAÇÃO DO ENSAIO DE COMPRESSÃO ESTÁTICA E DE FADIGA.	47
FIGURA 25 - MÁQUINA PARA REALIZAÇÃO DO ENSAIO DE FADIGA.	48
FIGURA 26 - CONDIÇÕES DE CONTORNO: RESTRIÇÃO E FORÇA OBLIQUA...49	
FIGURA 27 - REGIÃO DE APLICAÇÃO DE PRÉ-CARGA NO PARAFUSO.	50
FIGURA 28 - PARÂMETROS GEOMÉTRICOS DO PARAFUSO.	51
FIGURA 29 - REGIÕES DE CONTATO DO TIPO <i>BONDED</i> : INTERFACE (a) POLIACETAL-IMPLANTE E (b) CORPO HEMISFÉRICO-COMPONENTE.....	51
FIGURA 30 - REGIÕES DE CONTATO DO TIPO <i>FRICTIONAL</i> : INTERFACE (a) IMPLANTE-PARAFUSO, (b) COMPONENTE-PARAFUSO E (c) PARAFUSO-COMPONENTE.....	52
FIGURA 31 - CORPOS DE PROVA APÓS ENSAIO DE COMPRESSÃO ESTÁTICA PARA OS GRUPOS 1 A 4: (a) 1– D3.3H5.5E0, (b) 2 -D4.5H5.5E0, (c) 3-D3.3H0.8E0 E (d) 4- D4.5H0.8E0.	58
FIGURA 32 - CORPOS DE PROVA APÓS ENSAIO DE COMPRESSÃO ESTÁTICA PARA OS GRUPOS 5 A 8: (e) 5- D3.3H5.5E3, (f) 6- D4.5H5.5E3, (g) 7- D3.3H0.8E3 E (h) 8- D4.5H0.8E3.	61
FIGURA 33 - CORPOS DE PROVA APÓS ENSAIO DE FADIGA PARA O GRUPO 1 - D3.3H5.5E0.....	67
FIGURA 34 - CORPOS DE PROVA APÓS ENSAIO DE FADIGA PARA O GRUPO 2 - 4.5H5.5E0.	68
FIGURA 35 - CORPOS DE PROVA APÓS ENSAIO DE FADIGA PARA O GRUPO 3- D3.3H0.8E0.....	68
FIGURA 36 - CORPOS DE PROVA APÓS ENSAIO DE FADIGA PARA O GRUPO 4- D4.5H0.8E0.....	69
FIGURA 37 - PADRÃO DE FALHA PARA O GRUPO 1 - D3.3H5.5E0.....	72
FIGURA 38 - PADRÃO DE FALHA PARA O GRUPO 2 - 4.5H5.5E0.	72
FIGURA 39 - PADRÃO DE FALHA PARA O GRUPO 3- D3.3H0.8E0.....	72
FIGURA 40 - PADRÃO DE FALHA PARA O GRUPO 4- D4.5H0.8E0.....	72
FIGURA 41 - CORPOS DE PROVA APÓS ENSAIO DE FADIGA PARA O GRUPO 5 - D3.3H5.5E3.....	76
FIGURA 42 - CORPOS DE PROVA APÓS ENSAIO DE FADIGA PARA O GRUPO 6 - D4.5H5.5E3.....	77

FIGURA 43 - CORPOS DE PROVA APÓS ENSAIO DE FADIGA PARA O GRUPO 7 - D3.3H0.8E3.....	78
FIGURA 44 - CORPOS DE PROVA APÓS ENSAIO DE FADIGA PARA O GRUPO 8 - D4.5H0.8E3.....	79
FIGURA 45 - PADRÃO DE FALHA PARA O GRUPO 5 - D3.3H5.5E3.....	80
FIGURA 46 - PADRÃO DE FALHA PARA O GRUPO 6 - D4.5H5.5E3.....	81
FIGURA 47 - PADRÃO DE FALHA PARA O GRUPO 7 - D3.3H0.8E3.....	81
FIGURA 48 - PADRÃO DE FALHA PARA O GRUPO 8 - D4.5H0.8E3.....	81
FIGURA 49 - TENSÕES MÁXIMAS PRINCIPAIS NO IMPLANTE PARA O REFINO DE MALHA DE: (a) 0,150 mm, (b) 0,125 mm, (c) 0,100 mm E (d) 0,075 mm.	83
FIGURA 50 – PONTOS DE SINGULARIDADE PRESENTES NO IMPLANTE E VALORES DE TENSÃO DESCONSIDERANDO PONTOS DE SINGULARIDADE. .	83
FIGURA 51 - TENSÕES NO IMPLANTE NAS REGIÕES DE INTERESSE PARA O REFINO DE MALHA DE: (a) 0,150 mm, (b) 0,125 mm, (c) 0,100 mm E (d) 0,075 mm.	84
FIGURA 52 - TENSÕES NO COMPONENTE NAS REGIÕES DE INTERESSE PARA O REFINO DE MALHA DE: (a) 0,150 mm, (b) 0,125 mm, (c) 0,100 mm E (d) 0,075 mm.	84
FIGURA 53 - TENSÕES NO PARAFUSO NAS REGIÕES DE INTERESSE PARA O REFINO DE MALHA DE: (a) 0,150 mm, (b) 0,125 mm, (c) 0,100 mm E (d) 0,075 mm.	85
FIGURA 54 - MALHA E REGIÕES DE REFINO.	86
FIGURA 55 - DETALHE DE REFINO NA REGIÃO DO COMPONENTE PROTÉTICO.	86
FIGURA 56 - DETALHE DE REFINO NA REGIÃO DO PARAFUSO.....	87
FIGURA 57 - DETALHE DE REFINO NA REGIÃO DO IMPLANTE.....	87
FIGURA 58 - TENSÕES NO IMPLANTE PARA OS GRUPOS 1 A 4: (a) 1– D3.3H5.5E0, (b) 2 -D4.5H5.5E0, (c) 3- D3.3H0.8E0 E (d) 4- D4.5H0.8E0.....	88
FIGURA 59 - TENSÕES NO COMPONENTE PARA OS GRUPOS 1 A 4: (a) 1– D3.3H5.5E0, (b) 2 -D4.5H5.5E0, (c) 3- D3.3H0.8E0 E (d) 4- D4.5H0.8E0.....	88
FIGURA 60 - TENSÕES NO PARAFUSO PARA OS GRUPOS 1 A 4: (a) 1– D3.3H5.5E0, (b) 2 -D4.5H5.5E0, (c) 3- D3.3H0.8E0 E (d) 4- D4.5H0.8E0.....	89
FIGURA 61 - MALHA E REGIÕES DE REFINO PARA O IMPLANTE NOS GRUPOS 5 A 8.....	93

FIGURA 62 - TENSÕES NO IMPLANTE DOS GRUPOS 5 A 8 NAS REGIÕES DE INTERESSE PARA O REFINO DE MALHA DE: (a) 0,150 mm, (b) 0,125 mm, (c) 0,100 mm E (d) 0,075 mm.....	93
FIGURA 63 - TENSÕES NO IMPLANTE PARA OS GRUPOS 5 A 8: (e) 5-D3.3H5.5E3, (f) 6- D4.5H5.5E3, (g) 7- D3.3H0.8E3 E (h) 8- D4.5H0.8E3.	94
FIGURA 64 - TENSÕES NO COMPONENTE PARA OS GRUPOS 5 A 8: (e) 5-D3.3H5.5E3, (f) 6- D4.5H5.5E3, (g) 7- D3.3H0.8E3 E (h) 8- D4.5H0.8E3.	95
FIGURA 65 - TENSÕES NO PARAFUSO PARA OS GRUPOS 5 A 8: (e) 5-D3.3H5.5E3, (f) 6- D4.5H5.5E3, (g) 7- D3.3H0.8E3 E (h) 8- D4.5H0.8E3.	95
FIGURA 66 – CASO REPRESENTATIVO DE UM SISTEMA DE IMPLANTES INSTALADO EM UMA REGIÃO COM PERDA ÓSSEA LOCALIZADA.....	102

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1 - FORÇA MÁXIMA (N) DE MORDIDA POR REGIÃO DE BOCA EM SETE GRUPOS DISTINTOS.	33
GRÁFICO 2 - FORÇA DE MORDIDA (N) POR REGIÃO DE BOCA EM SETE GRUPOS DISTINTOS.....	33
GRÁFICO 3 - CARGA X DESLOCAMENTO PARA O GRUPO 1 - D3.3H5.5E0.....	56
GRÁFICO 4 - CARGA X DESLOCAMENTO PARA O GRUPO 2- D4.5H5.5E0.....	56
GRÁFICO 5 - CARGA X DESLOCAMENTO PARA O GRUPO 3- D3.3H0.8E0- D3.3H0.8E0.....	57
GRÁFICO 6 - CARGA X DESLOCAMENTO PARA O GRUPO 4- D4.5H0.8E0.....	57
GRÁFICO 7 - FATORES DE EFEITOS ENTRE OS GRUPOS 1 A 4.....	58
GRÁFICO 8 - ANÁLISE FATORIAL PARA OS EFEITOS PRINCIPAIS ENTRE OS GRUPOS 1 A 4.	59
GRÁFICO 9 - ANÁLISE FATORIAL PARA OS EFEITOS DE INTERAÇÃO ENTRE OS GRUPOS 1 A 4.	59
GRÁFICO 10 - CARGA X DESLOCAMENTO PARA O GRUPO 5 - D3.3H5.5E3.....	60
GRÁFICO 11 - CARGA X DESLOCAMENTO PARA O GRUPO 6 - D4.5H5.5E3.....	60
GRÁFICO 12 - CARGA X DESLOCAMENTO PARA O GRUPO 7 - D3.3H0.8E3.....	61
GRÁFICO 13 - CARGA X DESLOCAMENTO PARA O GRUPO 8 - D4.5H0.8E3.....	61
GRÁFICO 14 - FATORES DE EFEITOS ENTRE OS GRUPOS 5 A 8.....	62
GRÁFICO 15 - ANÁLISE FATORIAL PARA OS EFEITOS PRINCIPAIS ENTRE OS GRUPOS 5 A 8.	63
GRÁFICO 16 - ANÁLISE FATORIAL PARA OS EFEITOS DE INTERAÇÃO ENTRE OS GRUPOS 5 A 8.	63
GRÁFICO 17 - CARGA X NÚMERO DE CICLOS PARA O GRUPO 1 - D3.3H5.5E0.	64
GRÁFICO 18 - CARGA X NÚMERO DE CICLOS PARA O GRUPO 2 - 4.5H5.5E0. 65	
GRÁFICO 19 - CARGA X NÚMERO DE CICLOS PARA O GRUPO 3- D3.3H0.8E0.	65
GRÁFICO 20 - CARGA X NÚMERO DE CICLOS PARA O GRUPO 4- D4.5H0.8E0.	66
GRÁFICO 21 - CARGA X NÚMERO DE CICLOS PARA OS GRUPO 1 A 4.	70
GRÁFICO 22 - FATORES DE EFEITOS ENTRE OS GRUPOS 1 A 4.....	70

GRÁFICO 23 - ANÁLISE FATORIAL PARA OS EFEITOS PRINCIPAIS ENTRE OS GRUPOS 1 A 4.	71
GRÁFICO 24 - ANÁLISE FATORIAL PARA OS EFEITOS DE INTERAÇÃO ENTRE OS GRUPOS 1 A 4.	71
GRÁFICO 25 - CARGA X NÚMERO DE CICLOS PARA O GRUPO 5 - D3.3H5.5E3.	73
GRÁFICO 26 - CARGA X NÚMERO DE CICLOS PARA O GRUPO 6 - D4.5H5.5E3.	74
GRÁFICO 27 - CARGA X NÚMERO DE CICLOS PARA O GRUPO 7 - D3.3H0.8E3.	74
GRÁFICO 28 - CARGA X NÚMERO DE CICLOS PARA O GRUPO 8 - D4.5H0.8E3.	75
GRÁFICO 29 - CARGA X NÚMERO DE CICLOS PARA OS GRUPO 5 A 8.	80
GRÁFICO 30 - FATORES DE EFEITOS ENTRE OS GRUPOS 1 A 4 PARA: (a) IMPLANTE, (b) COMPONENTE E (c) PARAFUSO.	90
GRÁFICO 31 - ANÁLISE FATORIAL PARA OS EFEITOS PRINCIPAIS ENTRE OS GRUPOS 1 A 4 PARA: (a) IMPLANTE, (b) COMPONENTE E (c) PARAFUSO.	91
GRÁFICO 32 - ANÁLISE FATORIAL PARA OS EFEITOS DE INTERAÇÃO ENTRE OS GRUPOS 5 A 8 PARA: (a) IMPLANTE, (b) COMPONENTE E (c) PARAFUSO.	92
GRÁFICO 33 - FATORES DE EFEITOS ENTRE OS GRUPOS 5 A 8 PARA: (a) IMPLANTE, (b) COMPONENTE E (c) PARAFUSO.	96
GRÁFICO 34 - ANÁLISE FATORIAL PARA OS EFEITOS PRINCIPAIS ENTRE OS GRUPOS 5 A 8 PARA: (a) IMPLANTE, (b) COMPONENTE E (c) PARAFUSO.	97
GRÁFICO 35 - ANÁLISE FATORIAL PARA OS EFEITOS DE INTERAÇÃO ENTRE OS GRUPOS 5 A 8 PARA: (a) IMPLANTE, (b) COMPONENTE E (c) PARAFUSO.	98

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - PROPRIEDADES DO TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO.....	18
TABELA 2 - PROPRIEDADES DO TI6AL4V-ELI.	18
TABELA 3 - PROPRIEDADES MECÂNICAS DO TITÂNIO GRAU 4.....	18
TABELA 4 - PROPRIEDADES MECÂNICAS DO TI6AL4V-ELI.	19
TABELA 5 - COEFICIENTE DE ATRITO ENTRE OS PARES DE TITÂNIO/TITÂNIO.	19
TABELA 6 - FORÇA MÁXIMA (N) DE MORDIDA NA REGIÃO DE INCISIVOS CENTRAIS.	31
TABELA 7 - FORÇA MÁXIMA (N) DE MORDIDA NA REGIÃO DE INCISIVOS LATERAIS.....	31
TABELA 8 - FORÇA MÁXIMA (N) DE MORDIDA NA REGIÃO DE CANINOS.	31
TABELA 9 - FORÇA MÁXIMA (N) DE MORDIDA NA REGIÃO DE PRÉ-MOLARES.	32
TABELA 10 - FORÇA MÁXIMA (N) DE MORDIDA NA REGIÃO DE MOLARES.....	32
TABELA 11 - FORÇA MÁXIMA DE MORDIDA (CONFIABILIDADE DE 95,44 %)...39	
TABELA 12 - FORÇA DE MORDIDA POR REGIÃO DE BOCA.	39
TABELA 13 - DESCRIÇÃO DE ITENS UTILIZADOS NOS GRUPOS 1 A 4.	41
TABELA 14 - DESCRIÇÃO DOS ITENS UTILIZADOS NOS GRUPOS 5 A 8.	42
TABELA 15 – DIFERENÇAS DIMENSIONAIS ENTRE OS GRUPOS 1 A 8.....	42
TABELA 16 – PROPRIEDADES UTILIZADAS NA SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL.	52
TABELA 17 – PARÂMETROS DEFINIDOS PARA O PLANEJAMENTO FATORIAL.	53
TABELA 18 – MATRIZ DE PLANEJAMENTO FATORIAL.	53
TABELA 19 - CARGA MÁXIMA (N) SUPORTADA POR CADA CORPO DE PROVA DOS GRUPOS 1 A 4.....	58
TABELA 20 - CARGA MÁXIMA (N) SUPORTADA POR CADA CORPO DE PROVA DOS GRUPOS 5 A 8.....	62
TABELA 21 - ANÁLISE DOS RESULTADOS DOS GRUPO 1 A 4 CONSIDERANDO ENSAIOS ESTÁTICOS, FADIGA E SIMULAÇÃO NUMÉRICA.	99
TABELA 22 - ANÁLISE DOS RESULTADOS DOS GRUPO 5 A 8 CONSIDERANDO ENSAIOS ESTÁTICOS, FADIGA E SIMULAÇÃO NUMÉRICA.	100

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ASTM - *American Society for Testing and Materials*

CAD - *Computer Aided Design*

CM - Cone Morse

CP - Corpo de Prova

DP - Desvio Padrão

ELI - *Extra Low Intersticial*

HE - Hexágono Externo

HI - Hexágono Interno

ISO - *International Standard Organization*

MEF - Método dos Elementos Finitos

LISTA DE SÍMBOLOS

Latinos:

A	- área da seção transversal
D	- diâmetro do componente protético
d_c	- diâmetro médio do colar
d_m	- diâmetro médio do parafuso
E	- módulo de elasticidade longitudinal
F	- força
F_i	- pré-carga
f	- coeficiente de atrito na região da rosca
f_c	- coeficiente de atrito na região da cabeça do parafuso
H	- altura de transmucoso do componente protético
k	- fatores (variáveis)
l_p	- avanço do parafuso
T	- torque
y	- braço de alavanca

Gregos:

α_r	- metade do valor do ângulo de rosca ($2\alpha_r$)
ε	- deformação longitudinal específica

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	JUSTIFICATIVA E CONTEXTUALIZAÇÃO	13
1.2	OBJETIVOS	14
1.2.1	Objetivo Geral.....	14
1.2.2	Objetivos Específicos	14
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	16
2.1	HISTÓRIA E EVOLUÇÃO DA IMPLANTOLOGIA	16
2.1.1	Osseointegração:.....	16
2.1.2	Implantes em titânio.....	17
2.2	SISTEMA DE IMPLANTES DENTÁRIOS.....	20
2.2.1	Tipos de sistemas (interface protética)	21
2.2.2	Tipos de rosca em implantes	23
2.2.3	Tipos de componentes protéticos	24
2.2.4	Tipos de coroa (prótese).....	25
2.2.5	Geometria e dimensões:.....	26
2.3	ENSAIOS MECÂNICOS	27
2.3.1	Fadiga.....	27
2.3.1.1	Norma ISO 14801 (2016)	29
2.3.1.2	Cargas consideradas para região de boca	31
2.4	MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS (MEF)	34
3	MATERIAL E MÉTODOS.....	38
3.1	FORÇAS POR REGIÃO DE BOCA	38
3.2	TESTES MECÂNICOS	39
3.2.1	Montagem dos corpos de prova para ensaios mecânicos	43
3.2.2	Compressão estática	46
3.2.3	Fadiga.....	47
3.3	SIMULAÇÃO NUMÉRICA	48
3.3.1	Modelagem:	48
3.3.2	Simulação pelo Método dos Elementos Finitos	48
3.4	PLANEJAMENTO ESTATÍSTICO	53
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	55
4.1	ENSAIOS MECÂNICOS	55

4.1.1	Compressão estática	55
4.1.2	Fadiga.....	63
4.2	SIMULAÇÃO NUMÉRICA	81
4.3	COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS.....	99
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	101
5.1	RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	103
	REFERÊNCIAS.....	105
	ANEXO A – CALIBRAÇÃO DO EQUIPAMENTO DE ENSAIO DE FADIGA.....	111

1 INTRODUÇÃO

1.1 JUSTIFICATIVA E CONTEXTUALIZAÇÃO

Na sociedade moderna, a aparência é um aspecto bastante importante, sendo os dentes os principais atributos do sorriso. Embora boa parte da população possua algum dente faltante, felizmente o problema da perda de um ou mais dentes pode ser solucionada, na maioria dos casos, por intermédio de um sistema de implante dentário.

Durante as últimas décadas, implantes metálicos tornaram-se frequentemente utilizados em tratamentos ortopédicos e odontológicos, sendo o titânio um dos biomateriais mais comumente utilizados.

Um dos critérios mais importantes para o desenvolvimento de um implante dentário é a vida em fadiga mecânica. A fadiga mecânica é um fenômeno no qual determinado componente venha a falhar sob tensões inferiores à tensão de escoamento do material, associado a uma condição de solicitações mecânicas repetitivas. Desta forma, ocorre uma redução da vida de componentes em geral podendo inviabilizar seu uso. No caso de componentes protéticos (item posicionado sobre o implante, interagindo com a mucosa e servindo de suporte para a coroa), sua complexidade geométrica afeta diretamente a vida em fadiga. A falta de uma metodologia que correlacione resultados experimentais com a teoria de fadiga torna o processo de desenvolvimento de novos componentes dispendioso do ponto de vista de tempo e custos de testes mecânicos.

Nos últimos anos, muitos estudos estão sendo desenvolvidos sobre a geometria de implantes, materiais e técnicas, a fim de melhorar a qualidade do tratamento odontológico e ortopédico. As superfícies dos implantes normalmente são ásperas (rugosas), preparadas através de jateamento, aumentando a área de superfície para facilitar a integração entre osso e implante (DRYSDALE et al., 2012).

Os objetivos mecânicos do implante são: reduzir a concentração de tensões excessivas na interface osso-implante, melhorar a estabilidade do sistema implante e componente e reduzir as forças transmitidas para a interface osso-implante. Quando um implante recebe carga excessiva, podem ocorrer concentrações de tensões no osso em torno do implante, podendo então ocasionar perda óssea e até a fratura do mesmo (DRYSDALE et al., 2012).

Como para sistemas de implantes dentários o número de ciclos de cargas repetitivas (fadiga), devido à mastigação, deve ser alto, ensaios de fadiga são fundamentais para a verificação mecânica do produto. Tais testes podem ser bastante demorados e com valor agregado alto, e por isso a diminuição do número de testes é desejável. O conhecimento do caso crítico, conseqüentemente, leva à diminuição do número de ensaios mecânicos necessários.

Ensaio *in vivo* (em organismo vivo) também são necessários do ponto de vista prático, visando melhor entendimento dos produtos. Porém, não são muito utilizados devido ao custo, tempo e outras dificuldades envolvidas.

Desta forma, tendo em vista a falta de pesquisas e estudos experimentais abordando este tema, será realizada através desta pesquisa a obtenção de dados pertinentes ao meio acadêmico e industrial, ou seja, relação da vida em fadiga em função das características geométricas (altura e diâmetro) dos componentes protéticos com a vida em fadiga, de modo que permita melhor entendimento dos parâmetros geométricos de componentes protéticos aplicados a um sistema de implantes dentários.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Encontrar a geometria crítica em situações de diferentes diâmetros e alturas do componente protético, para 8 grupos de sistemas de implantes, através de ensaios de compressão estática e fadiga compressiva, para um sistema de implantes dentários retos Cone Morse (CM).

1.2.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos do trabalho são:

- a) Encontrar as regiões mais propícias em diferentes grupos considerando variações de diâmetro e altura de componentes protéticos através de ensaios de compressão estática e fadiga compressiva e verificar regiões através de simulação numérica;
- b) Verificar se existe uma relação entre os resultados de resistência à compressão estática, a resistência à fadiga compressiva em cinco milhões

de ciclos, conforme a ISO 14801, e a simulação numérica para sistemas de implantes retos CM, considerando a variação do diâmetro e altura dos componentes protéticos;

- c) Avaliar se as cargas de mastigação encontradas nesse trabalho, através de pesquisa literária, condizem com as cargas suportadas pelos sistemas de implantes CM avaliados.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 HISTÓRIA E EVOLUÇÃO DA IMPLANTOLOGIA

Muitos fatores levam à procura de tratamentos odontológicos envolvendo implantes (DRYSDALE et al., 2012; NEVES, 2006):

- Perda dental associada à idade;
- Aspectos psicológicos;
- Próteses removíveis insatisfatórias;
- Consequências anatômicas;
- Fonética; e
- Estética.

A odontologia tem como objetivo melhorar a qualidade de vida do paciente, com o alívio das dores, prevenção de doenças, melhorar a função mastigatória e aparência. Muitos desses problemas requerem a reposição da estrutura dentária e, durante muito tempo, o grande desafio tem sido o desenvolvimento de materiais biocompatíveis e duráveis (ANUSAVICE, 2005).

2.1.1 Osseointegração:

Para que seja obtido o sucesso clínico é necessário que ocorra o fenômeno de osseointegração (MARTINS et al., 2011). A osseointegração pode ser definida como o processo de conexão direta estrutural e funcional entre o osso vivo e a superfície de um implante submetido a uma carga oclusal (BRÄNEMARK et al., 1969 apud FAVERANI et al., 2011). Per-Ingvar Brånemark, comprovou o processo de osseointegração, na década de 50, onde constatou que implantes fabricados em titânio possuíam melhores propriedades biológicas (FAVERANI et al., 2011).

A osseointegração depende de diversos fatores (DRYSDALE et al., 2012; FAVERANI et al., 2011):

- Matéria-prima biocompatível;
- *Design* (geometria): implantes em forma de rosca aumentam a área de contato osso-implante e melhoram a distribuição de forças no osso;

- Processo de fabricação (superfície do implante): a superfície dos implantes possui variações. Por exemplo, a hidrofilicidade¹ da superfície promove a adesão de biomoléculas, dando início ao processo de osseointegração; e
- Instalação adequada.

Um dos fatores para o sucesso da osseointegração é a estabilidade dos implantes, ou seja, a ancoragem do implante através da aplicação de torque, resultado da sua geometria. Para que isso seja possível as dimensões dos componentes protéticos e implantes devem estar disponíveis em diferentes combinações (SHEMTOV-YONA; RITTEL, 2016).

Tratamentos de superfície são muito utilizados, como por exemplo, pequenas partículas (óxidos de titânio, zircônia ou alumínio) são atiradas a alta velocidade contra o implante que, por consequência, tem sua rugosidade aumentada, facilitando a osseointegração (SHEMTOV-YONA; RITTEL, 2016).

2.1.2 Implantes em titânio

Um ponto a ser considerado para a seleção do material adequado para a seleção da matéria-prima para implantes, do ponto de vista mecânico, é a rigidez. Normalmente os implantes são fabricados em titânio, por se tratarem de materiais que possuem menor rigidez (menor módulo de elasticidade) quando comparado aos aços carbono em geral, e portanto mais próximo da rigidez dos ossos (SHEMTOV-YONA; RITTEL, 2016). Além disso, o titânio apresenta resistência geral à corrosão, baixa incidência à fratura mecânica e a biodegradação a longo prazo, qualidades essenciais para curto e longo prazo em função (WEISS; WEISS, 2001).

Os valores mínimos para as propriedades físicas do titânio comercialmente puro podem variar dependendo do grau de pureza, podendo ser classificado em 4 tipos de acordo com a norma F67:2013 da *American Society for Testing and Materials* (ASTM, 2013a), transcritos na Tabela 1.

¹ Capacidade de uma superfície em atrair a água.

TABELA 1 - PROPRIEDADES DO TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO.

Grau	Limites máximos de impurezas (%)					Tensão de escoamento (MPa)	Resistência à tração (MPa)	Alongamento (%)
	N	Fe	O	C	H			
Grau 1	0,03	0,2	0,18	0,08	0,015	170	240	24
Grau 2	0,03	0,3	0,25	0,08	0,015	275	345	20
Grau 3	0,05	0,3	0,35	0,08	0,015	380	450	18
Grau 4	0,05	0,5	0,4	0,08	0,015	483	550	15

FONTE: ASTM, 2013a.

Nota: São apresentados os valores mínimos para as propriedades mecânicas.

Da mesma forma, os valores mínimos para as propriedades físicas do Ti6Al4V-ELI (*Extra Low Intersticial*), são definidas pela norma F136:2013 da ASTM e transcritos na Tabela 2. Quando comparado ao Ti6Al4V, o Ti6Al4V-ELI possui acréscimo na ductilidade e resistência mecânica.

TABELA 2 - PROPRIEDADES DO TI6AL4V-ELI.

Liga	Limites máximos de impurezas (%)							Tensão de escoamento (MPa)	Resistência à tração (MPa)	Alongamento (%)
	N	C	H	Fe	O	Al	V			
Ti6Al4V-ELI	0,05	0,08	0,012	0,25	0,13	5,5-6,5	3,5-4,5	795	860	10

FONTE: ASTM, 2013b.

Nota: São apresentados os valores mínimos para as propriedades mecânicas.

Valores de propriedades importantes como o módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson não estão definidos em norma. As Tabelas 3 e 4 mostram diversos valores encontrados em literatura para o titânio grau 4 e o Ti6Al4V-ELI, respectivamente.

TABELA 3 - PROPRIEDADES MECÂNICAS DO TITÂNIO GRAU 4.

Módulo de Elasticidade (GPa)	Coeficiente de Poisson	Fonte
116	0,34	Bae e Jeong (2012)
105	0,36	Jörn et al. (2014)
110	0,34	Bulaqi, Mashhadi e Geramipناه (2015)
114	0,37	Chun et al. (2006)
116	0,32	Nagasawa et al. (2008)
103	-	Misch, Strong e Bidez (2015)
Média	110,7	0,346

TABELA 4 - PROPRIEDADES MECÂNICAS DO Ti6Al4V-ELI.

Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson	Fonte
116	0,34	Bae e Jeong (2012)
110	-	Kim (2011)
120	0,36	Jörn et al. (2014)
110	0,32	Hernandez-Rodriguez et al. (2015)
113,8	0,34	Chun et al. (2006)
104,5	-	Ayllón et al. (2014)
116	0,32	Nagasawa et al. (2008)
110	0,32	Kayabaşı, Yüzbasioğlu e Erzincanlı (2006)
113	-	Misch, Strong e Bidez (2015)
Média	112,6	0,33

O coeficiente de atrito é um fator fundamental para o cálculo da pré-carga, e depende de diversos fatores: o par de matérias-primas, a rugosidade, lubrificação, entre outros. Estudos mostram que o valor da pré-carga aumenta com a diminuição do valor do coeficiente de atrito entre o parafuso e os demais itens (BULAQI; MASHHADI; GERAMIPANAH, 2015).

Valores para o coeficiente de atrito utilizados em simulações envolvendo sistemas de implantes dentários em titânio também não são definidos em normas, entretanto diversos valores são encontrados em literatura para o coeficiente de atrito entre pares de titânio/titânio, conforme apresentado na Tabela 5. Devido a ancoragem do implante no poliacetal através da aplicação de torque, considera-se o implante fixo ao poliacetal, tornando desnecessária a determinação dos coeficientes de atrito entre os pares implante/poliacetal

TABELA 5 - COEFICIENTE DE ATRITO ENTRE OS PARES DE TITÂNIO/TITÂNIO.

Coefficiente de atrito	Fonte
0.20	Lang et al. (2003)
0,5	Merz, Belser e Hunenbart (2000)
0,3	Alkan, Sertgo e Ekici (2004)
0,5	Akça, Çehreli e İplikçioğlu (2001)
0,36 (Ti/Ti6Al4V) 0,30 (Ti6Al4V/Ti6Al4V)	Blau (2002)
0,5	Kitagawa et al. (2005)
0.3	Versluis, Koriath e Cardoso (1999)
0,38	Lempert e Tsour (1992)
Média	0,37

2.2 SISTEMA DE IMPLANTES DENTÁRIOS

Um sistema de implantes dentários consiste de três partes: implante, componente protético (pilar) e a restauração (coroa) (DRYSDALE et al., 2012). A Figura 1 apresenta uma visão geral de um sistema de implante dentário e sua comparação com um dente natural.

Implante:

O implante dentário é um dispositivo inserido cirurgicamente no osso, no lugar da raiz do dente perdido, substituindo-a e, servindo de apoio para a coroa artificial. Possui, em uma sua superfície externa, rosca para a inserção do implante e, na extremidade, geometria para encaixe do componente protético.

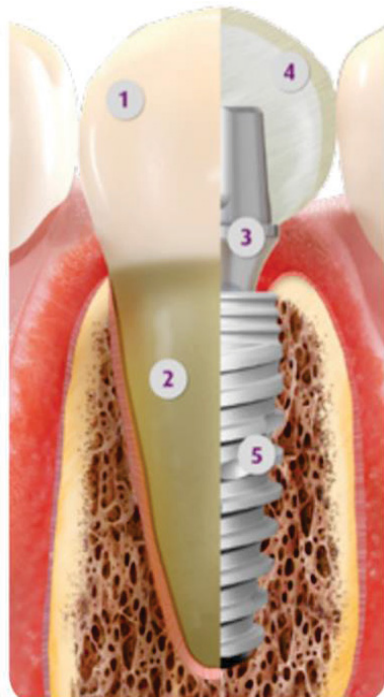
Componente protético:

Os componentes protéticos, ou intermediários, são utilizados como intermediários entre o implante e a coroa. Possui, em uma das extremidades, geometria para o encaixe com o implante e, na outra, área para cimentação (aplicação de substância entre dois corpos para uni-los) ou aparafusamento da coroa artificial.

Coroa:

As coroas artificiais são utilizadas para a restauração final sobre componentes protéticos e implantes, para restaurar a função estética e de mastigação.

FIGURA 1 - VISÃO GERAL DE UM SISTEMA DE IMPLANTE DENTÁRIO.



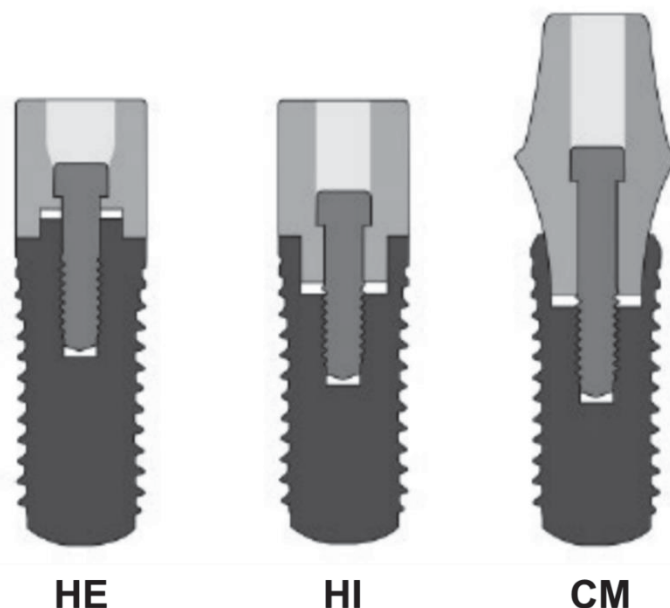
Visão parcial de:

- 1- Coroa dentária natural;
- 2- Raiz do dente natural;
- 3- Componente protético (intermediário);
- 4- Coroa protética;
- 5- Implante dentário.

2.2.1 Tipos de sistemas (interface protética)

O sistema, ou interface protética, pode ser definido como o meio de conexão entre o implante e o componente protético. Existem três tipos de sistema, mais utilizados no Brasil: Cone Morse (CM), Hexágono Externo (HE) e Hexágono Interno (HI) (BEZERRA, 2014). A Figura 2 ilustra os três sistemas.

FIGURA 2 - TIPOS DE INTERFACES PROTÉTICAS.

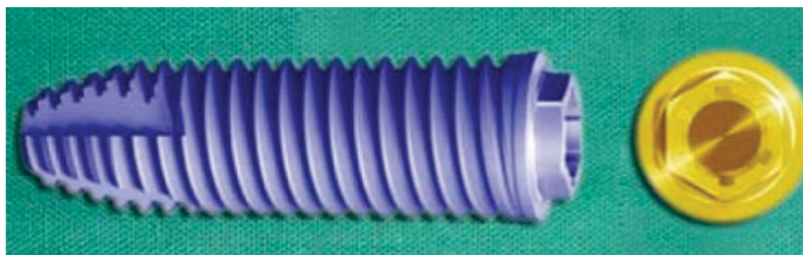


Fonte: adaptado de Sasada e Cochran (2017).

Hexágono Externo

Para o hexágono externo, a conexão é realizada através de um hexágono presente na região superior do implante (Figura 3) e um hexágono interno presente no componente protético. A união entre ambos é realizada através da aplicação de torque no parafuso.

FIGURA 3 - INTERFACE PROTÉTICA DO TIPO HEXÁGONO EXTERNO.



Fonte: MULEY; PRITHVIRAJ; GUPTA (2012).

Hexágono Interno

Analogamente ao sistema HE, a união entre implante e componente protético é realizado através de um hexágono, porém, na interface HI, esse está presente internamente na região superior do implante (Figura 4), se conectando com um hexágono na região externa do componente protético.

FIGURA 4 - INTERFACE PROTÉTICA DO TIPO HEXÁGONO INTERNO.



Fonte: MULEY; PRITHVIRAJ; GUPTA (2012).

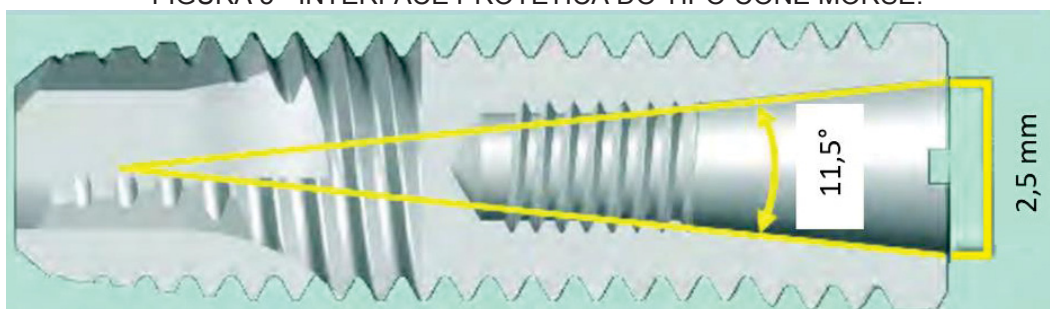
Cone Morse (CM)

A Conexão CM foi desenvolvida para minimizar problemas biomecânicos e estéticos. Esse tipo de interface apresenta conexão cônica entre o implante e componente protético, onde a união entre os mesmos é realizada através do atrito entre o cone interno, isto é, do implante (Figura 5), e o cone do componente protético, juntamente com o torque aplicado ao parafuso. A força de união proveniente desse sistema evita que o cone macho seja removido do cone fêmea (VERRI et al., 2012).

Quando comparados aos implantes de conexão hexagonal (hexágono externo e interno), os implantes com interface CM destacam-se por impedir a ação bacteriana, devido à ausência de espaço entre a plataforma do implante e o componente protético, assim como a maior distância da borda do implante em relação ao componente protético (ANDRÉ, 2011).

Os implantes Cone Morse possuem como característica diferencial o assentamento do componente protético, que não ocorre na plataforma superior do implante, ou seja, o componente entra em contato com a interface cônica interna do implante, sem possuir uma área de assentamento sobre o mesmo, possibilitando a confecção de componentes protéticos de mesmo padrão para todos os diâmetros de implantes (SARTORI et al., 2008).

FIGURA 5 - INTERFACE PROTÉTICA DO TIPO CONE MORSE.



Fonte: SARTORI et al. (2008).

2.2.2 Tipos de rosca em implantes

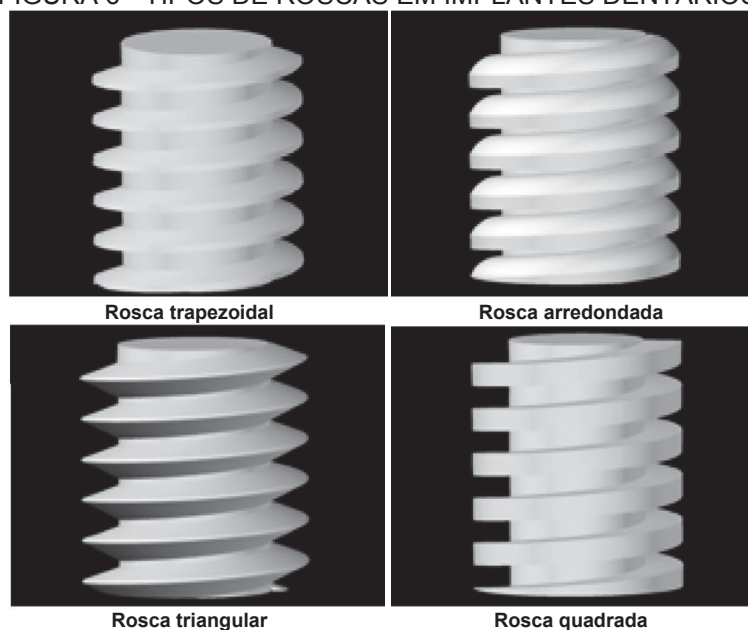
Grande parte dos implantes dentários possui rosca, podendo variar significativamente entre os fabricantes e são utilizadas para melhorar a estabilidade em diversos tipos de ossos. Microroscas também são comumente utilizadas com objetivo de distribuir melhor as tensões entre osso e implante (DRYSDALE et al., 2012).

Além da interface protética, os tipos de implantes podem ser diferenciados pelo tipo de rosca: triangulares, quadradas, trapezoidais e arredondadas (Figura 6). O modelo de implante (rosca) é fundamental para alcançar o sucesso cirúrgico (WEISS; WEISS, 2001).

