



Comunicação Científica e Técnica em Odontologia 4

Emanuela Carla dos Santos
(Organizadora)



Comunicação Científica e Técnica em Odontologia 4

Emanuela Carla dos Santos
(Organizadora)


Ano 2020

2020 by Atena Editora

Copyright © Atena Editora

Copyright do Texto © 2020 Os autores

Copyright da Edição © 2020 Atena Editora

Editora Chefe: Profª Drª Antonella Carvalho de Oliveira

Diagramação: Karine de Lima

Edição de Arte: Lorena Prestes

Revisão: Os Autores



Todo o conteúdo deste livro está licenciado sob uma Licença de Atribuição *Creative Commons*. Atribuição 4.0 Internacional (CC BY 4.0).

O conteúdo dos artigos e seus dados em sua forma, correção e confiabilidade são de responsabilidade exclusiva dos autores. Permitido o download da obra e o compartilhamento desde que sejam atribuídos créditos aos autores, mas sem a possibilidade de alterá-la de nenhuma forma ou utilizá-la para fins comerciais.

Conselho Editorial

Ciências Humanas e Sociais Aplicadas

Profª Drª Adriana Demite Stephani – Universidade Federal do Tocantins
Prof. Dr. Álvaro Augusto de Borba Barreto – Universidade Federal de Pelotas
Prof. Dr. Alexandre Jose Schumacher – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Mato Grosso
Prof. Dr. Antonio Carlos Frasson – Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Prof. Dr. Antonio Gasparetto Júnior – Instituto Federal do Sudeste de Minas Gerais
Prof. Dr. Antonio Isidro-Filho – Universidade de Brasília
Prof. Dr. Carlos Antonio de Souza Moraes – Universidade Federal Fluminense
Prof. Dr. Constantino Ribeiro de Oliveira Junior – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Profª Drª Cristina Gaio – Universidade de Lisboa
Profª Drª Denise Rocha – Universidade Federal do Ceará
Prof. Dr. Deyvison de Lima Oliveira – Universidade Federal de Rondônia
Prof. Dr. Edvaldo Antunes de Farias – Universidade Estácio de Sá
Prof. Dr. Eloi Martins Senhora – Universidade Federal de Roraima
Prof. Dr. Fabiano Tadeu Grazioli – Universidade Regional Integrada do Alto Uruguai e das Missões
Prof. Dr. Gilmei Fleck – Universidade Estadual do Oeste do Paraná
Profª Drª Ivone Goulart Lopes – Istituto Internazionale delle Figlie di Maria Ausiliatrice
Prof. Dr. Julio Candido de Meirelles Junior – Universidade Federal Fluminense
Profª Drª Keyla Christina Almeida Portela – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Mato Grosso
Profª Drª Lina Maria Gonçalves – Universidade Federal do Tocantins
Profª Drª Natiéli Piovesan – Instituto Federal do Rio Grande do Norte
Prof. Dr. Marcelo Pereira da Silva – Universidade Federal do Maranhão
Profª Drª Miranilde Oliveira Neves – Instituto de Educação, Ciência e Tecnologia do Pará
Profª Drª Paola Andressa Scortegagna – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Profª Drª Rita de Cássia da Silva Oliveira – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Profª Drª Sandra Regina Gardacho Pietrobon – Universidade Estadual do Centro-Oeste
Profª Drª Sheila Marta Carregosa Rocha – Universidade do Estado da Bahia
Prof. Dr. Rui Maia Diamantino – Universidade Salvador
Prof. Dr. Urandi João Rodrigues Junior – Universidade Federal do Oeste do Pará
Profª Drª Vanessa Bordin Viera – Universidade Federal de Campina Grande
Prof. Dr. William Cleber Domingues Silva – Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro
Prof. Dr. Willian Douglas Guilherme – Universidade Federal do Tocantins

Ciências Agrárias e Multidisciplinar

Prof. Dr. Alexandre Igor Azevedo Pereira – Instituto Federal Goiano
Prof. Dr. Antonio Pasqualetto – Pontifícia Universidade Católica de Goiás
Profª Drª Daiane Garabeli Trojan – Universidade Norte do Paraná

Profª Drª Diocléa Almeida Seabra Silva – Universidade Federal Rural da Amazônia
Prof. Dr. Écio Souza Diniz – Universidade Federal de Viçosa
Prof. Dr. Fábio Steiner – Universidade Estadual de Mato Grosso do Sul
Prof. Dr. Fágner Cavalcante Patrocínio dos Santos – Universidade Federal do Ceará
Profª Drª Girlene Santos de Souza – Universidade Federal do Recôncavo da Bahia
Prof. Dr. Júlio César Ribeiro – Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro
Profª Drª Lina Raquel Santos Araújo – Universidade Estadual do Ceará
Prof. Dr. Pedro Manuel Villa – Universidade Federal de Viçosa
Profª Drª Raissa Rachel Salustriano da Silva Matos – Universidade Federal do Maranhão
Prof. Dr. Ronilson Freitas de Souza – Universidade do Estado do Pará
Profª Drª Talita de Santos Matos – Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro
Prof. Dr. Tiago da Silva Teófilo – Universidade Federal Rural do Semi-Árido
Prof. Dr. Valdemar Antonio Paffaro Junior – Universidade Federal de Alfenas

Ciências Biológicas e da Saúde

Prof. Dr. André Ribeiro da Silva – Universidade de Brasília
Profª Drª Anelise Levay Murari – Universidade Federal de Pelotas
Prof. Dr. Benedito Rodrigues da Silva Neto – Universidade Federal de Goiás
Prof. Dr. Edson da Silva – Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri
Profª Drª Eleuza Rodrigues Machado – Faculdade Anhanguera de Brasília
Profª Drª Elane Schwinden Prudêncio – Universidade Federal de Santa Catarina
Prof. Dr. Ferlando Lima Santos – Universidade Federal do Recôncavo da Bahia
Prof. Dr. Gianfábio Pimentel Franco – Universidade Federal de Santa Maria
Prof. Dr. Igor Luiz Vieira de Lima Santos – Universidade Federal de Campina Grande
Prof. Dr. José Max Barbosa de Oliveira Junior – Universidade Federal do Oeste do Pará
Profª Drª Magnólia de Araújo Campos – Universidade Federal de Campina Grande
Profª Drª Mylena Andréa Oliveira Torres – Universidade Ceuma
Profª Drª Natiéli Piovesan – Instituto Federaci do Rio Grande do Norte
Prof. Dr. Paulo Inada – Universidade Estadual de Maringá
Profª Drª Vanessa Lima Gonçalves – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Profª Drª Vanessa Bordin Viera – Universidade Federal de Campina Grande

Ciências Exatas e da Terra e Engenharias

Prof. Dr. Adélio Alcino Sampaio Castro Machado – Universidade do Porto
Prof. Dr. Alexandre Leite dos Santos Silva – Universidade Federal do Piauí
Prof. Dr. Carlos Eduardo Sanches de Andrade – Universidade Federal de Goiás
Profª Drª Carmen Lúcia Voigt – Universidade Norte do Paraná
Prof. Dr. Eloi Rufato Junior – Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Prof. Dr. Fabrício Menezes Ramos – Instituto Federal do Pará
Prof. Dr. Juliano Carlo Rufino de Freitas – Universidade Federal de Campina Grande
Prof. Dr. Marcelo Marques – Universidade Estadual de Maringá
Profª Drª Neiva Maria de Almeida – Universidade Federal da Paraíba
Profª Drª Natiéli Piovesan – Instituto Federal do Rio Grande do Norte
Prof. Dr. Takeshy Tachizawa – Faculdade de Campo Limpo Paulista

Conselho Técnico Científico

Prof. Msc. Abrãao Carvalho Nogueira – Universidade Federal do Espírito Santo
Prof. Msc. Adalberto Zorzo – Centro Estadual de Educação Tecnológica Paula Souza
Prof. Dr. Adailson Wagner Sousa de Vasconcelos – Ordem dos Advogados do Brasil/Seccional Paraíba
Prof. Msc. André Flávio Gonçalves Silva – Universidade Federal do Maranhão
Profª Drª Andreza Lopes – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento Acadêmico
Profª Msc. Bianca Camargo Martins – UniCesumar
Prof. Msc. Carlos Antônio dos Santos – Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro
Prof. Msc. Cláudia de Araújo Marques – Faculdade de Música do Espírito Santo
Prof. Msc. Daniel da Silva Miranda – Universidade Federal do Pará
Profª Msc. Dayane de Melo Barros – Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. Edwaldo Costa – Marinha do Brasil
Prof. Msc. Eliel Constantino da Silva – Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita
Prof. Msc. Gevair Campos – Instituto Mineiro de Agropecuária
Prof. Msc. Guilherme Renato Gomes – Universidade Norte do Paraná
Prof^a Msc. Jaqueline Oliveira Rezende – Universidade Federal de Uberlândia
Prof. Msc. José Messias Ribeiro Júnior – Instituto Federal de Educação Tecnológica de Pernambuco
Prof. Msc. Leonardo Tullio – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Prof^a Msc. Lilian Coelho de Freitas – Instituto Federal do Pará
Prof^a Msc. Liliani Aparecida Sereno Fontes de Medeiros – Consórcio CEDERJ
Prof^a Dr^a Lívia do Carmo Silva – Universidade Federal de Goiás
Prof. Msc. Luis Henrique Almeida Castro – Universidade Federal da Grande Dourados
Prof. Msc. Luan Vinicius Bernardelli – Universidade Estadual de Maringá
Prof. Msc. Rafael Henrique Silva – Hospital Universitário da Universidade Federal da Grande Dourados
Prof^a Msc. Renata Luciane Polsaque Young Blood – UniSecal
Prof^a Msc. Solange Aparecida de Souza Monteiro – Instituto Federal de São Paulo
Prof. Dr. Welleson Feitosa Gazel – Universidade Paulista

**Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
(eDOC BRASIL, Belo Horizonte/MG)**

C741 Comunicação científica e técnica em odontologia 4 [recurso eletrônico] / Organizadora Emanuela Carla dos Santos. – Ponta Grossa, PR: Atena Editora, 2020.

Formato: PDF

Requisitos de sistema: Adobe Acrobat Reader.

Modo de acesso: World Wide Web.

Inclui bibliografia

ISBN 978-85-7247-961-5

DOI 10.22533/at.ed.615202401

1. Dentistas. 2. Odontologia – Pesquisa – Brasil. I. Santos, Emanuela Carla dos.

CDD 617.6069

Elaborado por Maurício Amormino Júnior – CRB6/2422

Atena Editora
Ponta Grossa – Paraná - Brasil
www.atenaeditora.com.br
contato@atenaeditora.com.br

APRESENTAÇÃO

A inovação é o combustível do crescimento profissional em todas as áreas, mesmo na mais tradicional até a área mais tecnológica. A Odontologia é a ciência que agrega os princípios técnicos tradicionais, como por exemplo, aqueles postulados por Greene Vardiman Black, às mais avançadas tecnologias, como escâneres intraorais e impressoras 3D capazes de produzirem peças anatomicamente perfeitas, específicas para cada caso.