O formato da rosca é importante para a inserção e ancoragem do implante, porém, além do tipo, há diversos parâmetros que variam entre fabricantes: profundidade da rosca, espessura, ângulo da rosca, entre outros. A geometria da rosca do implante implica na densidade óssea em que o implante é indicado, onde roscas triangulares são normalmente indicadas para ossos de alta densidade², roscas quadradas e arredondadas para ossos de média-baixa e baixa densidades e roscas trapezoidais para osso de média-alta densidade (MORAES et al., 2009).

² A densidade óssea pode variar de 0,16 (baixa densidade) a 0,64 g/cm³ (alta densidade) (CALVERT et al., 2010).

FIGURA 6 - TIPOS DE ROSCAS EM IMPLANTES DENTÁRIOS.



Fonte: MORAES et al. (2009).

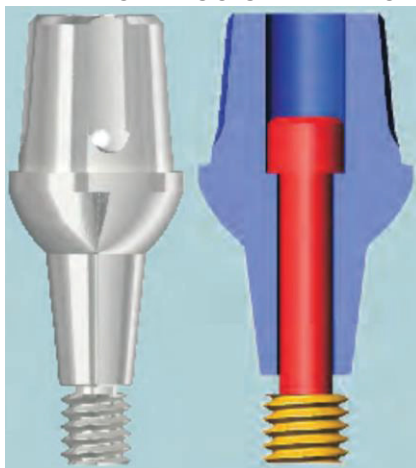
2.2.3 Tipos de componentes protéticos

Os tipos de componentes protéticos podem ser divididos com relação a fixação da coroa, na qual podem ser cimentados ou parafusados.

Cimentado

De maneira geral, componentes protéticos cimentados são indicados para coroas unitárias (uma coroa substituindo somente um dente) e em regiões estéticas onde não é desejável que qualquer acesso a parafuso seja visível (SARTORI et al., 2008). Um exemplo de componente cimentado é o munhão universal (Figura 7).

FIGURA 7 - COMPONENTE PROTÉTICO CIMENTADO: MUNHÃO UNIVERSAL.

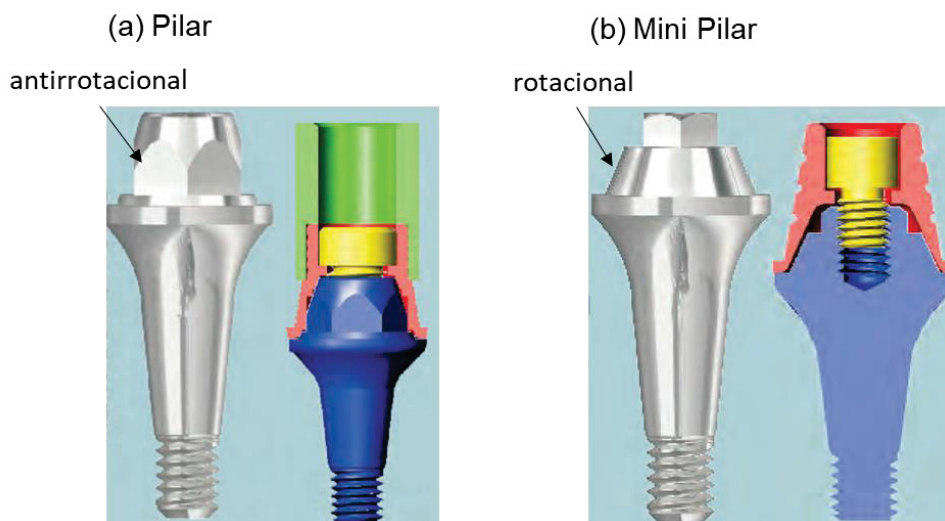


Fonte: SARTORI et al. (2008).

Parafusada:

Componentes protéticos parafusados são indicados para coroas unitárias em região posterior, devido a menor estética necessária, tendo como exemplo o Pilar (Figura 8a) ou em próteses múltiplas (único dispositivo substituindo dois ou mais dentes), tendo como exemplo o Mini Pilar (Figura 8b) (SARTORI et al., 2008).

FIGURA 8 - COMPONENTES PROTÉTICOS PARAFUSADOS.



Fonte: SARTORI et al. (2008).

O detalhe que diferencia a usabilidade como componente indicado para prótese unitária ou múltipla é a região de assentamento da coroa (Figura 8), onde que, para uma coroa unitária, não pode ser permitida a rotação da mesma, devendo possuir um assentamento antirrotacional, por exemplo um hexágono. Entretanto, para próteses múltiplas, para que uma coroa (ou uma prótese fixa) se assente entre 2 ou mais componentes, é desejável um assentamento rotacional, de modo que o mesmo seja realizado de maneira facilitada, eliminando a necessidade de alinhamento perfeito entre a orientação angular dos implantes e das faces do assentamento antirrotacional.

2.2.4 Tipos de coroa (prótese)

Os tipos de coroa, ou prótese, podem ser divididos em dois grupos: unitária ou múltipla. Próteses unitárias podem ser consideradas mais críticas, pois toda a solicitação é suportada por um único implante, enquanto que no caso de próteses múltiplas a solicitação é suportada por dois ou mais implantes.

Unitária: um implante suportando uma única coroa (Figura 9)

FIGURA 9 - COROA (PRÓTESE) UNITÁRIA.



Fonte: DAMON (2017).

Múltipla: Um conjunto de implantes suportando uma única coroa (ou outro dispositivo, por exemplo, uma barra) unida, conectando vários componentes protéticos (Figura 10).

FIGURA 10 - COROA (PRÓTESE) MÚLTIPLA.



Fonte: LUCO (2017).

2.2.5 Geometria e dimensões:

Os implantes e componentes protéticos apresentam parâmetros geométricos, como diâmetro e comprimento, que variam em valores definidos pelos fabricantes, de modo que atendam a maioria dos casos clínicos.

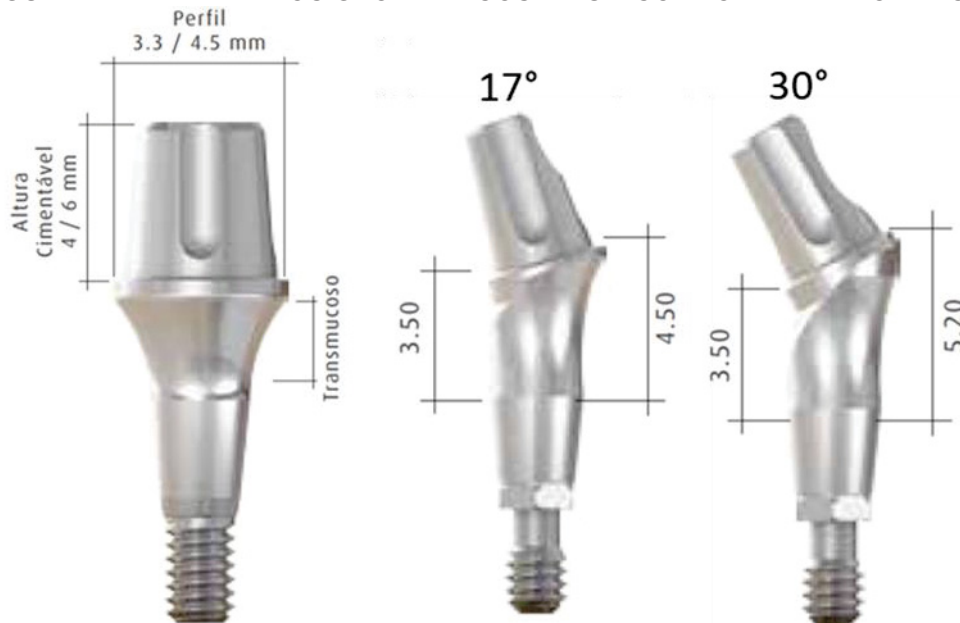
Implante

Os parâmetros básicos a serem variados são: diâmetro, comprimento, tipo de rosca e tipo de sistema.

Componentes

Para os componentes há as seguintes variações geométricas: diâmetro (perfil), altura de transmucoso, altura cimentável e angulação (Figura 11).

FIGURA 11 - PARÂMETROS GEOMÉTRICOS DE UM COMPONENTE PROTÉTICO.



Fonte: NEODENT (2017).

2.3 ENSAIOS MECÂNICOS

2.3.1 Fadiga

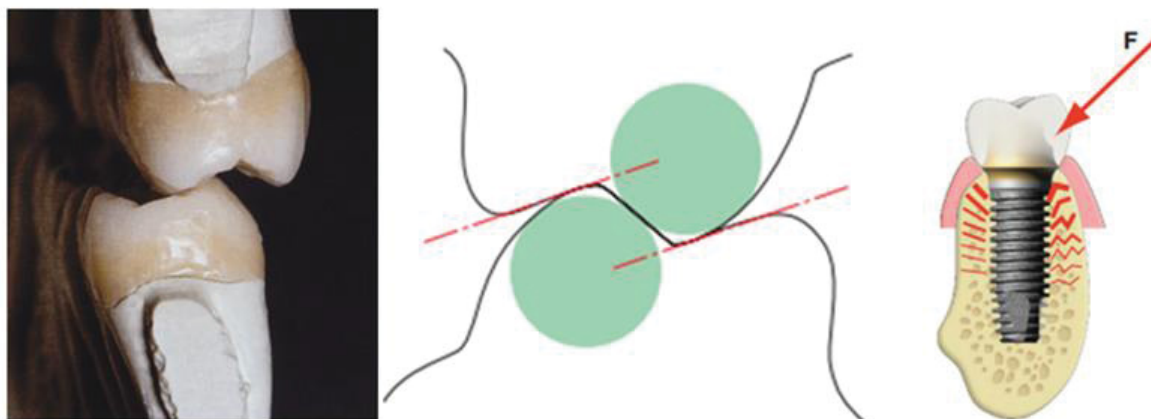
Segundo Shemtov-Yona e Rittel (2016) a fratura em implantes dentários pode ser dividida em dois tipos. O primeiro decorre da aplicação de cargas que resultam em tensões que excedem a tensão de escoamento ou de ruptura do material. O segundo é a falha dependente do tempo, ou seja, a falha por fadiga onde a carga é repetitiva e, com o passar do tempo, resulta em trincas e o seu crescimento resultará em uma falha catastrófica.

A causa das falhas envolvendo implantes dentários é complexa e envolve ciclos de fadiga, fluidos orais e padrões variados de mastigação e cargas (GENG; TAN; LIU, 2001). A falha por fadiga causa a fratura do sistema de implantes devido à ação de força repetitiva, gerando sérias consequências ao paciente (GENG; TAN; LIU, 2001).

Os implantes dentários são submetidos a ciclos de carregamento durante sua utilização, a maioria destes provenientes da força de mastigação, que podem resultar em falha por fadiga. A força de mastigação não incide de maneira axial ao eixo do

implante, e sim de forma angulada, resultante da anatomia dos pares de dentes superiores e inferiores (Figura 12).

FIGURA 12 - ORIENTAÇÃO ANGULAR DA FORÇA PROVENIENTE DA MORDIDA.



FONTE: (MISCH, 2015)

O ensaio mecânico de fadiga é um meio que pode ser utilizado para verificar os limites de carga (tensão ou força) e tempo de uso (número de ciclos) de um determinado produto, a partir da aplicação de cargas cíclicas (repetitivas).

Becker e Becker (1995) realizaram um estudo onde foram utilizados implantes do tipo hexágono externo em pacientes e realizado posterior acompanhamento dos mesmos, onde foi constatada uma alta incidência de perda de torque no parafuso, em cerca de 38% dos pacientes, mas nenhuma falha por fadiga.

Steinebrunner *et al.* (2008) realizaram um estudo sobre a vida em fadiga de diferentes sistemas de implantes, em dois tipos de interface (hexágono interno e externo). Os diferentes tipos de interfaces apresentaram diferentes tempos de vida em fadiga, para todos os casos a falha foi causada pela falha no parafuso.

Barbosa *et al.* (2010) realizaram uma análise de falhas em implantes dentários, avaliando as possíveis causas de falhas. Os implantes fraturados apresentavam vários fatores de concentração de tensão, como: mudança brusca de diâmetro, ângulos acentuados e sulcos causados pelo processo de usinagem. Concluiu-se que as falhas em fadiga se originam em concentrações de tensões e processos inadequados de usinagem.

Sartori *et al.* (2014) realizaram um estudo considerando 2244 implantes, instalados em 444 pacientes com um acompanhamento posterior. O referido estudo mostrou uma taxa de sucesso de 99,73 % dos implantes.

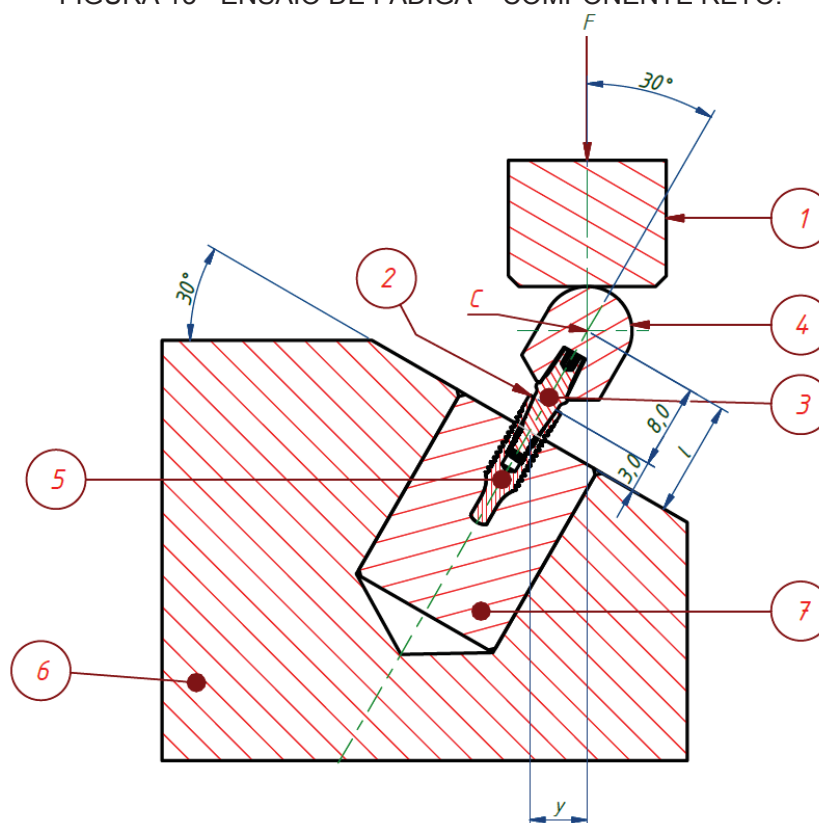
2.3.1.1 Norma ISO 14801 (2016)

A Norma ISO 14801 da *International Organization for Standardization* (ISO) (2016) define a metodologia para a realização de ensaios de fadiga, sendo válida para implantes dentários a partir de 8 mm de comprimento, simulando um carregamento funcional nas condições de pior caso (implante de menor diâmetro parcialmente instalado e componente protético que gere o maior braço de alavanca no sistema), aplicados a um sistema de implantes dentários, sendo a maneira mais adequada para a comparação entre sistemas de implantes dentários de diferentes tamanhos e comprimentos.

Os parâmetros de montagem do sistema, para realização do ensaio de fadiga, são esquematizados na Figura 13. Considerando um sistema de implante que não possui componente angulado, o sistema deve ser fixo de modo que o eixo longitudinal do implante mantenha uma orientação angular de 30 graus em relação a direção de carregamento, ou seja, a carga deve ser incidida obliquamente em relação ao eixo de comprimento do implante (ISO, 2016). O sistema pode ser definido pelos seguintes parâmetros:

- 1 - Dispositivo de carregamento sem restrição lateral;
- 2 - Nível nominal ósseo: nível estipulado pelo fabricante que define o quanto de implante que deve ser mantido dentro do osso (no caso apresentado o nível nominal do implante coincide com o nível ósseo);
- 3 - Componente protético;
- 4 - Corpo hemisférico para carregamento: corpo posicionado sobre a parte livre do componente protético de modo a transferir a carga para o sistema de implante. Seu centro (C) deve estar localizado na direção do eixo longitudinal do implante e mantido a $l = 11$ mm em relação ao nível de fixação do implante (item 7), de modo que o braço de alavanca (y) possa ser definido.
- 5 - Corpo do implante dentário: deve ser posicionado mantendo 3 mm exposto a partir do nível ósseo, promovendo um caso representativo de perda óssea.
- 6 e 7 - Suporte da amostra: para fixação do implante deve-se utilizar um material (item 6) com módulo de elasticidade (E) superior a 3 GPa.

FIGURA 13 - ENSAIO DE FADIGA – COMPONENTE RETO.



De acordo com a ISO 14801, os ensaios de fadiga devem ser realizados com a aplicação de carga unidirecional, com sua intensidade variando de forma senoidal entre o seu pico nominal e 10% desse valor. Os ensaios devem ser realizados com frequência máxima de 15 Hz, com os corpos de prova devendo resistir a 5 milhões de ciclos (carga que representa a vida útil vitalícia dos sistemas de implantes). No caso de presença de matéria-prima polimérica ou que apresente histórico de fadiga por corrosão, os ensaios devem ser realizados em meio salino líquido com frequência máxima de 2 Hz, com os corpos de prova devendo resistir a 2 milhões de ciclos (ISO, 2016).

A norma estabelece a necessidade que, pelo menos três corpos de prova devem suportar 5 milhões de ciclos sem apresentar falha e, no mínimo, mais três cargas diferentes devem testadas em no mínimo dois corpos de prova cada, totalizando um mínimo de 9 corpos de prova. Um valor de carga inicial razoável a ser utilizada em ensaios de fadiga pode ser obtido a partir dos resultados de ensaios de compressão estática, considerando o mesmo sistema de implante a ser testado em fadiga (ISO, 2016).

2.3.1.2 Cargas consideradas para região de boca

Biswas, Bag e Pal (2013) mediram a força máxima de mordida em relação à posição do dente, considerando cada dente de forma individual, em indivíduos que possuem implantes dentários. A medição foi realizada por grupos, separados por região de boca (incisivos centrais, incisivos laterais, caninos, pré-molares e molares), com medições em 10 indivíduos por grupo onde foram realizadas duas medições por indivíduo, representando os pares de dentes (superior e inferior) de ambos os lados da boca (ex: incisivos centrais do lado direito e do lado esquerdo da boca). A força máxima de mordida foi aplicada na extremidade de um dispositivo transdutor de carga em cada par de dentes (superior e inferior). Os resultados parciais e a média, assim como o desvio padrão (DP), foram registrados e transcritos, mostrando as várias medidas realizadas para o mesmo dente em diversos indivíduos, nas Tabelas 6 a 10.:

TABELA 6 - FORÇA MÁXIMA (N) DE MORDIDA NA REGIÃO DE INCISIVOS CENTRAIS.

Indivíduo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Esquerdo	155	159	161	169	171	238	182	198	177	202
Direito	143	167	172	179	187	250	168	211	190	211
Média:	184,50									
DP:	27,27									

FONTE: adaptado de Biswas, Bag e Pal (2013).

TABELA 7 - FORÇA MÁXIMA (N) DE MORDIDA NA REGIÃO DE INCISIVOS LATERAIS.

Indivíduo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Esquerdo	152	170	230	193	181	179	194	183	191	179
Direito	163	158	223	185	193	205	210	192	184	192
Média:	187,85									
DP:	19,59									

FONTE: adaptado de Biswas, Bag e Pal (2013).

TABELA 8 - FORÇA MÁXIMA (N) DE MORDIDA NA REGIÃO DE CANINOS.

Indivíduo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Esquerdo	205	192	230	252	217	208	207	197	212	229
Direito	212	199	235	254	205	193	223	216	218	219
Média:	216,15									
DP:	17,32									

FONTE: adaptado de Biswas, Bag e Pal (2013).

TABELA 9 - FORÇA MÁXIMA (N) DE MORDIDA NA REGIÃO DE PRÉ-MOLARES.

Indivíduo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Esquerdo	248	275	323	293	265	257	311	269	261	309
	251	273	320	262	270	257	313	245	293	289
Direito	267	291	310	287	282	274	329	261	254	314
	267	285	326	275	266	249	305	261	282	325
Média:	282,35									
DP:	24,95									

FONTE: adaptado de Biswas, Bag e Pal (2013).

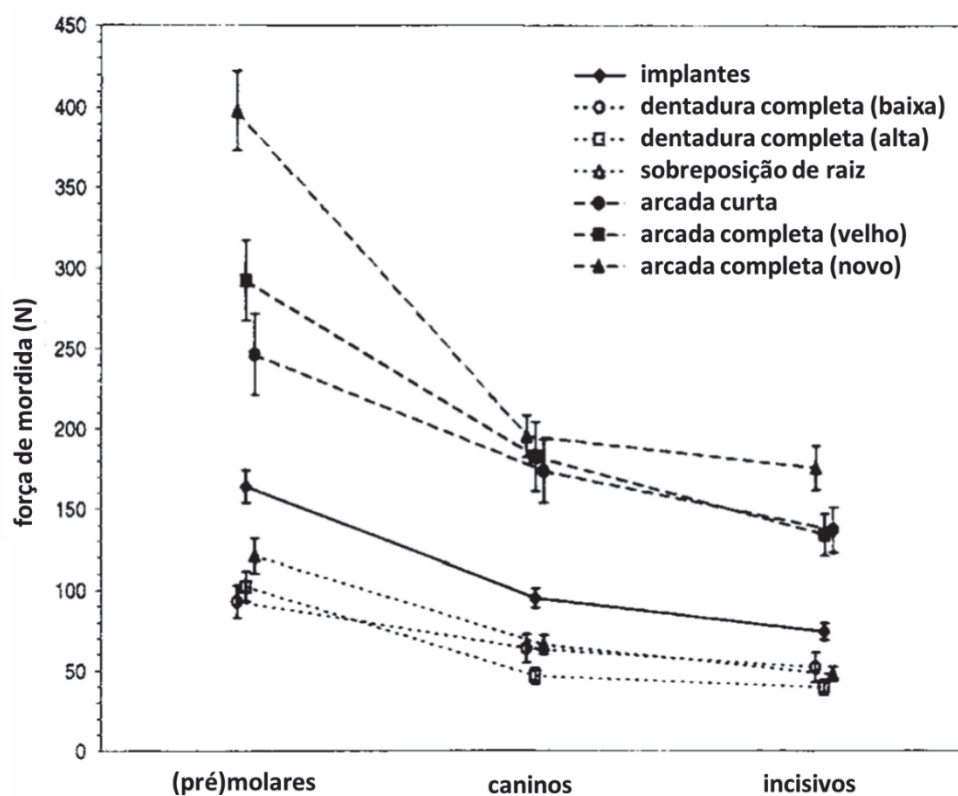
TABELA 10 - FORÇA MÁXIMA (N) DE MORDIDA NA REGIÃO DE MOLARES.

Indivíduo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Esquerdo	270	312	287	310	342	361	295	323	320	326
	279	329	276	281	398	321	290	331	322	338
	286	310	285	304	362	323	321	325	324	312
Direito	293	295	311	302	351	340	315	307	337	331
	289	318	294	285	382	339	317	323	327	346
	293	332	293	290	347	346	332	337	336	319
Média:	318,17									
DP:	25,97									

FONTE: adaptado de Biswas, Bag e Pal (2013).

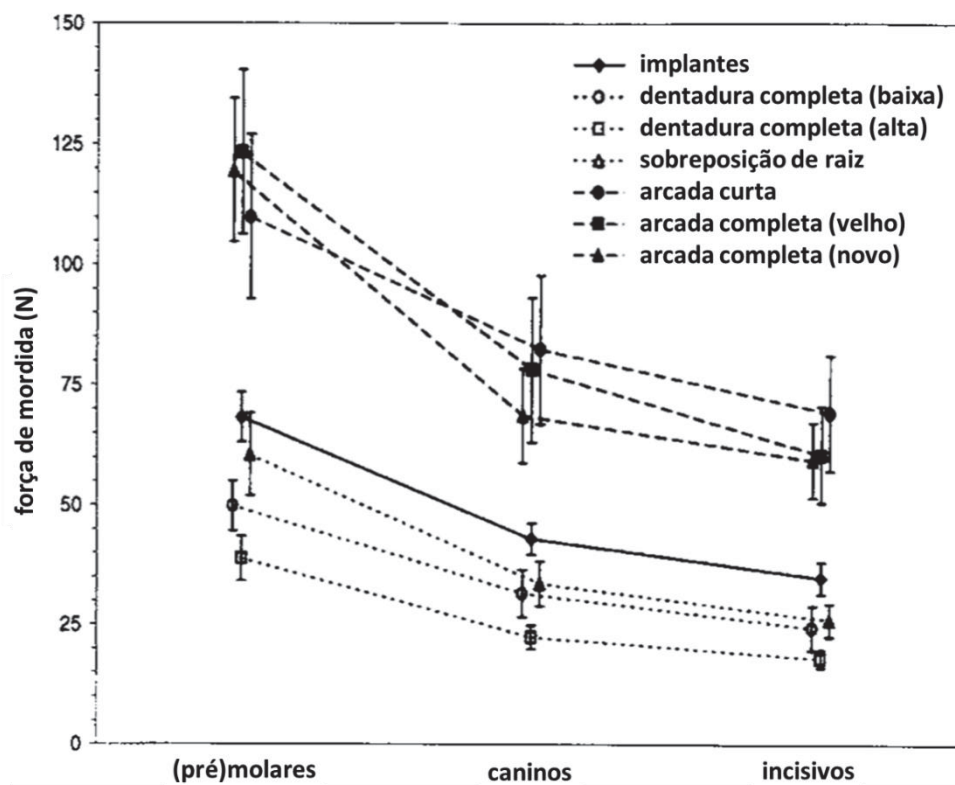
Fontijn-Tekamp et al. (2000) realizaram medições das forças de mordida entre os dentes incisivos, caninos e pré-molares e molares. Os indivíduos que participaram deste estudo foram instruídos a morder aplicando a força máxima de mordida (Gráfico 1) e a força que os mesmos utilizam normalmente para mastigar, ou seja, força de mordida (Gráfico 2).

GRÁFICO 1 - FORÇA MÁXIMA (N) DE MORDIDA POR REGIÃO DE BOCA EM SETE GRUPOS DISTINTOS.



FONTE: adaptado de Fontijn-Tekamp et al. (2000).

GRÁFICO 2 - FORÇA DE MORDIDA (N) POR REGIÃO DE BOCA EM SETE GRUPOS DISTINTOS.



FONTE: adaptado de Fontijn-Tekamp et al. (2000).

2.4 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS (MEF)

O MEF consiste em discretizar o domínio físico (geometria) por meio de uma quantidade finita de elementos de diferentes formas e tamanhos, formando o domínio computacional. Este domínio, denominado de malha, consiste em um conjunto de elementos, interconectados entre si através de um número discreto de nós, juntamente com a aplicação das condições de contorno, carregamentos e propriedades do material.

Como resultado da análise estática obtém-se um sistema de equações estáticas lineares ou não-lineares do tipo:

$$\begin{bmatrix} K \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} u \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} f \end{Bmatrix} \quad (1)$$

Sendo,

[K] - matriz de rigidez;

[u] - vetor de deslocamentos nodais;

[f] - vetor de forças nodais.

Esse problema pode ser resolvido numericamente por algoritmos matriciais, de modo a se obter a solução aproximada do problema. Durante muito tempo, a aplicação do MEF limitou-se à solução de problemas lineares, ou seja, aqueles nos quais há uma dependência linear entre a força externa aplicada sobre o corpo e os deslocamentos sofridos. Há, porém, inúmeros casos em que uma análise não-linear é indispensável, podendo ser citadas três fontes principais de não-linearidades:

- **Não-Linearidade do Material:** quando não há uma relação linear entre tensão e deformação, podendo ser verificada a partir do gráfico de tensão x deformação do material;
- **Não-Linearidade Geométrica:** ocorre devido à grandes deformações e/ou grandes deslocamentos;
- **Não-Linearidade de Condições de Contorno:** a não-linearidade ocorre pelas mudanças nas condições de contorno. Um exemplo disso são os problemas de contato. De maneira simplificada, os contatos podem ser divididos em 2 tipos: *bonded* (as partes são unidas de modo que não é permitido nenhum movimento

relativo entre elas) e *frictional* (permite folga e deslizamento respeitando o coeficiente de atrito entre as partes).

Grande parte dos estudos envolvendo o MEF aplicados em implantologia consideram o estado ótimo de osseointegração, ou seja, que o osso está perfeitamente aderido à superfície do implante, fato que nem sempre ocorre em situações clínicas (BLATT M, BUTIGNON LE, 2006).

Himmlová et al. (2004) realizaram uma simulação em elementos finitos para analisar a influência do diâmetro e do comprimento do implante na distribuição de tensões no osso, próximo ao implante, resultantes das forças mastigatórias. Foi considerado um sistema de implante simplificado, instalado verticalmente com uma força aplicada a 25 graus em relação ao eixo do implante. Concluiu-se que o aumento do diâmetro do implante gera uma diminuição nas tensões, sendo que o mesmo ocorre com o aumento do comprimento, porém em uma menor proporção.

Bozkaya, Muftu e Muftu (2004) avaliaram a distribuição de tensões em 5 diferentes sistemas de implantes, de tamanhos parecidos, porém com diferentes tipos de roscas e assentamentos do componente. A carga foi aplicada em uma orientação angular de 11,3° em relação ao eixo vertical, variando de 0 a 2000 N, e deslocadas em 1 mm em relação ao eixo central do implante. Foram avaliadas as regiões nas quais a tensão excede o limite seguro para o osso e concluiu-se que os diferentes tipos de geometria influenciam na tensão transmitida ao osso em contato com o implante e, em geral, as sobrecargas ocorrem na região superior do osso e são causadas pelas componentes normais e laterais da força aplicada.

Chun et al. (2006) analisaram três tipos de componentes, considerando os casos de corpo único implante-componente, hexágono interno e hexágono externo e aplicando carga inclinadas em relação ao eixo vertical dos implantes em 0°, 15°, 30° e 60°. Os resultados mostraram que os sistemas testados obtiveram tensões semelhantes quando aplicada carga vertical (0°). A variação da inclinação de cargas gerou distribuições de tensões diferentes para cada sistema testado, sendo que o aumento da inclinação gerou aumento de tensão em todos os casos. O sistema tipo hexágono interno apresentou menores tensões devido a redução do efeito de flexão devido ao tipo de assentamento do componente.

Huang et al. (2008) estudaram a influência do tipo de rosca do implante na distribuição de tensões no osso, utilizando o método dos elementos finitos. Foram

testados quatro modelos de implantes: cilíndrico (sem rosca), com rosca, escalonado (sem rosca e com degraus de diminuição de diâmetro) e escalonado com rosca. Além da rosca também foi variado coeficiente de atrito entre osso e implante com valores de 0,3, 0,45, 1,0 e interface colada. Pode-se concluir que implantes com rosca geram tensões menos elevadas quando comparados com os sem rosca e implantes escalonados geram maiores concentrações de tensões na interface osso-implante. O aumento do coeficiente de atrito na interface não gera variação significativa na tensão no osso, enquanto que a análise com contato tipo *bonded* mostrou tensões bastante inferiores. Em contrapartida, o aumento do coeficiente de atrito diminuiu a distância de deslizamento na interface, diminuindo o risco de falhas.

Pessoa et al. (2010) avaliaram a influência da interface protética do sistema (HI, HE e CM) na distribuição de tensões no implante, considerando o caso de implante osseointegrado (utilizando contatos do tipo *bonded*) e não osseointegrado (contatos tipo *frictional*), aplicando cargas de 50, 100 e 200 N a 40 graus em relação ao eixo axial do implante. Os resultados mostraram que a interface CM apresentou os maiores valores de deformações, considerando o caso não osseointegrado e os menores valores de deformação para o caso de implantes osseointegrados. Os implantes osseointegrados, de maneira geral, apresentaram menores valores de deformações no osso, menores tensões no parafuso e menor abertura (gap) entre componente e implante.

Bae e Jeong (2012) realizaram um estudo envolvendo elementos finitos e fadiga para determinar a influência do material onde o implante é instalado e do tipo de furo (com rosca ou cilíndrico) na distribuição de tensões e na resistência a fadiga. A malha foi sendo refinada, e os resultados avaliados após cada refino, até que houvesse uma diferença insignificante nos valores de tensões obtidos considerando o critério de *von Mises*. Concluiu-se que a magnitude da tensão máxima e a região de concentração de tensões afeta diretamente a vida em fadiga nos testes. Os resultados mostraram que a rosca cilíndrica concentra mais tensões, devido a menor área de contato e, portanto, diminuindo a vida em fadiga. O material onde o implante é instalado também afeta a vida em fadiga, onde a mesma diminui com o aumento da rigidez do material.

Jörn et al. (2014) realizaram um estudo em elementos finitos onde foram variados os coeficientes de atrito entre o parafuso e o componente/implante em uma faixa de 0,1 a 0,5, e consequentemente, a pré-carga, através de uma equação que

relaciona o torque com a pré-carga. Foram analisadas áreas específicas do componente e do implante e, como resultado, foram obtidas distribuições de tensões qualitativamente similares, mas com picos de tensões mais elevados com a diminuição do coeficiente de atrito.

3 MATERIAL E MÉTODOS

Este trabalho dividiu-se em duas partes:

- Trabalho experimental: teste mecânico de compressão estático e de fadiga em sistema de implantes, conforme detalhado na seção 3.2;
- Simulação numérica: análise dos grupos através do método dos elementos finitos, conforme detalhado na seção 3.3.

Antes, porém, na seção 3.1, serão detalhadas as forças atuantes por região de boca.

3.1 FORÇAS POR REGIÃO DE BOCA

Assumindo que os valores de força máxima de mordida contidos nas Tabelas 6 a 10 podem ser representados por uma curva de distribuição normal com intervalo de confiança de 95,44 %, tem-se que a probabilidade de um valor aleatório de força máxima de mordida está contida dentro do intervalo $\mu \pm 2\sigma$ (média $\pm$ dois desvios padrões) é de 95,44 %, conforme mostrado na Figura 14. Considerando apenas o lado direito da distribuição normal, visto que os valores mínimos (à esquerda) não são importantes para essa análise, o valor extremo (à direita) equivale ao maior valor da força máxima de mordida que representaria 95,44 % dos casos (Tabela 11):

FIGURA 14 - DISTRIBUIÇÃO NORMAL.

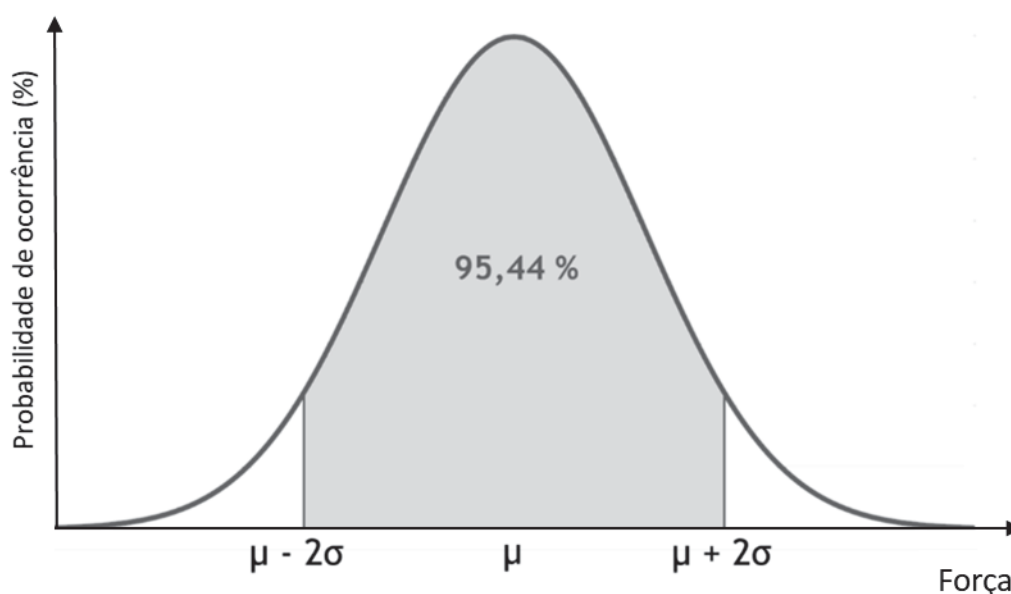


TABELA 11 - FORÇA MÁXIMA DE MORDIDA (CONFIABILIDADE DE 95,44 %).

Região	Força máxima de mordida (N)
Incisivos Centrais	239,0
Incisivos Laterais	227,0
Caninos	250,8
Pré-molares	332,2
Molares	370,1

A partir dos resultados de Fontijn-Tekamp *et al.* (2000) pode-se observar que a força mastigatória não é proporcional a um valor fixo da força máxima de mordida. Fazendo a relação entre os Gráficos 1 e 2 para o grupo de implantes, pode-se considerar que a relação entre força de mordida (mastigatória) e a força máxima de mordida varia, sendo de 43% para regiões de pré-molares e molares, 45% para região de caninos e 50 % para região de incisivos.

Desta forma, para estimar a força de mordida foi aplicada uma relação de 43%, 45% e 50% sobre os resultados de força máxima de mordida apresentados na Tabela 11, para regiões de pré-molares e molares, caninos e incisivos, respectivamente, resultando na Tabela 12:

TABELA 12 - FORÇA DE MORDIDA POR REGIÃO DE BOCA.

Região	Força de mordida ou oclusão (N)
Incisivos Centrais	120
Incisivos Laterais	114
Caninos	113
Pré-molares	143
Molares	159

3.2 TESTES MECÂNICOS

Os ensaios experimentais foram realizados para avaliar a influência da altura de transmucoso e diâmetro dos componentes protéticos (Munhões Universais) na resistência mecânica estática (compressão estática) e dinâmica (fadiga), considerando implantes de maiores e menores comprimentos.

Os testes foram divididos em 8 grupos, sendo os primeiros 4 grupos considerando implantes de 7 mm instalados a nível ósseo (Figura 15), ou seja, implante instalado por completo, visto que a norma ISO 14801 (2016) é válida para implantes a partir de 8 mm de comprimento. Os itens utilizados nos grupos 1 a 4 estão apresentados na Tabela 13.

Os demais 4 grupos consideram implantes de 13 mm instalados parcialmente, mantendo 3 mm expostos (Figura 16), ou seja, implante instalado parcialmente, 10 mm do seu comprimento total, em relação ao nível do poliacetal (nível ósseo), de acordo com a norma ISO 14801 (2016). Os itens utilizados nos grupos 5 a 8 estão apresentados na Tabela 14.

Os grupos foram identificados pela sigla DX.XHX.XEX, onde: D é o diâmetro do componente protético, H é a altura de transmucoso, E é a porção exposta do implante e X.X é o valor nominal da dimensão em questão.

FIGURA 15 - DESENHO ESQUEMÁTICO DOS GRUPOS 1 A 4: (a) 1- D3.3H5.5E0, (b) 2 - D4.5H5.5E0, (c) 3- D3.3H0.8E0 E (d) 4- D4.5H0.8E0

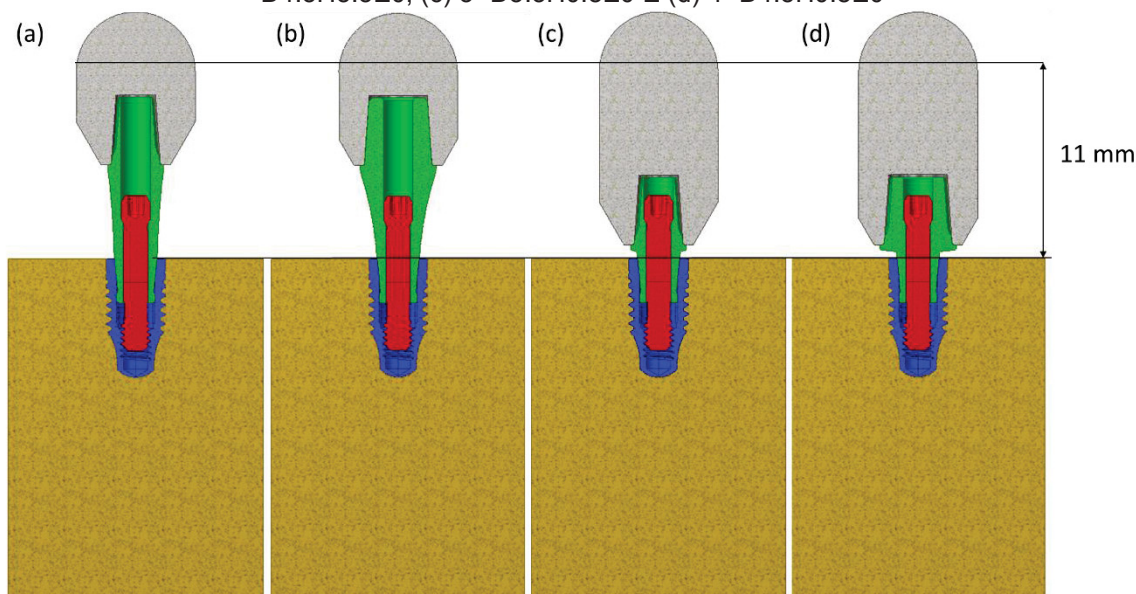
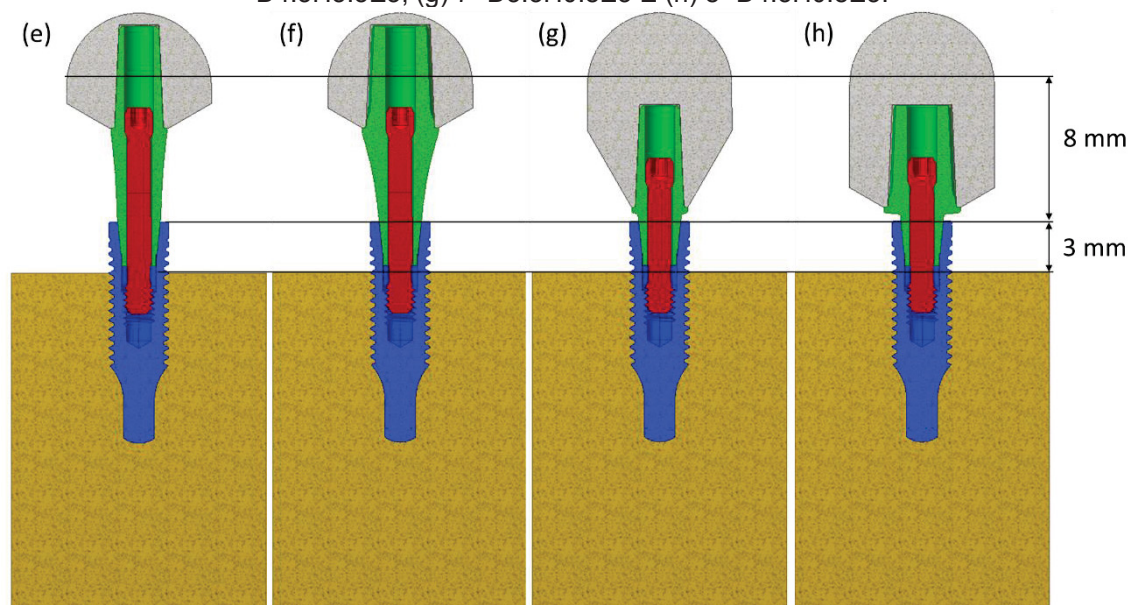


FIGURA 16 - DESENHO ESQUEMÁTICO DOS GRUPOS 5 A 8: (e) 5- D3.3H5.5E3, (f) 6- D4.5H5.5E3, (g) 7- D3.3H0.8E3 E (h) 8- D4.5H0.8E3.



Cada um dos grupos é composto por um corpo hemisférico, componente protético, parafuso, implante e base para fixação do implante (poliacetal), na Figura 17 e Tabelas 13 e 14, é possível observar a montagem e descrição dos itens utilizados, enquanto que a Tabela 15 apresenta resumidamente as diferenças entre os grupos avaliados.

FIGURA 17 - DESCRIÇÃO DOS ITENS UTILIZADOS NOS GRUPOS 1 A 8.

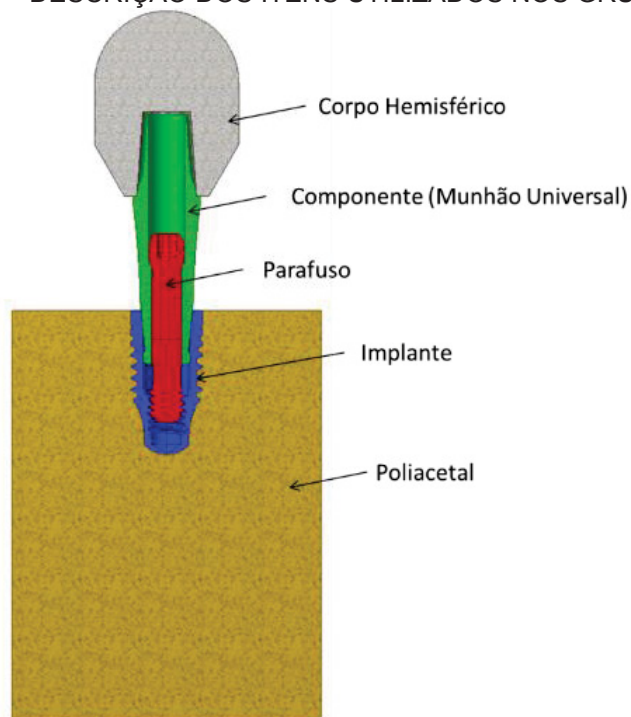


TABELA 13 - DESCRIÇÃO DE ITENS UTILIZADOS NOS GRUPOS 1 A 4.

Grupo	Descrição
1- D3.3H5.5E0	Corpo Hemisférico Munhão Universal CM 3.3x4x5.5
	Munhão Universal CM Exact 3.3x4x5.5
	Implante Titamax CM Cortical 3.5x7
	Base de Poliacetal Preto Ø15x20 mm
2 -D4.5H5.5E0	Corpo Hemisférico Munhão Universal CM 4.5x4x5.5
	Munhão Universal CM Exact 4.5x4x5.5
	Implante Titamax CM Cortical 3.5x7
	Base de Poliacetal Preto Ø15x20 mm
3- D3.3H0.8E0	Corpo Hemisférico Munhão Universal CM 3.3x4x0.8
	Munhão Universal CM Exact 3.3x4x0.8
	Implante Titamax CM Cortical 3.5x7
	Base de Poliacetal Preto Ø15x20 mm

Grupo	Descrição
4- D4.5H0.8E0	Corpo Hemisférico Munhão Universal CM 4.5x4x0.8
	Munhão Universal CM Exact 4.5x4x0.8
	Implante Titamax CM Cortical 3.5x7
	Base de Poliacetal Preto Ø15x20 mm

TABELA 14 - DESCRIÇÃO DOS ITENS UTILIZADOS NOS GRUPOS 5 A 8.

Grupo	Descrição
5- D3.3H5.5E3	Corpo Hemisférico Munhão Universal CM 3.3x6x5.5
	Munhão Universal CM Exact 3.3x6x5.5
	Implante Titamax CM Cortical 3.5x13
	Base de Poliacetal Preto Ø15x20 mm
6 -D4.5H5.5E3	Corpo Hemisférico Munhão Universal CM 4.5x6x5.5
	Munhão Universal CM Exact 4.5x6x5.5
	Implante Titamax CM Cortical 3.5x13
	Base de Poliacetal Preto Ø15x20 mm
7- D3.3H0.8E3	Corpo Hemisférico Munhão Universal CM 3.3x6x0.8
	Munhão Universal CM Exact 3.3x6x0.8
	Implante Titamax CM Cortical 3.5x13
	Base de Poliacetal Preto Ø15x20 mm
8- D4.5H0.8E3	Corpo Hemisférico Munhão Universal CM 4.5x6x0.8
	Munhão Universal CM Exact 4.5x6x0.8
	Implante Titamax CM Cortical 3.5x13
	Base de Poliacetal Preto Ø15x20 mm

TABELA 15 – DIFERENÇAS DIMENSIONAIS ENTRE OS GRUPOS 1 A 8.

Grupo	Altura de Transmucoso	Diâmetro do componente	Comprimento do implante	Porção exposta do implante
1- D3.3H5.5E0	5,5 mm	3,3 mm	7 mm	0 mm
2- D4.5H5.5E0	5,5 mm	4,5 mm	7 mm	0 mm
3- D3.3H0.8E0	0,8 mm	3,3 mm	7 mm	0 mm
4- D4.5H0.8E0	0,8 mm	4,5 mm	7 mm	0 mm
5- D3.3H5.5E3	5,5 mm	3,3 mm	13 mm	3 mm
6- D4.5H5.5E3	5,5 mm	4,5 mm	13 mm	3 mm
7- D3.3H0.8E3	0,8 mm	3,3 mm	13 mm	3 mm
8- D4.5H0.8E3	0,8 mm	4,5 mm	13 mm	3 mm

3.2.1 Montagem dos corpos de prova para ensaios mecânicos

A perfuração do poliacetal foi realizada utilizando a broca Neodent indicada, de diâmetro 3,3 mm (broca correspondente aos implantes de 3,5 mm de diâmetro), com rotação de 1200 rpm, onde a profundidade de perfuração foi realizada com auxílio das marcações presentes na broca, as quais são dependentes do comprimento do implante.

A instalação do implante foi realizada com auxílio da conexão para catraca CM (Figura 18), onde uma das extremidades da conexão é inserida no implante enquanto na outra é realizada a aplicação do torque com o auxílio da chave catraca torquímetro (Figura 19). O controle de torque foi realizado com o auxílio da chave catraca torquímetro, tendo como limite máximo de torque de 60 N.cm, de acordo com a instrução de uso do fabricante. Ao atingir o torque limite, o implante foi removido para retirada do cavaco proveniente da inserção e então reinserido de modo que o torque máximo não fosse excedido.

FIGURA 18 - INSERÇÃO DO IMPLANTE NO POLIACETAL.

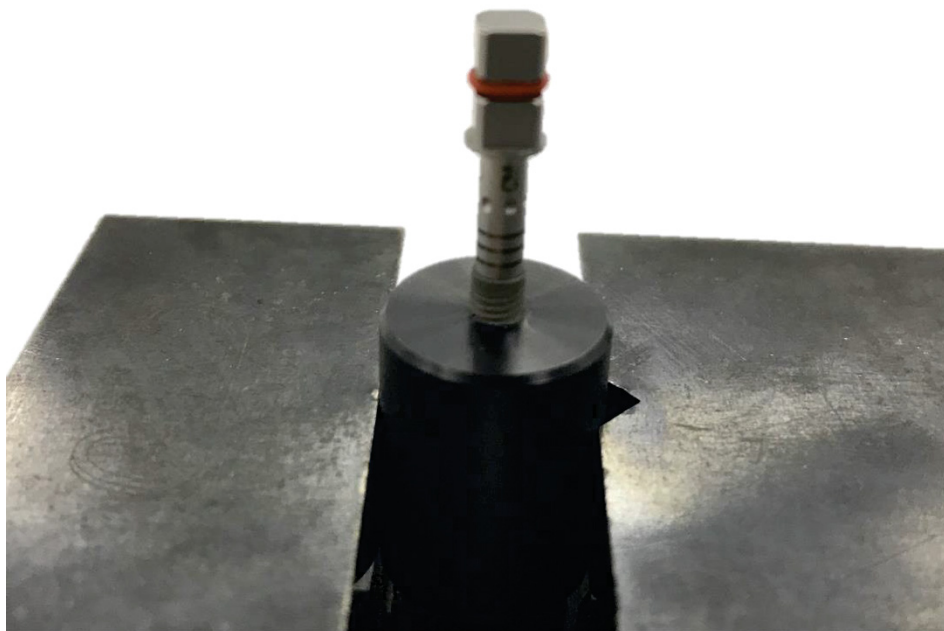
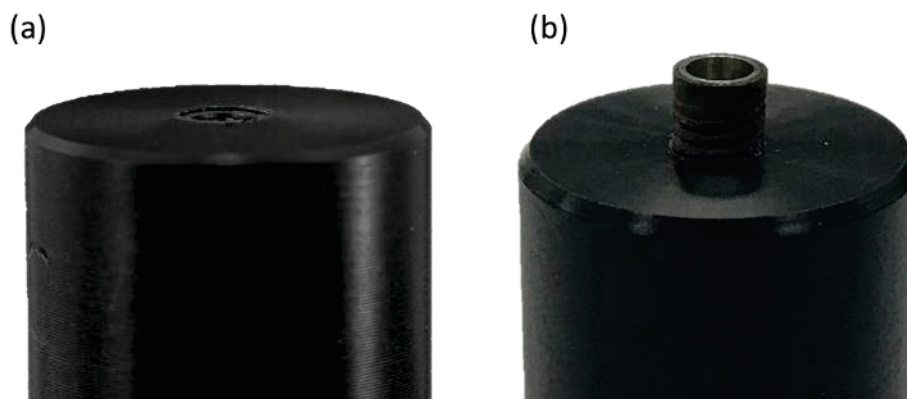


FIGURA 19 - CHAVE CATRACA TORQUÍMETRO.



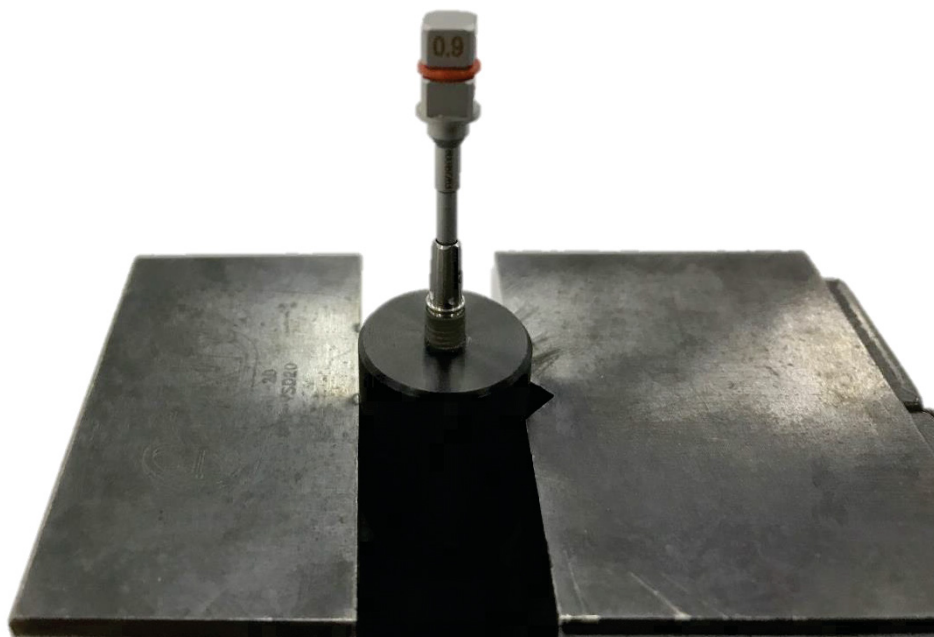
Os implantes de 7 mm de comprimento foram instalados totalmente, ou seja, a nível ósseo (Figura 20a) devido ao seu comprimento limitado, de modo que, se mantidos 3 mm expostos (sobre o nível do poliacetal), conforme norma ISO 14801, os mesmos poderiam não permanecer estáveis. Além disso, conforme o tópico 2.3.1.1 desta dissertação, a norma não se aplica para implantes de comprimento menores que 7 mm. Por outro lado, os implantes de 13 mm foram instalados mantendo 3 mm expostos (Figura 20b) conforme indicado em norma, por possuírem maior comprimento.

FIGURA 20- IMPLANTES INSTALADOS NO POLIACETAL: (a) GRUPOS 1 A 4 E (b) GRUPOS 5 A 8.



Para a instalação do componente protético (Munhão Universal Exact) sobre o implante, foi utilizada a conexão 0.9 mm (Figura 21), onde uma das extremidades da conexão é inserida no parafuso passante enquanto na outra é realizada a aplicação do torque com o auxílio da Chave Catraca Torquímetro. Foi aplicado torque de 15 N.cm no parafuso, de acordo com a instrução de uso do produto.

FIGURA 21 - MONTAGEM DO COMPONENTE PROTÉTICO SOBRE O IMPLANTE.



O corpo hemisférico foi posicionado sobre o Munhão Universal (componente protético), completando a montagem do sistema poliacetal-implante-componente-corpo hemisférico. A Figura 22 apresenta o sistema montado para ensaios de compressão estática e fadiga (implante instalado a nível, análogo para os demais casos).

FIGURA 22 - SISTEMA MONTADO PARA ENSAIO: POLIACETAL, IMPLANTE, COMPONENTE E CORPO HEMISFÉRICO.



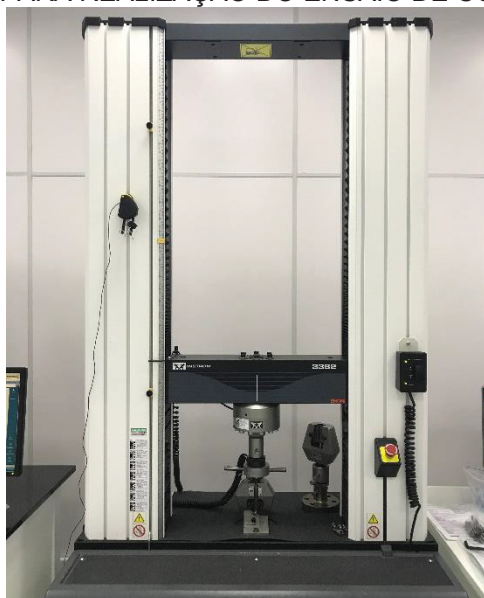
3.2.2 Compressão estática

O ensaio de compressão estática é utilizado para verificar a carga para falha estática e prever uma carga inicial para o ensaio de fadiga. Foi estabelecido um número amostral mínimo de 3 corpos de prova para o ensaio, definido de acordo com a NBR 5426 da ABNT (1985), com nível de inspeção S2 onde, considerando o tamanho de lote fornecido pelo fabricante, tem-se um tamanho de amostra de 3 corpos de prova.

Foram testados 3 corpos de prova de cada grupo (1 ao 8), considerando a configuração de montagem apresentada na Figura 22.

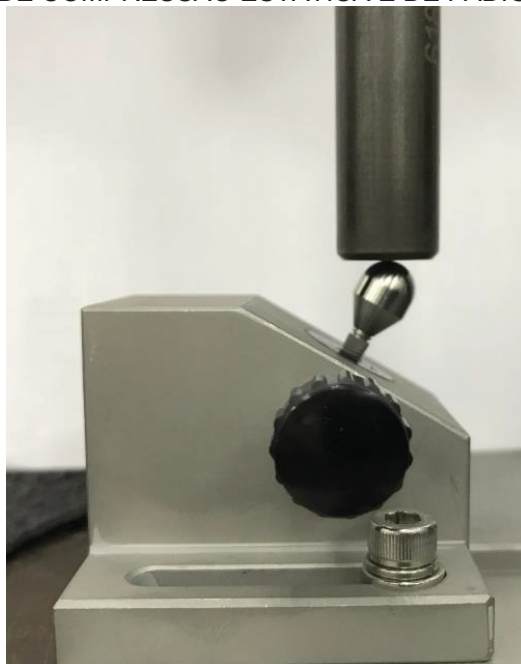
Os ensaios de compressão estática foram realizados na empresa Neodent (Curitiba, Brasil) através da Máquina de Ensaio Universal Instron 3382 (Figura 23). A carga aplicada segue a direção estabelecida em norma, ou seja, com a carga aplicada a 30 graus em relação ao eixo do implante, com uma célula de carga de 5 kN, a uma taxa de 1 mm/min. Como resultado do ensaio foi obtido um gráfico de carga (N) x deslocamento (mm), indicado no tópico 4.1.1 desta dissertação.

FIGURA 23 - MÁQUINA PARA REALIZAÇÃO DO ENSAIO DE COMPRESSÃO ESTÁTICA.



A Figura 24 apresenta o sistema de implante composto pelo poliacetal, implante, componente e corpo hemisférico, montado na máquina de ensaios universal, para a realização do ensaio de compressão estática.

FIGURA 24 - SISTEMA DE IMPLANTE MONTADO NA MÁQUINA PARA REALIZAÇÃO DO ENSAIO DE COMPRESSÃO ESTÁTICA E DE FADIGA.



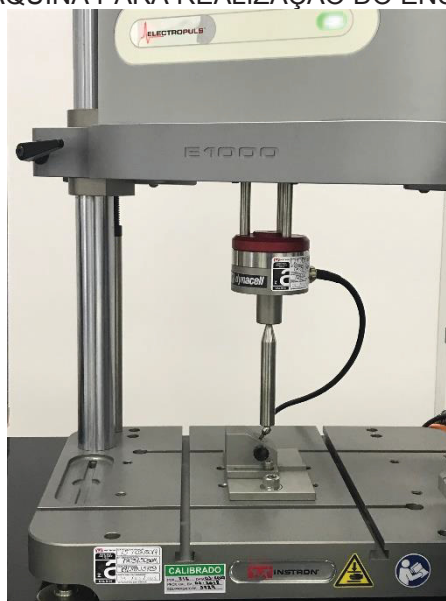
3.2.3 Fadiga

A montagem do sistema envolvendo o poliacetal, implante, componente e corpo hemisférico, seguiu os mesmos procedimentos realizados para o ensaio de compressão estática.

Foi estabelecido um número amostral mínimo de 9 corpos de prova de cada grupo (1 ao 8), de acordo com a norma ISO 14801 (2016), considerando a configuração de montagem apresentada na Figura 22.

Os ensaios de fadiga foram realizados na empresa Neodent (Curitiba, Brasil) através da Máquina de Ensaio Dinâmicos Instron E1000 (Figura 25). O ensaio de fadiga foi desenvolvido baseado na norma ISO 14801, com frequência de carga de 15 Hz e orientação angular de 30 graus, mantendo o implante instalado no mesmo nível da base do poliacetal (para os grupos 1 a 4) e 3 mm exposto (grupos 5 a 8). O valor de carga máxima foi definido considerando o valor de referência do ensaio de compressão estática.

FIGURA 25 - MÁQUINA PARA REALIZAÇÃO DO ENSAIO DE FADIGA.



A Figura 24 representa o sistema de implante composto pelo poliacetal, implante, componente e corpo hemisférico, montado na máquina de ensaios dinâmicos, para a realização do ensaio de fadiga.

3.3 SIMULAÇÃO NUMÉRICA

3.3.1 Modelagem:

Os modelos geométricos foram fornecidos pela Neodent (Curitiba, Brasil) em formato *Autodesk Inventor* (software de modelamento CAD – Computer Aided Design).

3.3.2 Simulação pelo Método dos Elementos Finitos

As simulações em elementos finitos foram realizadas no software comercial FEMAP. O software citado não possui módulo específico para condição de fadiga, por essa razão as simulações foram desenvolvidas considerando carregamentos estáticos de mesma intensidade de carga, modelados considerando os mesmos itens testados em compressão estática e fadiga.

O corpo hemisférico foi modelado considerando uma distância de 11 mm entre a base de fixação do implante e o centro da esfera do corpo hemisférico para os grupos que consideram o implante de comprimento 7 mm (Figura 15). Para os demais

grupos (Figura 16), o corpo hemisférico foi modelado considerando a distância de 8 mm entre a base do implante e o centro da esfera, e com o implante a 3 mm exposto.

O torque aplicado ao parafuso foi substituído pela pré-carga, e para isso, devido a limitação do *software*, foi realizada uma seção no parafuso, de 0,02 mm, sendo conectada por meio de um elemento de barras de mesma seção do parafuso (com auxílio de elementos rígidos), sendo então aplicada a pré-carga no elemento de barra (Figura 27), de acordo com referência obtida junto ao fabricante do *software*.

Para o poliacetal, foi aplicada uma condição de restrição de movimentação na sua região lateral (Figura 26a – a esquerda) e para o corpo hemisférico foi aplicada uma força oblíqua de 150 N a 30° do eixo do implante (Figura 26b- a direita), de acordo com a norma ISO 14801, distribuída em uma área circular de 1 mm de diâmetro, posicionada no corpo hemisférico. A malha foi gerada com elementos tetraédricos com interpolação linear, sendo foi aplicada a sequencia de pré-carga, anteriormente à carga oblíqua.

FIGURA 26 - CONDIÇÕES DE CONTORNO: RESTRIÇÃO E FORÇA OBLÍQUA.

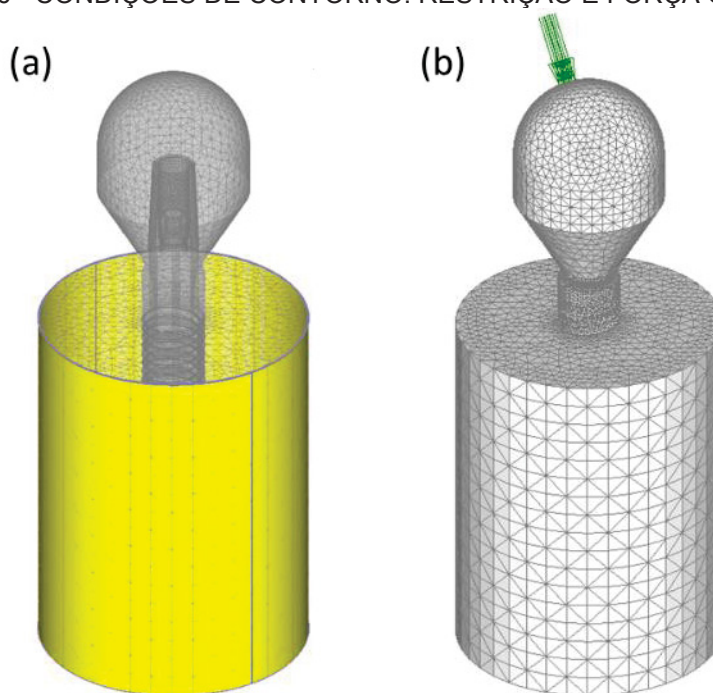
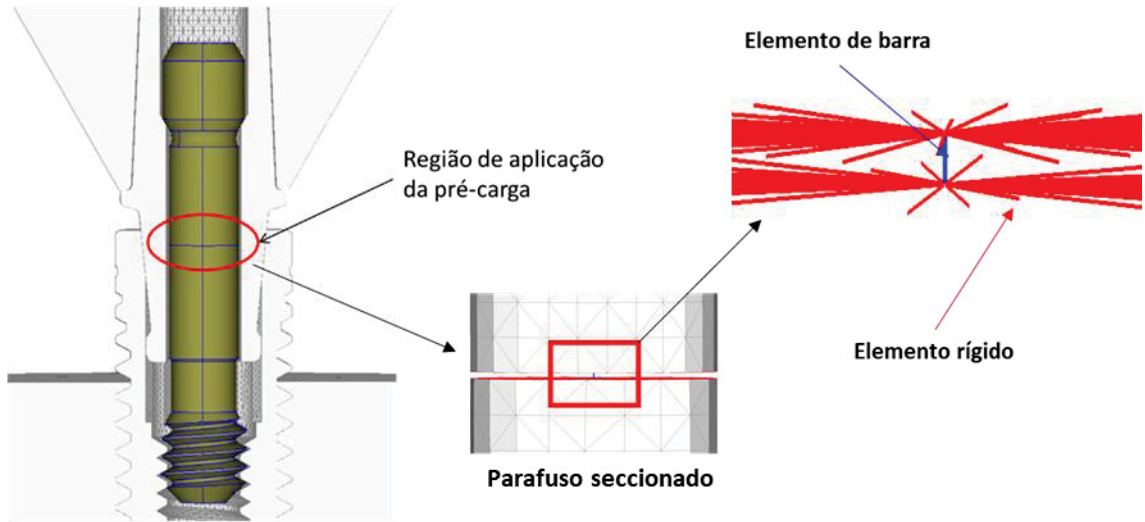


FIGURA 27 - REGIÃO DE APLICAÇÃO DE PRÉ-CARGA NO PARAFUSO.



Quando um componente protético é parafusado no implante, uma força de tração F_i é gerada ao longo do eixo do parafuso, devido ao torque de instalação aplicado ao mesmo. O torque de aperto pode ser relacionado com a pré-carga a partir da equação (BUDYNAS; NISBETT, 2011):

$$T = \frac{F_i d_m}{2} \left(\frac{l_p + \pi d_m \sec \alpha_r}{\pi d_m - f l_p \sec \alpha_r} \right) + \frac{F_i f_c d_c}{2} \quad , \quad (2)$$

Isolando F_i , obtêm-se:

$$F_i = \frac{2T}{d_m \left(\frac{l_p + \pi d_m \sec \alpha_r}{\pi d_m - f l_p \sec \alpha_r} \right) + f_c d_c} \quad , \quad (3)$$

Onde:

T - torque;

F_i - pré-carga;

l_p - avanço do parafuso;

d_m - diâmetro médio do parafuso;

f - coeficiente de atrito na região da rosca;

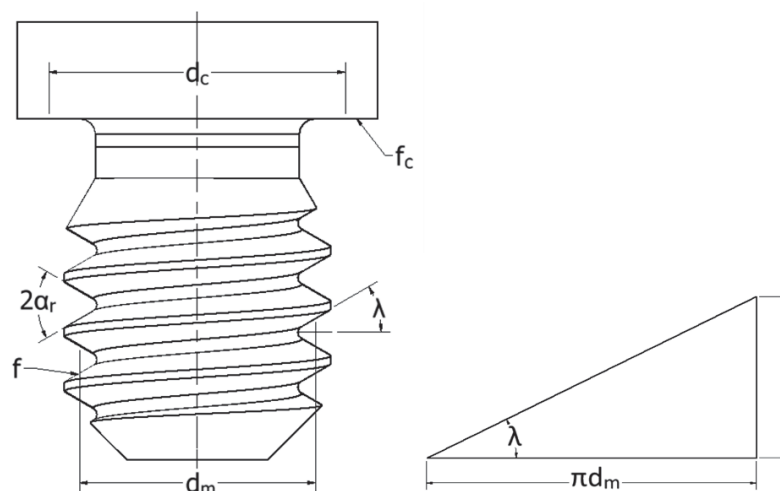
α_r - metade do valor do ângulo de rosca ($2 \alpha_r$);

f_c - coeficiente de atrito na região da cabeça do parafuso; e

d_c - diâmetro médio do colar (região da cabeça do parafuso em contato com as partes a serem unidas).

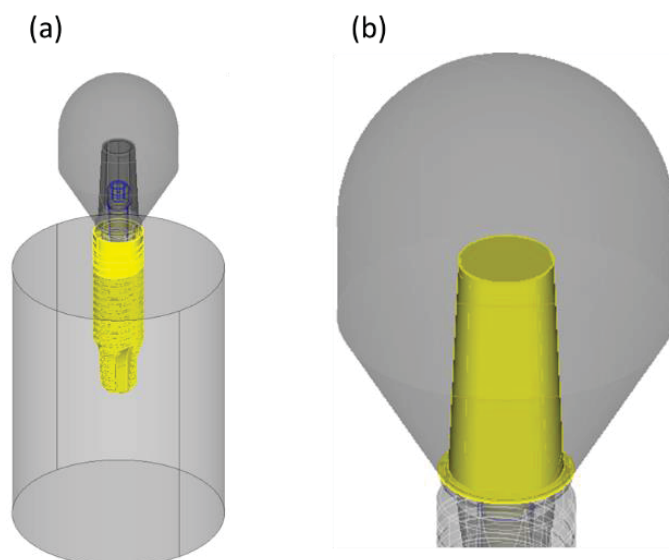
A Figura 28 apresenta os parâmetros do parafuso que foram considerados para o cálculo da pré-carga. O diâmetro médio do colar foi aproximado pela região de contato do cone da cabeça do parafuso. Para o caso de uma rosca simples, o passo é igual ao avanço, para rosca dupla o avanço é igual a duas vezes o passo e assim sucessivamente (BUDYNAS; NISBETT, 2011).

FIGURA 28 - PARÂMETROS GEOMÉTRICOS DO PARAFUSO.



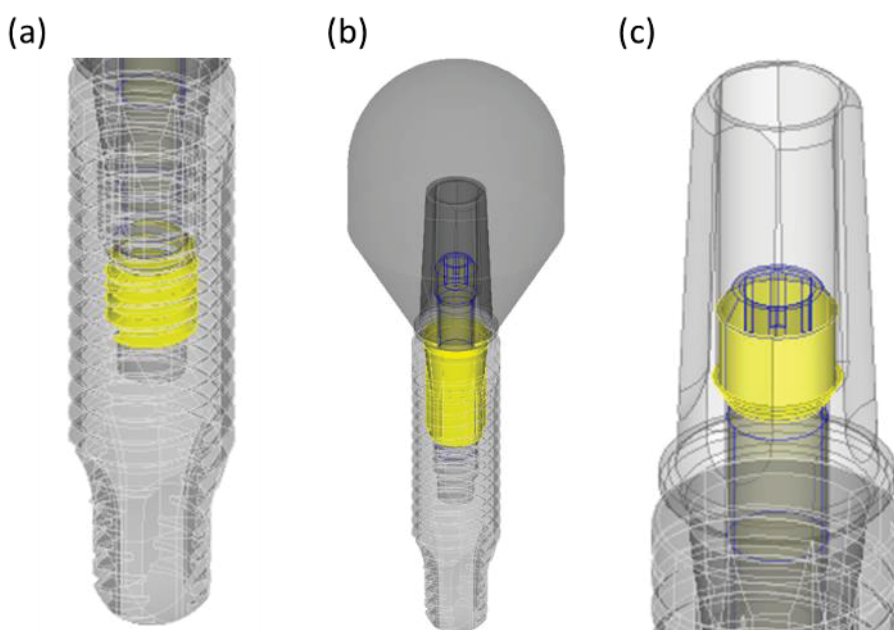
Para a região de interface poliacetal-implante foram utilizados contatos do tipo *bonded*, devido à restrição de movimentação devido à inserção do implante no poliacetal. O mesmo ocorreu para a região de interface corpo hemisférico-componente, por não se tratar de uma região de interesse. As regiões de contato do tipo *bonded* estão representadas na Figura 29.

FIGURA 29 - REGIÕES DE CONTATO DO TIPO *BONDED*: INTERFACE (a) POLIACETAL-IMPLANTE E (b) CORPO HEMISFÉRICO-COMPONENTE.



Analogamente aos contatos do tipo *bonded*, há também os contatos do tipo *frictional*, onde o coeficiente de atrito é importante para o resultado da simulação. O contato do tipo *frictional* foi utilizado para as interfaces implante-parafuso, componente-implante e parafuso-componente. As regiões de contato do tipo *frictional* estão representadas na Figura 30.

FIGURA 30 - REGIÕES DE CONTATO DO TIPO *FRictional*: INTERFACE (a) IMPLANTE-PARAFUSO, (b) COMPONENTE-PARAFUSO E (c) PARAFUSO-COMPONENTE.



Para os materiais em titânio foram utilizadas as propriedades apresentadas no tópico 2.1.2 desse trabalho e compiladas na Tabela 16, assim como as propriedades do poliacetal. Para a base em poliacetal, o coeficiente de Poisson foi definido como sendo 0,3, devido a restrição lateral através de um dispositivo metálico, considerando o coeficiente do material de restrição.

TABELA 16 – PROPRIEDADES UTILIZADAS NA SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL.

Matéria-prima	Módulo de Elasticidade	Coeficiente de Poisson	Coeficiente de Atrito
Titânio Grau 4	110,7 GPa	0,346	0,37
Ti6Al4V-ELI	112,6 GPa	0,330	
Poliacetal	3,1 GPa	0,3	-

3.4 PLANEJAMENTO ESTATÍSTICO

O método de planejamento fatorial é importante para se estudar o efeito de fatores sobre uma variável resposta de interesse, no qual estão envolvidos “k” fatores (variáveis), cada um deles com níveis diferentes. No caso mais simples o fator “k” está presente em dois níveis, sendo necessário 2^k observações da variável (grupo), sendo esse denominado experimento fatorial 2^k (MONTGOMERY, 2013).

Para o planejamento fatorial aplicado nesse trabalho, foram definidas as variáveis Diâmetro (D) e Altura de transmucoso (H), em dois níveis, 3,3 e 4,5 para o Diâmetro e 0,8 e 5,5 para a Altura, sendo denominados de menor (-) e maior (+), para cada variável (Tabela 17):

TABELA 17 – PARÂMETROS DEFINIDOS PARA O PLANEJAMENTO FATORIAL.

Nível	Fatores	
	Diâmetro (D) - mm	Altura (H) - mm
Menor (-)	3.3	0.8
Maior (+)	4.5	5.5

Os efeitos principais são relativos aos fatores de interesses primordiais do experimento, correspondentes a mudança da média das medições quando o nível de um fator é alterado do menor (-) para o maior (+), mantendo os demais constantes. Se o comportamento de um fator não é o mesmo para ambos os níveis de outro fator, pode-se concluir que há uma interação entre esses dois fatores. Nesse caso é analisada a variação média de um fator em função dos níveis de outros fatores (MONTGOMERY, 2013).

Por convenção, o tratamento (1) representa o caso onde ambos os fatores estão no menor nível (D3.3H0.8), o tratamento “a” representa a combinação de D no nível maior e H no menor nível (D4.5H0.8), “b” representa a combinação de D no menor nível e H no maior nível (D3.3H5.5) e “ab” representa ambos os fatores no maior nível (D4.5H5.5) (MONTGOMERY, 2013).

TABELA 18 – MATRIZ DE PLANEJAMENTO FATORIAL.

Tratamento	D	H	D*H	Valor médio
(1)	-	-	+	$\bar{y}_+$
a	+	-	-	$\bar{y}_-$
b	-	+	-	$\bar{y}_-$
ab	+	+	+	$\bar{y}_+$

Os efeitos principais (A e B), assim como os efeitos de interação (AB) podem ser calculados pelas equações (MONTGOMERY, 2013):

$$D = \bar{y}_{A+} - \bar{y}_{A-} = \frac{ab + a}{2} - \frac{b + (1)}{2} \quad (4)$$

$$H = \bar{y}_{B+} - \bar{y}_{B-} = \frac{ab + b}{2} - \frac{a + (1)}{2} \quad (5)$$

$$D * H = \frac{ab + (1)}{2} - \frac{a + b}{2} \quad (6)$$

Os gráficos de planejamento fatorial foram realizados através do software estatístico Minitab.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Considerando os objetivos e os procedimentos inicialmente descritos, a discussão dos resultados está dividida em três blocos, o primeiro sendo nos ensaios mecânicos (compressão estática e fadiga), o segundo em simulações via MEF e o terceiro na comparação entre os anteriores.

4.1 ENSAIOS MECÂNICOS

4.1.1 Compressão estática

Os ensaios de compressão estática tiveram como objetivo avaliar a carga máxima resistida pelos corpos de prova a partir de um carregamento crescente. De acordo com o planejamento experimental descrito no tópico 3.2.2 deste trabalho, a primeira etapa dos ensaios se compreendeu pelos ensaios de compressão estática, realizados em três corpos de prova de cada um dos grupos (1 a 8).

Todos os grupos se comportaram de forma semelhante, exceto os grupos 3 (D3.3H0.8E0) e 4 (D4.5H0.8E0) a carga de compressão aumenta até atingir o máximo de resistência e então a carga diminui levemente, indicando que algum dano ocorreu (por exemplo, endurecimento instável e micro trincas) e, portanto, o sistema falhou. A interrupção do teste foi realizada sempre depois de notar essa pequena queda na carga suportada ou a ocorrência de contato do sistema com a base onde o implante foi instalado.

As curvas de carga x deslocamento para os três corpos de prova dos grupos 1 a 4 estão apresentadas nos Gráficos 3 a 6 respectivamente.

A Figura 31 mostra os corpos de prova dos grupos 1 a 4, não houve diferenças significativas entre os corpos de prova dos mesmos grupos. Visualmente o componente sofreu a maior deformação e o implante ancorado pela base em poliacetal não apresentou deformações visíveis. Os valores de carga máxima resistida por cada um dos corpos de prova dos grupos 1 a 4, assim como média e desvio padrão, estão apresentados na Tabela 19.

Pode-se observar uma diferença no padrão dos diagramas de carga x deslocamento entre os grupos 1 (D3.3H5.5E0) e 2 (D4.5H5.5E0) com os grupos 3 (D3.3H0.8E0) e 4 (D4.5H0.8E0). Para os grupos com componentes protéticos de maior altura de transmucoso (grupos 1- D3.3H5.5E0 e 2- D4.5H5.5E0), pelo fato de o

implante estar instalado totalmente no poliacetal, o componente sofre o maior esforço, se deformando sem nenhum tipo de apoio entre a parte externa ao implante, ou seja, a deformação, visualmente, é suportada somente pelo componente (Figura 31(a) e (b)), gerando como resultado um gráfico onde a carga é crescente até atingir um pico de resistência por parte dos corpos de prova e, em seguida, a carga diminui até a ruptura (Gráficos 3 e 4).