Pensando na propagação de conhecimento dentro das mais variadas áreas de atuação do Cirurgião Dentista, a Atena Editora disponibiliza mais um compilado de artigos, organizados em dois volumes, com a temática Comunicação Técnica e Científica em Odontologia.

Espero que a leitura do conteúdo deste E-book proporcione ampliação de conhecimentos e que também provoque curiosidade em você, leitor, pois são os novos questionamentos que impulsionam novas descobertas.

Ótima leitura.

Emanuela C. dos Santos

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1	1
APLICABILIDADES CLÍNICAS DO SISTEMA ADESIVO UNIVERSAL: RELATOS DE CASOS	
Leone Pereira Soares	
Anderson Carlos de Oliveira	
Vitor Cosentino Delvizio	
Paula Nunes Guimarães Paes	
Letícia de Souza Lopes	
Mauro Sayão de Miranda	
DOI 10.22533/at.ed.6152024011	
CAPÍTULO 2	12
RESISTÊNCIA DE UNIÃO DOS CIMENTOS AUTOADESIVOS E UNIVERSAIS À DENTINA RADICULAR: PUSH-OUT	
Maria Catarina Almeida Lago	
Áurea Fernanda de Araújo Silva Tavares	
Viviane Afonso Mergulhão	
Cácio Lopes Mendes	
Ricardo Alves dos Santos	
Maria Tereza Moura de Oliveira Cavalcanti	
Leonardo José Rodrigues de Oliveira	
Claudio Paulo Pereira de Assis	
Monica Soares de Albuquerque	
Maria Hermínia Anníbal Cavalcanti	
Rodivan Braz	
DOI 10.22533/at.ed.6152024012	
CAPÍTULO 3	17
AVALIAÇÃO DA MICROINFILTRAÇÃO DAS RESINAS BULK FILL	
Cácio Lopes Mendes	
Cláudio Paulo Pereira de Assis	
Hermínia Annibal	
Cláudia Geisa Souza Silva	
Tereza Cristina Correia	
Rodivan Braz Silva Júnior	
DOI 10.22533/at.ed.6152024013	
CAPÍTULO 4	30
CHÁ VERDE: EFEITO NA RESISTÊNCIA ADESIVA AO ESMALTE APÓS CLAREAMENTO E ESCOVAÇÃO COM DENTIFRÍCIO BRANQUEADOR	
Isabel Ferreira Barbosa	
Josué Junior Araujo Pierote	
Gisele Vieira Cavalio Lima	
Gisele Soares Almeida	
Denise Fernandes Lopez Nascimento	
Gisele Damiana da Silveira Pereira	
DOI 10.22533/at.ed.6152024014	
CAPÍTULO 5	52
ANÁLISE DO PERCENTUAL DE COLÁGENO NA DENTINA HUMANA ENTRE DIFERENTES ETNIAS, GÊNEROS E IDADES	
Taíssa Cássia de Souza Furtado	
Nadiele Oliveira Santos	
Jessyka Cristina dos Santos	
Juliana Barbosa de Faria	
Gilberto Antonio Borges	

CAPÍTULO 6 63

TREATMENT SUCCESS AND CARIES LESION PROGRESSION AFTER SELECTIVE CARIES REMOVAL TECHNIQUE AND RESTORATIVE TREATMENT: A SYSTEMATIC REVIEW

Manuela da Silva Spinola
Cristiane Mayumi Inagati
Guilherme da Rocha Scalzer Lopes
Márcia Carneiro Valera Garakis
Renata Marques de Melo Marinho
Eduardo Bresciani

DOI 10.22533/at.ed.6152024016

CAPÍTULO 7 73

INFLUÊNCIA DE RECOBRIMENTO VÍTREO E ATAQUE COM ÁCIDO FLUORÍDRICO NA TOPOGRAFIA DA SUPERFÍCIE Y-TZP PARA CAD/CAM

Maria Eliza Steling Rego
Paula Nunes Guimarães Paes
Fabiana Ribeiro da Silva
Paula Mendes Jardim

DOI 10.22533/at.ed.6152024017

CAPÍTULO 8 81

DEGRADAÇÃO DE MATERIAL REEMBASADOR RESILIENTE: ESTUDO *IN VITRO*

William Kokke Gomes
Augusto César Sette-Dias
Frederico Santos Lages
Cláudia Lopes Brilhante Bhering
Renata Gonçalves de Paula
Roberta Laura Valadares
Dyovana Wales Silva

DOI 10.22533/at.ed.6152024018

CAPÍTULO 9 94

ESQUEMAS OCLUSAIS EM PRÓTESE PARCIAL REMOVÍVEL: UMA REVISÃO DE LITERATURA

Luana de Freitas de Brito
William Fernandes Lacerda
Giselle Emilãine da Silva Reis
Yasmine Mendes Pupo
Priscila Brenner Hilgenberg Sydney
Márcio José Fraxino Bindo
Luciano Mundim de Camargo

DOI 10.22533/at.ed.6152024019

CAPÍTULO 10 105

PRINCIPAIS MÉTODOS DE HIGIENIZAÇÃO DE PRÓTESES DENTÁRIAS REMOVÍVEIS: UMA REVISÃO DA LITERATURA

Clayson William da Silva Neves
Myllena Jorge Neves
Natália Bezerra Cavéquia
Maryana Fernandes Praseres
Cesar Roberto Pimenta Gama

Juliana Feitosa Ferreira
Maria Áurea Lira Feitosa
Frederico Silva de Freitas Fernandes

DOI 10.22533/at.ed.61520240110

CAPÍTULO 11 115

ANÁLISE BIOMECÂNICA DA INFLUÊNCIA DO ÂNGULO DE CONICIDADE INTERNA DE 11,5° OU 16° EM IMPLANTES CONE MORSE

Karla Zancopé
Frederick Khalil Karam
Giovanna Chaves Souza Borges
Flávio Domingues das Neves

DOI 10.22533/at.ed.61520240111

CAPÍTULO 12 138

ANALISE HISTOMORFOMÉTRICA DE ENXERTOS UTILIZANDO LUMINA BONE POROUS®

Sergio Charifker Ribeiro Martins
Daiane Cristina Peruzzo
Leandro Lécio de Lima Sousa
Jose Ricardo Mariano
Gustavo Pina Godoy

DOI 10.22533/at.ed.61520240112

CAPÍTULO 13 156

SYSTEMATIC REVIEW AND META-ANALYSIS OF CRYOTHERAPY AND HEAT THERAPY IN MORBIDITY AFTER SURGERY

Laura de Fátima Souto Maior
Érica Passos de Medeiros Lacerda

DOI 10.22533/at.ed.61520240113

CAPÍTULO 14 171

THE IMPORTANCE OF IN VITRO TESTS FOR BIOMATERIALS AND DRUGS APPLIED IN THE MEDICAL AREA

Sabrina de Moura Rovetta
Maria Angélica de Sá Assis
Carla Pereira Freitas
Felipe Eduardo de Oliveira
Luana Marotta Reis de Vasconcellos
Sigmar de Mello Rode

DOI 10.22533/at.ed.61520240114

CAPÍTULO 15 183

EFEITO DA RADIAÇÃO IONIZANTE NA MICROARQUITETURA CORTICAL ÓSSEA EM FÊMUR DE RATO: ESTUDO PILOTO

Pedro Henrique Justino Oliveira Limirio
Lorena Soares Andrade Zanatta
Camila Rodrigues Borges Linhares
Jessyca Figueira Venâncio
Milena Suemi Irie
Priscilla Barbosa Ferreira Soares
Paula Dechichi

DOI 10.22533/at.ed.61520240115

CAPÍTULO 16 191

ANÁLISE EPIDEMIOLÓGICA DOS DISTÚRBIOS DE DESENVOLVIMENTO DENTÁRIO VISUALIZADOS ATRAVÉS DE RADIOGRAFIAS PANORÂMICAS

Lucas Santos Villar
Wellington Dorigheto Andrade Vieira
Maria Inês da Cruz Campos

DOI 10.22533/at.ed.61520240116

CAPÍTULO 17 199

PREVALÊNCIA DE ANOMALIAS DENTÁRIAS EM RADIOGRAFIAS PANORÂMICAS REALIZADAS NA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UFPA

Breno Oliveira da Silva
João Lucas da Silva Figueira
Melquizedec Luiz Silva Pinheiro
Edivam Brito da Silva Filho
Gardênia de Paula Progênio Monteiro
Johnatan Luís Tavares Góes
André Alencar de Lemos
Leonardo Gabriel Gomes Trindade
Pâmela Karoline Silva Xavier
Pedro Luiz de Carvalho

DOI 10.22533/at.ed.61520240117

CAPÍTULO 18 213

EXAMES COMPLEMENTARES NO AUXÍLIO DO DIAGNÓSTICO DA DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR (DTM): REVISÃO DE LITERATURA

José Eraldo Viana Ferreira
Daniella de Lucena Moraes
Camila Maia Vieira Pereira
Kyara Dayse de Souza Pires
Paula Miliana Leal
Marcelo Magno Moreira Pereira
Pettely Thaise de Souza Santos Palmeira

DOI 10.22533/at.ed.61520240118

CAPÍTULO 19 225

EVIDENCIAÇÃO ANATÔMICA E DESCRIÇÃO MORFOLÓGICA DO ÓSTIO DO SEIO MAXILAR EM PEÇA CADAVÉRICA FORMOLIZADA

Polyanne Junqueira Silva Andresen Strini
Cássio Mendes de Alcântara
Paulinne Junqueira Silva Andresen Strini

DOI 10.22533/at.ed.61520240119

CAPÍTULO 20 228

A SCHINUS TEREBINTHIFOLIUS (AROEIRA) E SUA APLICAÇÃO NA ODONTOLOGIA

Lucas Dantas Pereira
Isabela Pinheiro Cavalcanti Lima
Wellington Gabriel Silva de Almeida

DOI 10.22533/at.ed.61520240120

CAPÍTULO 21	234
ANÁLISE DA QUALIDADE DE VIDA E FATORES DESENCADEANTES DA SÍNDROME DE BURNOUT EM DOCENTES	
Ricardo José de Lima	
João Vítor Macedo Marinho	
Vanessa de Carla Batista dos Santos	
Camila Maria Beder Ribeiro Girish Panjwani	
Mara Cristina Ribeiro	
Aleska Dias Vanderlei	
DOI 10.22533/at.ed.61520240121	
CAPÍTULO 22	250
ANÁLISE SALIVAR E AVALIAÇÃO PERIODONTAL DOS PACIENTES TRANSPLANTADOS RENAIIS SOB REGIME DE TERAPIA IMUNOSSUPRESSORA	
Kelly Cristine Tarquínio Marinho	
Alexandre Cândido da Silva	
Camila Correia dos Santos	
Élcio Magdalena Giovani	
DOI 10.22533/at.ed.61520240122	
CAPÍTULO 23	259
INFLUENCE OF ER,Cr:YSGG LASER, ASSOCIATED OR NOT TO 5% FLUORIDE VARNISH, IN THE TREATMENT OF EROSION IN ENAMEL AND OF LONGITUDINAL MICROHARDNESS	
Cesar Penazzo Lepri	
Gabriella Rodovalho Paiva	
Marcela Beghini	
Regina Guenka Palma Dibb	
Juliana Jendiroba Faraoni	
Maria Angélica Hueb de Menezes Oliveira	
Denise Tornavoi de Castro	
Vinicius Rangel Geraldo- Martins	
DOI 10.22533/at.ed.61520240123	
SOBRE A ORGANIZADORA.....	267
ÍNDICE REMISSIVO	268