Por outro lado, para os grupos de menor altura de transmucoso (grupos 3- D3.3H0.8E0 e 4- D4.5H0.8E0), devido justamente a pouca altura, ocorre o apoio da porção do componente externa ao implante sobre o implante e poliacetal (Figura 31(a) e (b)), de modo que, ao observar os Gráficos 5 e 6 se percebe que a carga aumenta constantemente até a interrupção do ensaio.

GRÁFICO 3 - CARGA X DESLOCAMENTO PARA O GRUPO 1 - D3.3H5.5E0.

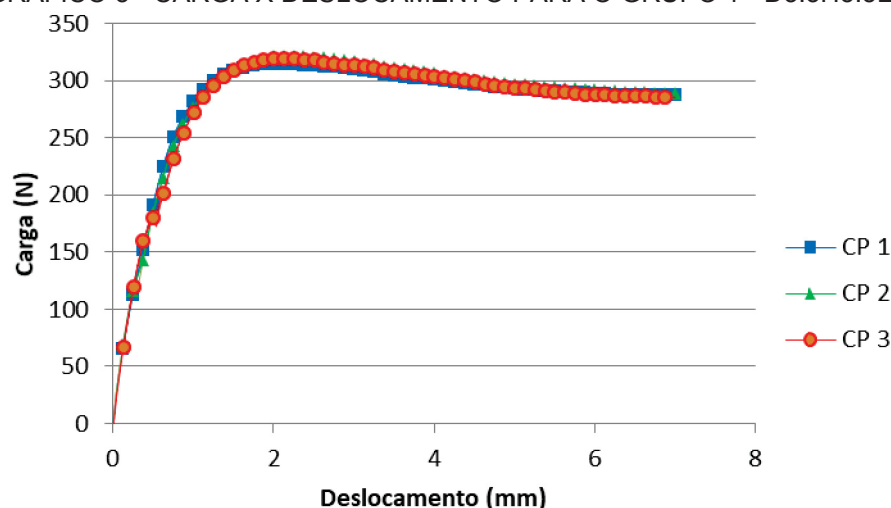


GRÁFICO 4 - CARGA X DESLOCAMENTO PARA O GRUPO 2- D4.5H5.5E0.

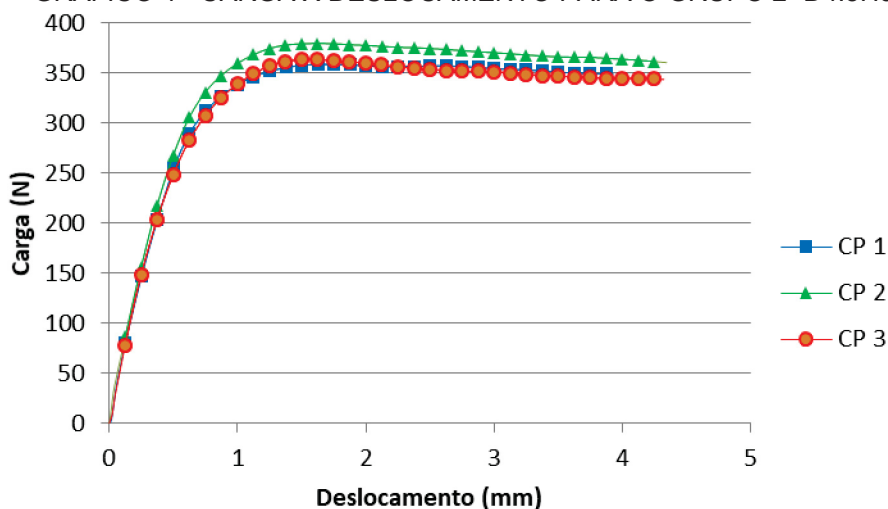


GRÁFICO 5 - CARGA X DESLOCAMENTO PARA O GRUPO 3- D3.3H0.8E0- D3.3H0.8E0.

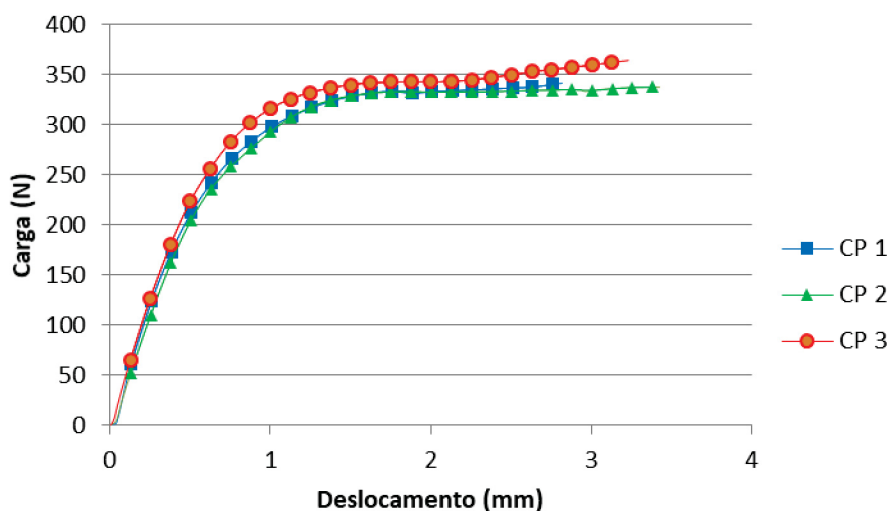
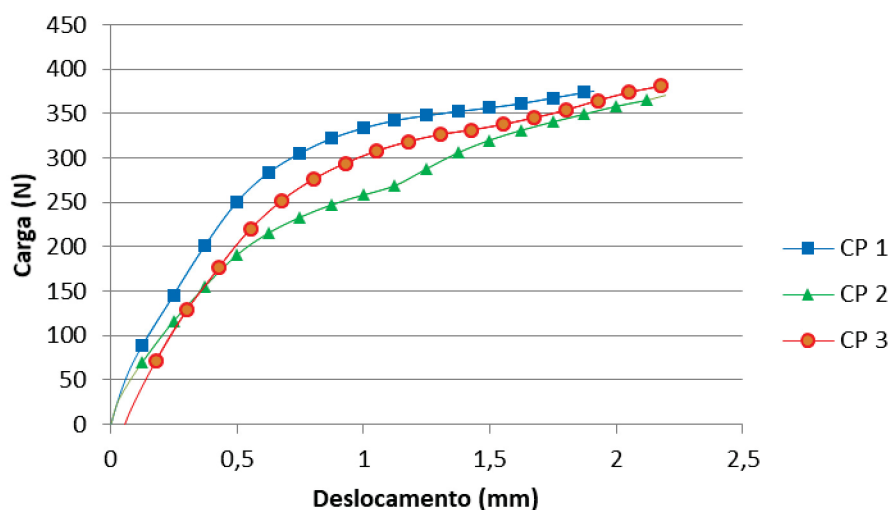


GRÁFICO 6 - CARGA X DESLOCAMENTO PARA O GRUPO 4- D4.5H0.8E0.



Observa-se pela Tabela 19 que os valores de resistência para os grupos 1 e 4 possuem a mesma ordem de grandeza (entre 300 e 400 N) sendo o Grupo D4.5H0.8E0 foi o que resistiu uma maior carga. Pode-se observar pela referida tabela que, em compressão estática, os grupos de menor altura possuem maior resistência, assim como os grupos de maior diâmetro.

FIGURA 31 - CORPOS DE PROVA APÓS ENSAIO DE COMPRESSÃO ESTÁTICA PARA OS GRUPOS 1 A 4: (a) 1- D3.3H5.5E0, (b) 2- D4.5H5.5E0, (c) 3- D3.3H0.8E0 E (d) 4- D4.5H0.8E0.

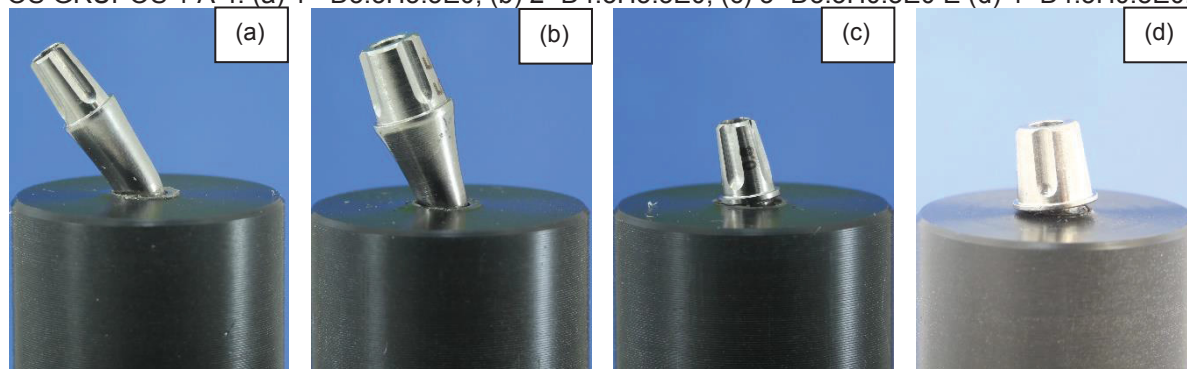
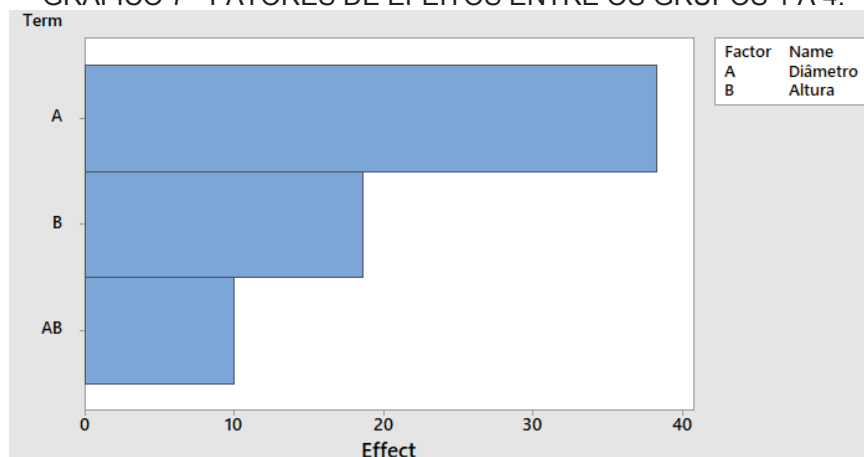


TABELA 19 - CARGA MÁXIMA (N) SUPORTADA POR CADA CORPO DE PROVA DOS GRUPOS 1 A 4.

		D3.3H5.5E0	D4.5H5.5E0	D3.3H0.8E0	D4.5H0.8E0
Corpo de prova	1	315,47	358,82	341,39	375,56
	2	322,21	379,81	337,63	370,75
	3	319,67	363,45	364,17	381,73
Média		319,12	367,36	347,73	376,01
Desvio padrão		3,40	11,03	14,36	5,51

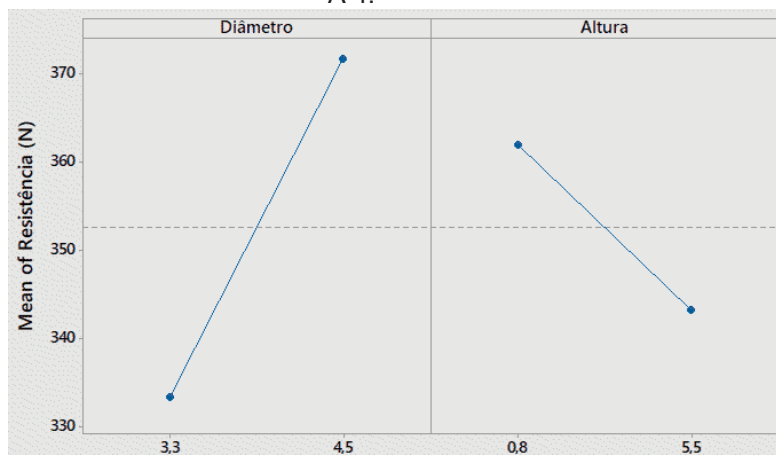
O Gráfico 7 apresenta os fatores de efeitos principais e de interação entre os grupos 1 a 4, no qual representam o nível de influência de cada fator na variação do valor de resposta do sistema. Pode-se observar que o fator Diâmetro possui influência bastante significativa (38,3 N), a Altura possui uma menor influência (18,3 N) e a interação entre os fatores possui pouca influência (10,0 N).

GRÁFICO 7 - FATORES DE EFEITOS ENTRE OS GRUPOS 1 A 4.



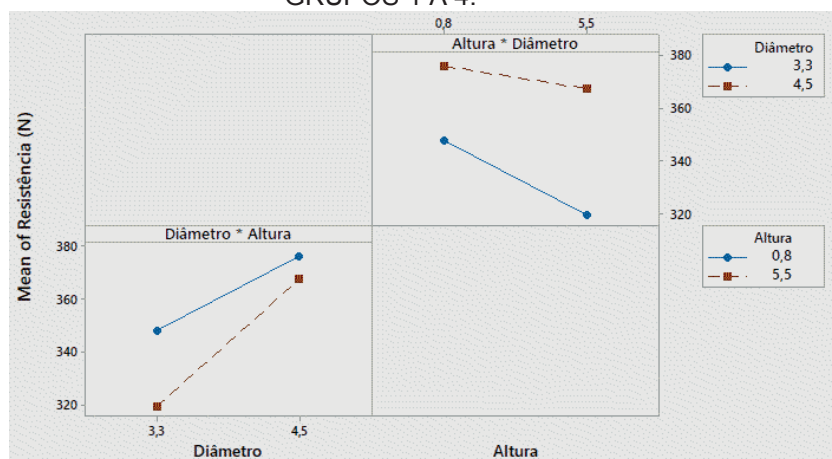
A partir do Gráfico 8 pode-se observar que o aumento do Diâmetro, de maneira isolada, gera uma influência positiva na resistência, por outro lado o aumento da Altura gera uma influência negativa, porém de menor intensidade.

GRÁFICO 8 - ANÁLISE FATORIAL PARA OS EFEITOS PRINCIPAIS ENTRE OS GRUPOS 1 A 4.



A partir do Gráfico 9 pode-se observar que a interação entre os fatores não é muito significativa, visto que as linhas não se cruzam, ou seja, o comportamento de um parâmetro não é significativamente alterado com a mudança do outro.

GRÁFICO 9 - ANÁLISE FATORIAL PARA OS EFEITOS DE INTERAÇÃO ENTRE OS GRUPOS 1 A 4.



Diferentemente do que ocorre nos grupos 1 a 4, os grupos 5 a 8 não possuem o implante totalmente instalado, de modo que os esforços são suportados pelo implante e pelo componente, não ocorrendo o apoio do componente no poliacetal como ocorrido nos grupos 3 e 4.

Os Gráficos 10 a 13 mostram as representações de carga x deslocamento para os grupos 5 a 8, respectivamente. Para todos os grupos a carga é crescente até atingir um pico de resistência por parte dos corpos de prova, em seguida a carga diminui.

Através da Tabela 20 observa-se que os grupos 5 a 8 possuem resistências na mesma ordem de grandeza do que os grupo 1 a 4, onde o Grupo D3.3H0.8E3 apresentou a maior resistência, seguidos pelos grupos 6 e 8 que apresentaram praticamente o mesmo valor para resistência máxima. Pode-se concluir que os grupos com menores alturas de transmucoso possuem igual ou maior resistência.

A Figura 32 mostra os corpos de prova dos grupos 5 a 8, não houve diferenças significativas entre os corpos de prova dos mesmos grupos. Os valores de carga máxima resistida por cada um dos corpos de prova, assim como média e desvio padrão, estão apresentados na Tabela 20.

GRÁFICO 10 - CARGA X DESLOCAMENTO PARA O GRUPO 5 - D3.3H5.5E3.

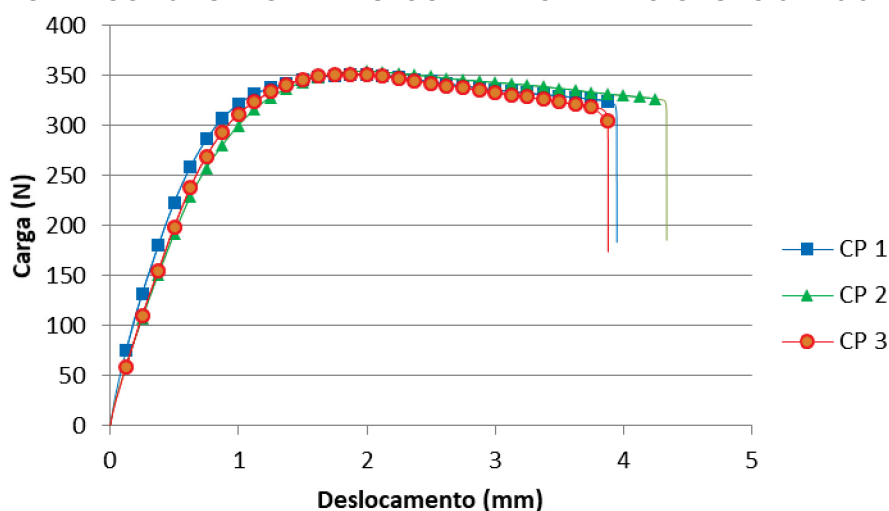


GRÁFICO 11 - CARGA X DESLOCAMENTO PARA O GRUPO 6 - D4.5H5.5E3.

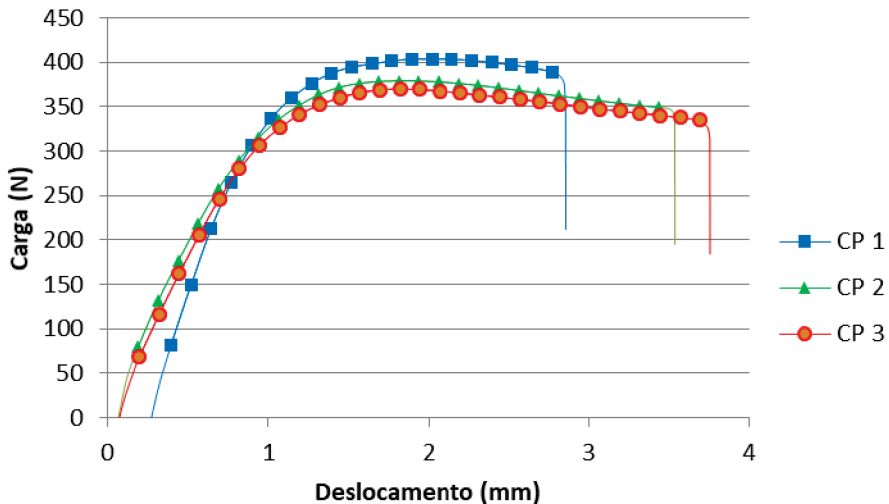


GRÁFICO 12 - CARGA X DESLOCAMENTO PARA O GRUPO 7 - D3.3H0.8E3.

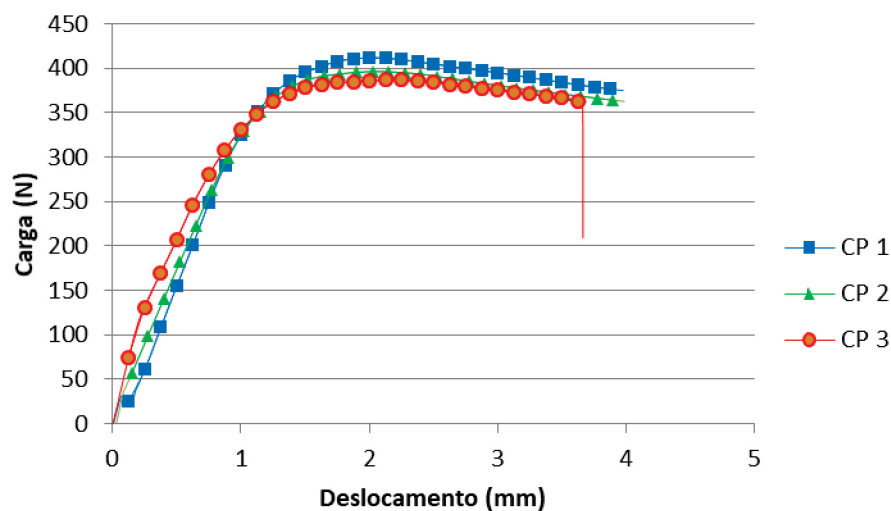


GRÁFICO 13 - CARGA X DESLOCAMENTO PARA O GRUPO 8 - D4.5H0.8E3.

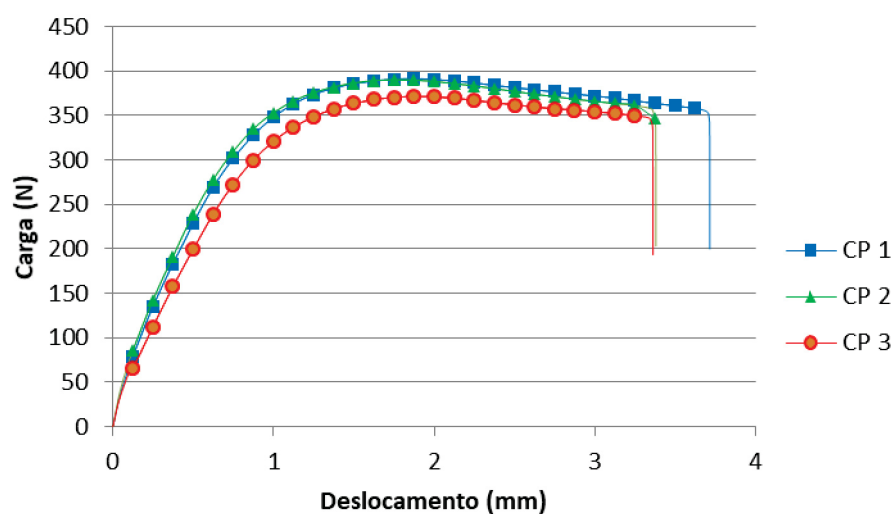


FIGURA 32 - CORPOS DE PROVA APÓS ENSAIO DE COMPRESSÃO ESTÁTICA PARA OS GRUPOS 5 A 8: (e) 5- D3.3H5.5E3, (f) 6- D4.5H5.5E3, (g) 7- D3.3H0.8E3 E (h) 8- D4.5H0.8E3.

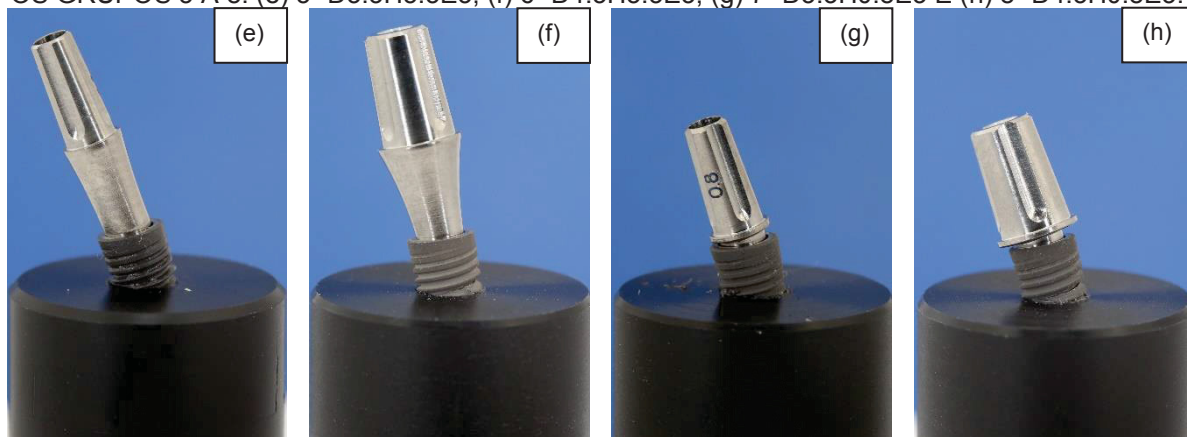
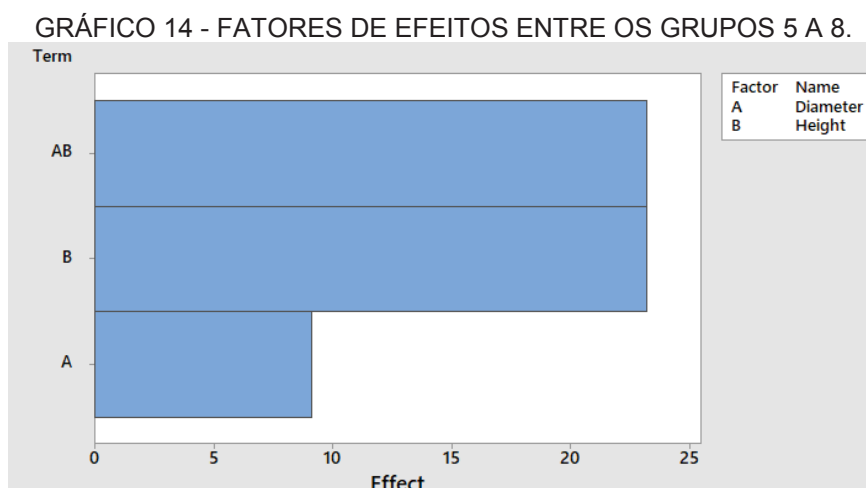


TABELA 20 - CARGA MÁXIMA (N) SUPORTADA POR CADA CORPO DE PROVA DOS GRUPOS 5 A 8.

		D3.3H5.5E3	D4.5H5.5E3	D3.3H0.8E3	D4.5H0.8E3
Corpo de prova	1	351,06	404,10	412,34	391,78
	2	354,50	379,75	396,85	390,46
	3	351,59	370,19	387,07	371,71
Média		352,38	384,68	398,75	384,65
Desvio padrão		1,85	17,48	12,74	11,23

O Gráfico 14 apresenta os fatores de efeitos principais e de interação entre os grupos 5 a 8, pode-se observar que o fator de interação e o Fator Altura possuem influência bastante significativa (23,2 N), o Diâmetro possui uma menor influência (9,1 N).



A partir do Gráfico 15 pode-se observar que o aumento da Altura, de maneira isolada, gera uma influência negativa e, por outro lado o aumento do Diâmetro, gera uma influência positiva na resistência, porém de menor intensidade.

A partir do Gráfico 16 pode-se observar que a interação entre os fatores é muito significativa, visto que as linhas se cruzam e possuem inclinação bastante diferenciada, ou seja, o comportamento de um parâmetro é significativamente alterado com a mudança do outro. Pode-se observar que para os componentes de maior diâmetro não há uma alteração significativa com o aumento da altura, entretanto, para os de menor diâmetro, um aumento na altura gera uma diminuição da resistência, pois há uma menor espessura de material na região de ancoragem do implante, que juntamente com o efeito de flambagem gera uma diminuição da resistência na região.

GRÁFICO 15 - ANÁLISE FATORIAL PARA OS EFEITOS PRINCIPAIS ENTRE OS GRUPOS 5 A 8.

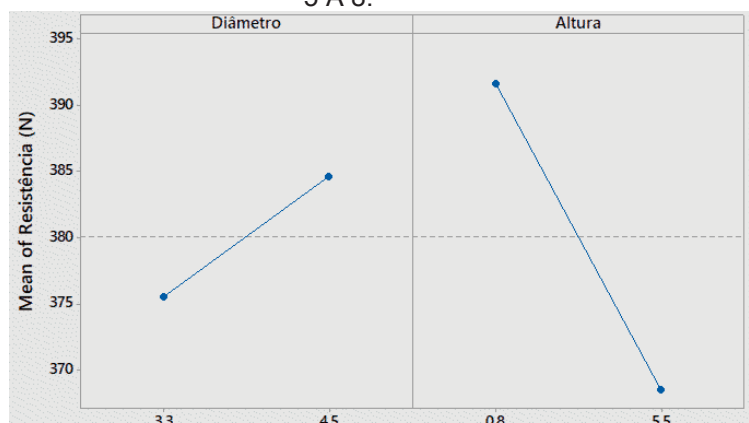
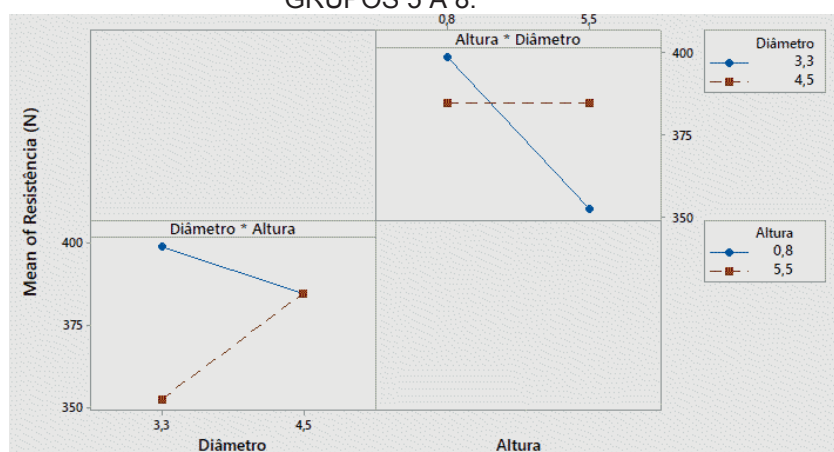


GRÁFICO 16 - ANÁLISE FATORIAL PARA OS EFEITOS DE INTERAÇÃO ENTRE OS GRUPOS 5 A 8.



4.1.2 Fadiga

Diferentemente dos ensaios de compressão estática, os ensaios de fadiga compressiva são realizados com cargas de menor intensidade, onde não necessariamente ocorre um deslocamento visível do sistema em resposta à aplicação da carga.

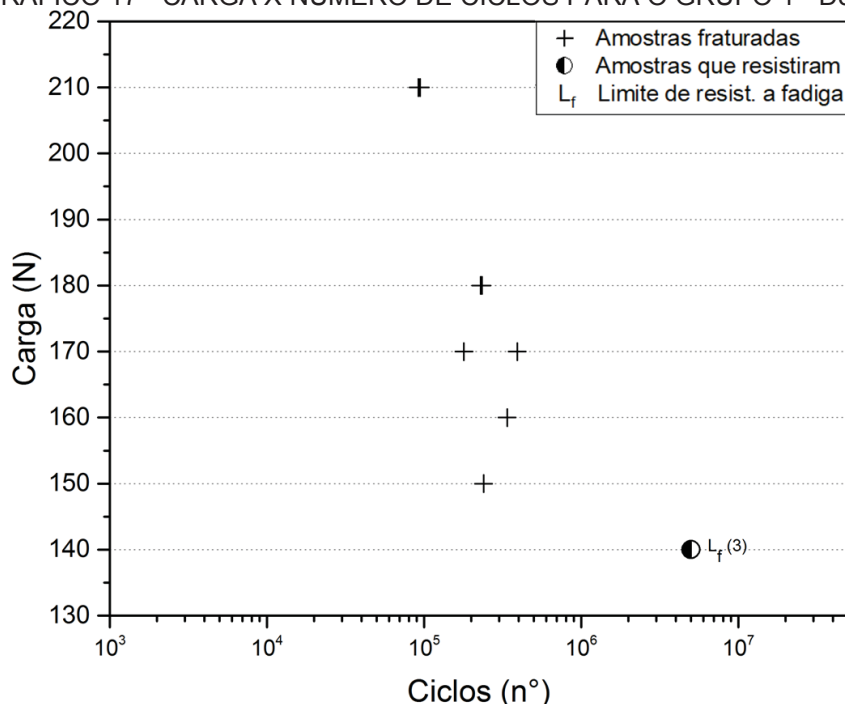
Os ensaios de fadiga tiveram como objetivo avaliar a carga máxima na qual pelos menos três corpos de prova resistam a 5 milhões de ciclos. De acordo com o planejamento experimental descrito no tópico 3.2.3 deste trabalho, os ensaios foram realizados com o sistema orientado em 30 graus para a aplicação da carga, com frequência de 15 Hz.

Os gráficos de carga x número de ciclos para os corpos de prova dos grupos 1 a 4 estão apresentadas nos Gráficos 17 a 20, respectivamente. As marcações em formato de cruz indicam as amostras fraturadas, as marcações esféricas parcialmente preenchidas indicam as amostras que resistiram a cinco milhões de ciclos e a

denominação L_f representa a carga na qual três corpos de prova resistiram a 5 milhões de ciclos.

Analisando o Gráfico 17, observa-se que o Grupo D3.3H5.5E0 apresentou limite de resistência a fadiga de 140 N. O corpo de prova submetido a 210 N resistiu a 92 mil ciclos até a falha. Desconsiderando os corpos de prova que resistiram a 5 milhões de ciclos, o CP 5 foi o que resistiu a um maior número de ciclos antes da falha, cerca de 391 mil ciclos. Pode-se observar que na carga de 210 e 180 N os 2 corpos testados para cada uma das respectivas cargas se sobrepõem no gráfico.

GRÁFICO 17 - CARGA X NÚMERO DE CICLOS PARA O GRUPO 1 - D3.3H5.5E0.



Analisando o Gráfico 18, observa-se que o Grupo 4.5H5.5E0 apresentou limite de resistência a fadiga de 180 N. O corpo de prova submetido a 210 N resistiu a 112 mil ciclos até a falha. Desconsiderando os corpos de prova que resistiram a 5 milhões de ciclos, o CP 5 foi o que resistiu a um maior número de ciclos antes da falha, cerca de 584 mil ciclos. Pode-se observar que na carga de 210 N os 2 corpos testados para cada uma das cargas se sobrepõem no gráfico.

GRÁFICO 18 - CARGA X NÚMERO DE CICLOS PARA O GRUPO 2 - 4.5H5.5E0.

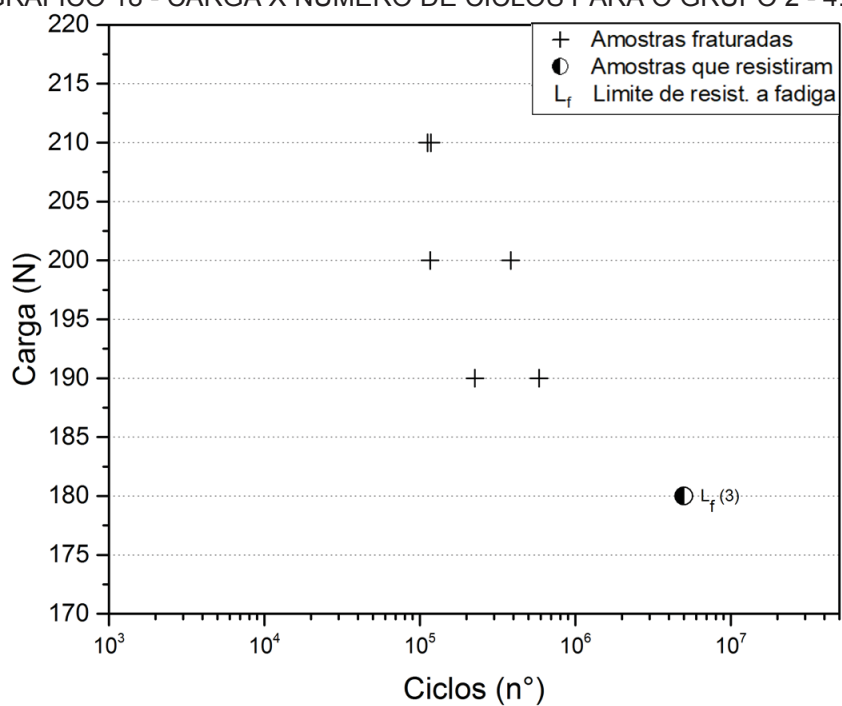


GRÁFICO 19 - CARGA X NÚMERO DE CICLOS PARA O GRUPO 3- D3.3H0.8E0.

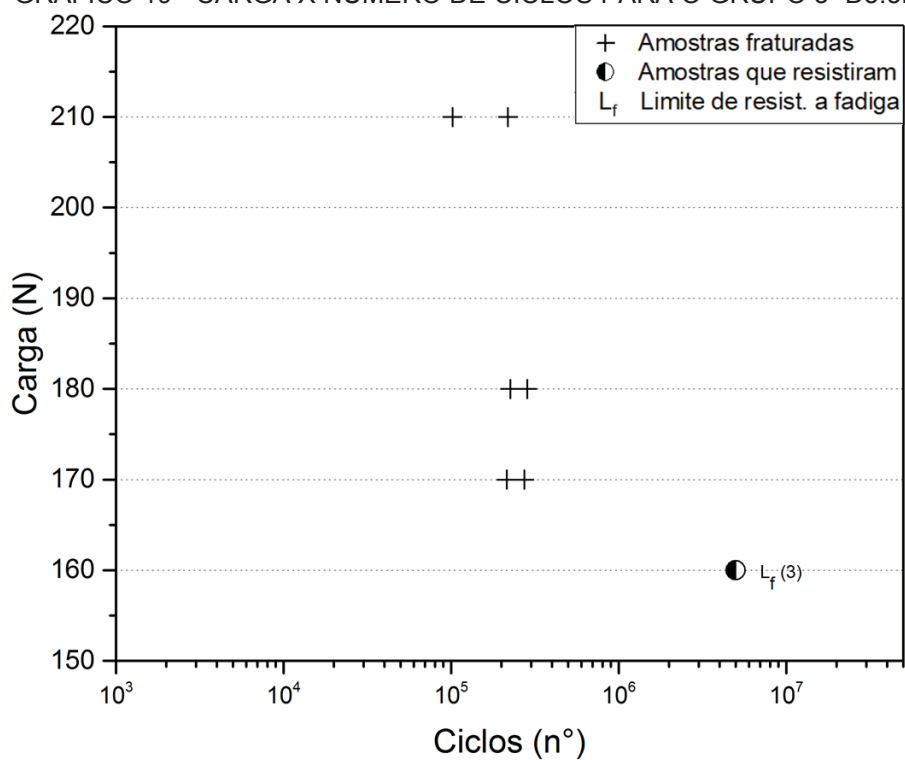
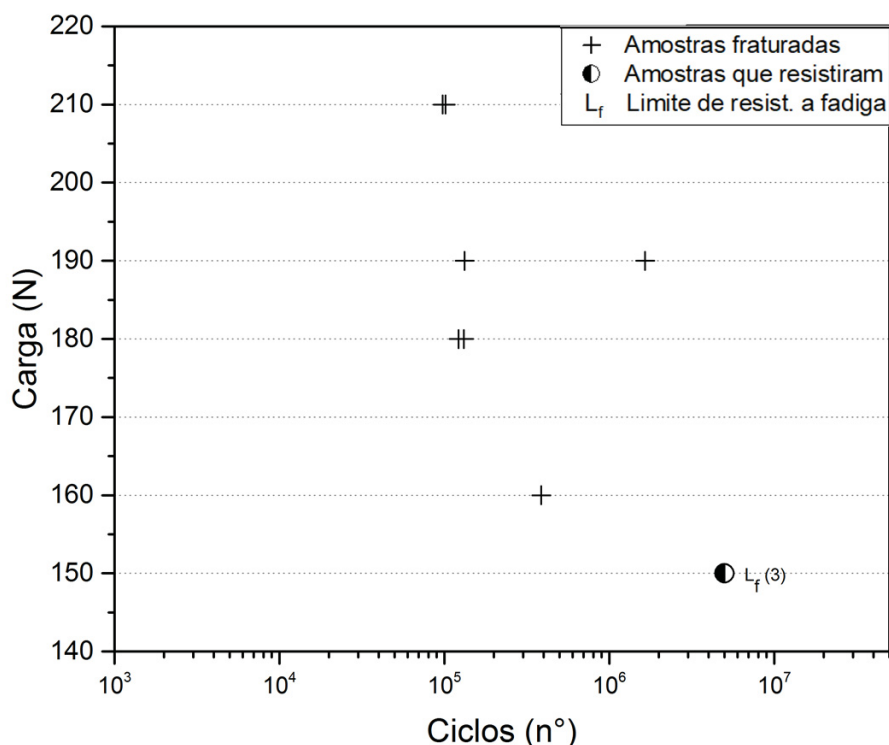


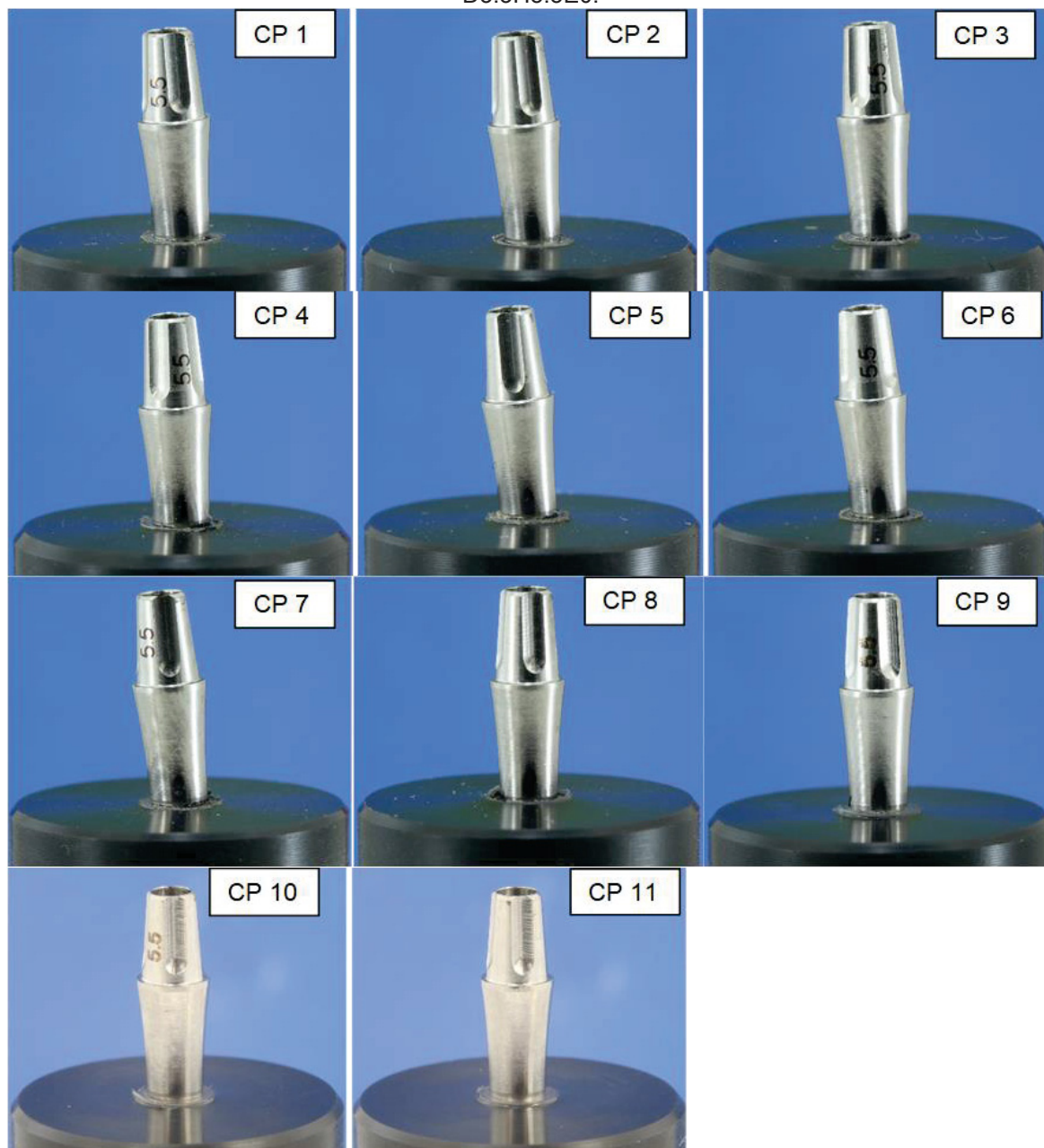
GRÁFICO 20 - CARGA X NÚMERO DE CICLOS PARA O GRUPO 4- D4.5H0.8E0.