ANÁLISE BIOMECÂNICA DA INFLUÊNCIA DO ÂNGULO DE CONICIDADE INTERNA DE 11,5° OU 16° EM IMPLANTES CONE MORSE

Data de aceite: 13/01/2020

Karla Zancopé
Frederick Khalil Karam
Giovanna Chaves Souza Borges
Flávio Domingues das Neves

Os implantes originalmente desenvolvidos por Brånemark possuíam o desenho hexagonal externo na plataforma. Essa plataforma desempenhava a função de auxiliar na instalação cirúrgica dos implantes e unir o pilar protético ao próprio implante. Este tipo de junção, segundo estudo de acompanhamento clínico longitudinal inicial para avaliação dos índices de sucesso de implantes, verificou uma perda óssea ao seu redor considerada normal, de aproximadamente 1,0 mm no primeiro ano em função e menos de 0,2 mm após o primeiro ano (Brånemark PI 1983; Cardaropoli G 2006; Degigi M 2008). Como inicialmente os implantes dentários haviam sido desenvolvidos apenas para desdentados totais, essa perda óssea fisiológica era pouco importante clinicamente. Entretanto, com a evolução da implantodontia para casos parciais e unitários, essa perda óssea poderia ter grande significado clínico, uma vez que poderia significar a perda de uma

papila interdental de um dente anterior.

A manutenção óssea da região perimplantar é motivo de grande discussão na literatura e está relacionada a aspectos microbiológicos e biomecânicos, ambos relacionados à junção pilar/implante (P/I). O desajuste entre P/I tem sido indicado como um dos fatores causais das falhas protéticas (Goodacre et al, 2003) e possivelmente pela diminuição do osso ao redor da plataforma do implante (Broggini et al., 2003; Brogginini et al., 2006). É comprovado que o tipo de junção entre P/I é diretamente relacionado com o infiltrado bacteriológico e a presença de células inflamatórias que levam a perda óssea ao redor da microfenda existente na região da junção (Broggini et al., 2003; Brogginini et al., 2006). Em meados de 2006 surge um novo conceito baseado no estudo de Richard J. Lazzara (Lazzara 2006) em que alterando a posição do pilar sobre a plataforma (de maneira a distanciar-se da margem óssea), observou-se a possibilidade de diminuição da perda óssea marginal. Esse conceito é bem explicado na figura 1.

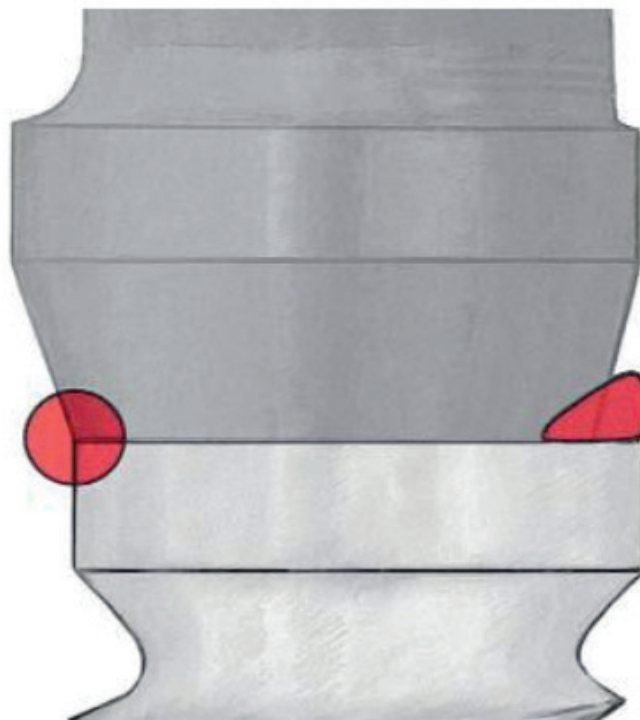


Figura 1. Lado direito da imagem observa-se o padrão convencional. Lado esquerdo da imagem observa-se padrão plataforma switching. Lazzara 2006

Em resumo, observou-se que seria benéfico aumentar a distância entre o componente protético e a crista óssea. Este conceito foi denominado “plataforma switching”. Isso fez com que fossem discutidas outras formas de mudanças da junção entre P/I, a fim de reproduzir melhorias biológicas e biomecânicas. Basicamente, as junções que unem os implantes as próteses, podem ser classificadas como hexágono externo (H.E.), hexágono interno (H.I.) e cone Morse (C.M.). Este último baseou-se em um desenho de Stephen A. Morse, já utilizada para componentes rotatórios de máquinas desde 1864. Há aproximadamente 25 anos, foi aplicada na implantodontia contemporânea (Moser 1989). A principal diferença deste tipo de junção, quando comparado às outras duas junções supracitadas, é a interface cônica que faz com que a interface P/I independa apenas do parafuso para fixação dos pilares. Isso produz uma melhor estabilidade, diminuindo os desapertos de parafuso, tão comuns nas outras plataformas (da Silva-Neto 2017). Diferente do H.E e H.I., que possuem junções horizontais, a junção de C.M. é vertical, resultando em uma melhor distribuição de cargas aplicadas nesses implantes de acordo com a figura 2. (Esposito M, 2017).

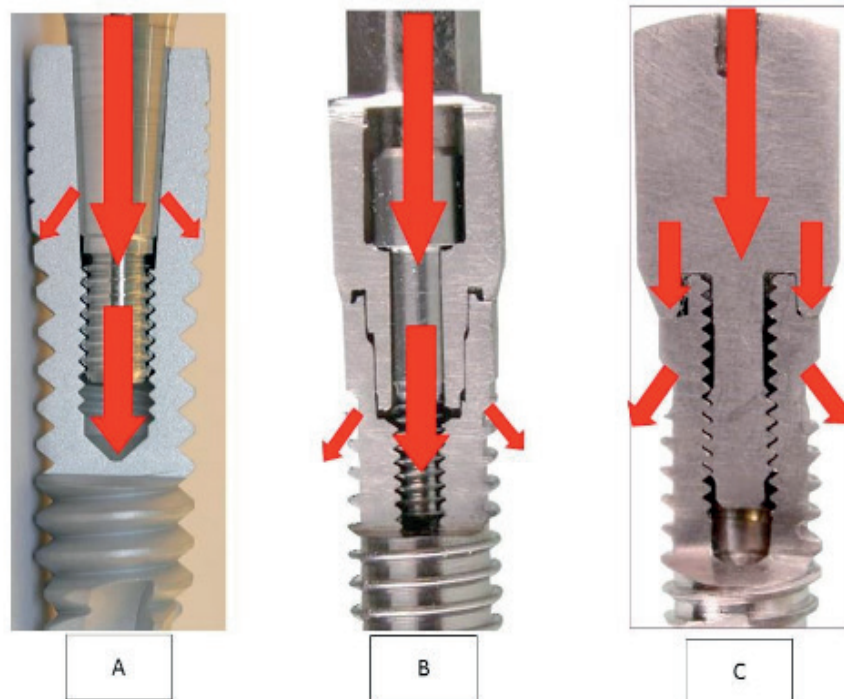


Figura 2. A – Dissipação de cargas em implantes C.M.; B – Dissipação de cargas em implantes H.I.; C – Dissipação de cargas em implantes H.E. (Imagem cedida pela empresa NEODENT)

Nos implantes C.M. as tensões resultantes das cargas aplicadas axialmente são dissipadas distantes da região cervical do implante (Esposito 2017). Diferente das outras duas junções, no qual a carga é dissipada na região cervical do implante, podendo favorecer a perda óssea nessa região (figura 2 B-C). Dessa forma, os malefícios biomecânicos seriam resolvidos. Entretanto, esse tipo de junção resolve também os malefícios biológicos, aplicando o conceito de “plataforma switching”. Outro efeito clínico favorável para esse tipo de junção é a possibilidade de diminuição do espaço protético para instalação de implantes. Enquanto para as junções hexagonais exige uma distância de 3 mm entre os implantes, a junção C.M. exige apenas 2 mm entre os implantes. Isso se deve pelo efeito Morse ser interno e exigir menos espaço para instalação dos componentes. (Novaes AB Jr2011; Sato RK 2017)

Para garantir os efeitos benéficos desse tipo de sistema é importante que os implantes sejam capazes de resistir aos esforços mastigatórios tão bem, quanto os implantes de junções hexagonais. Para isso, foram realizados estudos para investigar o comportamento mecânico e biológico de implantes dentários com interface cônica interna. Um estudo recente teve como objetivo comparar implantes de hexágono externo com 3.75 mm de diâmetro, hexágono externo com plataforma reduzida com 3.3 mm de diâmetro e implantes cone Morse de diâmetro 3.5 mm de diâmetro (Carneiro et al 2016). Foi aplicada carga até o limite máximo de resistência desses implantes. Esse estudo conclui que não há diferença estatística na resistência de implantes com 3.75 mm de diâmetro e plataforma de H.E. quando comparado aos implantes com 3.5 mm de diâmetro e junção C.M. Entretanto, observa-se uma diminuição significativa na resistência dos implantes de 3.3 mm de diâmetro com plataforma de 3.4 mm.

Sendo assim, na questão resistência, os implantes de diâmetro 3.5, junção cone Morse com 11,5° de conicidade interna, demonstram resistência semelhante aos implantes de 3.75 mm de diâmetro e junção H.E. Porém, alguns fatores ligados a manufatura desses implantes poderão influenciar nesse quesito. Por exemplo, a liga titânio utilizado com matéria prima e a conicidade interna das paredes da junção Morse. Uma vez que estes dois aspectos podem influenciar na espessura das paredes internas e externas dos implantes. O estudo de Castro e colaboradores, 2015 (Castro 2015) avaliou a deformação cervical em diferentes diâmetros de implantes cone Morse e a deformação residual após a remoção do carregamento. Este estudo comprova que a espessura da parede do implante cone Morse influenciou a deformação das paredes internas e externas da região cervical. Entretanto, os diâmetros testados (3,5; 4,0 e 5,0 mm) demonstraram valores de deformação clinicamente aceitáveis. Por causa desses estudos supracitados, os implantes da linha C.M. são considerados padrão ouro, para reabilitação oral. Entretanto, no intuito de aumentar a indicação de implantes de diâmetro reduzido para região posterior, a empresa lança um novo implante, acreditando que seja melhor que os implantes da linha C.M. A fim de comprovar essa superioridade desses novos implantes, se faz necessário uma investigação aprofundada. A principal alteração foi a conicidade interna, objetivando a melhoria da resistência a fratura (Figura 3). A matéria prima utilizada, já é conhecidamente biocompatível e resistente mecanicamente.