Analisando o Gráfico 19, observa-se que o Grupo D3.3H0.8E0 apresentou limite de resistência a fadiga de 160 N. O corpo de prova submetido a 210 N resistiu a 102 mil ciclos até a falha. Desconsiderando os corpos de prova que resistiram a 5 milhões de ciclos, o CP 4 foi o que resistiu a um maior número de ciclos antes da falha, cerca de 284 mil ciclos.

Analisando o Gráfico 20, observa-se que o Grupo D4.5H0.8E0 apresentou limite de resistência a fadiga de 150 N. O corpo de prova submetido a 210 N resistiu a 97 mil ciclos até a falha. Desconsiderando os corpos de prova que resistiram a 5 milhões de ciclos, o CP 4 foi o que resistiu a um maior número de ciclos antes da falha, cerca de 1 milhão e 600 mil ciclos. Pode-se observar que na carga de 210 e 180 N os 2 corpos testados para cada uma das respectivas cargas se sobrepõem no gráfico.

FIGURA 33 - CORPOS DE PROVA APÓS ENSAIO DE FADIGA PARA O GRUPO 1 - D3.3H5.5E0.



Os corpos de provas após o ensaio estão apresentados nas Figuras 33 a 36 para os grupos 1 a 4, respectivamente, sendo o CP 1 aquele que foi submetido a uma maior carga, o CP 2 submetido a mesma carga com menor número de ciclos resistidos, o CP 3 com a maior carga abaixo dos CPs 1 e 2, e assim por diante.

FIGURA 34 - CORPOS DE PROVA APÓS ENSAIO DE FADIGA PARA O GRUPO 2 - 4.5H5.5E0.

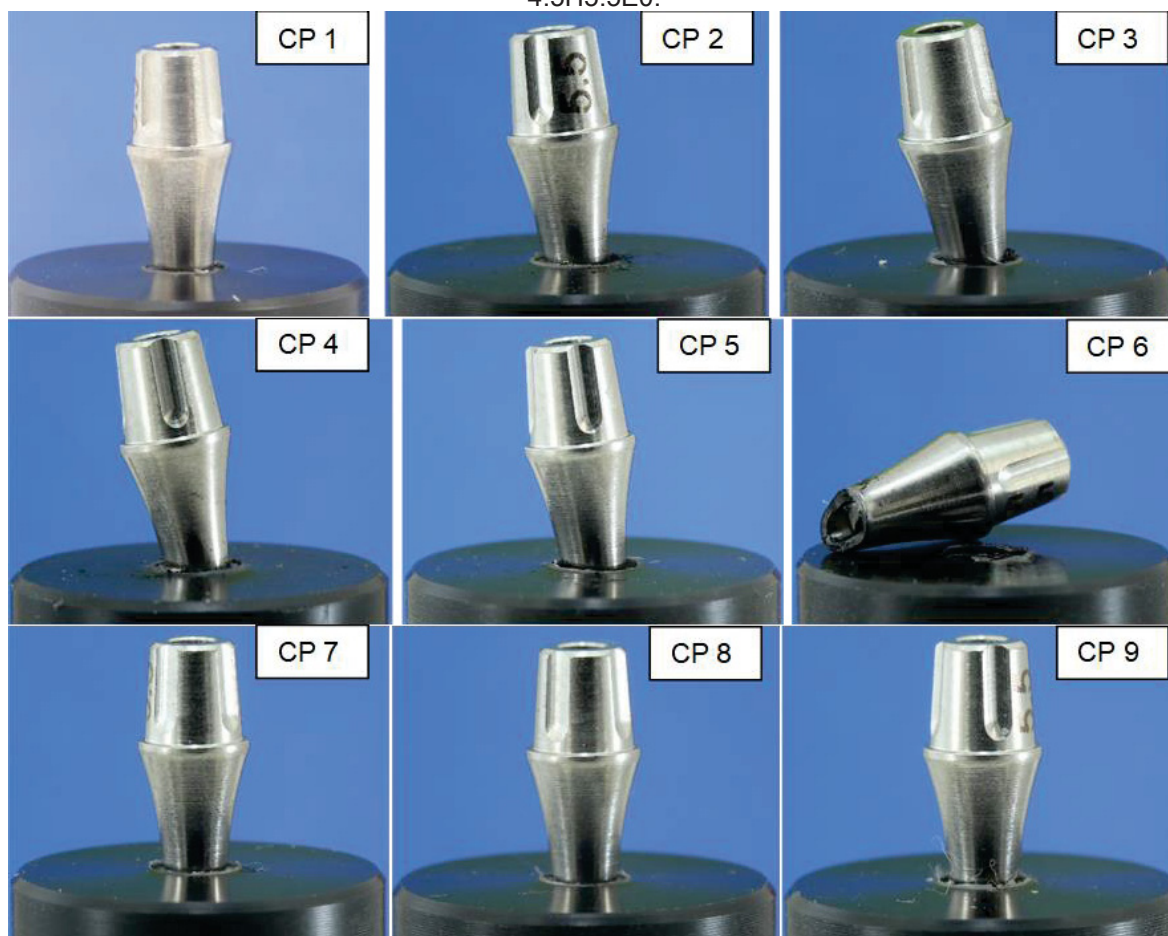


FIGURA 35 - CORPOS DE PROVA APÓS ENSAIO DE FADIGA PARA O GRUPO 3- D3.3H0.8E0.

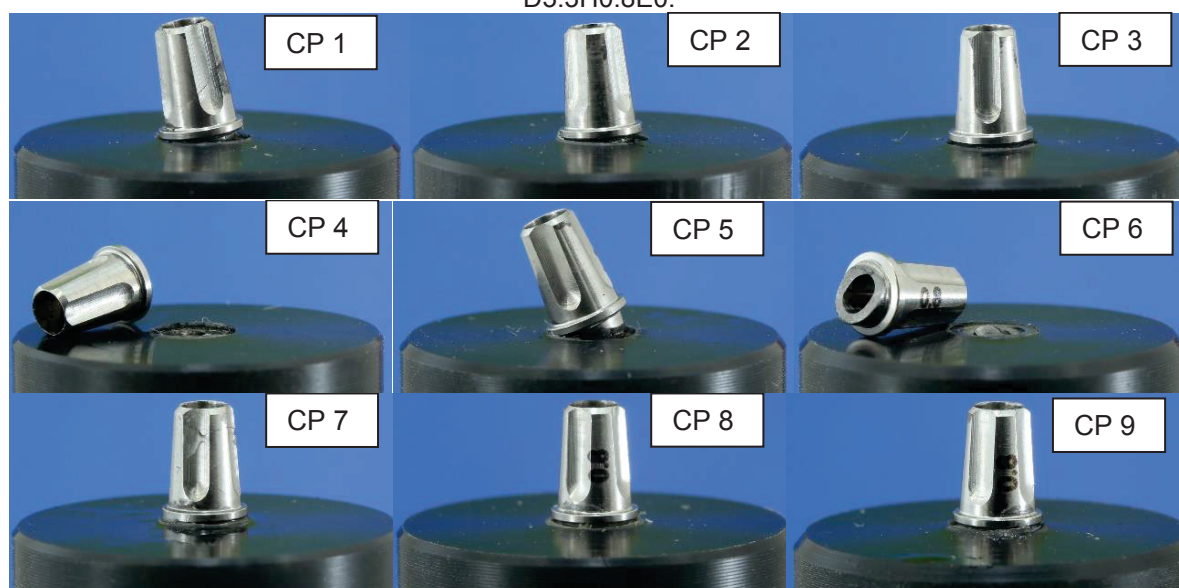
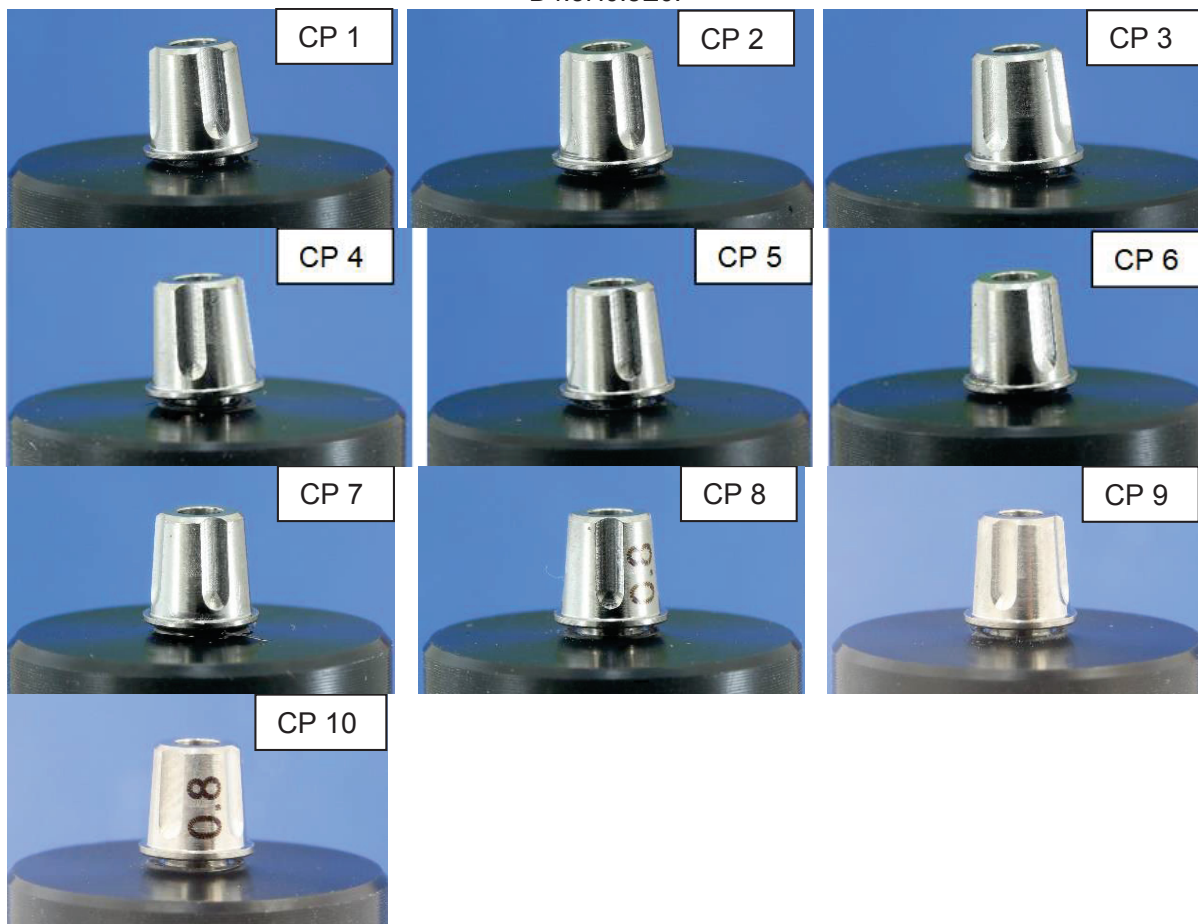
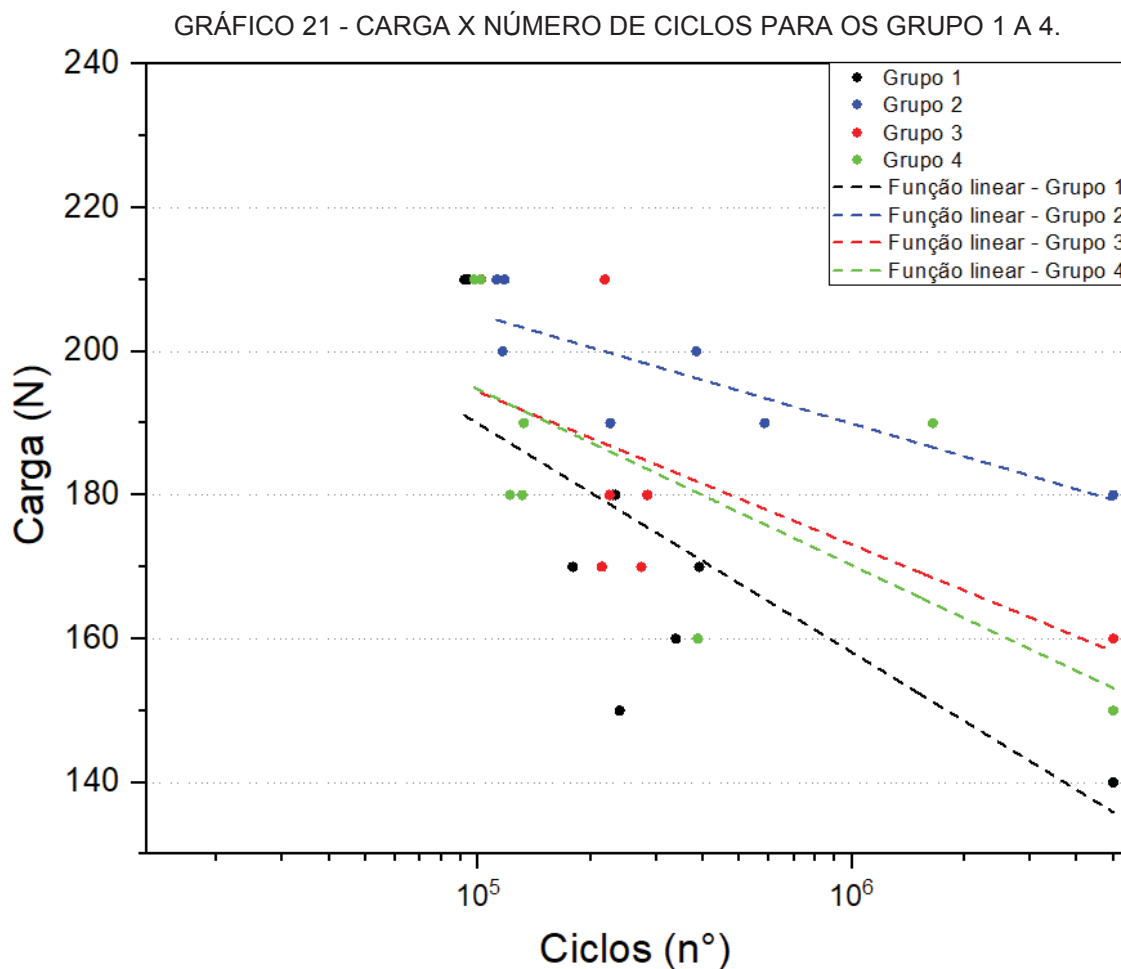


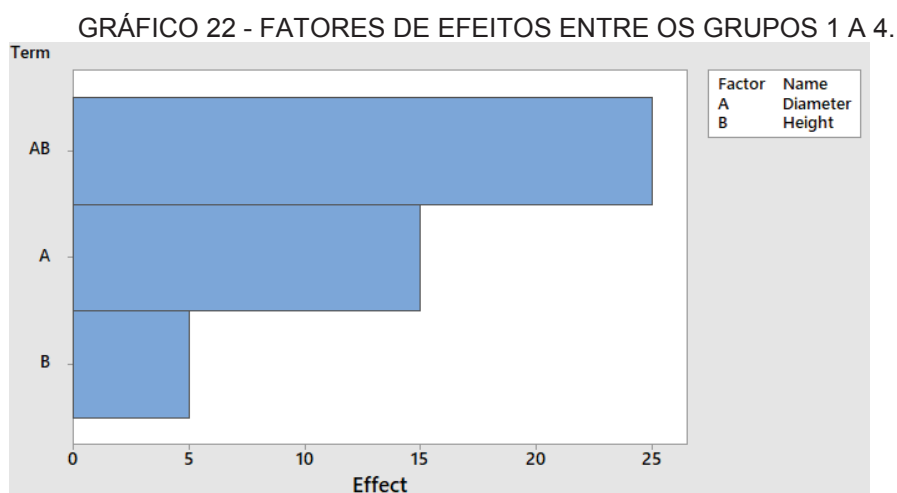
FIGURA 36 - CORPOS DE PROVA APÓS ENSAIO DE FADIGA PARA O GRUPO 4-D4.5H0.8E0.



O Gráfico 21 apresenta a carga x número de ciclos para os grupos 1 a 4 com as respectivas curvas de interpolação linear. Pode-se observar de maneira geral que o Grupo 4.5H5.5E0 apresentou os maiores valores para resistência a fadiga e o Grupo D3.3H5.5E0 apresentou os menores valores.

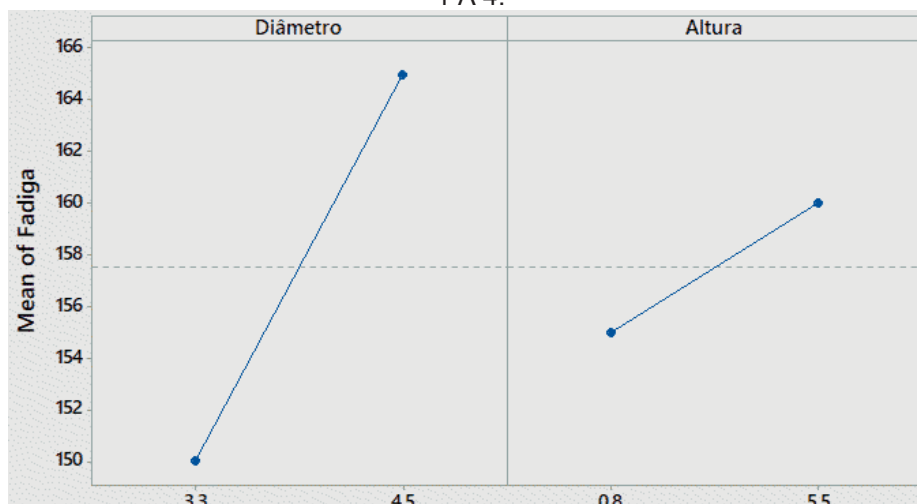


O Gráfico 22 apresenta os fatores de efeitos principais e de interação entre os grupos 1 a 4, da onde se observa que o fator de interação possui influência bastante significativa (25 N), ou seja, o comportamento de um fator não é o mesmo para ambos os níveis de outro fator. O fator Diâmetro possui uma influência um pouco menor (15 N) e o fator Altura possui pouca influência (5 N).



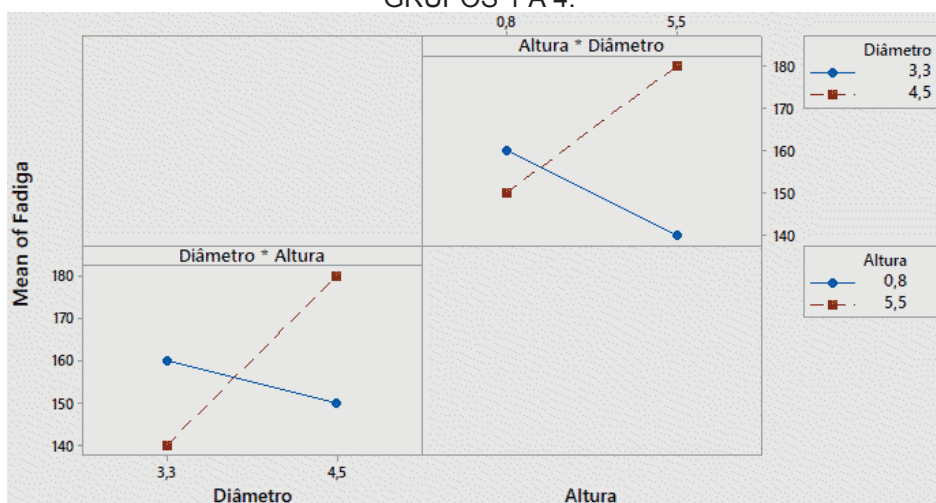
A partir do Gráfico 23 pode-se observar que o aumento do Diâmetro, de maneira isolada, gera uma influência positiva na resistência, assim como o Diâmetro, este, porém de menor intensidade.

GRÁFICO 23 - ANÁLISE FATORIAL PARA OS EFEITOS PRINCIPAIS ENTRE OS GRUPOS 1 A 4.



A partir do Gráfico 24 pode-se observar que a interação entre os fatores é muito significativa, visto que as linhas se cruzam e possuem inclinação bastante diferente, ou seja, o comportamento de um parâmetro é significativamente alterado com a mudança do outro. Pode-se observar que para os componentes de maior diâmetro a resistência aumenta com o aumento da altura, entretanto, para os de menor diâmetro, um aumento na altura gera uma diminuição da resistência.

GRÁFICO 24 - ANÁLISE FATORIAL PARA OS EFEITOS DE INTERAÇÃO ENTRE OS GRUPOS 1 A 4.



Devido a deformação causada após a perda da resistência do CP (falha), não foi possível a desmontagem da maioria dos itens. Pode-se observar que a falha, em

sua maioria está localizada no componente protético, na região do cone em contato com o implante, e por consequência houve ruptura do parafuso (Figuras 37 a 40).

FIGURA 37 - PADRÃO DE FALHA PARA O GRUPO 1 - D3.3H5.5E0.

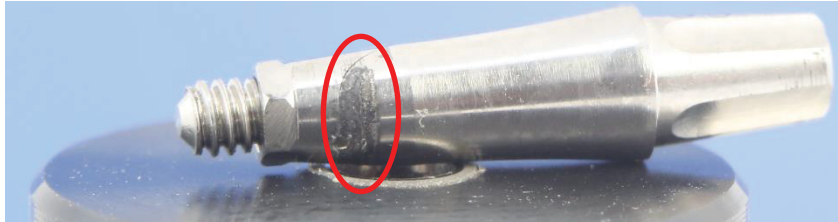


FIGURA 38 - PADRÃO DE FALHA PARA O GRUPO 2 - 4.5H5.5E0.



FIGURA 39 - PADRÃO DE FALHA PARA O GRUPO 3- D3.3H0.8E0.



FIGURA 40 - PADRÃO DE FALHA PARA O GRUPO 4- D4.5H0.8E0.



As curvas de carga x ciclos para os corpos de prova dos grupos 5 a 8 estão apresentadas nos Gráficos 25 a 28 respectivamente.

Analisando o Gráfico 25, observa-se que o Grupo D3.3H5.5E3 apresentou limite de resistência a fadiga de 170 N. Desconsiderando os corpos de prova que resistiram a 5 milhões de ciclos, o CP 7 foi o que resistiu a um maior número de ciclos antes da falha, cerca de 573 mil ciclos. Um corpo de prova resistiu a 5 milhões de ciclos a 178 N, entretanto o segundo corpo de prova fraturou.

Analisando o Gráfico 26, observa-se que o Grupo D4.5H5.5E3 apresentou limite de resistência a fadiga de 170 N. Desconsiderando os corpos de prova que resistiram a 5 milhões de ciclos, o CP 8 foi o que resistiu a um maior número de ciclos antes da falha, cerca de 134 mil ciclos. Dois corpos de prova resistiram 5 milhões de ciclos a 178 N, entretanto o terceiro corpo de prova fraturou. Pode-se observar que na carga de 220 e 180 N os 2 corpos testados para cada uma das respectivas cargas se sobrepõem no gráfico.

Analisando o Gráfico 27, observa-se que o Grupo D3.3H0.8E3 apresentou limite de resistência a fadiga de 170 N. Desconsiderando os corpos de prova que resistiram a 5 milhões de ciclos, o CP 7 foi o que resistiu a um maior número de ciclos antes da falha, cerca de 1 milhão e 581 mil ciclos. Dois corpos de prova resistiram 5 milhões de ciclos a 178 N, entretanto o terceiro corpo de prova fraturou.

GRÁFICO 25 - CARGA X NÚMERO DE CICLOS PARA O GRUPO 5 - D3.3H5.5E3.

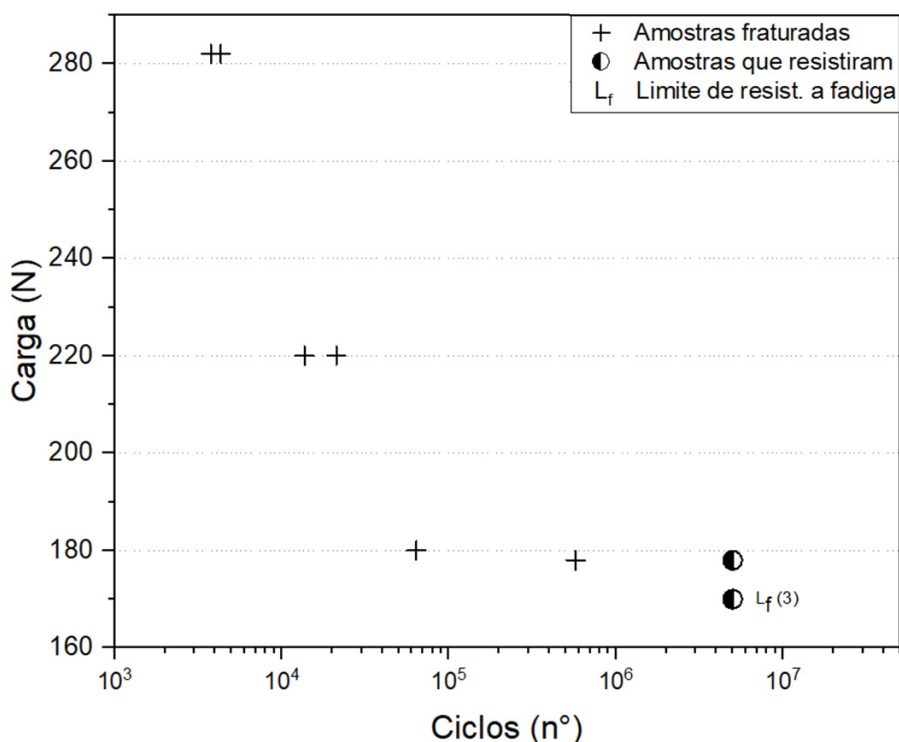


GRÁFICO 26 - CARGA X NÚMERO DE CICLOS PARA O GRUPO 6 - D4.5H5.5E3.

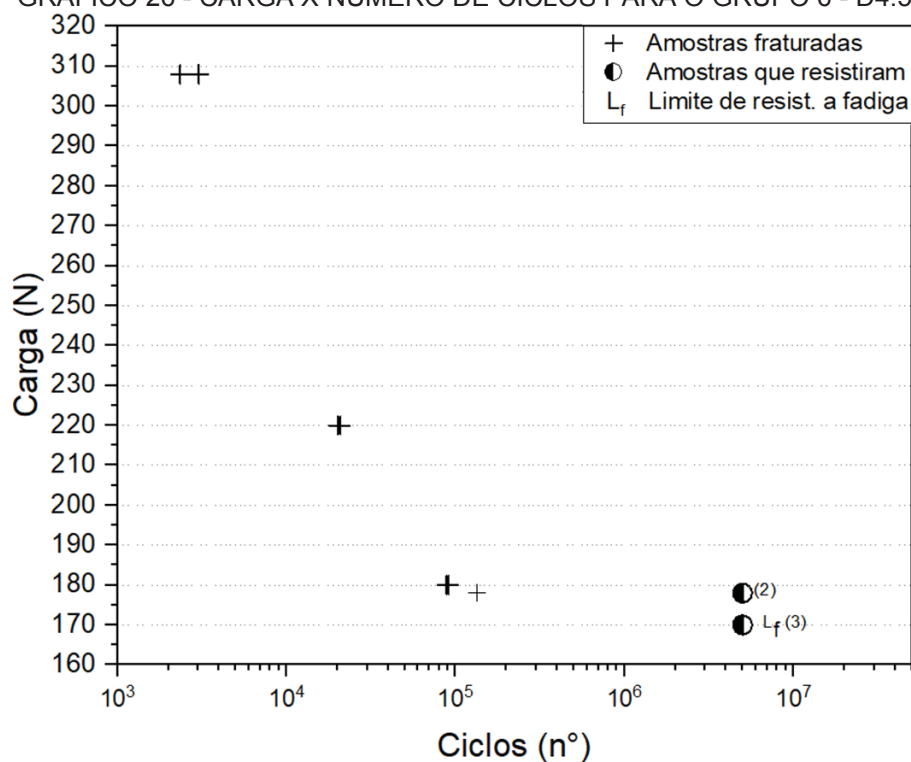
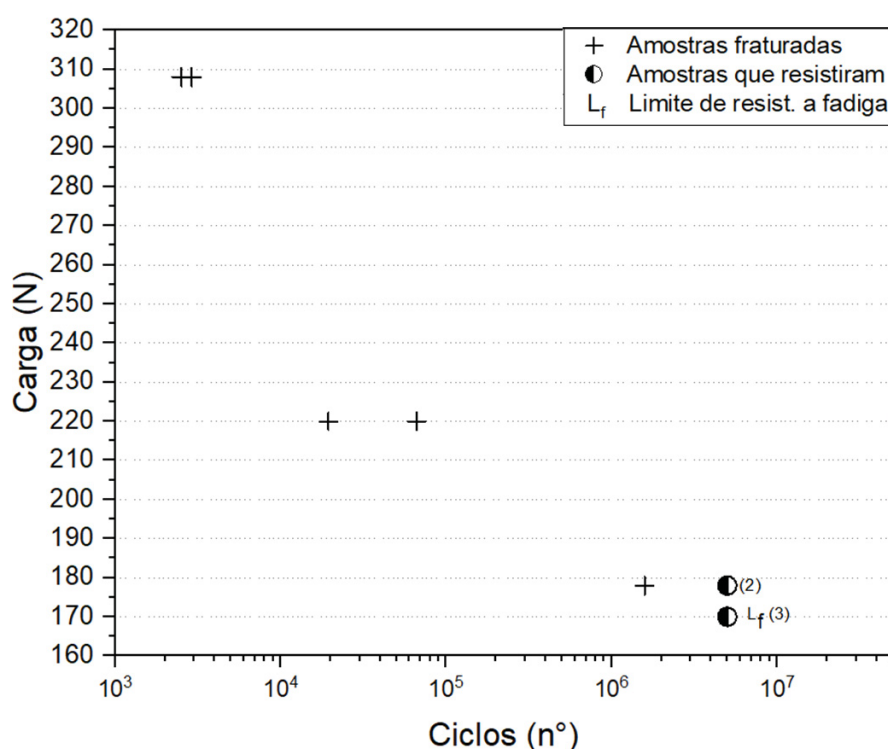


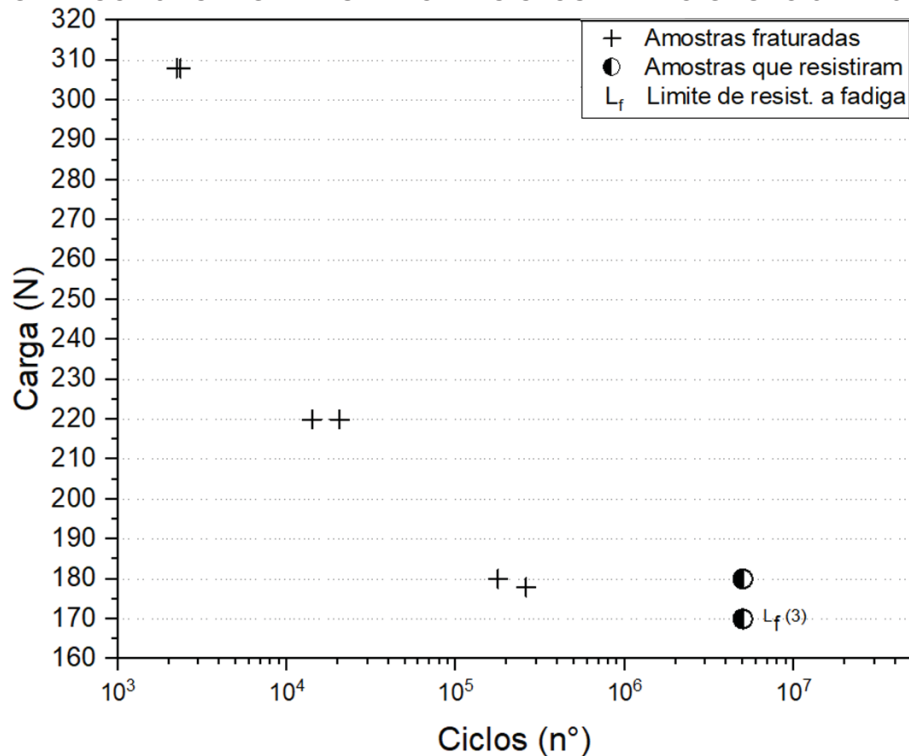
GRÁFICO 27 - CARGA X NÚMERO DE CICLOS PARA O GRUPO 7 - D3.3H0.8E3.



Analisando o Gráfico 28, observa-se que o Grupo D4.5H0.8E3 apresentou limite de resistência a fadiga de 170 N. Desconsiderando os corpos de prova que resistiram a 5 milhões de ciclos, o CP 7 foi o que resistiu a um maior número de ciclos antes da falha, cerca de 260 mil ciclos. Um corpo de prova resistiu a 5 milhões de

ciclos a 180 N, entretanto o segundo corpo de prova fraturou. Pode-se observar que na carga de 308 N os 2 corpos testados se sobrepõem no gráfico.

GRÁFICO 28 - CARGA X NÚMERO DE CICLOS PARA O GRUPO 8 - D4.5H0.8E3.



Analisando os Gráficos 25 a 28 pode-se observar que existem corpos de prova que suportam uma carga de 178 N, para todos os grupos, porém menos de três corpos de prova resistiram a 5×10^6 ciclos. Por esse motivo a carga foi reduzida para 170 N, na qual três amostras suportaram 5×10^6 ciclos. Considerou-se que a resistência à fadiga do grupo testado é apresentada entre 170 e 178N. Não foi possível medir exatamente o valor da resistência à fadiga devido à metodologia adotada (de acordo com a norma ISO 14801) e aos corpos de prova disponíveis.

Os corpos de provas após o ensaio estão apresentados nas Figuras 41 a 44 para os grupos 5 a 8, respectivamente, sendo o CP 1 aquele que foi submetido a uma maior carga, o CP 2 submetido a mesma carga com menor número de ciclos resistidos, o CP 3 com a maior carga abaixo dos CPs 1 e 2, e assim por diante.

FIGURA 41 - CORPOS DE PROVA APÓS ENSAIO DE FADIGA PARA O GRUPO 5 - D3.3H5.5E3.

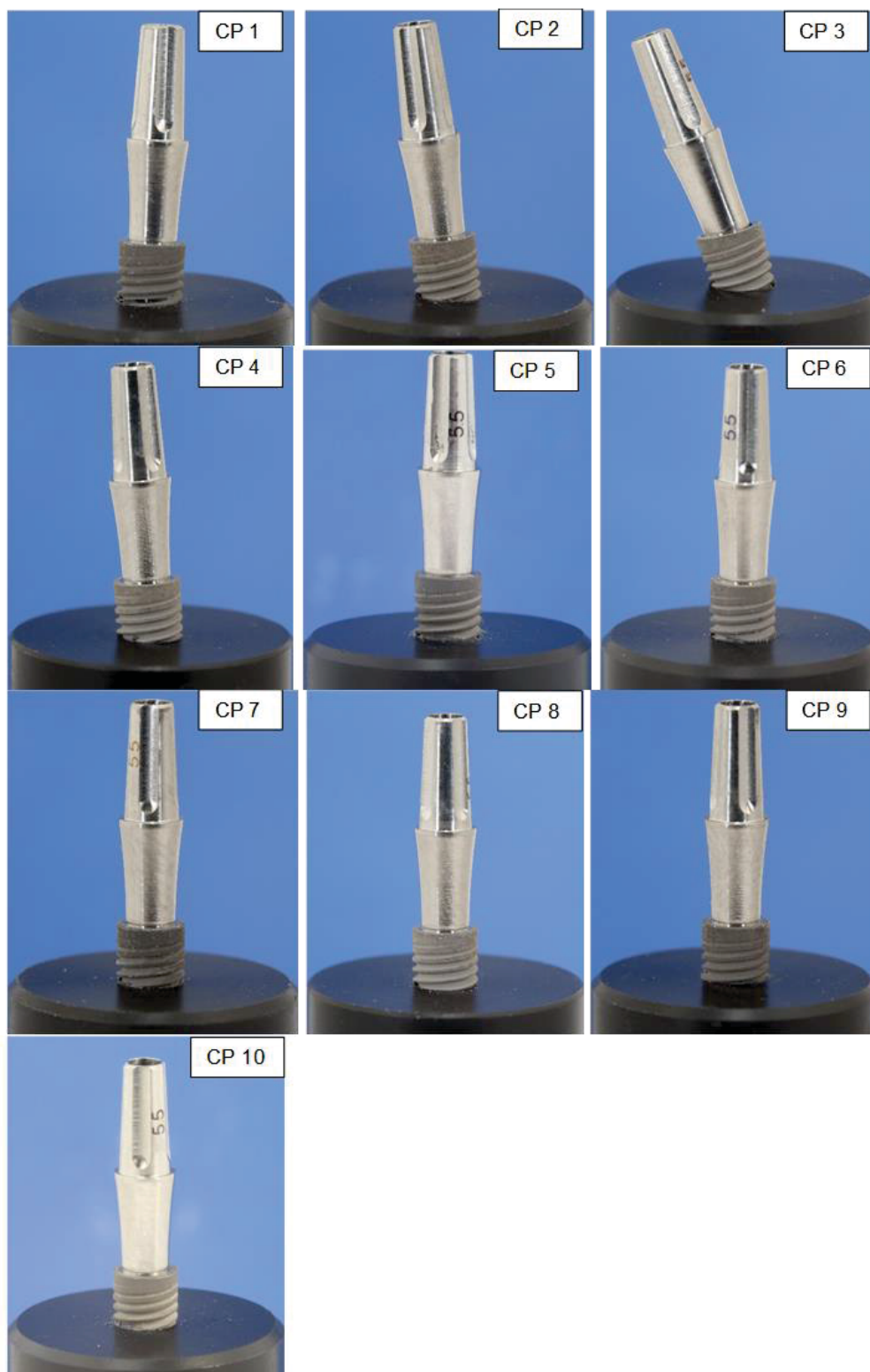


FIGURA 42 - CORPOS DE PROVA APÓS ENSAIO DE FADIGA PARA O GRUPO 6 - D4.5H5.5E3.

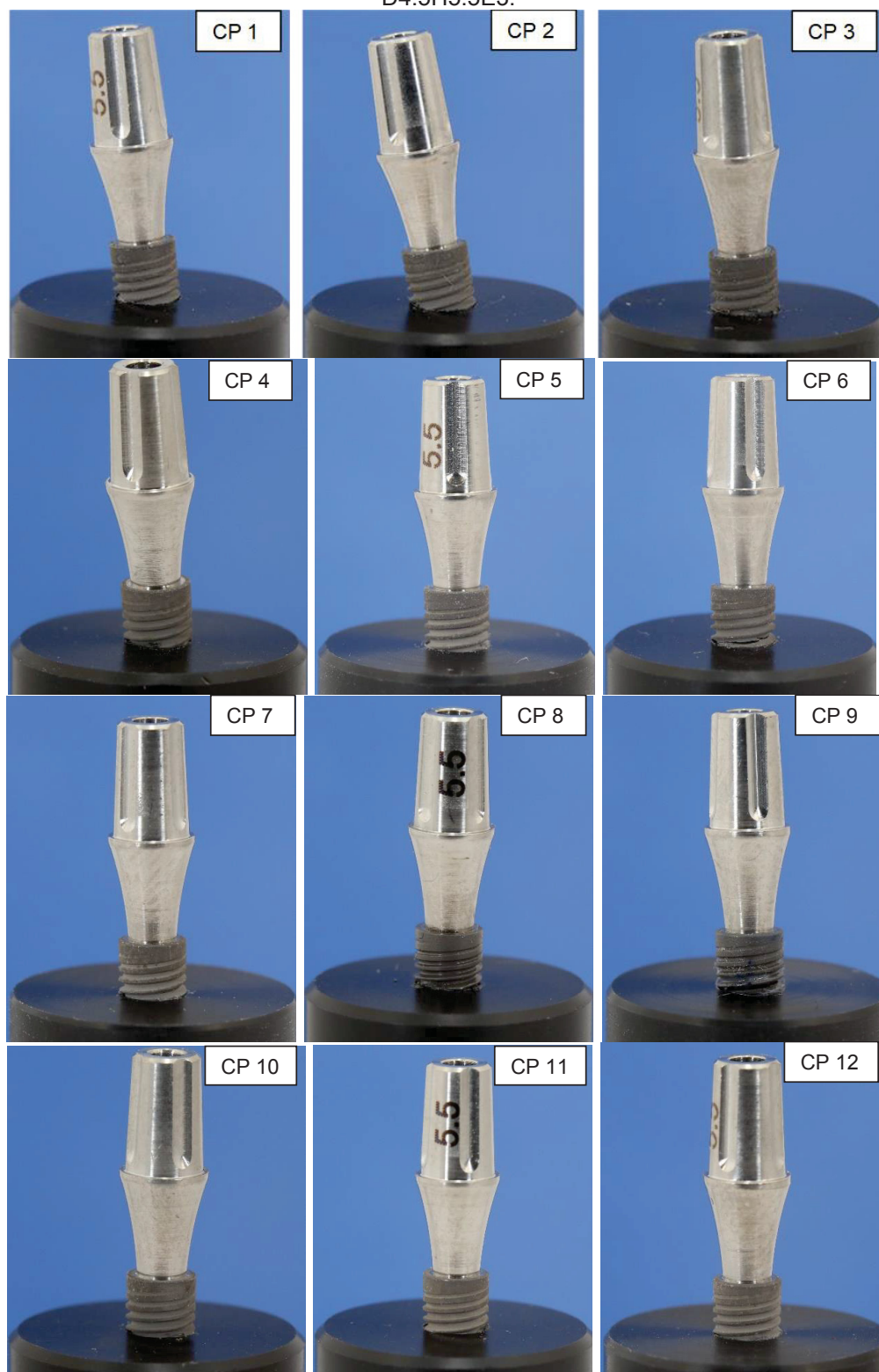
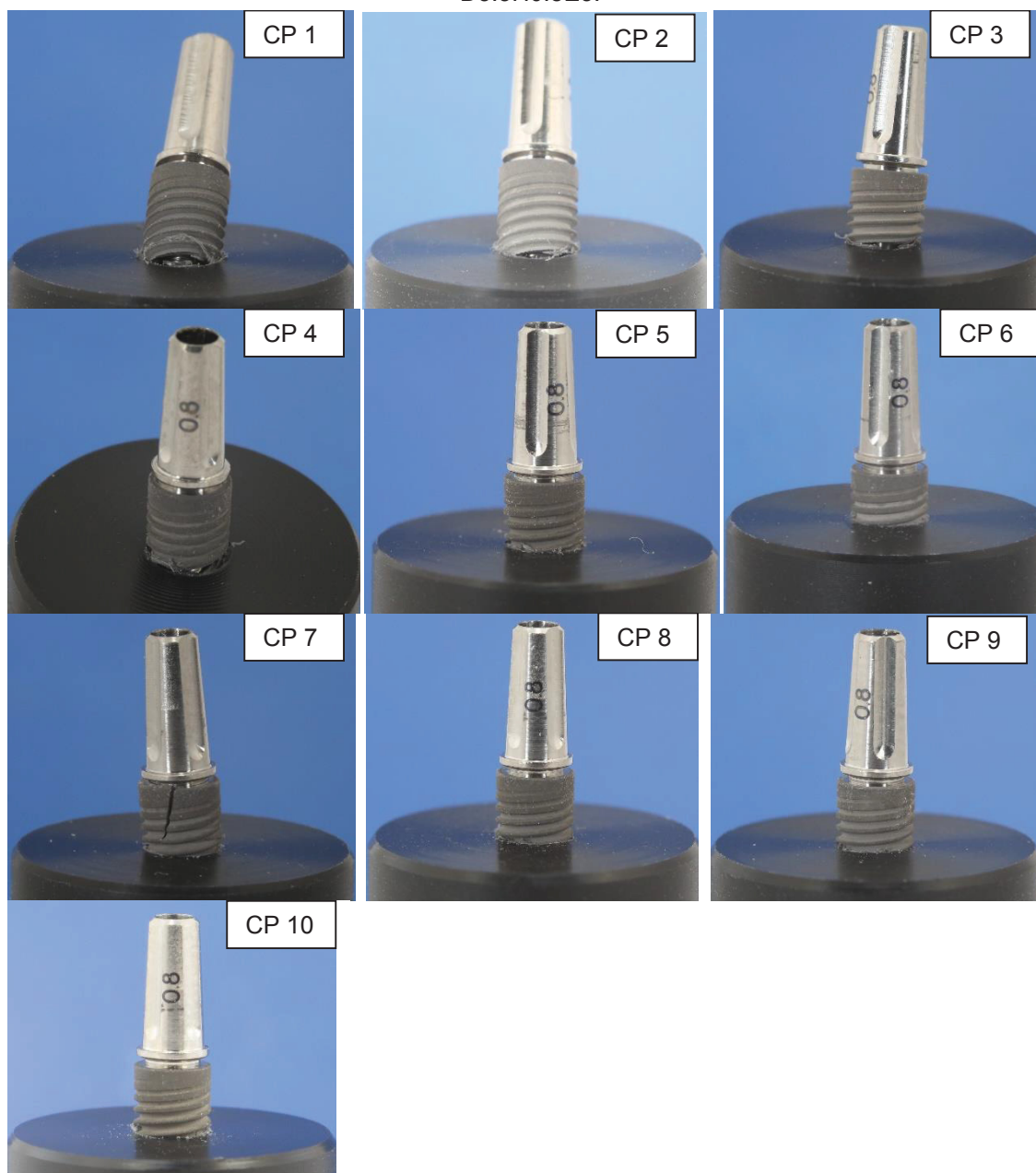
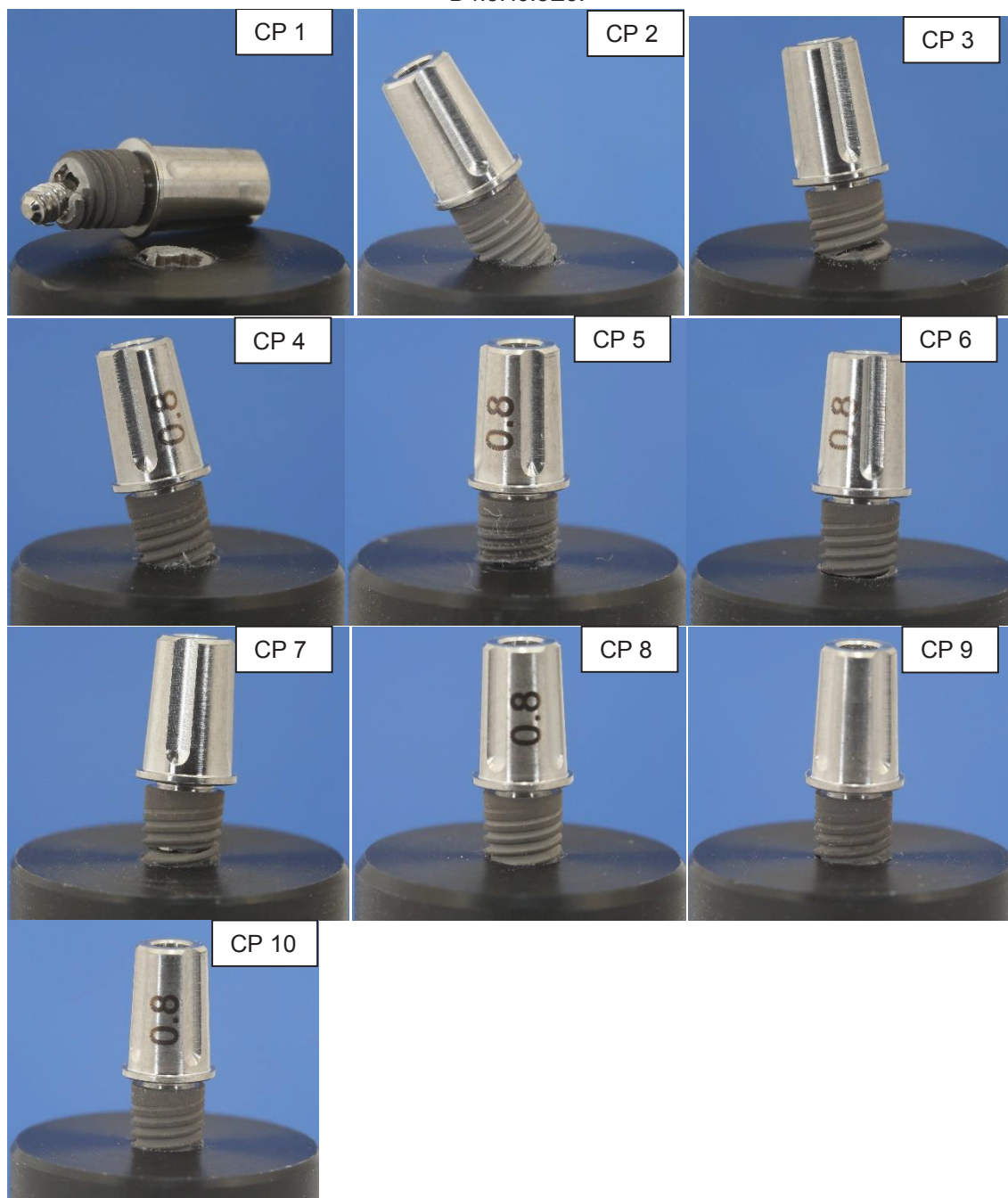


FIGURA 43 - CORPOS DE PROVA APÓS ENSAIO DE FADIGA PARA O GRUPO 7 - D3.3H0.8E3.



O Gráfico 29 apresenta o gráfico de carga x número de ciclos para os grupos 5 a 4 com as respectivas curvas de interpolação linear. Pode-se observar de maneira geral que o Grupo D3.3H0.8E3 apresentou os maiores valores para resistência a fadiga, entretanto as linhas se cruzam próximo a região de interesse do gráfico, em 5 milhões de ciclos, desta maneira o gráfico não é conclusivo, um número maior de medições é necessário para uma comparação efetiva.

FIGURA 44 - CORPOS DE PROVA APÓS ENSAIO DE FADIGA PARA O GRUPO 8 - D4.5H0.8E3.



Devido a deformação causada após a perda da resistência do CP (falha), não foi possível a desmontagem da maioria dos itens. Pode-se observar que a falha, em sua maioria está localizada no implante, na região da rosca próxima ao nível de instalação (Figuras 45 a 48), ou ainda na região superior do cone do implante, como ocorreu no CP 7 do Grupo D3.3H0.8E3 (Figura 44).

GRÁFICO 29 - CARGA X NÚMERO DE CICLOS PARA OS GRUPO 5 A 8.

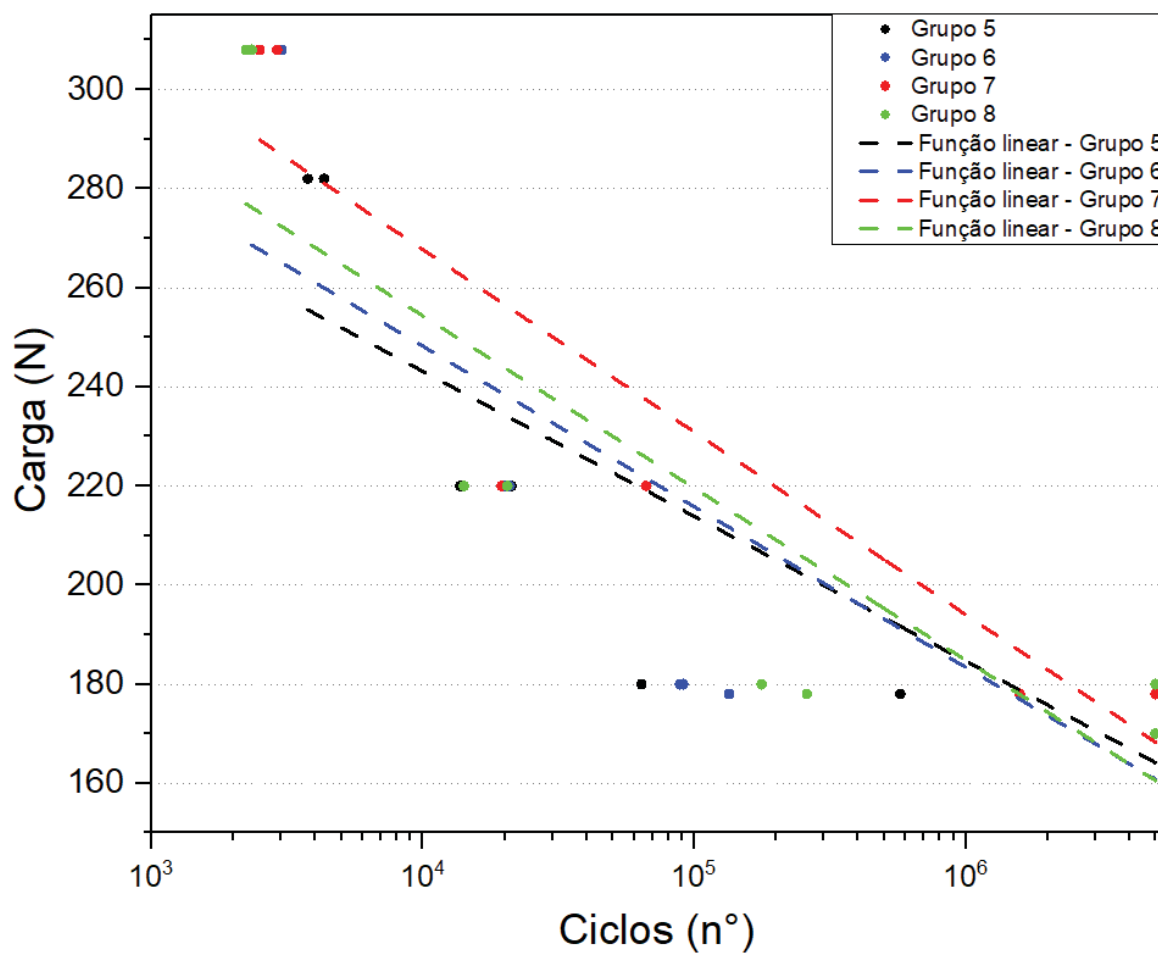


FIGURA 45 - PADRÃO DE FALHA PARA O GRUPO 5 - D3.3H5.5E3.



FIGURA 46 - PADRÃO DE FALHA PARA O GRUPO 6 - D4.5H5.5E3.

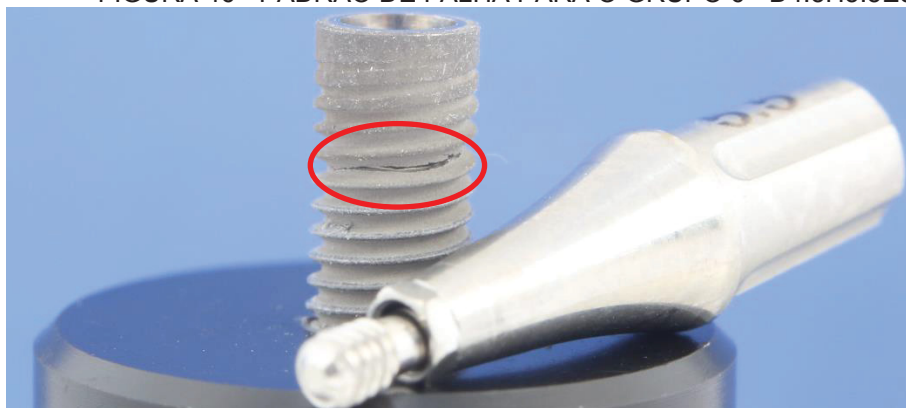


FIGURA 47 - PADRÃO DE FALHA PARA O GRUPO 7 - D3.3H0.8E3.

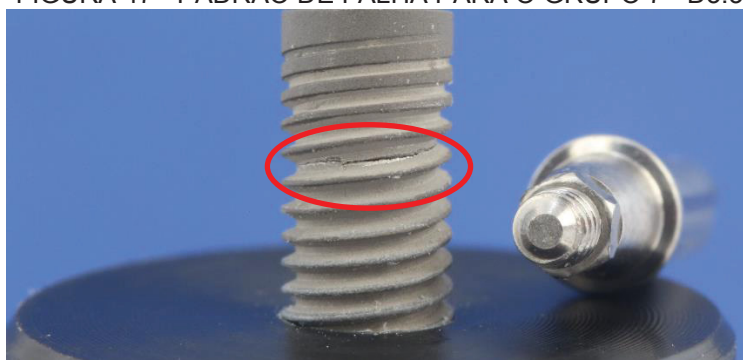


FIGURA 48 - PADRÃO DE FALHA PARA O GRUPO 8 - D4.5H0.8E3.



4.2 SIMULAÇÃO NUMÉRICA

Para a definição de tamanho de malha foram realizadas modelos com contatos do tipo *bonded* para facilitar a convergência, determinar as regiões de interesse e definir as regiões que necessitam maior refino de malha. Após a região de interesse definida, foram realizadas marcações nas superfícies de modo a gerar um refinamento em determinadas regiões e manter um padrão de malha constante nas demais regiões.

Para a convergência do modelo foi estipulado um tamanho de malha inicial de 0,15 mm nas regiões de interesse, sendo refinado em 0,025 mm a cada análise, considerando contato do tipo *bonded*, facilitando a convergência. Posteriormente foram analisadas as tensões em cada componente de interesse do sistema (componente protético, parafuso e implante).

Foi utilizado tamanho de malha de 0,2 mm para as demais regiões do implante, componente e parafuso. Para o corpo hemisférico foi utilizado tamanho de 0,3 mm para a região de aplicação de carga e região em contato com o componente protético, e de 0,6 mm para as demais regiões. Para a base em poliacetal foi utilizado tamanho de malha de 0,2 mm para a região de contato com o implante, e 1,2 mm para as demais regiões.

Para a aplicação da pré-carga, foi realizado um pequeno corte no parafuso de modo a conectar as porções superior e inferior com o elemento de barra, contendo as mesmas propriedades geométricas (seção média e material) da seção cortada do parafuso, através da utilização de elementos rígidos. A pré-carga foi então aplicada no elemento de barra.

A Figura 49 mostra os resultados em tensões nos implantes, aplicáveis aos grupos 1 a 4, para os tamanhos de malha de 0,150, 0,125, 0,100 e 0,075 mm nas regiões de interesse. É possível observar que, devido às regiões de canto vivo, foram observados pontos isolados de altas tensões, que aumentam com o refino da malha, ou seja, pontos de singularidades.

Os pontos isolados de altas tensões foram removidos para a representação das tensões de modo que as tensões observadas apresentem um resultado constante, ou seja, elementos adjacentes apresentando valores de tensões próximos, evitando que os valores apresentados fossem provenientes de pontos de tensões isoladas, conforme apresentado na Figura 50.

Os grupos 1 a 4 possuem aproximadamente 500 mil elementos, enquanto que os grupos 5 a 8 possuem aproximadamente 700 mil elementos. Os resultados de tensão são apresentados considerando o critério de Máximas Tensões Principais.

FIGURA 49 - TENSÕES MÁXIMAS PRINCIPAIS NO IMPLANTE PARA O REFINO DE MALHA DE: (a) 0,150 mm, (b) 0,125 mm, (c) 0,100 mm E (d) 0,075 mm.

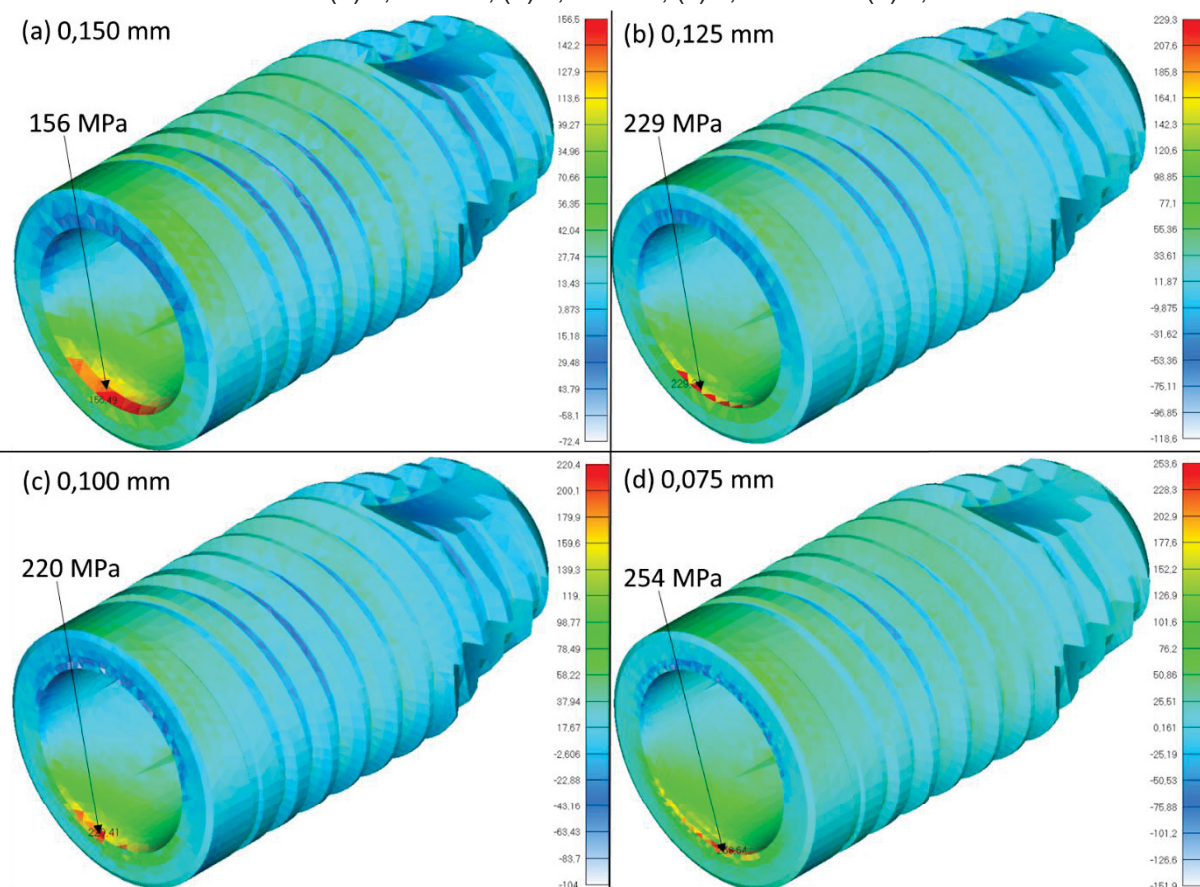
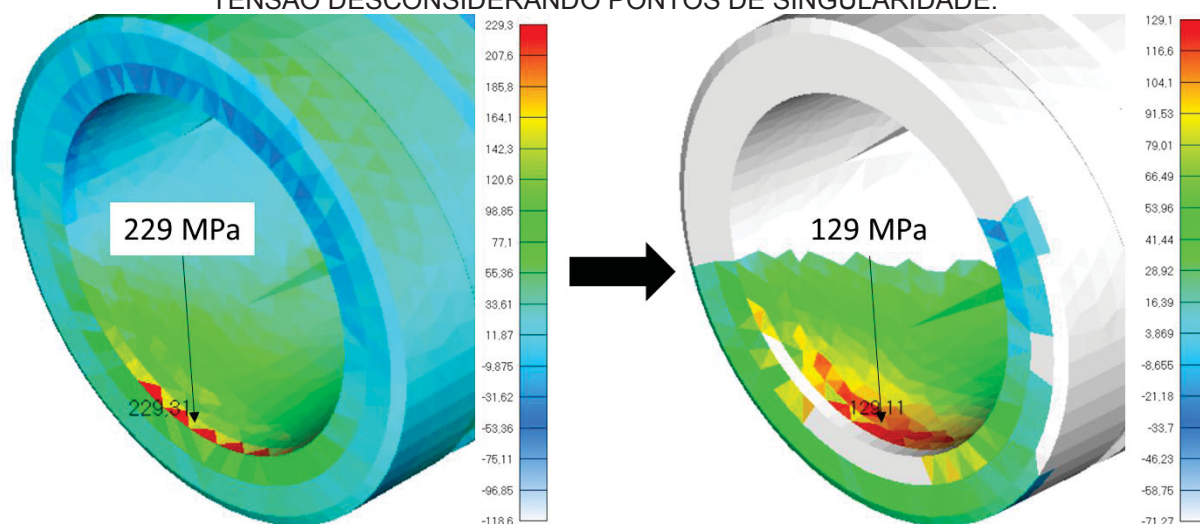


FIGURA 50 – PONTOS DE SINGULARIDADE PRESENTES NO IMPLANTE E VALORES DE TENSÃO DESCONSIDERANDO PONTOS DE SINGULARIDADE.



A Figura 51 apresenta as tensões no implante na região de interesse para os tamanhos de malha de 0,150, 0,125, 0,100 e 0,075 mm.

A Figura 52 apresenta as tensões no componente na região de interesse para os tamanhos de malha de 0,150, 0,125, 0,100 e 0,075 mm e a Figura 53 apresenta as tensões no parafuso.

FIGURA 51 - TENSÕES NO IMPLANTE NAS REGIÕES DE INTERESSE PARA O REFINO DE MALHA DE: (a) 0,150 mm, (b) 0,125 mm, (c) 0,100 mm E (d) 0,075 mm.

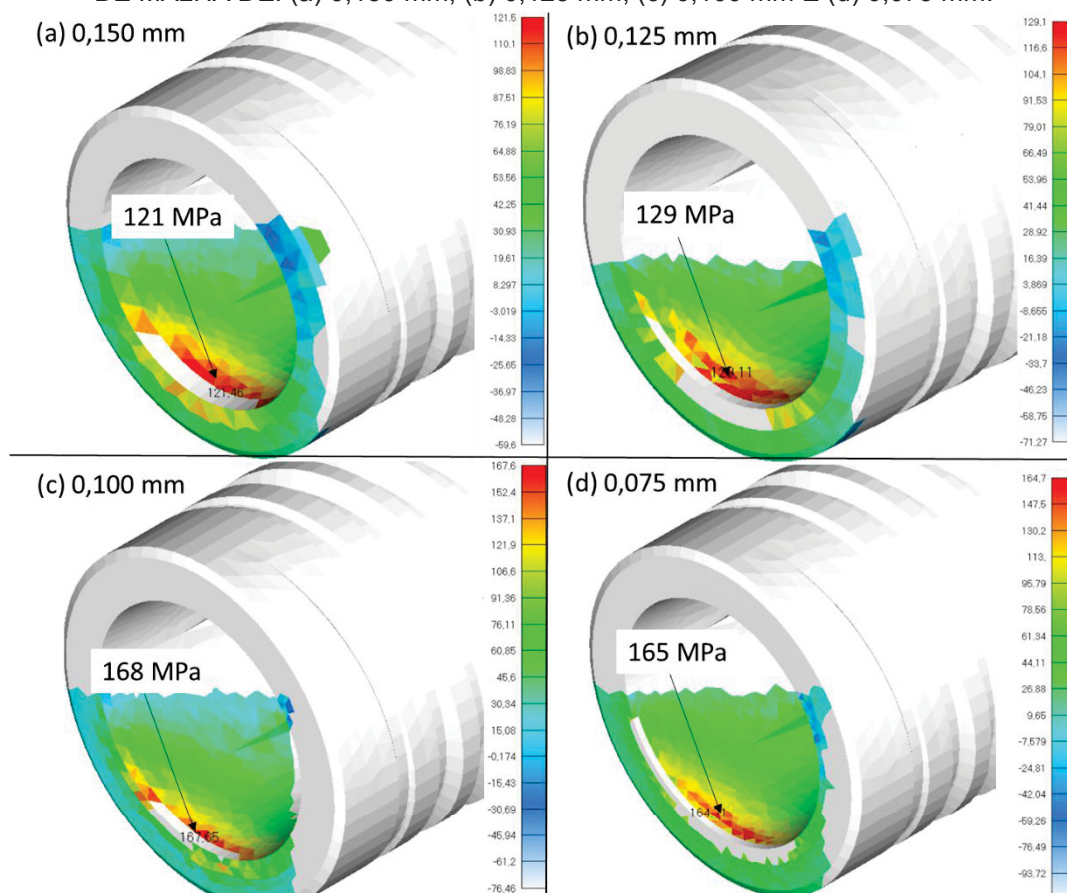


FIGURA 52 - TENSÕES NO COMPONENTE NAS REGIÕES DE INTERESSE PARA O REFINO DE MALHA DE: (a) 0,150 mm, (b) 0,125 mm, (c) 0,100 mm E (d) 0,075 mm.

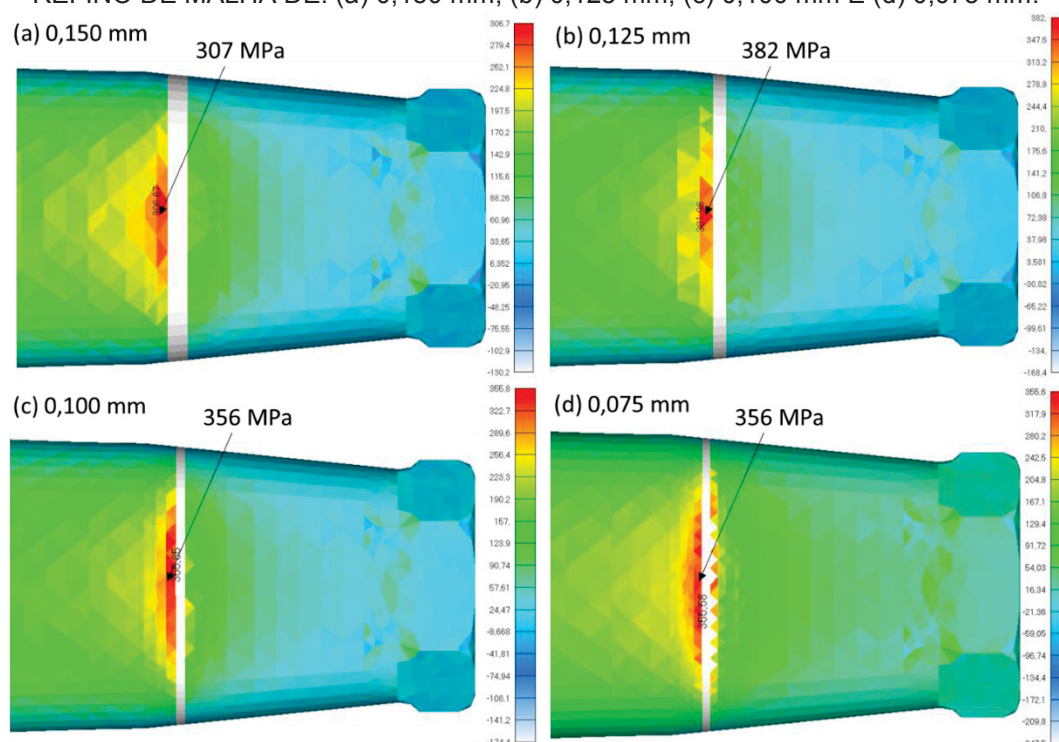
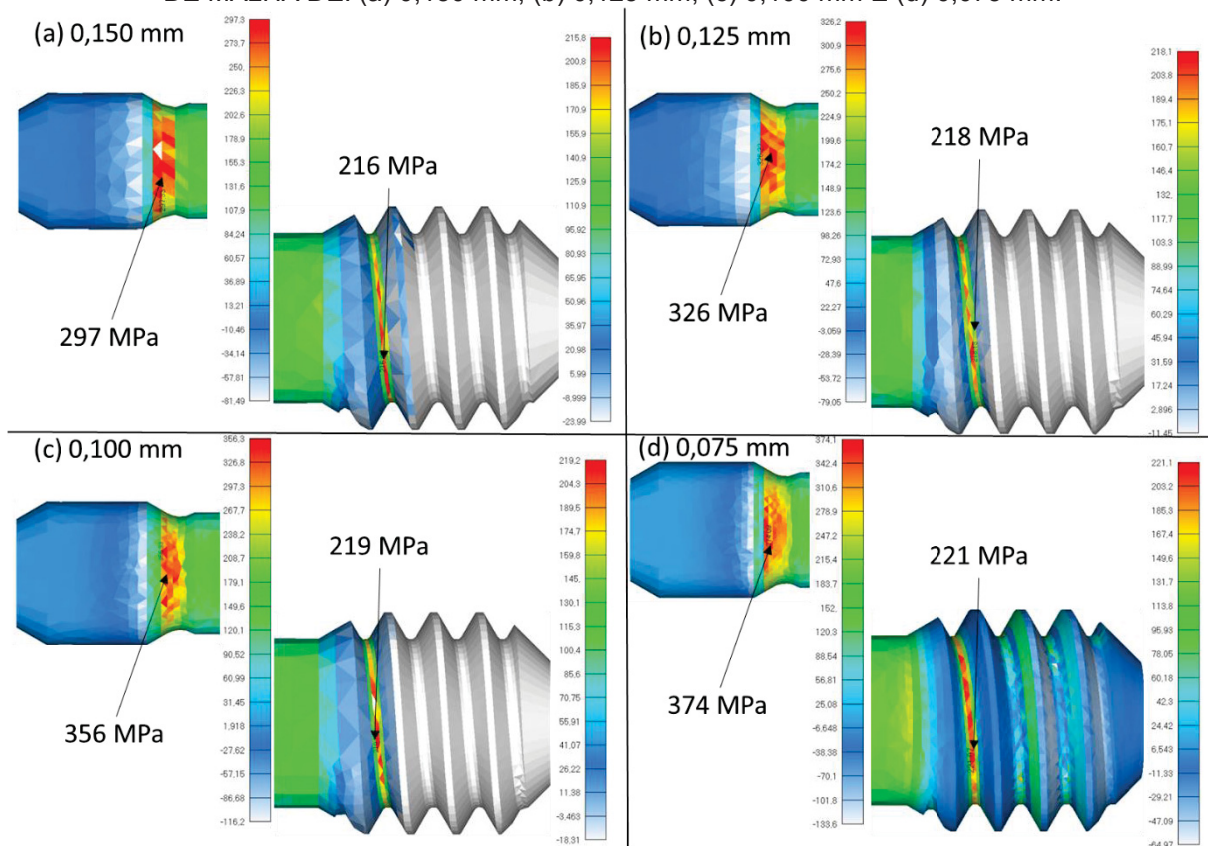


FIGURA 53 - TENSÕES NO PARAFUSO NAS REGIÕES DE INTERESSE PARA O REFINO DE MALHA DE: (a) 0,150 mm, (b) 0,125 mm, (c) 0,100 mm E (d) 0,075 mm.



Como critério se estabeleceu que o tamanho de malha é aceitável, quando a variação na tensão for menor do que 5% entre refinamentos subsequentes, esse critério foi atingido entre os tamanhos de malha de 0,100 e 0,075 mm, desta forma foi estipulado o tamanho de malha de 0,075 mm nas regiões de interesse. A Figura 54 apresenta as regiões de interesse (linhas contínuas para as regiões visíveis e linha pontilhada para regiões internas não visíveis), as Figuras 55, 56 e 57 mostram de maneira mais detalhada o refino da malha.

FIGURA 54 - MALHA E REGIÕES DE REFINO.

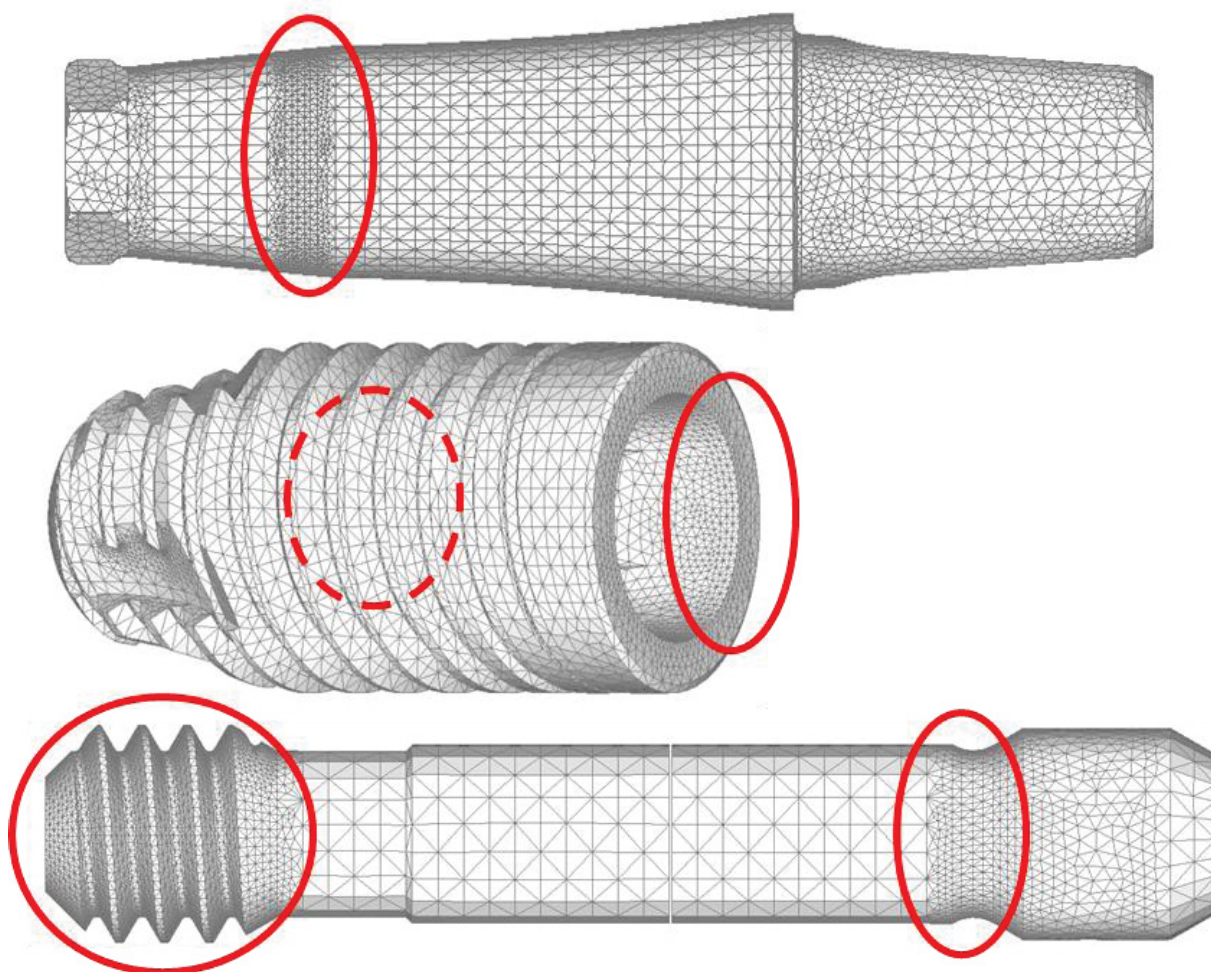


FIGURA 55 - DETALHE DE REFINO NA REGIÃO DO COMPONENTE PROTÉTICO.