Figura 3. Imagem oclusal de dois implantes. O implante á esquerda é um cone Morse de diâmetro de 3.5 da linha C.M. Já o implante a direita possui o mesmo diâmetro, entretanto com alteração da conicidade interna.

Contudo, a influência de diferentes conicidades internas das junções cone Morse pode gerar outras dúvidas. Tendo em vista que os implantes são planejados para entrarem em função mastigatória, substituindo os dentes perdidos, comparar o grau

de infiltração de duas angulações internas de implantes cone Morse em condições dinâmicas, correlacionando-os com uma possível alteração da interface durante este processo é de extrema importância. Além disso, com o aumento da conicidade interna, abriria um leque para oportunidade para produção de pilares em Zircônia, o que poderia trazer resistência com possibilidade de melhoria estética. Cabe ressaltar, que embora a literatura apresente diversos estudos sobre microinfiltração, não foram encontrados por esses autores dados que correlacionem a microinfiltração com a angulação interna dos implantes cone Morse após o carregamento.

Diante disso, o presente capítulo objetivou responder algumas questões da prática clínica com implantes dentários. Como objetivo geral o intuito foi avaliar e comparar a influência da conicidade interna ($11,5^\circ$ e 16°) na interface pilar/implante e no comportamento mecânico de específicos implantes cone Morse. O presente capítulo foi então dividido em 3 partes: a primeira parte analisou o comportamento mecânico de implantes dentários com angulação de cone em $11,5^\circ$ e 16° e seus respectivos pilares em titânio, por meio de Análise de Elementos Finitos (AEF) e teste de fadiga, seguindo as normas ISO 14801; na segunda parte, foi realizado teste de resistência fratura e fractografia por meio de uma metodologia já publicada; e na terceira e última parte, foi realizado a avaliação do espaço microscópico existente entre o corpo do implante e o corpo do componente (interface P/I) comparando implantes de conicidades diferentes ($11,5^\circ$ e 16°), por meio do microtomografia computadorizada e microinfiltração com azul de toluidina.

- Análise de Elementos Finitos (AEF) e teste de fadiga, seguindo as normas ISO 14801

Os modelos originais em 3D de cada item foram fornecidos pelo fabricante (Neodent, Curitiba, Brasil) e montados no programa Autodesk Inventor (Autodesk, São Rafael – Califórnia,) e em seguida, exportado para o programa FEMAP (FEMAP Siemens, Berlin-Charlottenburg, HRB 12300 Munich, HRB 6684). Os itens a seguir foram considerados para a montagem dos modelos: corpo semi-esférico, pilar protético, parafuso, implante e bloco de poliacetato, conforme figura abaixo (Figura 4). A montagem dos modelos foi baseada na ISO 14801 para testes compressivos em implantes dentários. Alguns pontos da norma são importantes ressaltar: o corpo semi-esférico deve ser montado considerando a distancia de 8 mm entre a base do implante e o centro da esfera, o implante deve estar com 3 mm de exposição em relação a base de poliacetato e as roscas do parafuso devem ser posicionadas sem interferência (Figura 4).

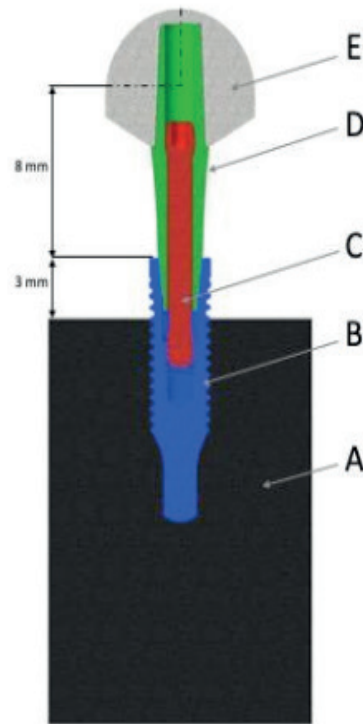


Figura 4: Montagem da amostra para testes: A- Poliacetato, B- Implante, C- Parafuso, D- Pilar e E- Corpo semi-esférico.

Os grupos testados estão descritos a seguir:

- Grupo 1 X Grupo 2
- Grupo 3 X Grupo 4
- Grupo 5 X Grupo 6

Após a montagem de todas as partes, os modelos foram exportados para outro programa computacional Parasolid".X_T. A geometria do CAD (Computer-aided-design) foi criada no FEMAP, juntamente com as condições de contorno (carregamentos e restrições para o modelo). Em seguida, os materiais e suas respectivas propriedades mecânicas, definidas pelos fabricantes, foram então inseridas no programa (Tabela 1).

Descrição	Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
Implante CM Titamax 3.5x13	Titânio Grau 4	105000	0,361
Implante GM Titamax 3.5x13	Titânio Grau 4	105000	0,361
Implante CM Drive 3.5x13	Titânio Grau 4	105000	0,361
Implante GM Drive 3.5x13	Titânio Grau 4	105000	0,361

Munhão Universal GM Pilar 3.3x6x5.5	Liga de titânio Ti6Al4V- ELI	105000	0,361
Parafuso Longo Universal Abutment	Liga de titânio Ti6Al4V- ELI	105000	0,361
Corpo Hemisférico CM Pilar Universal	Liga de titânio Ti6Al4V- ELI	105000	0,361
Munhão Universal GM Pilar 3.3x6x5.5	Liga de titânio Ti6Al4V- ELI	105000	0,361
Pilar de Parafuso GM	Liga de titânio Ti6Al4V- ELI	105000	0,361
Corpo Hemisférico GM Pilar Universal	Liga de titânio Ti6Al4V- ELI	105000	0,361

Tabela 1 – Propriedades mecânicas dos materiais testados

Para o bloco de poliacetato, o módulo de Young foi determinado como 3GPa, de acordo com as recomendações da ISSO 14801 para testes de fadiga. Elementos tetraédricos de 10 nos foram utilizados durante a análise, pois a geometria dos implantes é relativamente complexa, com chanfros e roscas, sendo praticamente impossível obter bons resultados com outro tipo de elemento. O tamanho do elemento foi escolhido e redefinido de acordo com a região de interesse. Após a geração da malha, a sua qualidade foi avaliada pelo critério de proporcionalidade. O correspondente contato entre as estruturas e seu coeficiente de atrito foi definido da seguinte forma: “colado” para os contatos entre implante/poliacetato e pilar/semi-esfera e contato de fricção entre implante/pilar, implante/parafuso e pilar/parafuso. O valor de 0.57 foi considerado como valor do coeficiente de fricção.

O modelo foi então fixado, e essa região foi definida como sendo na lateral do poliacetato. Esse item é igual para todos os grupos em estudo. O torque de aperto dos parafusos se relaciona com a pré-carga, de acordo com a equação:14

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

Onde:

T - torque;

- F_i - pré-carga;
- l - carga;
- d_m - diâmetro médio;
- f - coeficiente de fricção na região das roscas;
- a_r - metade do ângulo das roscas (2);
- f_c - coeficiente de fricção na região da cervical do parafuso;
- d_c - metade do diâmetro da cervical do implante.

O valor do torque de aperto dos parafusos sou substituído pelo valor da pré-carga, obtido com a equação acima. O valor de 117N foi aplicado aos parafusos cone Morse (relativo a um torque de 15Ncm) e 203N para os parafusos Grand Morse (relativo a um torque de 20Ncm). Uma força oblíqua de 150N a 30° em relação ao longo eixo do implante foi aplicada, de acordo com a norma ISSO 14801. A análise dos resultados considerou as tensões máximas principais, nas duas interfaces (16° e 11,5°).

Após o carregamento, pudemos observar que, ao comparar o grupo 1 (GM DRIVE) com o grupo 2 (CM DRIVE) que o implante de 16° apresentou uma distribuição de tensões mais homogêneas (Figura 5), mesmo comportamento apresentado ao comparar os grupos 3 (GM HELIX) X 4 (CM DRIVE) (Figura 6) e grupos 5 X 6 (Figura 7).

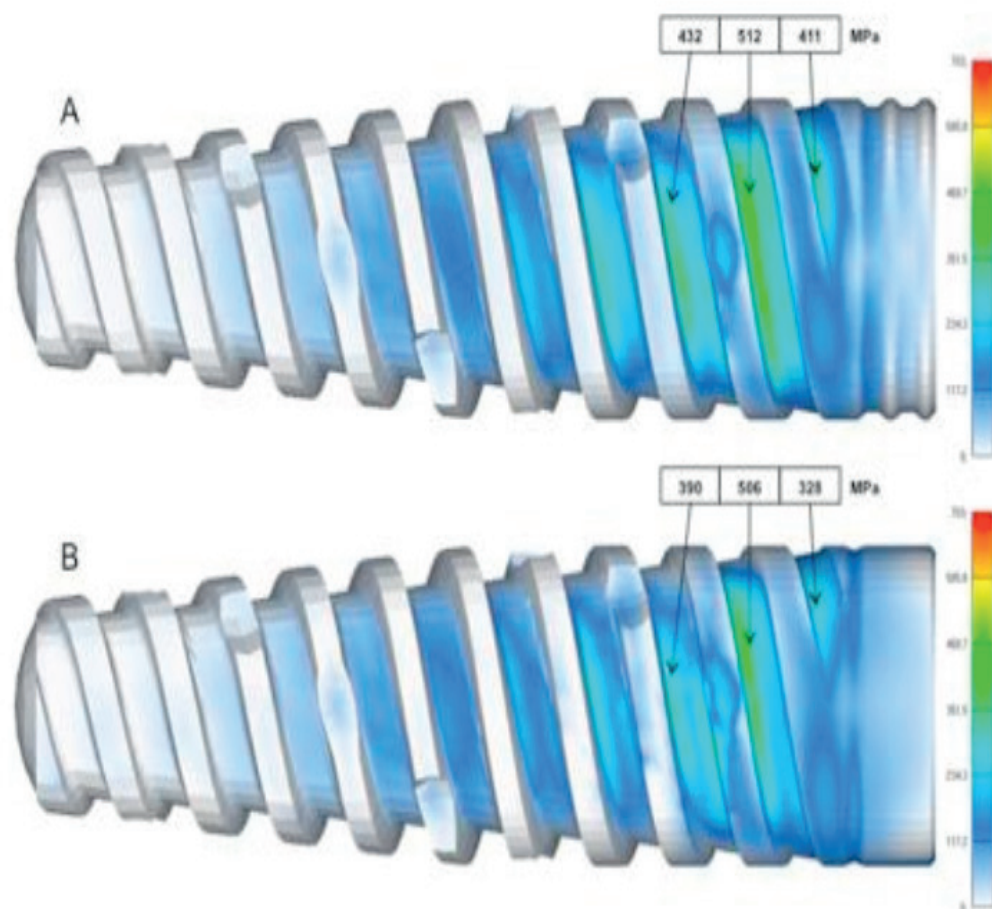


Figure 5: FEA (A: CM Drive implant, B: GM Drive implant).