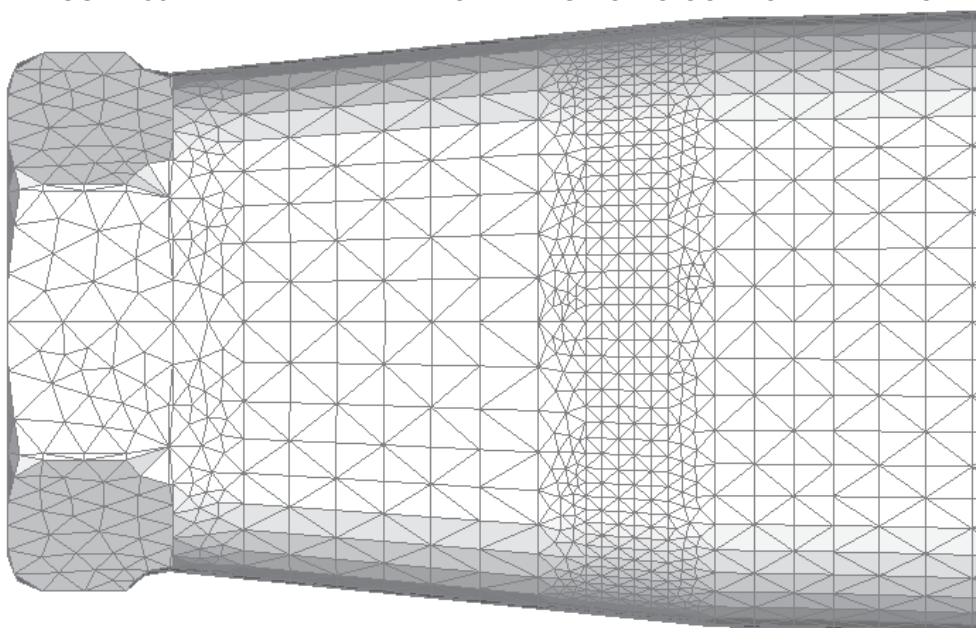


FIGURA 56 - DETALHE DE REFINO NA REGIÃO DO PARAFUSO.

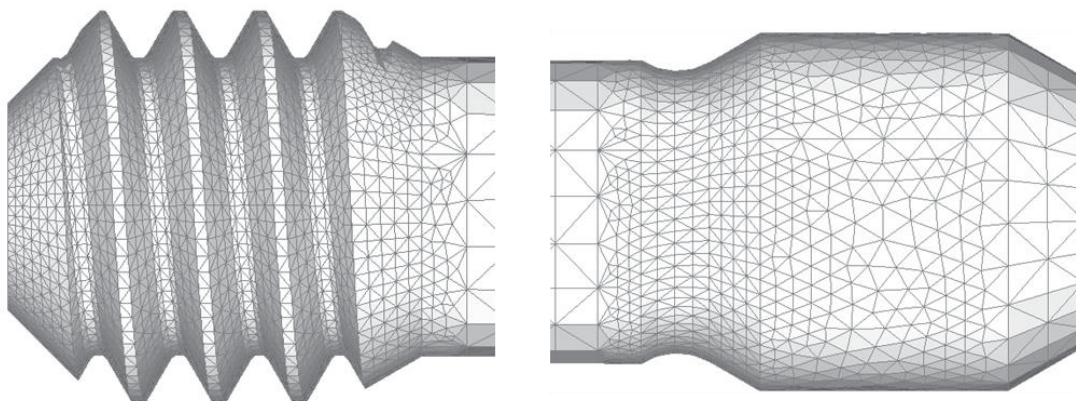
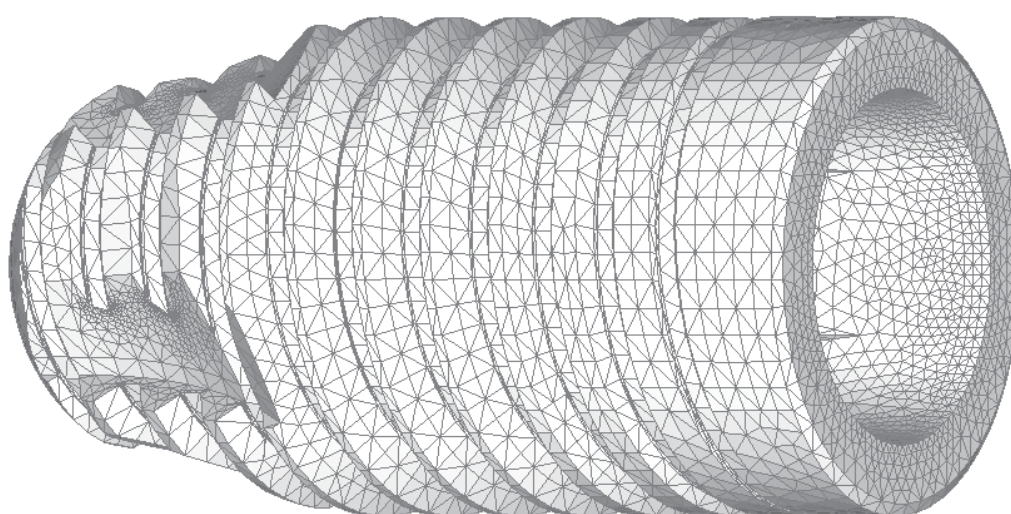


FIGURA 57 - DETALHE DE REFINO NA REGIÃO DO IMPLANTE.



Para os grupos 1 a 4, foram considerados contatos do tipo *frictional* para os pares implante-componente, implante-parafuso e componente-parafuso, sendo considerados coeficiente de atrito de 0,37 entre os pares, os resultados foram analisados desconsiderando os pontos de tensões isolados.

A Figura 58 apresenta as tensões no implante para os grupos 1 a 4. A concentração de tensão se encontra na região do cone do implante, entretanto a tensão aparenta ser proveniente dos contatos entre implante e componente. O implante, ancorado pelo poliacetal, não é um ponto a ser considerado crítico.

A Figura 59 apresenta as tensões no componente para os grupos 1 a 4. A concentração de tensão se encontra na região de contato com o cone do implante, desta forma foi considerada para a comparação a região próxima da plataforma superior do implante, visto que a região externa ao implante é a região que apresentaria o maior braço de alavanca, não sendo sustentada por nenhuma outra parte do sistema, e apresenta uma menor influência de elementos com tensões isoladas, proveniente dos contatos. Os resultados estão de acordo com pesquisas na

literatura, onde as maiores tensões estão localizadas no componente protético próximo a região de contato com a porção superior do implante (KAYABAŞI et al., 2006; PESSOA et al., 2010).

FIGURA 58 - TENSÕES NO IMPLANTE PARA OS GRUPOS 1 A 4: (a) 1- D3.3H5.5E0, (b) 2 -D4.5H5.5E0, (c) 3- D3.3H0.8E0 E (d) 4- D4.5H0.8E0

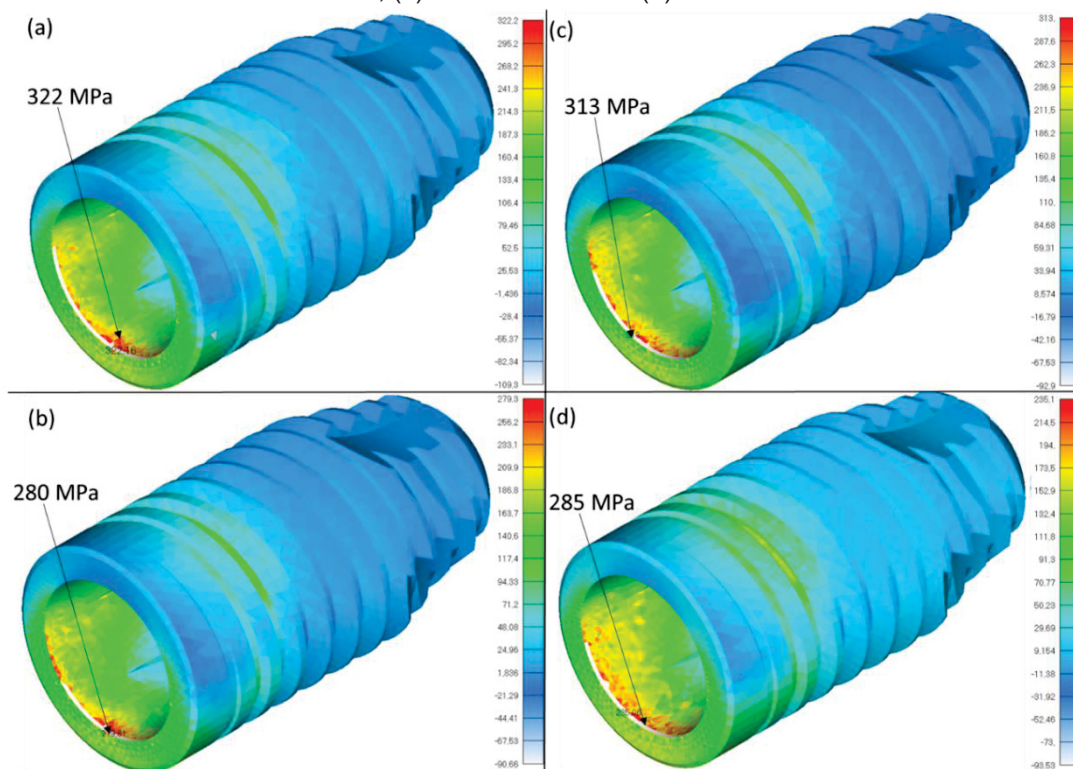
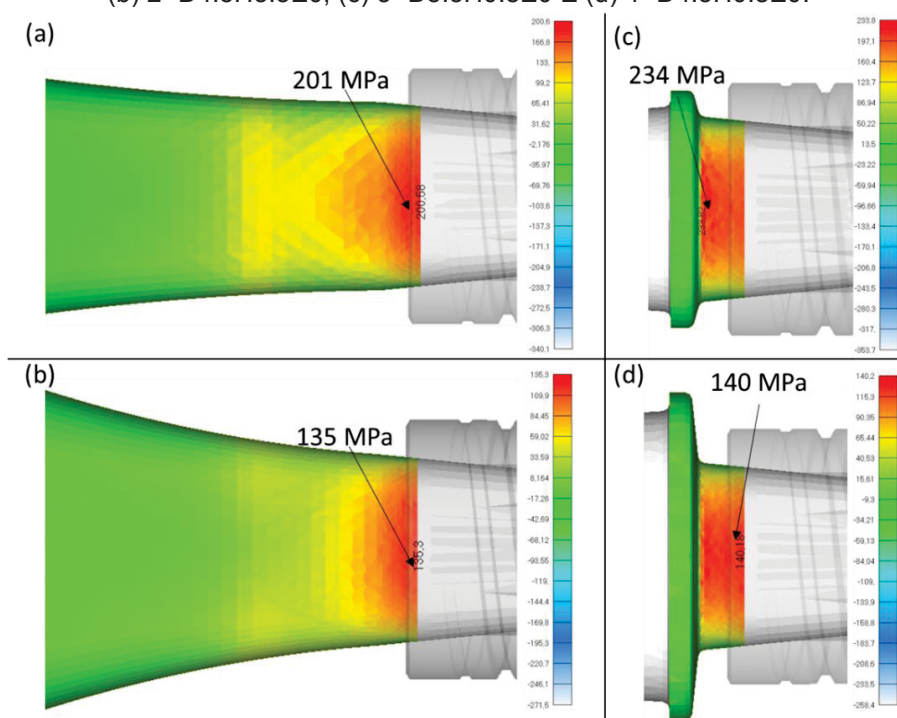
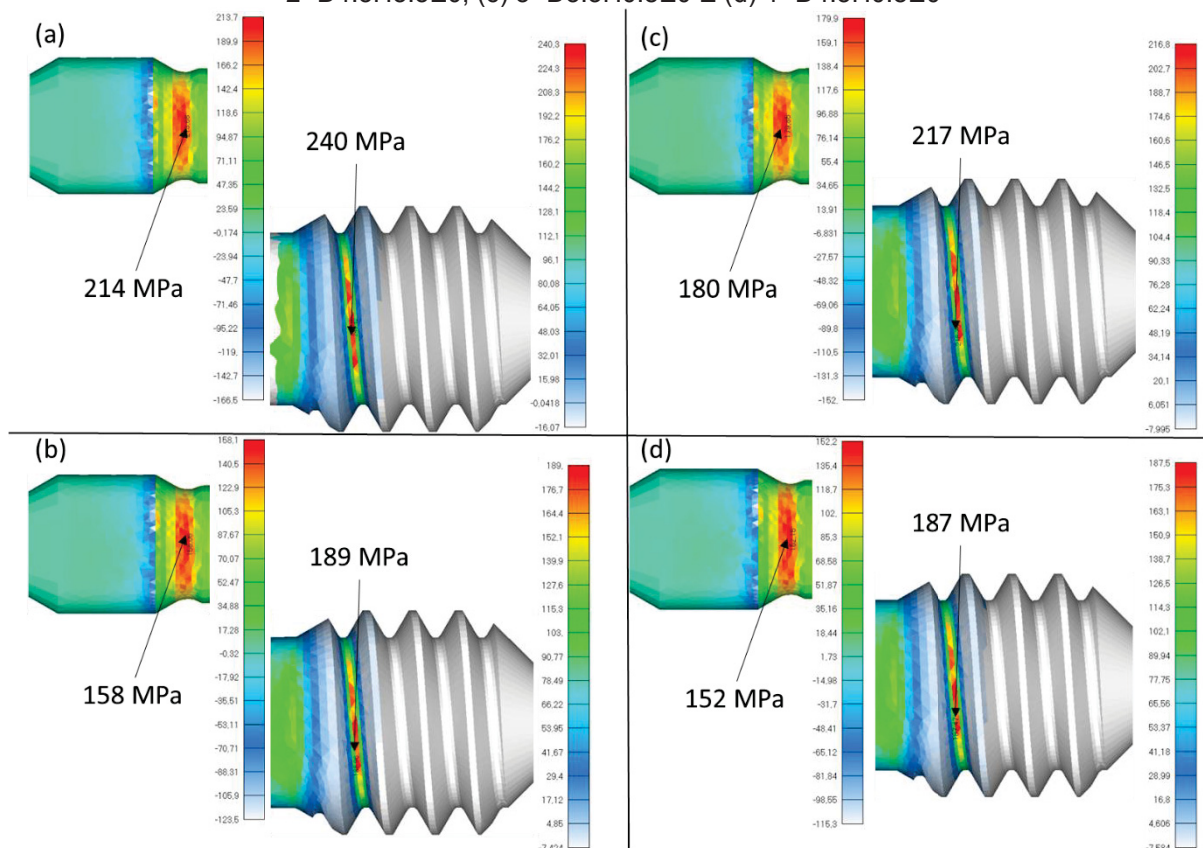


FIGURA 59 - TENSÕES NO COMPONENTE PARA OS GRUPOS 1 A 4: (a) 1- D3.3H5.5E0, (b) 2 -D4.5H5.5E0, (c) 3- D3.3H0.8E0 E (d) 4- D4.5H0.8E0.



A Figura 60 apresenta as tensões no parafuso para os grupos 1 a 4. A concentração de tensão se encontra na rosca do parafuso.

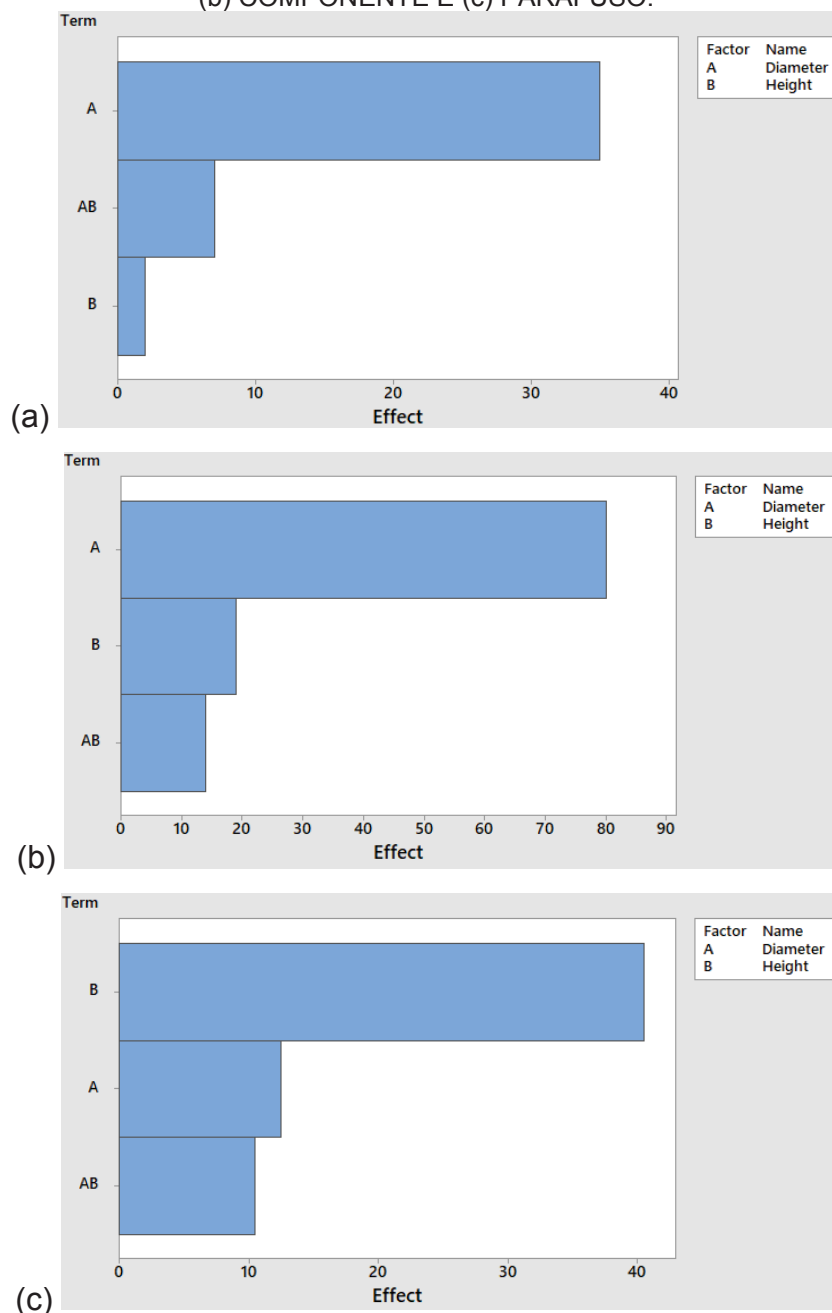
FIGURA 60 - TENSÕES NO PARAFUSO PARA OS GRUPOS 1 A 4: (a) 1- D3.3H5.5E0, (b) 2- D4.5H5.5E0, (c) 3- D3.3H0.8E0 E (d) 4- D4.5H0.8E0



O Gráfico 30 apresenta os fatores de efeitos principais e de interação entre os grupos 1 a 4. Pode-se observar que o fator Diâmetro possui influência bastante significativa para o Implante e o Componente, e para o parafuso a Altura possui uma maior influência.

A partir do Gráfico 31 pode-se observar que o aumento do Diâmetro, de maneira isolada, gera uma influência negativa na tensão, ou seja, positiva na resistência, para o Implante e Componente de maneira muito significativa (inclinação da curva elevada) e para o Parafuso de maneira menos significativa. Por outro lado, o aumento da Altura gera uma influência negativa na resistência, bastante significativa para o parafuso e pouco significativa para o implante, para o componente a influência é positiva, também de maneira pouco significativa.

GRÁFICO 30 - FATORES DE EFEITOS ENTRE OS GRUPOS 1 A 4 PARA: (a) IMPLANTE, (b) COMPONENTE E (c) PARAFUSO.



A partir do Gráfico 32 pode-se observar que a interação entre os fatores é pouco significativa quando comparada com os efeitos principais, visto que as possuem inclinações próximas. Pode-se observar que para os implantes, um aumento de altura para os componentes de maior diâmetro praticamente não se alterou a tensão, já para o componente de menor diâmetro, o aumento na Altura gerou um pequeno aumento na tensão e, consequentemente uma diminuição na resistência. Analisando o componente também não houve variação significativa nos componentes de maior diâmetro quando foi variada a Altura, entretanto, para o componente de menor Diâmetro, o aumento da Altura gerou um aumento na resistência. Para o parafuso,

não houve variações significativas nos componentes de menores Alturas com a variação do Diâmetro, porém, nos componentes de maior Altura, um aumento no diâmetro gera um aumento na resistência.

GRÁFICO 31 - ANÁLISE FATORIAL PARA OS EFEITOS PRINCIPAIS ENTRE OS GRUPOS 1 A 4 PARA: (a) IMPLANTE, (b) COMPONENTE E (c) PARAFUSO.

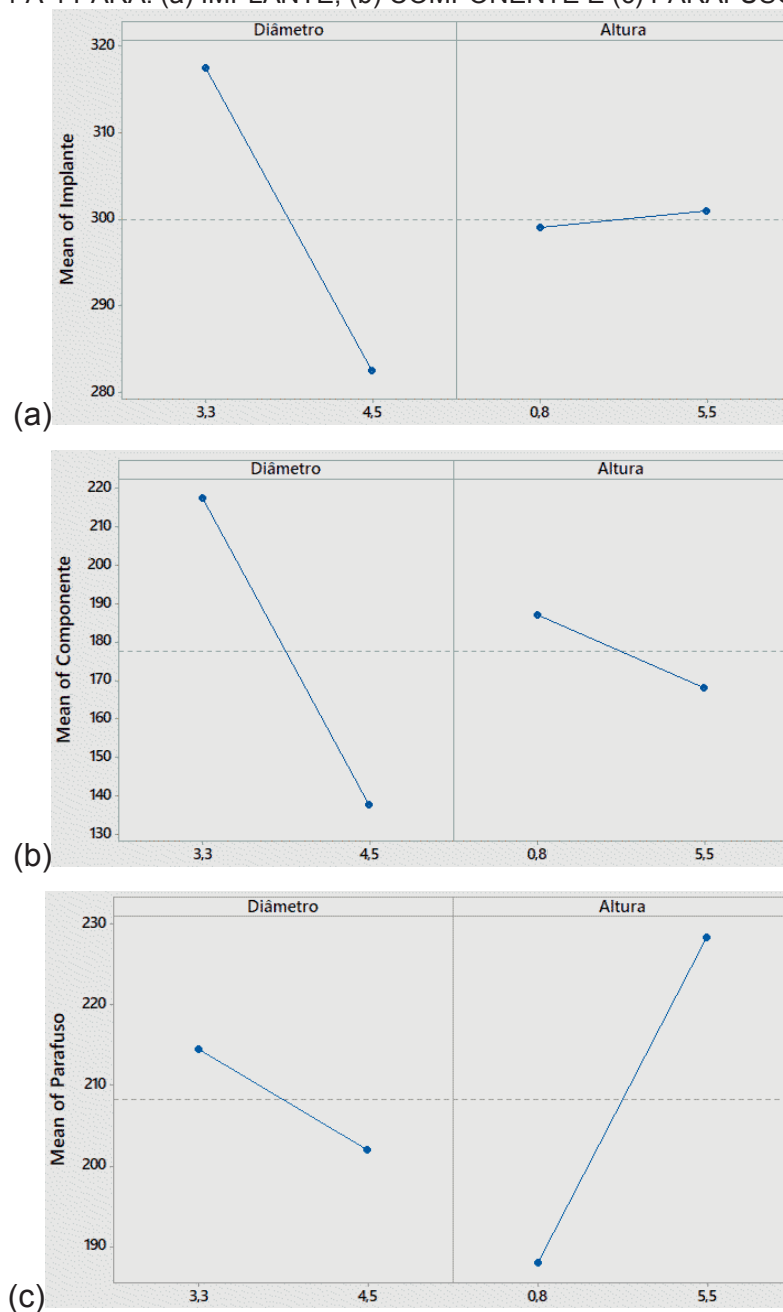
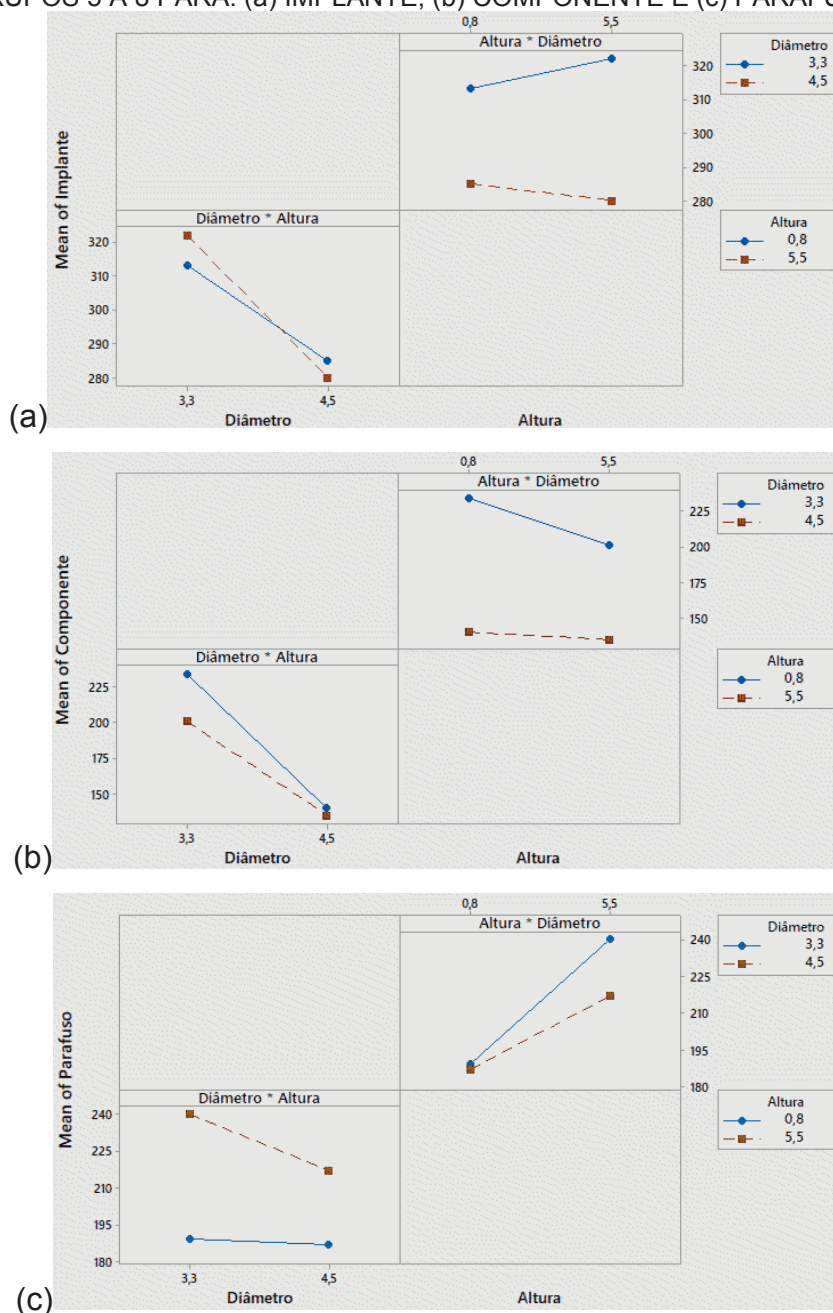


GRÁFICO 32 - ANÁLISE FATORIAL PARA OS EFEITOS DE INTERAÇÃO ENTRE OS GRUPOS 5 A 8 PARA: (a) IMPLANTE, (b) COMPONENTE E (c) PARAFUSO.



Para os grupos 5 a 8 foram utilizados os mesmos padrões de tamanho de malha avaliados nos grupos 1 a 4 com exceção da região da rosca externa do implante próxima ao nível do poliacetal (Figura 61), devido a concentrações de tensões nessa região, e mesmos padrões para os contatos. Para a região da rosca do implante foi realizado o teste de convergência da mesma forma ao aplicado para os grupos 1 a 4, onde foi estipulado um tamanho de malha inicial de 0,15 mm, sendo refinado em 0,025 mm a cada análise até que a variação na tensão máxima fosse menor do que 5% entre refinamentos subsequentes.

A Figura 62 mostra os resultados em tensões nos implantes, aplicáveis aos grupos 5 a 8, para os tamanhos de malha de 0,150, 0,125, 0,100 e 0,075 mm na região da rosca externa do implante, apresentando tensões de 316, 349, 381 e 376 MPa, respectivamente. O critério de refino de malha foi atingido entre os tamanhos de malha de 0,100 e 0,075 mm, desta forma foi estipulado o tamanho de malha de 0,075 mm para a região da rosca do implante (Figura 61).

FIGURA 61 - MALHA E REGIÕES DE REFINO PARA O IMPLANTE NOS GRUPOS 5 A 8.

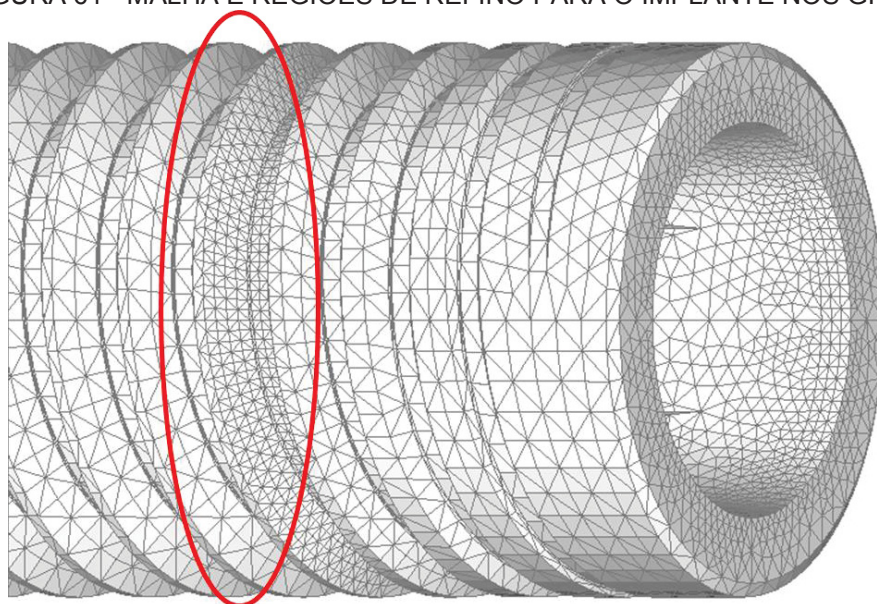
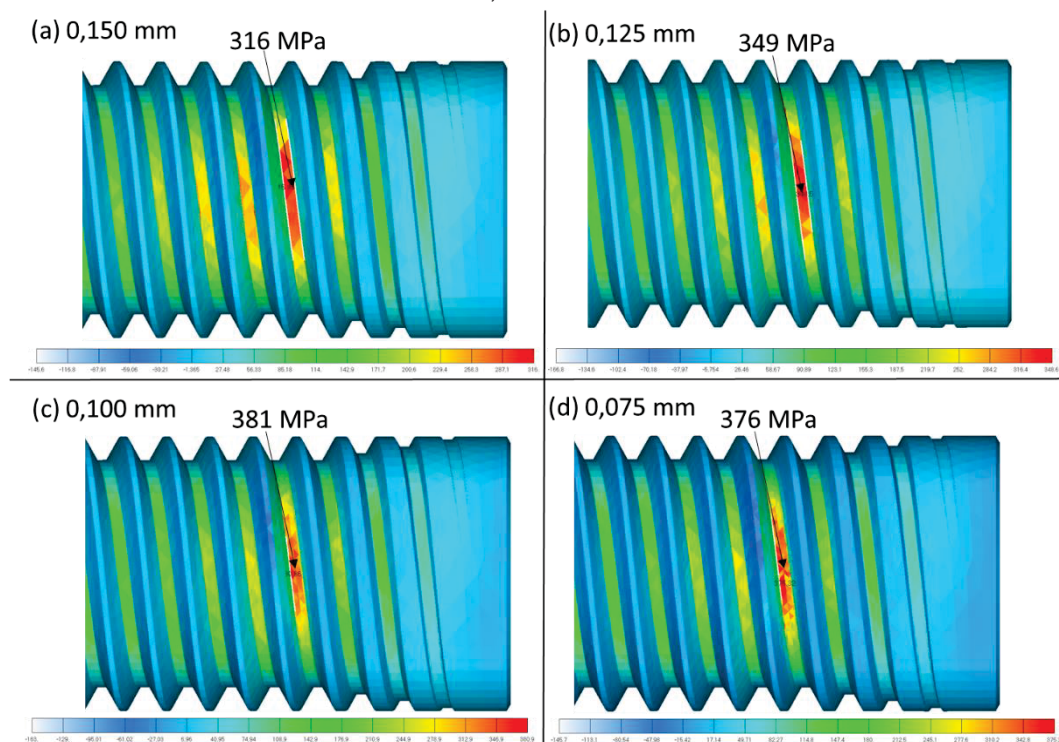


FIGURA 62 - TENSÕES NO IMPLANTE DOS GRUPOS 5 A 8 NAS REGIÕES DE INTERESSE PARA O REFINO DE MALHA DE: (a) 0,150 mm, (b) 0,125 mm, (c) 0,100 mm E (d) 0,075 mm.



A partir da definição do tamanho de malha as análises, foram considerados os coeficientes de atrito e contatos do tipo *frictional*, nas mesmas regiões aplicadas aos grupos 1 a 4, ou seja, para os pares implante-componente, implante-parafuso e componente-parafuso, com coeficiente de atrito de 0,37, conforme Tabela 5.

A Figura 63 apresenta as tensões no implante para os grupos 5 a 8. A concentração de tensão se encontra na região da rosca externa do implante, próximo a região de fixação do implante na base em poliacetal, região onde considerou-se contato do tipo *bonded*.

A Figura 64 apresenta as tensões no componente para os grupos 5 a 8. A concentração de tensão se encontra na região de contato com o cone do implante, entretanto também foi considerada para a comparação a região de refino de malha mais próxima da plataforma superior do implante, da mesma forma que os grupos 1 a 4.

A Figura 65 apresenta as tensões no parafuso para os grupos 5 a 8. A concentração de tensão se encontra na rosca do parafuso.

FIGURA 63 - TENSÕES NO IMPLANTE PARA OS GRUPOS 5 A 8: (e) 5- D3.3H5.5E3, (f) 6- D4.5H5.5E3, (g) 7- D3.3H0.8E3 E (h) 8- D4.5H0.8E3.

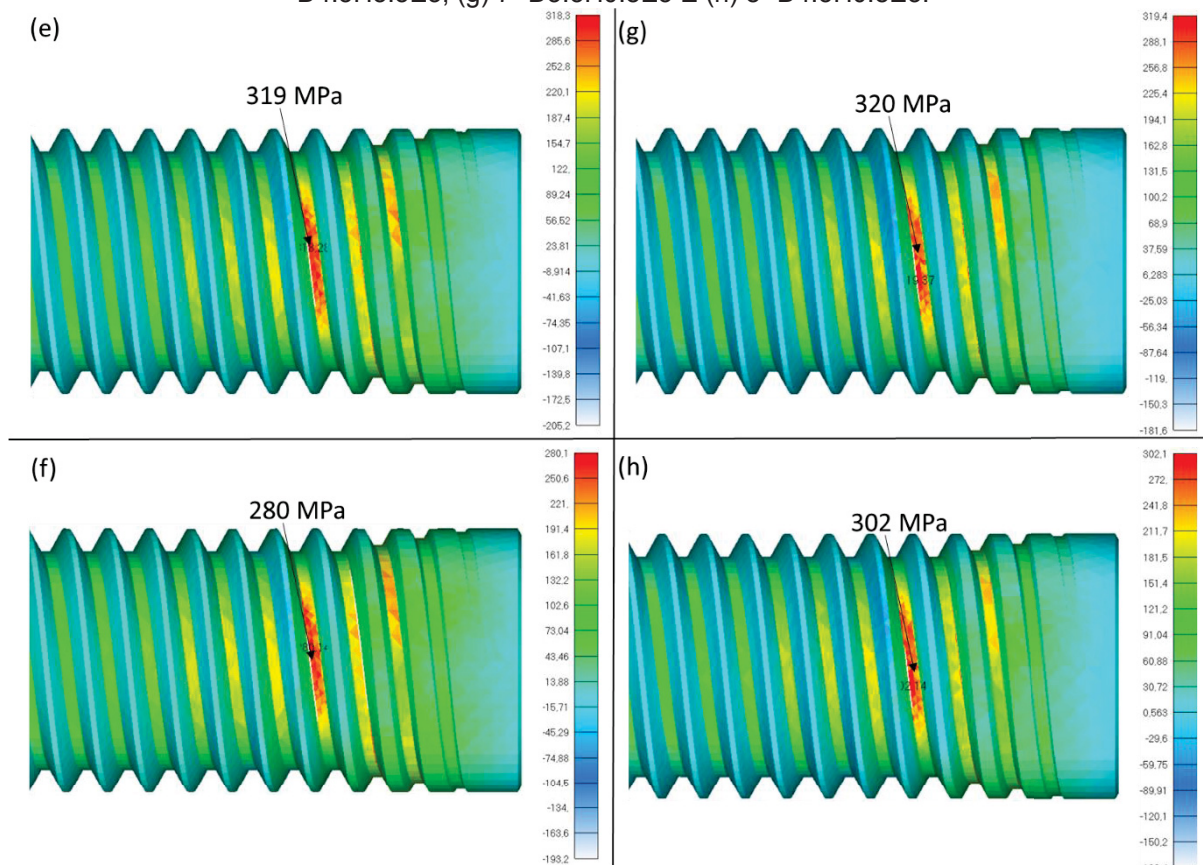


FIGURA 64 - TENSÕES NO COMPONENTE PARA OS GRUPOS 5 A 8: (e) 5- D3.3H5.5E3, (f) 6- D4.5H5.5E3, (g) 7- D3.3H0.8E3 E (h) 8- D4.5H0.8E3.