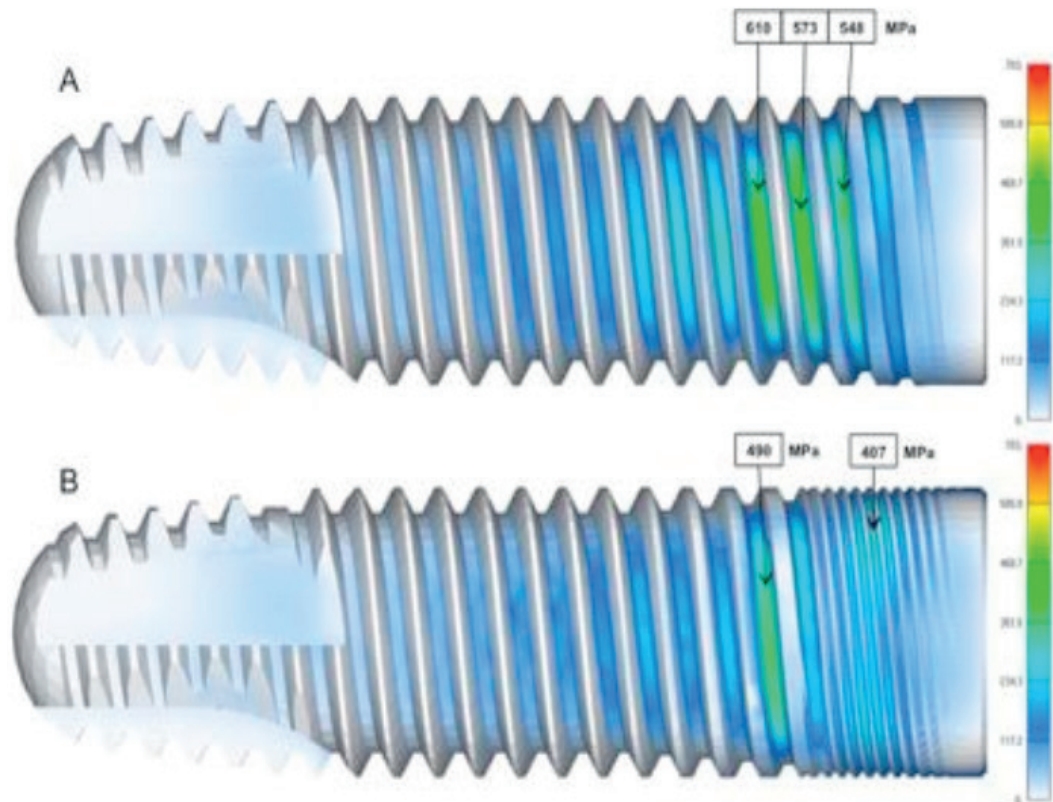


Figure 6: Valores de carga (N) x ciclos (n°) entre o implante CM Titamax e GM Titamax

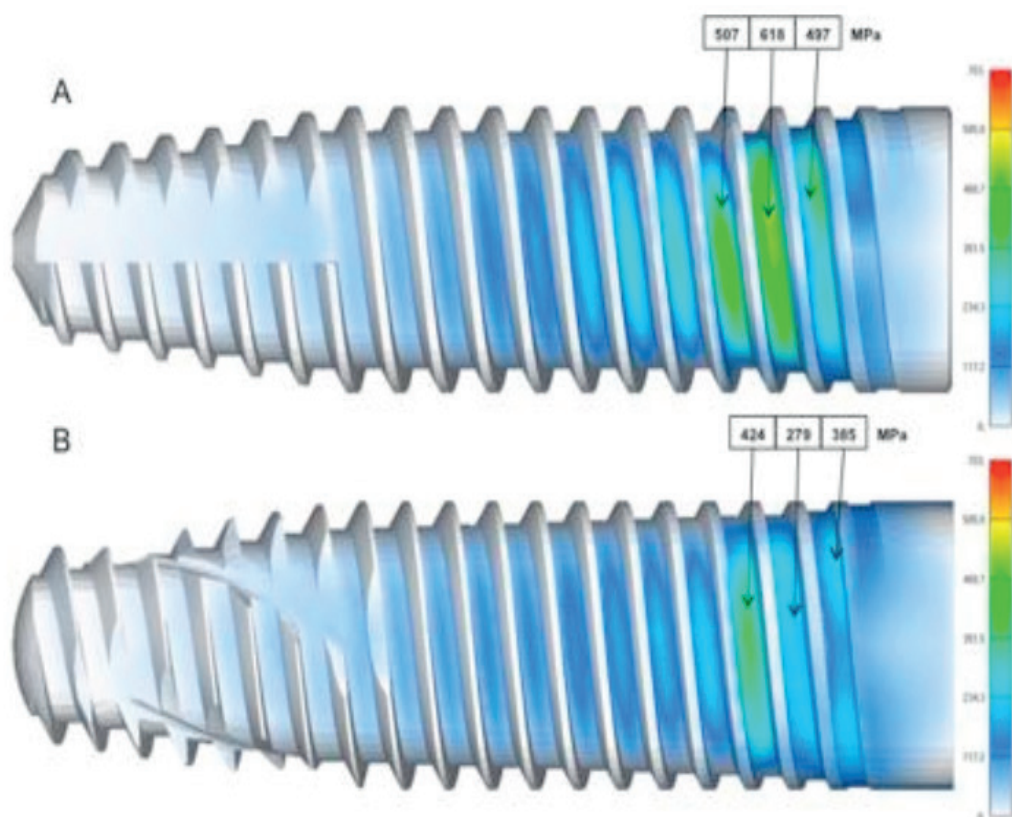


Figure 7: FEA (A: CM Drive implant, B: GM Helix implant).

Já para o teste de fadiga, 9 amostras foram analisadas, de acordo com a norma ISO 14801 (Tabela 2), que também estabelece que pelo menos 4 cargas devem

ser testadas. A carga máxima é definida como sendo a situação em que 3 amostras aguentam 5 milhões de ciclos sem falhar, e pelo menos 3 cargas subsequentes a carga máxima com pelo menos 2 amostras para cada uma dessas cargas. Os grupos testados são os mesmos testados anteriormente, em FEA.

Os testes foram realizados em meio seco com a temperatura de $20 \pm 5^\circ\text{C}$. Cada implante foi instalado com torque de 60Ncm em uma base de poliacetato, 3mm abaixo da cervical do implante, simulando perda óssea severa. A base de poliacetato foi posicionada em um dispositivo angulado em 40° (figura 7) e fixada em uma máquina de ensaio universal (Instron modelo E3000, Instron, Reino Unido). O ensaio seguiu o que foi previamente testado em Elementos Finitos, descrito acima. A frequência utilizada no teste foi de 15Hz. Um teste estático de compressão foi realizado.



Figura 7: Dispositivo para o teste de fadiga.

Grupo	Descrição	Número de Amostras	Lote
1	Implante CM Drive (3.5x13)	9	800.136.493
1	Munhão Universal GM Exact angulado (3.3x6x3.5)	9	800.011.231
1	CM Parafuso de Passagem Universal Pilar	9	800.146.045
2	Implante GM Drive Acqua (3.5x13)	9	800.109.846
2	GM Exact Click Universal Abutment 30° (3.3x6x3.5)	9	800.117.176
2	Pilar de Parafuso GM (1.75x10.75)	9	800.075.048
3	Implante CM Titamax (3.5x13)	9	800.206.881

3	CM Exact Universal Abutment 30° (3.3x6x3.5)	9	800.007.292
3	Parafuso Passante Universal CM Abutment	9	800.104.795
4	Implante GM Titamax Acqua (3.5x13)	9	800.109.693
4	GM Exact Click Universal Abutment 30° (3.3x6x3.5)	9	800.117.176
4	Pilar de Parafuso GM (1.75x10.75)	9	800.075.048
5	Implante CM Alvim (3.5x13)	9	800.196.433
5	CM Exact Universal Abutment 30° (3.3x6x3.5)	9	800.191.811
5	Parafuso Passante Universal CM Pilar	9	800.104.795
6	Implante GM Helix Acqua (3.5x13)	9	800.109.867
6	GM Exact Click Universal Abutment 30° (3.3x6x3.5)	9	800.117.176
6	Pilar de Parafuso GM (1.75x10.75)	9	800.075.048
-	Pilar de Corpo Hemisférico Pilar Angulado Universal CM 17°/30° 3.3x6x3.5	54	800.109.765
-	Dispositivo de Base Angulada 40°	1	N/A

Tabela 2: Descrição do material.

No teste de força máxima, em que era aplicada uma força estática sobre os implantes, independentemente dos grupos testados, os conjuntos dos implantes com 16° graus de angulação de cone interno apresentaram maiores valores de força máxima, ou seja, se apresentaram mais resistentes do que o conjunto pilar/implante com 11,5° de inclinação de cone interno, conforme descrito nas tabelas 3, 4 e 5.

Amostra	Carga Máxima (N)	
	CM Drive	GM Drive
1	377.8	443.8
2	384.0	438.7
3	362.4	436.9
Valor Médio	374.7 A	439.8 B
Desvio Padrão	11.1	3.6

Tabela 3: Valores obtidos no teste de compressão estática

Amostra	Carga Máxima (N)	
	CM Titamax	GM Titamax
1	307.5	442.1
2	327.0	420.1
3	317.9	445.9
Valor Médio	317.5 A	436.0 B
Desvio Padrão	9.8	13.9

Tabela 4: Valores obtidos no teste de compressão estática

Amostra	Carga Máxima (N)	
	CM Alvim	GM Helix
1	370.9	449.4
2	366.4	430.3
3	368.1	414.5
Valor Médio	368.5 A	431.4 B
Desvio Padrão	2.3	17.5

Tabela 5: Valores obtidos no teste de compressão estática

Já para os testes de fadiga propriamente ditos, os grupos das amostras com implantes de 16° de inclinação de cone interno aguentaram maiores carregamentos para a quantidade de ciclos propostos. Desta forma, o conjunto pilar/implante desses implantes se mostrou mais resistente do que quando comparamos aos grupos do sistema com implantes de 11,5° de inclinação de cone interno, conforme as figuras 8, 9 e 10. Os implantes com 16° tem uma espessura de parece 30% menor do que os implantes com 11,5°, mas o sistema se apresentou mais resistente, provavelmente pela maior robustez do pilar neste sistema.

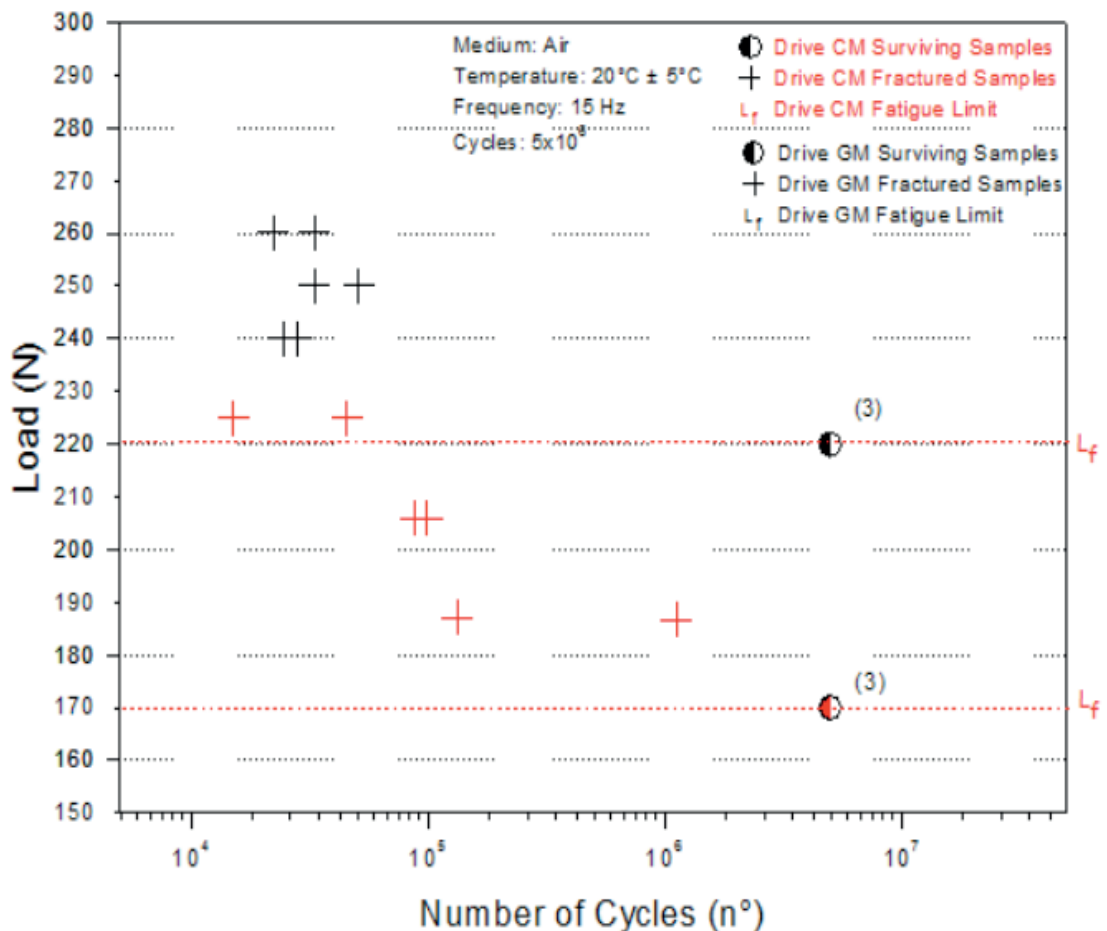


Figura 8: Valores de carga (N) x Ciclos (nº) entre o implante Alvim e Helix

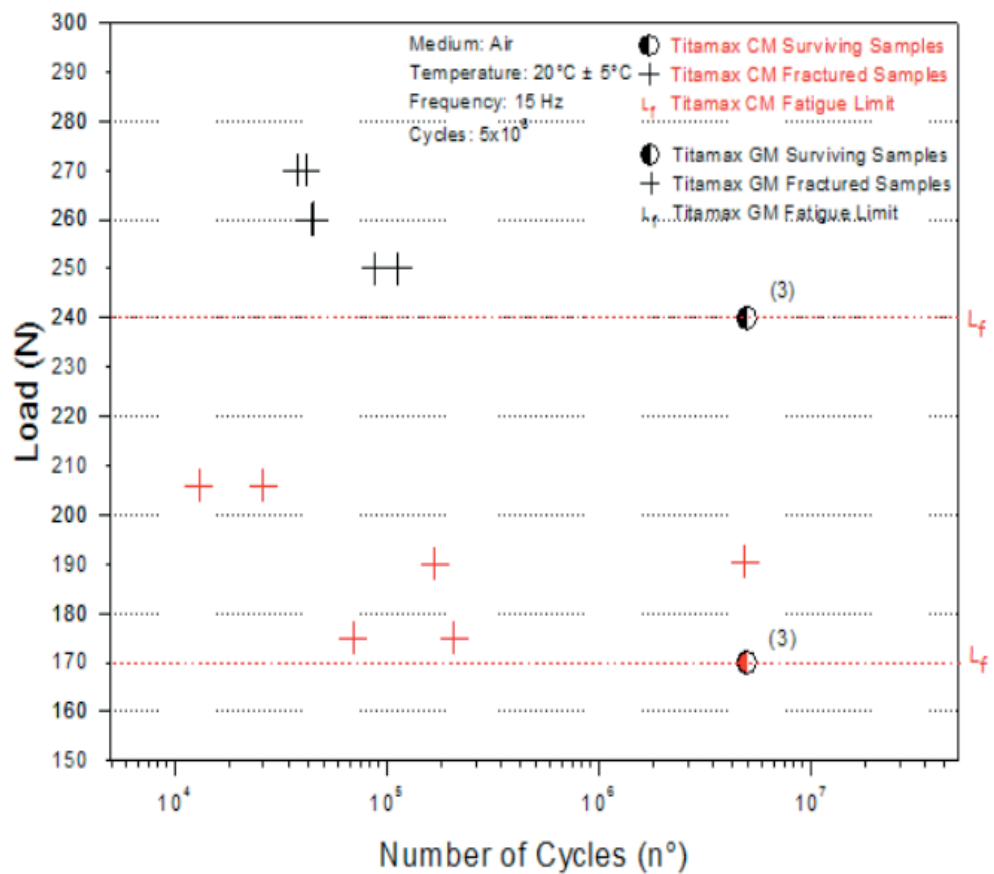


Figura 9: Valores de carga (N) x Ciclos (n °) entre o implante Alvim e Helix

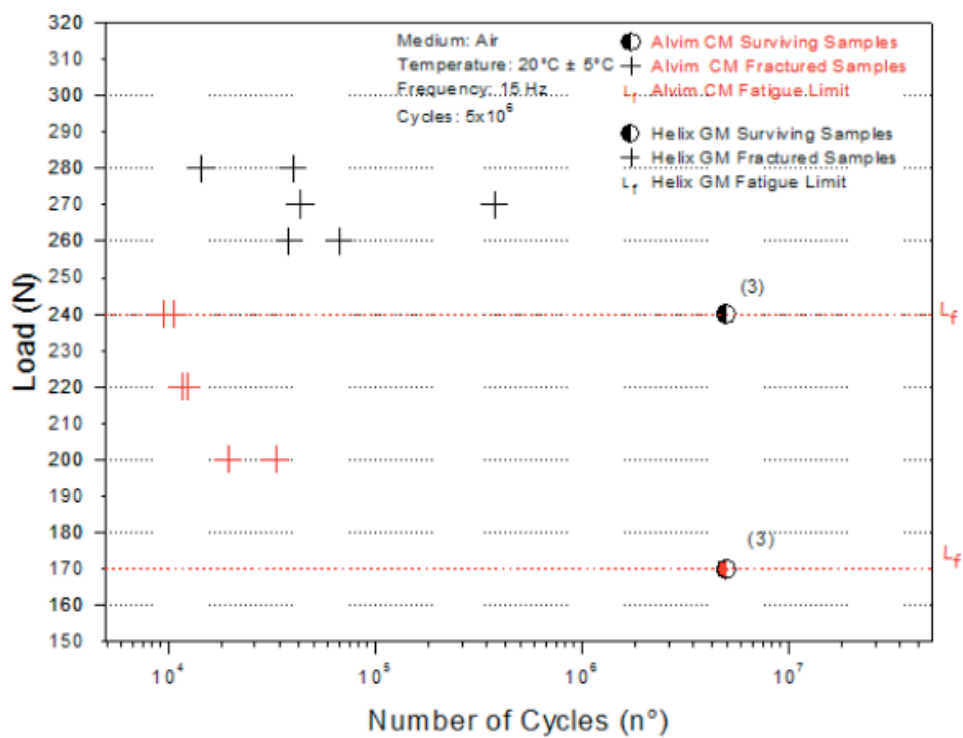


Figura 10: Valores de carga (N) x ciclos (n°) entre o implante Alvim e Helix

- Teste de resistência fratura e fractografia

Para avaliar se diferentes ângulos da conicidade interna de implantes cone Morse representam diferentes valores de resistência a fratura, vinte implantes cone Morse foram divididos em 2 grupos: (11,5° e 16°), conforme a tabela 6.

Grupo	Descrição
1	Implante Cone Morse sem índice protético (Ø 3,5 × 13,0 milímetros), com angulação 11,5 graus da porção cônica interna e Universal Post (Ø 3,3 × 4,0 × 1,5 mm), Neodent
2	Implante Cone Morse sem índice protético (Ø 3,5 × 13,0 mm), com angulação de 16 graus da porção cônica interna e suporte universal (Ø 3,3 × 4,0 × 1,5 mm), Neodent

Tabela 6: Descrição dos materiais

As amostras de ambos os grupos foram posicionadas em uma estativa metálica para receber um carregamento em 90° em relação ao longo eixo do implante. A plataforma do implante estava posicionada 4mm para fora da estativa, a fim de isolar o index protético e simular severa reabsorção óssea. Essa situação é simulada para que o osso não funcione como fator protetor ao sistema pilar/implante, o que poderia mascarar os resultados obtidos. Um objeto metálico foi utilizado para confirmar essa distância. Após o posicionamento do implante na estativa, por meio de um parafuso, o pilar era instalado e o torque era aplicado, de acordo com recomendações do fabricante.

Com as amostras prontas, essa estativa metálica era então posicionado em uma maquina de ensaio universal (EMIC; 2000DL) e uma esfera de 4 mm de diâmetro era conectada a uma célula de carga de 500 KN de capacidade (KN500; EMIC) para realizar o carregamento sobre as amostra, a uma velocidade de 0.5 mm/min e posicionado a 2 mm da borda do pilar. Após o teste de cada amostra o posicionamento da esfera era conferido. Um computador estava ligado a essa célula de carga, fazendo a leitura das forças e interrompendo o processo no momento da fratura do sistema ou quando havia um deslocamento de 5 mm do sistema pilar/implante. Durante o teste, o computador plotava o gráfico força (N) X deslocamento (mm). Os dados eram então anotados e submetidos a análise estatística, utilizando software específico (Sigma Plot version 12.0; Systat Software Inc.), com nível de significância $\alpha=0.05$.