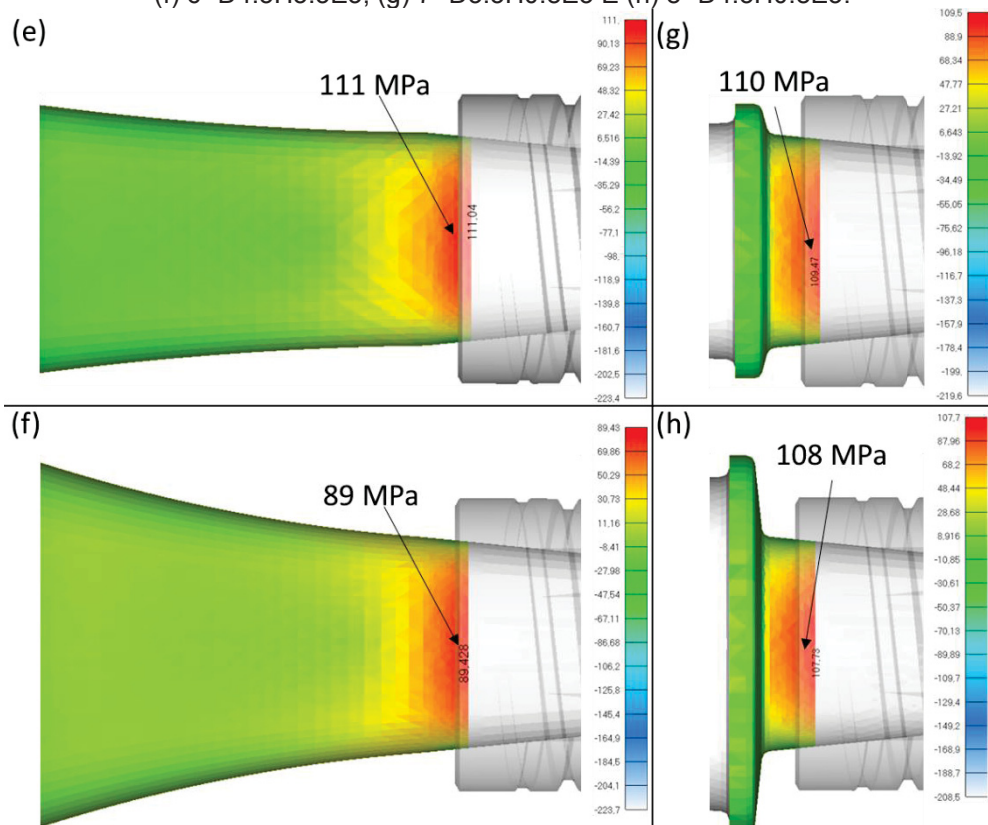
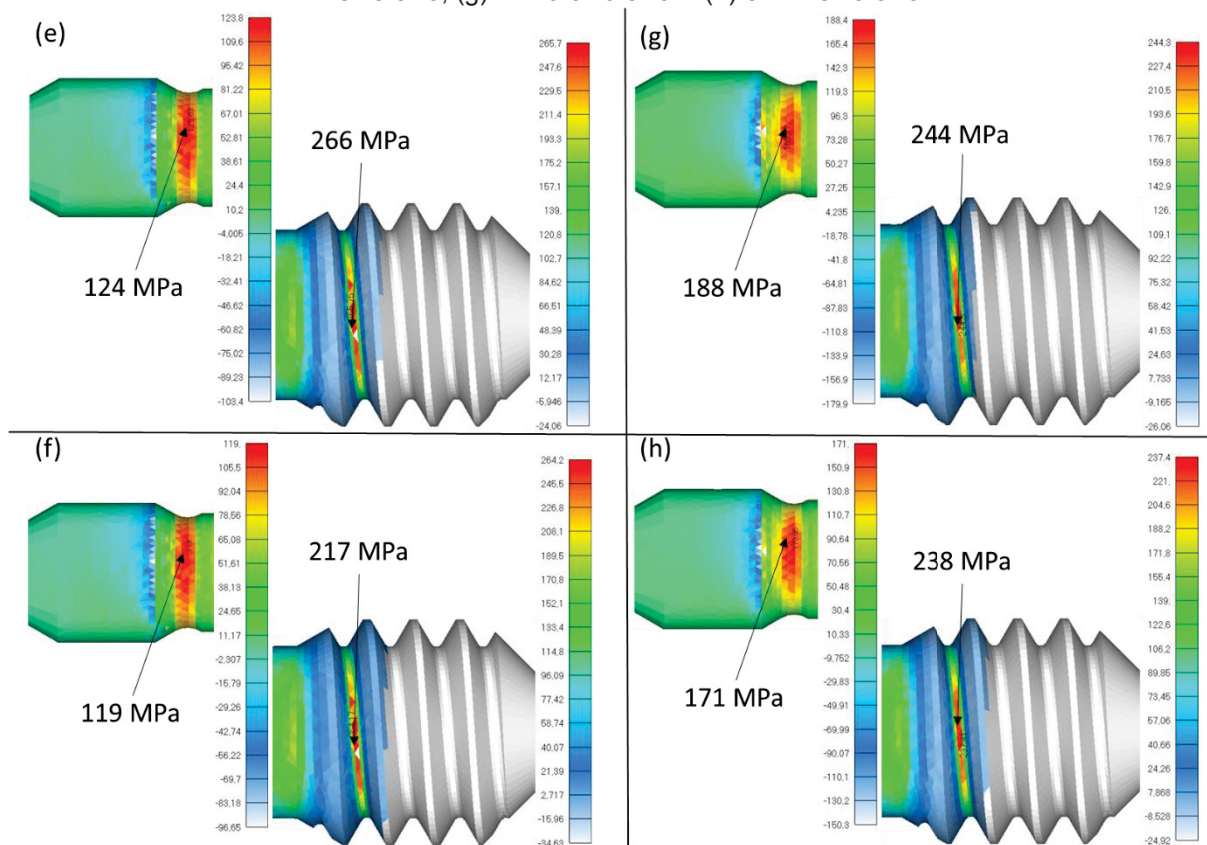


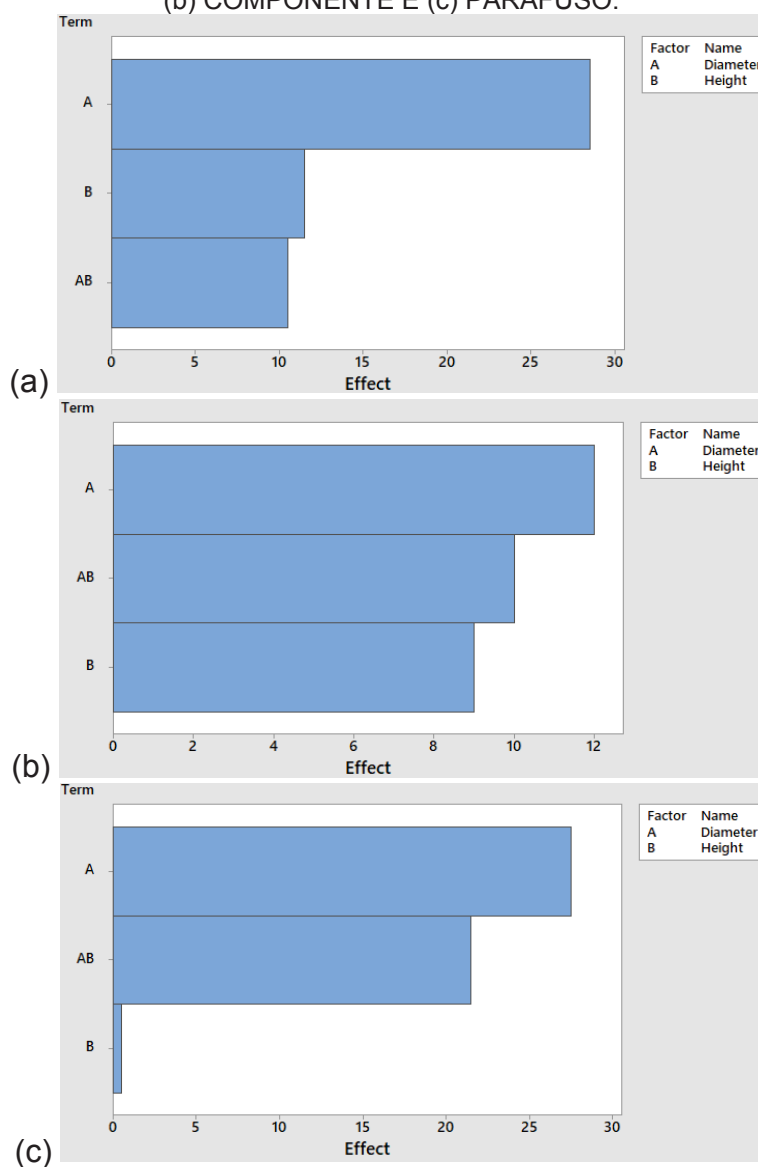
FIGURA 65 - TENSÕES NO PARAFUSO PARA OS GRUPOS 5 A 8: (e) 5- D3.3H5.5E3, (f) 6- D4.5H5.5E3, (g) 7- D3.3H0.8E3 E (h) 8- D4.5H0.8E3.



Os resultados estão de acordo com pesquisas na literatura, onde as maiores tensões estão localizadas no implante de rosca externa para pequenos diâmetros de implante (DE LA ROSA CASTOLO et al., 2018; DUANA et al., 2018).

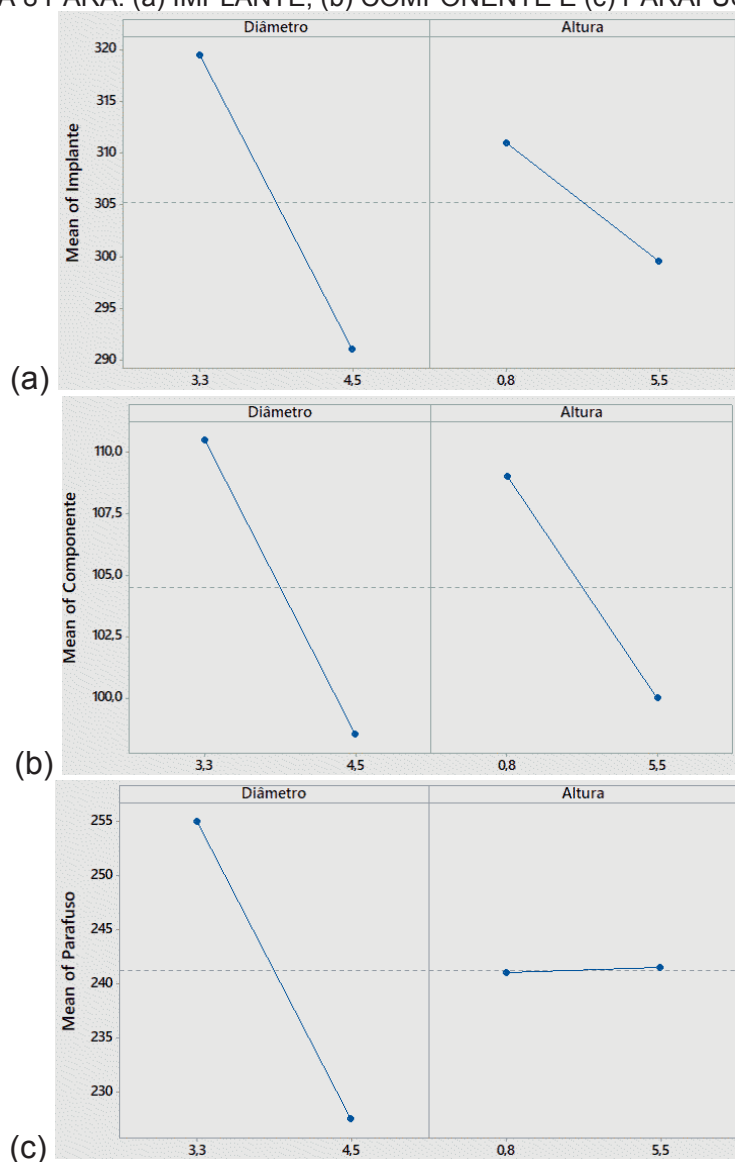
O Gráfico 33 apresenta os fatores de efeitos principais e de interação entre os grupos 5 a 8. Pode-se observar que o fator Diâmetro é o fator que gera maior impacto nos valores de tensão para o implante, componente e parafuso, sendo que para o Implante esse efeito é bastante significativo comparado com os outros efeitos, fato que pode ser comprovado pelas inclinações das curvas no Gráfico 34. Para o componente os efeitos principais do diâmetro e altura e os efeitos de interação são bastante próximos e para o parafuso o efeito principal do Diâmetro e a interação dos efeitos possuem intensidades bastante próximas.

GRÁFICO 33 - FATORES DE EFEITOS ENTRE OS GRUPOS 5 A 8 PARA: (a) IMPLANTE, (b) COMPONENTE E (c) PARAFUSO.



A partir do Gráfico 34 pode-se observar que o aumento do Diâmetro, de maneira isolada, gera uma grande influência negativa na tensão, ou seja, bastante positiva na resistência, para o Implante, Componente e Parafuso de maneira muito significativa. O aumento da Altura também gera influência positiva na resistência, de maneira menos significativa no implante e bastante significativa no componente, porém não gera influência no parafuso.

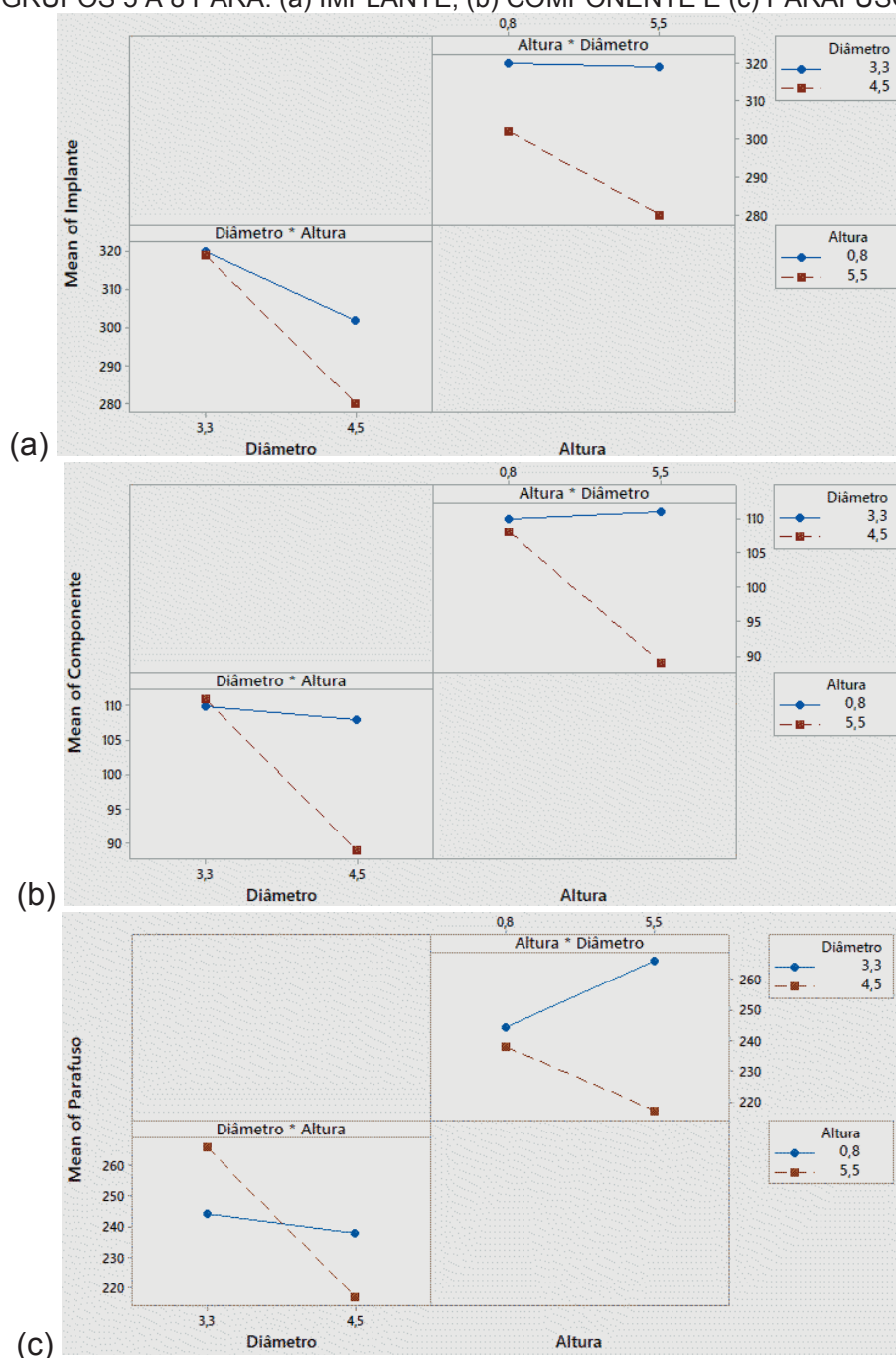
GRÁFICO 34 - ANÁLISE FATORIAL PARA OS EFEITOS PRINCIPAIS ENTRE OS GRUPOS 5 A 8 PARA: (a) IMPLANTE, (b) COMPONENTE E (c) PARAFUSO.



A partir do Gráfico 35 pode-se observar que a interação entre os fatores é pouco significativa quando comparada com os efeitos principais do diâmetro e altura para o implante, visto que as curvas não se cruzam e possuem inclinação menos acentuadas, apresentando influência positiva na resistência para o componente de maior Diâmetro e influência insignificante para o de menor diâmetro, com o aumento

da Altura. Para o componente (Gráfico 35b) a interação entre os fatores é bastante significativa, visto que as curvas possuem inclinações bastante diferentes, apresentando influência positiva na resistência para o componente de maior Diâmetro e pouca influência para o de menor diâmetro, com o aumento da Altura. A interação entre os fatores se mostrou bastante significativo para o parafuso, visto que as curvas se cruzam e possuem inclinações bastante diferentes, onde para componentes de menor Altura não há grandes variações na resistência, entretanto, para maior Altura a resistência aumenta com o aumento do Diâmetro.

GRÁFICO 35 - ANÁLISE FATORIAL PARA OS EFEITOS DE INTERAÇÃO ENTRE OS GRUPOS 5 A 8 PARA: (a) IMPLANTE, (b) COMPONENTE E (c) PARAFUSO.



4.3 COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS

Para os grupos 1 a 4 foi possível concluir que o parâmetro Diâmetro possui maior influência onde, com a diminuição do Diâmetro ocorre diminuição na resistência mecânica, tanto para os testes estático, como fadiga e MEF.

Para os grupos 5 a 8 não foi possível definir um caso crítico pelos ensaios de fadiga, visto que todos os grupos possuíram 3 corpos de prova que resistiram a carga de 170 N e pelo menos 1 corpo de prova que resistiu a 178 N. Desta forma a carga de resistência a fadiga se encontra entre 170 e 178 N para os grupos 5 a 8.

Os resultados foram compilados nas Tabelas 21 e 22 onde a cor verde, em conjunto com as barras, mostra o grupo que possui maior resistência, ou menor tensão no caso das simulações (e consequentemente maior resistência), e a cor vermelha o grupo que possui menor resistência. Nota-se que na coluna MEF o resultados estão apresentados em termos de tensão e por esse motivo a análise é feita de maneira inversa do que as demais colunas, onde uma tensão mais baixa equivale a uma maior resistência e vice-versa.

De maneira geral, considerando o caso de implantes totalmente inseridos e considerando as 3 análises (compressão estática, fadiga e simulação numérica) o Grupo D3.3H5.5E0, ou seja, componente de menor diâmetro e maior altura, apresentou a menor resistência (Tabela 21). Por outro lado, o Grupo D4.5H0.8E0, ou seja, componente de maior diâmetro e menor altura, apresentou menores tensões nos ensaios numéricos e de compressão estática, porém não apresentou o valor mais elevado em fadiga entre os grupos.

Pode-se observar que não há uma variação tão destacada como ocorreu para o Grupo D3.3H5.5E0 (totalmente destacado em vermelho) entre os Grupo 2 e 4, desta forma em uma eventual comparação de resistência, ambos os casos devem ser testados em fadiga.

TABELA 21 - ANÁLISE DOS RESULTADOS DOS GRUPO 1 A 4 CONSIDERANDO ENSAIOS ESTÁTICOS, FADIGA E SIMULAÇÃO NUMÉRICA.

	MEF (MPa)			Resistência a compressão estática (N)	Resistência a Fadiga (N)
	Implante	Componente	Parafuso		
Grupo 1	322	201	240	319	140
Grupo 2	280	135	217	367	180
Grupo 3	313	234	189	348	160
Grupo 4	285	140	187	376	150

A Tabela 22 mostra os resultados compilados para os grupos 5 a 8. Pode-se observar que tanto para a simulação por MEF, quanto pelo ensaio de compressão estática, o Grupo D3.3H5.5E3, ou seja, sistema com componente de menor diâmetro e maior altura, apresentou menor resistência. Considerando o ensaio de fadiga, todos os grupos obtiveram a mesma resistência mecânica, não sendo possível definir o caso crítico. Através do Gráfico 29 observa-se que as linhas se cruzam na região próxima a 5 milhões de ciclos, ou seja, na região de interesse para ensaio de fadiga, desta forma, a análise deste gráfico não é conclusiva.

TABELA 22 - ANÁLISE DOS RESULTADOS DOS GRUPO 5 A 8 CONSIDERANDO ENSAIOS ESTÁTICOS, FADIGA E SIMULAÇÃO NUMÉRICA.

	MEF (MPa)			Resistência a compressão estática (N)	Resistência a Fadiga (N)
	Implante	Componente	Parafuso (rosca)		
Grupo 5	319	111	266	352	170
Grupo 6	280	89	217	385	170
Grupo 7	320	110	244	399	170
Grupo 8	302	108	238	385	170

Pode ser observado a partir do Gráfico 29 que, a partir de aproximadamente 1 milhão de ciclos, as curvas começam a estabilizar, se aproximando de um patamar de limite de resistência a fadiga, entretanto mais pontos são necessários para avaliá-lo de maneira efetiva.

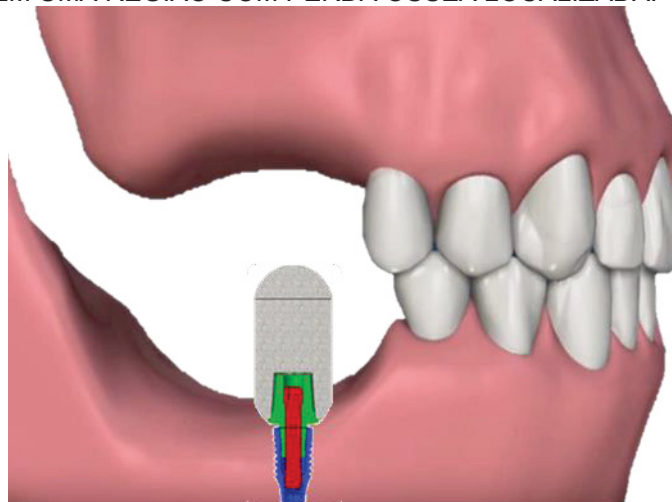
Ao contrário do que ocorre com sistemas de implantes de interface hexágono externo e hexágono interno em que a falha por fadiga ocorreu no parafuso, conforme apresentado no trabalho de Steinebrunner *et al.* (2008), para a interface CM, não houve falha no parafuso, isso se dá pelo fato que a carga é suportada parcialmente pelo Cone do componente, o qual é unido ao cone do implante através do atrito entre os mesmos.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Considerando a configuração de instalação dos implantes em nível (grupos 1 a 4), o sistema contendo o munhão universal de menor diâmetro e maior altura de transmucoso foi o que apresentou menor resistência mecânica em simulação numérica, ensaios de compressão estática e fadiga. Tal condição se deve a menor espessura de material na região de ancoragem do implante, que, juntamente com o efeito de flambagem, caracteriza uma diminuição da resistência na região. De maneira geral, para essa configuração, a falha em fadiga se encontra no componente protético, na região da interface cônica imediatamente externa à região de contato com o implante. Através do MEF foi possível determinar as regiões potenciais de falha, que coincidem com as regiões de falha por fadiga, em cada uma das partes do sistema: implante (menos provável devido a ancoragem do mesmo a nível), componente (região do cone imediatamente externa ao nível do implante) e parafuso (região da rosca).

Considerando um caso prático representativo de um indivíduo que perdeu os dentes molares inferiores há bastante tempo (Figura 66), ocorre um processo de reabsorção óssea localizada na região do dente perdido e, nesse caso, é necessário um procedimento de enxerto, de modo a promover o crescimento ósseo na região. Entretanto, é possível (porém não desejável) a instalação de um sistema de implantes com altura de dente maior sobre ele, promovendo uma compensação desse desnível. Os resultados mostram que um implante instalado dessa maneira pode ser prejudicial para a vida do sistema, visto que os grupos 1 a 4 (a nível), que consideram uma altura mais elevada do corpo hemisférico, sendo representativo para esse caso, apresentaram valores mais baixos para resistência à fadiga.

FIGURA 66 – CASO REPRESENTATIVO DE UM SISTEMA DE IMPLANTES INSTALADO EM UMA REGIÃO COM PERDA ÓSSEA LOCALIZADA.



Para a configuração de instalação dos implantes expostos em 3 mm (Grupos 5 a 8), o sistema contendo o munhão universal de menor diâmetro e maior altura de transmucoso também foi o que apresentou menor resistência mecânica em simulação numérica e ensaios de compressão estática. Porém, para a verificação por ensaio de fadiga todos os grupos apresentaram a mesma resistência e, portanto, não se obteve resultados conclusivos em termos de comparação entre os grupos. De maneira geral, para essa configuração, a falha em fadiga se encontra na rosca externa do implante próxima ao nível de inserção (região exposta), ou ainda na região superior do implante, como ocorreu no CP 7 do Grupo D3.3H0.8E3. As regiões potenciais de falha foram determinadas através do MEF, que coincidem com as regiões de falha por fadiga, em cada uma das partes do sistema: implante (na rosca externa próximo ao nível de ancoragem), componente (região do cone imediatamente externa ao nível do implante) e parafuso (região de rosca).

Considerando os resultados para os ensaios de fadiga e relacionando com os valores para força de mordida apresentados na Tabela 12, para os sistemas testados de acordo com a norma ISO 14801, ou seja, sistemas de implantes a 3 mm expostos (Grupos 5 a 8), pode-se concluir que os sistemas de implantes podem ser indicados para todas as regiões de boca (incisivos, caninos, pré-molares e molares).

Foi possível observar caso em que um sistema submetido a ensaio de fadiga obteve um ou mais corpo de prova que suportou um determinado carregamento e o corpo de prova seguinte fraturou, isso se deve ao fato de que a falha por fadiga em alto ciclo é decorrente do tempo para iniciação da trinca, que pode variar dependendo

dos defeitos presentes no material. Ainda nesse quesito, a posição do implante, que não é simétrico, torna o posicionamento das roscas externas aleatório em relação a carga, podendo ou não coincidir a direção de maior solicitação com a região de menor espessura de material (vale da rosca), podendo ser considerado como limitação do método.

Com relação as limitações da simulação através do MEF, estática não-linear por parte dos contatos, linear por parte do material e de pequenos deslocamentos, isso se dá pelo fato de que o ensaio de compressão considerou também a porção plástica do material.

Pontos a considerar:

- Para a simulação foram considerados os materiais como sendo lineares, por esse motivo a simulação é válida até o limite de escoamento do material.
- Os grupos 1 a 4 foram estudados com o implante totalmente instalado no poliacetal, com uma distância de 11 mm entre a base do implante e o centro do corpo hemisférico (Figura 15), o que o torna mais crítico que os Grupos 5 a 8, que possuem 8 mm (Figura 16). Essa variação foi estipulada de modo a forçar a falha no componente protético ou parafuso, analisando a área mais suscetível a falha.
- Os certificados de calibração das máquinas utilizadas para os ensaios estão apresentados no Anexo A.

5.1 RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Como sugestões para a realização de trabalhos futuros, deixam-se as seguintes indicações:

- Testar um número maior número de cargas em fadiga para os componentes protéticos avaliados de modo a tornar a curva de carga x número de ciclos mais completa e efetiva;
- Estabelecer uma metodologia para um procedimento alternativo, o método da escada, onde o mesmo corpo de prova é submetido a uma carga pré-determinada e, se resistir, a carga é aumentada e o mesmo corpo de prova é submetido a um novo ciclo de fadiga por um número

de ciclos determinado através de um estudo em diversos sistemas de implantes dentários considerando sua probabilidade de falha. Posteriormente comparar os resultados com os estabelecidos nesse trabalho. Nesse método o teste é realizado com o mesmo corpo de prova que suportou o ensaio, aumentando a carga em um valor estipulado anteriormente.

REFERÊNCIAS

AKÇA, K.; ÇEHRELI, M. C.; İPLİKÇIOĞLU, H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. **Clinical Oral Implants Research**, v. 14, n. 4, p. 444–454, 2003.

ALKAN, I.; SERTGÖZ, A.; EKICI, B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 91, n. 4, p. 319–325, 2004.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS (ASTM). F67:2013: **Standard Specification for Unalloyed Titanium, for Surgical Implant Applications (UNS R50250, UNS R50400, UNS R50550, UNS R50700).**, 2013a. West Conshohocken.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS (ASTM). F136:2013: **Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56401).**, 2013b. West Conshohocken.

ANDRÉ, L. F. M. **Atlas de Implantes Cone Morse: da Cirurgia à Prótese**. 1ª ed. Nova Odessa: Napoleão, 2011.

ANUSAVICE, K. J. **Phillips, Materiais Dentários**. 11ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier Ltd, 2005.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT). NBR 5426: Planos de amostragem e procedimentos na inspeção por atributos. , 1985. Rio de Janeiro.

AYLLÓN, J. M.; NAVARRO, C.; VÁZQUEZ, J.; DOMÍNGUEZ, J. Fatigue life estimation in dental implants. **Engineering Fracture Mechanics**, v. 123, n. 4, p. 34–43, 2014. Elsevier Ltd. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.engfracmech.2014.03.011>>. .

BAE, J. S.; JEONG, H. Y. Effects of material properties and hole designs of the jig on the fatigue life of dental implants. **Journal of Mechanical Science and Technology**, v. 26, n. 3, p. 759–766, 2012.

BARBOSA, C.; DO NASCIMENTO, J. L.; CENTENO, R. O.; CAMINHA, I. M. V.; DE CERQUEIRA ABUD, I. Failure analysis of titanium-based dental implant. **Journal of Failure Analysis and Prevention**, v. 10, n. 2, p. 138–142, 2010.

BECKER, W.; BECKER, B. E. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 74, n. 1, p. 51–55, 1995.

BEZERRA, F. J. B. Hexágono externo, interno ou cone-morse: como escolher a melhor plataforma protética? Disponível em: <<http://www.inpn.com.br/Materia/DiscutindoMerito/1258>>. Acesso em: 21/11/2017.

BISWAS, B. K.; BAG, S.; PAL, S. Biomechanical Analysis Of Normal And Implanted Tooth Using Biting Force Measurement. **International Journal of Engineering and Applied Sciences**, v. 4, n. 2, p. 17–23, 2013.

BLATT M, BUTIGNON LE, B. W. Análise por elementos finitos aplicados a Implantodontia – uma nova realidade do virtual para o real. **Innovations Implant Journal**, v. 1, n. 2, p. 53–62, 2006.

BLAU, P. J. Appendix: Static and Kinetic Friction Coefficients for Selected Materials. **ASM Handbook Volume 18: Friction, Lubrication, and Wear Technology**. 4º ed, p.942, 2002. Materials Park: ASM International.

BOZKAYA, D.; MUFTU, S.; MUFTU, A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 92, n. 6, p. 523–530, 2004.

BUDYNAS, R. G.; NISBETT, J. K. **Elementos de Máquinas de Shigley: Projeto de Engenharia Mecânica**. 8ª ed. Porto Alegre: AMGH, 2011.

BULAQI, H. A.; MASHHADI, M.; GERAMIPANAH, F. Effect of the coefficient of friction and tightening speed on the preload induced at the dental implant complex with the finite element method. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 113, n. 5, p. 405–411, 2015.

CALVERT, K. L.; TRUMBLE, K. P.; WEBSTER, T. J.; KIRKPATRICK, L. A. Characterization of commercial rigid polyurethane foams used as bone analogs for implant testing. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v. 21, n. 5, p. 1453–1461, 2010.

CHUN, H.; SHIN, H.; HAN, M. S. C.; LEE, D. D. S. S. Influence of Implant Abutment Type on Stress Distribution in Bone Under Various Loading. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 21, n. 2, p. 195–202, 2006.

DAMON, D. C. Single Tooth Implant - Texas Denture Clinic. Disponível em: <http://www.texasdentureclinic.com/dental_implants/single-tooth-implant>. Acesso

em: 15/1/2018.

DE LA ROSA CASTOLO, G.; GUEVARA PEREZ, S. V.; ARNOUX, P.J.; BADIH, L.; BONNET, F.; BEHR, M. Mechanical strength and fracture point of a dental implant under certification conditions: A numerical approach by finite element analysis. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 119, n. 4, p. 611–619, 2018. Editorial Council for the Journal of Prosthetic Dentistry. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.04.030>>. .

DRYSDALE, C.; FERAN, K.; FRIEL, P.; HENDERSON, S.; PARKER, C.; SPEECHLEY, D.; UCER, C.; WRIGHT, S. A Dentist's Guide to Implantology. Disponível em: <http://www.adi.org.uk/profession/dentist_guide/a-dentists-guide-to-implantology.pdf>. Acesso em: 18/1/2018.

DUANA, Y.; GONZALEZ, J. A.; KULKARNI, P. A.; NAGYC, W. W.; GRIGGS, J. A. Fatigue lifetime prediction of a reduced-diameter dental implant system : Numerical and experimental study. **Dental Materials**, p. 1–11, 2018. The Academy of Dental Materials. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.06.002>>. .

FAVERANI, L. P.; RAMALHO-FERREIRA, G.; GAETTI-JARDIM, E. C.; OKAMOTO, R. Implantes Osseointegrados: Evolução e sucesso. **Revista Salusvita**, v. 30, n. 1, p. 47–58, 2011.

FONTIJN-TEKAMP, A.; SLAGTER, A.P.; VAN DER BILT, A.; VAN'T HOF, M.A.; WITTER, D.L.; KALK, W.; JANSEN, J.A. Biting and Chewing in Overdentures, Full Dentures, and Natural Dentitions. **Journal of Dental Research**, v. 79, n. 7, p. 1519–1524, 2000.

GENG, J.-P.; TAN, K. B. C.; LIU, G.-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 85, n. 6, p. 585–598, 2001. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391301574314>>. .

HERNANDEZ-RODRIGUEZ, M. A. L.; CONTRERAS-HERNANDEZ, G. R.; JUAREZ-HERNANDEZ, A.; BELTRAN-RAMIREZ, B.; GARCIA-SANCHEZ, E. Failure analysis in a dental implant. **Engineering Failure Analysis**, v. 57, n. 18, p. 236–242, 2015. Elsevier Inc. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350630715300376>>. .

HIMMLOVÁ, L.; DOSTÁLOVÁL, T.; ALOIS KÁCOVSKÝ; KONVICKOVÁ, S. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 91, n. 1, p. 20–25, 2004.

Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20224835>>. .

HUANG, H.L.; HSU, J.T.; FUH, L.J.; TU, M.G.; KO, C.C.; SHEN, Y.W. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: A non-linear finite element study. **Journal of Dentistry**, v. 36, n. 6, p. 409–417, 2008.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION (ISO). 14801 - Dentistry -- Implants -- Dynamic loading test for endosseous dental implants. , 2016. Geneva.

JÖRN, D.; KOHORST, P.; BESDO, S.; RÜCKER, M.; STIESCH, M.; BORCHERS, L. Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 112, n. 2, p. 340–348, 2014. Editorial Council for the Journal of Prosthetic Dentistry. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.10.016>>. .

KAYABAŞI, O.; YÜZBASIOĞLU, E.; ERZINCANLI, F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. **Advances in Engineering Software**, v. 37, n. 10, p. 649–658, 2006. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0965997806000226>>. .

KIM, M. G. Fatigue properties on the failure mode of a dental implant in a simulated body environment. **Metals and Materials International**, v. 17, n. 5, p. 705–711, 2011. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s12540-011-1002-6>>. .

KITAGAWA, T.; TANIMOTO, Y.; ODAKI, M.; NEMOTO, K.; AIDA, M. Influence of Implant / Abutment Joint Designs on Abutment Screw Loosening in a Dental Implant System. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, v. 75, n. 2, p. 457–463, 2005.

LANG, A. L.; KANG, B.; WANG, R.-F.; LANG, R. B. Finite element analysis to determine implant preload. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 90, n. 6, p. 539–546, 2003. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391303006723>>. .

LEMPERT, G. D.; TSOUR, A. Reduction of static friction between surfaces of Ti-6Al-4V surfaces of Ti-6Al-4V and Al-7075 and between. **Surface and Coatings Technology**, v. 52, n. 3, p. 291–295, 1992.

LUCO, W. A. How Does a Dental Bridge Compare to Implants and Dentures in Rio Rancho? Disponível em: <<https://lucodental.com/blog/dental-bridge-compare-implants-dentures-rio-rancho/>>. Acesso em: 15/1/2018.

MARTINS, V.; BONILHA, T.; FALCÓN-ANTENUCCI, R. M.; VERRI, A. C. G.; FELLIPPO RAMOS VERRI. Osseointegração: Análise de Fatores Clínicos de Sucesso e Insucesso. **Revista Odontológica de Araçatuba**, v. 32, n. 1, p. 26–31, 2011.

MERZ, B. R.; BELSER, U. C.; HUNENBART, S. Mechanics of the Implant-Abutment Connection: An 8-Degree Taper Compared to a Butt Joint. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 15, p. 519–526, 2000.

MISCH, C. E. Single-Tooth Implant Restoration: Maxillary Anterior and Posterior Regions. In: E. Inc (Org.); **Dental Implant Prosthetics**. 2º ed, p.993, 2015. St. Louis: Elsevier Inc. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-323-07845-0.00029-4>>. .

MISCH, C. E.; STRONG, J. T.; BIDEZ, M. W. Scientific Rationale for Dental Implant Design. In: E. Inc (Org.); **Dental Implant Prosthetics**. 2º ed, p.993, 2015. St. Louis: Elsevier Inc. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-323-07845-0.00015-4>>. .

MONTGOMERY, D. C. **Design and Analysis of Experiments**. 8º ed. John Wiley & Sons, 2013.

MORAES, S. L. D. DE; CARVALHO, B. M. DE; PELLIZZER, E. P.; FALCÓN-ANTENUCCI, R. M.; JÚNIOR, J. S. F. Geometria das roscas dos implantes : revisão de literatura. **Revista de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial**, v. 9, n. 2, p. 115–124, 2009.

MULEY, N.; PRITHVIRAJ, D.; GUPTA, V. Evolution of External and Internal Implant to Abutment Connection. **International Journal of Oral Implantology and Clinical Research**, v. 3, n. 3, p. 122–129, 2012.

NAGASAWA, S.; HAYANO, K.; NIINO, T.; YAMAKURA, K.; YOSHIDA, T.; MIZOGUCHI, T.; TERASHIMA, N.; TAMURA, K.; ITO, M.; YAGASAKI, H.; KUBOTA, O.; YOSHIMURA, M. Nonlinear stress analysis of titanium implants by finite element method. **Dental Materials Journal**, v. 27, n. 4, p. 633–639, 2008.

NEODENT. Ebook Neodent - Implantes Dentarios. Disponível em: <http://www.neodent.com.br/pacientes/Ebook_Neodent_ImplantesDentarios.pdf>. Acesso em: 15/1/2018.

NEODENT. Catálogo 2017. Disponível em: <https://www.neodent.com.br/attachments/CAT_BRA_2017_v2.pdf>. Acesso em: 13/10/2017.

NEVES, J. B. DAS. **Estética em Implantologia - Uma Abordagem dos**

Tecidos Moles e Duros. 1º ed. São Paulo: Quintessence, 2006.

PESSOA, R.S.; MURARU, L.; JÚNIOR, E.M.; VAZ, L.G.; SLOTEN, J.V., DUYCK, J.; JAECQUES, S.V.N. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v. 12, n. 3, p. 219–234, 2010.

SARTORI, I.A. DE M.; LATENEK, R.T.; BUDEL, L.A.; THOMÉ, G.; BERNARDES, S.R.; TIOSSI, R. Retrospective Analysis of 2,244 Implants and the Importance of Follow-up in Implantology. **Journal of Research in Dentistry**, v. 2, n. 6, p. 555–565, 2014.

SARTORI, I. M.; SÉRGIO ROCHA BERNARDES, A. M.; HERMANN, C.; THOMÉ, G. Intermediários para Implantes Cone Morse: Seleção e Utilização. **Jornal do ILAPEO**, v. 2, n. 4, p. 96–104, 2008.

SASADA, Y.; COCHRAN, D. L. Implant-Abutment Connections: A Review of Biologic Consequences and Peri-implantitis Implications. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 32, n. 6, p. 1296–1307, 2017.

SHEMTOV-YONA, K.; RITTEL, D. Fatigue of Dental Implants: Facts and Fallacies. **Dentistry Journal**, v. 4, n. 2, p. 16, 2016. Disponível em: <<http://www.mdpi.com/2304-6767/4/2/16>>. .

STEINEBRUNNER, L.; WOLFART, S.; LUDWIG, K.; KERN, M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. **Clinical Oral Implants Research**, v. 19, n. 12, p. 1276–1284, 2008.

VERRI, F.R.; PONTON, M.T. D; ZIMMER R.P.M.; JUNIOR, J.F.S.; ALMEIDA, D.A.F. DE; VERRI, A.C.G. Visão Contemporânea do Uso de Implantes. **Revista Odontológica de Araçatuba**, v. 33, n. 1, p. 49–53, 2012. Disponível em: <<http://hdl.handle.net/11449/133262>>. .

VERSLUIS, A.; KORIOH, T. W. P.; CARDOSO, A. C. Numerical Analysis of a Dental Implant System Preloaded with a Washer. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 14, n. 3, p. 337–341, 1999.

WEISS, C. M.; WEISS, A. Implant Materials, Design, and Fabrication. **Principles and Practice of Implant Dentistry**. 1º ed, p.480, 2001. St. Louis: Elsevier Inc. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B03230076>>

ANEXO A – CALIBRAÇÃO DO EQUIPAMENTO DE ENSAIO DE FADIGA.