Os valores de media e desvio padrão encontrados durante o teste estão descritos na tabela 7. Foi encontrada diferença estatística entre o Grupo GM e CM. A inclinação de cone Interno foi determinante que houvesse mais resistência no grupo GM quando comparado ao grupo CM.

Grupo	GM	CM
Valores Médios	605 ± 47N A	431 ± 47N B

Tabela 7: Valores médios e desvio padrão dos grupos GM e CM

Após o teste de resistência a fratura, as amostras eram analisadas em estereomicroscópio (Leica MS5) acoplado a uma câmera (AxioCam ERc 5S). As imagens

eram exportadas e foram analisadas com auxílio de um software (AxioVision). Dessa forma, foi possível determinar em todas as amostras faces imagens padronizadas, sendo possível avaliar um padrão na deformação (Figura 11).

No grupo 11,5° observou-se deslocamento acentuado no terço médio do implante, apresentando padrão de fratura envolvendo $\frac{3}{4}$ da circunferência do implante. Já o grupo 16°, um desvio acentuado no terço cervical e por uma vista axial nota-se uma desadaptação entre pilar e implante, não apresentando fratura em todo seu corpo.

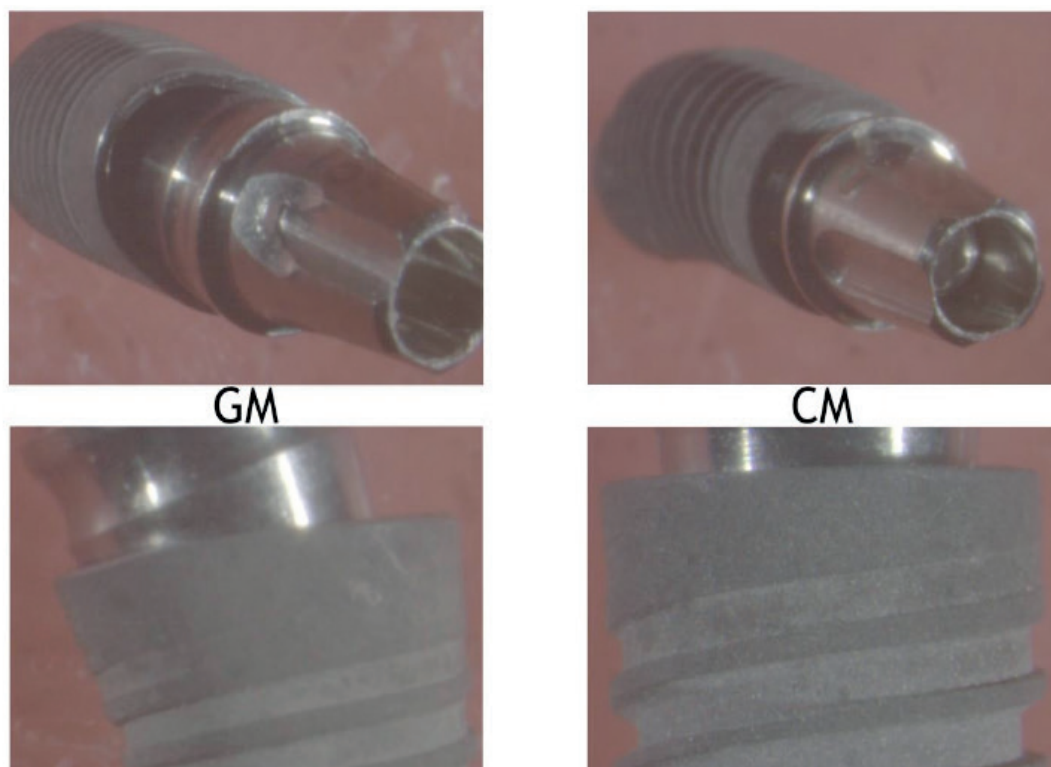


Figura 11: No grupo CM observou-se deslocamento acentuado no terço médio, apresentando padrão de fratura envolvendo $\frac{3}{4}$ da circunferência do implante. Já o grupo GM, um desvio acentuado no terço cervical e por uma vista axial nota-se um gap entre pilar e implante, não apresentando fratura em todo seu corpo.

Desta forma, os implantes com 16° graus de inclinação interna foram mais resistentes que os implantes com 11,5° mm. Apesar dessa situação ser clinicamente impossível, o intuito foi colocar as amostras em uma situação de maior dificuldade possível.

A análise fractográfica foi importante para determinar se há alguma diferença no padrão de deformação dos grupos investigados. Apesar do sistema investigado no grupo 16° ser mais resistente, essa análise demonstrou que a região cervical destes implantes é mais susceptível a deformação quando o limite de escoamento for ultrapassado. Já no sistema investigado no grupo 11,5°, o padrão de deformação foi diferente. Nestes implantes a deformação acontecia no terço médio. Todos os grupos investigados neste estudo eram de implantes de 3,5mm de diâmetro. A deformação cervical é diretamente dependente do diâmetro do implante. O estudo de CASTRO conclui que o diâmetro do implante é determinante para resistência. (CASTRO, C. G.,

ZANCOPE, K., VERÍSSIMO, C., SOARES, C. J., & NEVES, F. D. das. (2015).

O grau de inclinação interna do cone irá determinar a espessura do implante na região cervical. Apesar da parede do implante de 16° ser menor, os componentes protéticos são mais robustos, demonstrando que isso interfere diretamente na resistência destes implantes.

- Avaliação do espaço microscópico existente entre o corpo do implante e o corpo do componente (interface P/I), por meio do microtomografia computadorizada e microinfiltração com azul de toluidina

O selamento da região pilar/implante é importante para garantir os benefícios oriundo da conexão tipo cone Morse. Embora a literatura apresente diversos estudos sobre microinfiltração, não foram encontrados por esses autores dados que correlacionem a microinfiltração com a angulação interna dos implantes cone Morse. Além da microinfiltração, é importante observar a integridade e as diferenças entre os diferentes tipos de implantes, utilizando (Scarano 2016) a metodologia de microtomografia computadorizada, realizando avaliação em nível microscópico da região pilar/implante. Com essa avaliação é possível determinar se existe alguma desadaptação nesta região, por meio de testes não destrutivos de amostras.

Esta metodologia, apesar de inovadora na literatura, apresenta um excelente potencial. Ao invés de utilizar bactéria, é utilizado o Azul de Toluidina. Esse corante apresenta moléculas menores que o LPS presente na membrana celular de bactérias gram-negativas. Dessa forma, foi possível avaliar de forma qualitativa se aconteceria algum extravasamento na região pilar/implante.

Para avaliar a microinfiltração, 16 implantes com junção Morse com inclinação de 16° e ápice perfurado foram utilizados neste estudo (Figura 12). Oito implantes Titamax CM EX 3.75 x 11mm e Munhão Universal CM Exact 4.5 x 3.5mm (Neodent, Curitiba, Brasil) e 8 Helix GM Acqua 3.75 x 13mm e Munhão Universal (Neodent, Curitiba, Brasil). Os implantes foram instalados em tubos de plástico através da seguinte sequência de brocas: (1) Lança, (2) Helicoidal de 2mm de diâmetro, (3) Piloto e (4) Helicoidal de 3,15mm. Os pilares foram conectados aos implantes e o torque foi dado, utilizando catraca com torquímetro (Neodent) e chave de 0.9 (Neodent). Os valores de instalação seguiram as recomendações do fabricante. O orifício do parafuso foi vedado com teflon e duas camadas de resinas, sendo que a região mais profunda foi vedada utilizando teflon, a região intermediária com resina flow Opallis (FGM, Joinville) e a área mais externa com resina micro híbrida (Fillmagic, Vigodent) (Figura 13). A interface entre o implante e o tubo de plástico também foi vedada utilizando resina flow (FGM, Joinville), seguido de resina micro híbrida (Fillmagic, Vigodent) que foram envolvidas por teflon para evitar qualquer tipo de vazamento da solução (Figura 14).



Figura 12. Implante de junção morse com o ápice perfurado



Figura 13. Representação esquemática do ápice perfurado com o vedamento do orifício com teflon + resina flow + resina micro híbrida



Figura 14. Interface entre implante e pilar vedada com resina flow + resina micro híbrida envoltas por teflon

Para realizar o teste preparou-se uma solução com concentração de 0,5% dissolvendo 0,5mg de Azul de toluidina (C₁₅H₁₆CIN₃S) em 10ml de água destilada. Foi utilizado uma balança de alta precisão (Balança Analítica Marte Modelo Ay 220) (Figura 15) pra mensurar a quantidade correta do pó de azul de toluidina e um misturador (Biomixer 78 HW - 1) (Figura 16) para obtenção da solução.



Figura 15. Balança Analítica Marte Ay 220



Figura 16. Agitador magnético Biomixer 78 HW-1

O equipamento para realizar o teste (Fig. 17A) é composto de um marcador para controle do ar comprimido (Fig. 17B); uma válvula para liberação do ar comprimido (Fig 17C); uma mangueira para passagem do ar comprimido (Fig. 17D); plugue da mangueira (Fig. 17E) e um recipiente cilíndrico transparente (Fig. 17F).

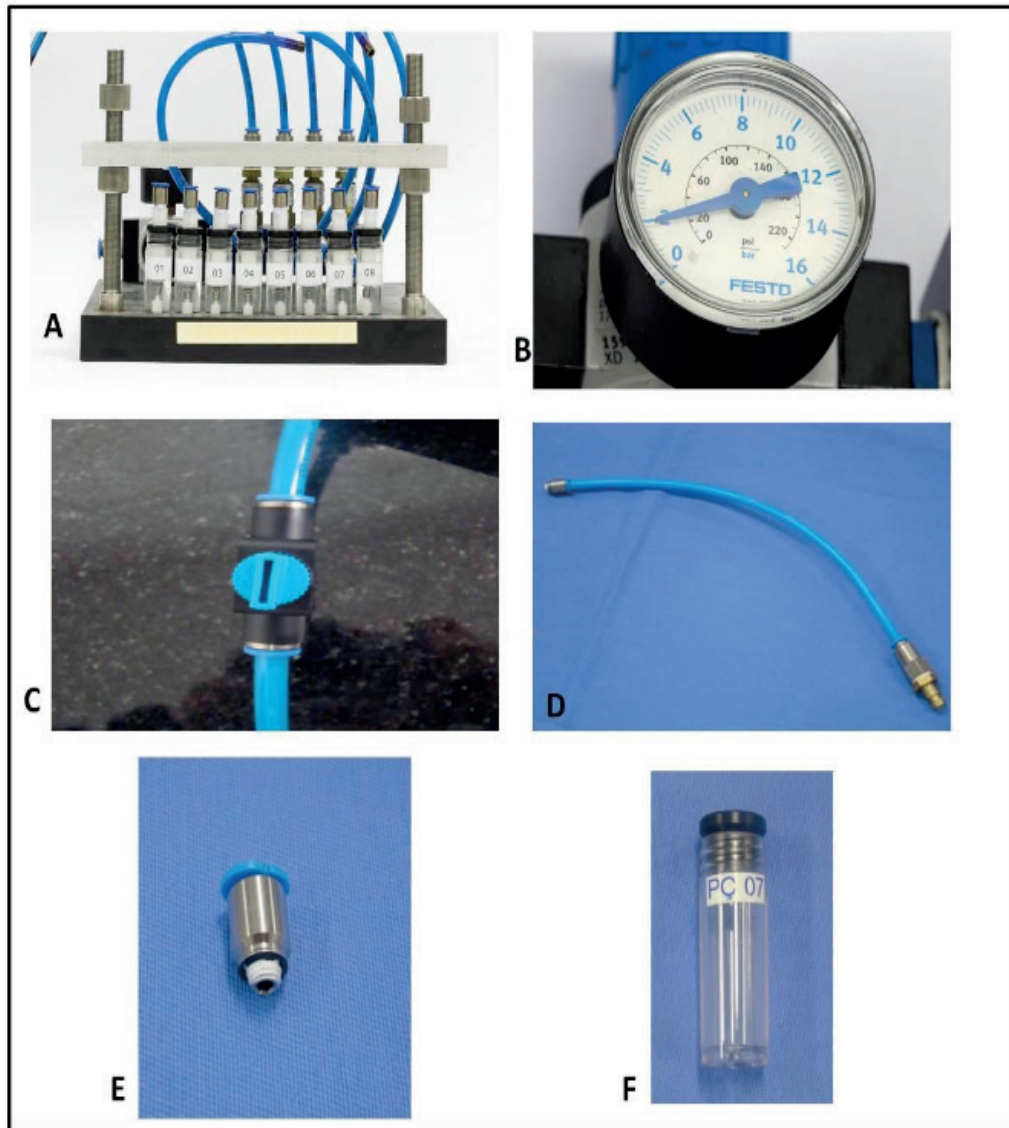


Figura 17: Equipamento para realizar o teste de microinfiltração; (17A) Equipamento completo e montado; (17B) Marcador de ar comprimido, também denominado de barômetro; (17C) Válvula para liberação do ar comprimido; (17D) Mangueira que permite a interação entre o ar comprimido e as amostras; (17E) Plug que conecta as amostras à mangueira; (17F) Recipiente transparente em que as amostras ficaram imersas.

O plugue da mangueira deve ser removido e encaixado no conjunto tubo de plástico + implante + pilar e a interface deve ser vedada com teflon (Figura 18). Aplicou-se 4uL da solução no interior deste conjunto utilizando pipetas automatizadas e reconectado o conjunto na mangueira. A solução foi injetada de dentro para fora e o valor de 4 uL foi obtido por meio de um teste piloto realizado previamente. Estas mangueiras eram encaixadas no equipamento e o conjunto tubo de plástico + implante + pilar inserido dentro do recipiente cilíndrico transparente contendo água destilada (Figura 19). Com o conjunto imerso nos cilindros iniciou-se o teste injetando uma pressão de 2 bars durante 1 hora.



Figura 18. Plugue conectado ao tubo de plástico e vedado com teflon

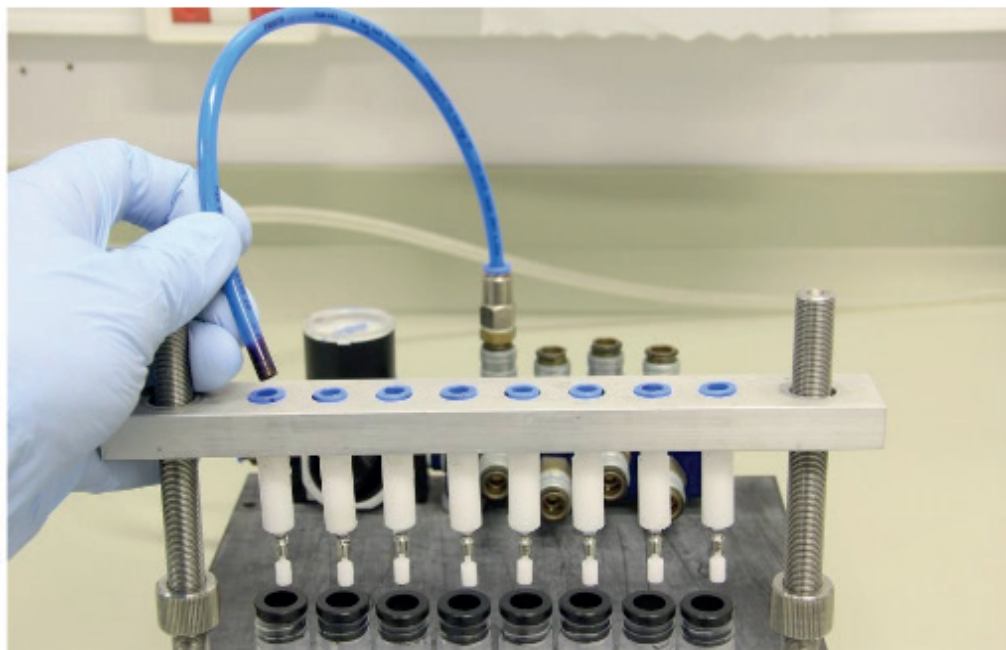


Figura 19. Representação das mangueiras sendo encaixadas no plug para permitir a passagem do ar comprimido

O teste de microfiltração foi analisado em 3 momentos durante o depósito do corante, e durante todo o teste não houve o extravasamento de nenhuma solução colorida que pudesse evidenciar a presença de um espaço microscópico (Figura 20).



Figura 20. Resultado do teste de microfiltração sem extravasamento do corante

A microtomografia computadorizada é um método de avaliação de amostras não destrutivo e utilizado na literatura em diferentes situações (PRUDENTE et al.,

2018; RESENDE et al., 2015; NEVES et al., 2015; NEVES et al., 2014; NEVES et al., 2014). Este método é validado para avaliação de estruturas metálicas e não metálicas (Scarano et al, 2016). Os autores deste trabalho observaram certa dificuldade na utilização desta metodologia para essas amostras. Isso se deve porque o pilar e implante são estruturas metálicas e apresentam-se de forma hiperdensa em imagens microtomográficas. Isso pode significar um falso – negativo, ou seja, pode não ter sido possível visualizar nenhum espaço por limitação da metodologia utilizada.

Como resultado da análise microtomográfica, não foi possível observar presença de nenhuma imagem hipodensa em implantes com 11.5° (Figura 21) e implantes com 16° (Figura 22), caracterizando a ausência de desadaptação entre pilar/implante.



Figura 21. Imagem microtomográfica implante 11.5 sem imagem hipodensa entre pilar implante

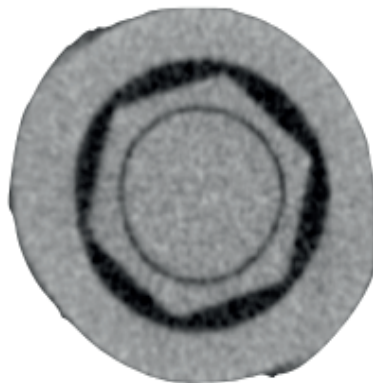


Figura 22. Imagem microtomográfica implante 16° sem imagem hipodensa entre pilar implante

CONCLUSÃO GERAL

As empresas estão constantemente buscando sistemas de implantes mais resistentes e que sejam biologicamente satisfatórios. Neste capítulo, buscamos entender se diferentes angulações do cone interno de implantes cone Morse influenciariam negativamente em seu comportamento biomecânico.

De acordo com as metodologias empregadas e resultados obtidos, pudemos

concluir que embora os implantes com 16° tenham uma espessura de parece 30% menor do que os implantes com 11,5°, o sistema se apresentou mais resistente, provavelmente pela maior robustez do pilar neste sistema. Contudo, embora mais resistente, a análise demonstrou que a região cervical destes implantes é mais susceptível a deformação quando o limite de escoamento for ultrapassado. Já no sistema com 11,5° de inclinação, o padrão de deformação acontecia no terço médio. Não foi identificada a presença de espaço microscópico na interface pilar/implante em nenhum dos dois tipos de implantes testados.

Desta forma, a nova proposta de implantes cone Morse com inclinação de parede interna de 16° demonstrou excelentes propriedades biomecânicas. Contudo, estudos clínicos devem ser realizados a fim de corroborar com os achados do presente capítulo.

REFERÊNCIAS

- BRÅNEMARK, P.I.; ADELL, R.; ALBREKTSSON, T.; LEKHOLM, U.; LUNDKVIST, S.; ROCKLER, B. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomaterials*, v.4, n.1, p. 25-28. 1983.
- CARDAROPOLI, G.; LEKHOLM, U.; WENNSTROM, J. L. Tissue alterations at implant-supported single-tooth replacements: a 1-year prospective clinical study. *Clinical Oral Implants Research*, v.17, n. 2, p. 165-171. 2006.
- DEGIDI, M.; IEZZI, G.; SCARANO, A.; PIATTELLI, A. Immediately loaded titanium implant with a tissue-stabilizing/maintaining design ('beyond platform switch') retrieved from man after 4 weeks: a histological and histomorphometrical evaluation. A case report. *Clinical Oral Implants Research*, v. 19, n. 3, p. 276-282. 2008.
- GOODACRE, C. J.; BERNAL, G.; RUNGCHARASSAENG, K.; KAN, J. Y. Clinical complications with implants and implant prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 90, n. 2, p. 121-132. 2003
- BROGGINI, N.; MCMANUS, L.M.; HERMANN, J.S.; MEDINA, R.U.; OATES, T.W.; SCHENK, R.K.; BUSER, D.; MELLONIG, J.T.; COCHRAN, D.L. Persistent acute inflammation at the implant abutment interface. *Journal of Dental Research*, v.82, n.3, p. 232-237. 2003
- BROGGINI, N.; MCMANUS, L.M.; HERMANN, J.S.; MEDINA, R.; SCHENK, R.K.; BUSER, D.; COCHRAN, D.L. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *Journal of Dental Research*, v.85, n. 5, p. 473-478. 2006.
- LAZZARA R.J.; PORTER S.S. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Internacional Journal Periodontics Restorative Dentistry*, v.26, n.1, p.9-17. 2006
- MOSE, W.; NENTWIG, G. H. Finite-Element-Studien zur Optimierung von Implantatgewindeformen. *Z Zahnärztl Implantol*, v. 5, p. 29-32, 1989
- SILVA-NETO JP, PRUDENTE MS, CARNEIRO TDE A, NÓBILO MA, PENATTI MP, NEVES FD. Micro-leakage at the implant-abutment interface with different tightening torques in vitro. *J Appl Oral Sci*. 2012 Sep-Oct;20(5):581-7
- Carneiro Tde A, Dietrich L, Prudente MS, da Silva Neto JP, do Prado CJ, De Araújo CA, das Neves FD. Fracture Resistance of Internal Conical and External Hexagon: Regular and Narrow Implant-Abutment Assemblies. *Implant Dent*. 2016 Aug;25(4):510-4. doi: 10.1097/ID.0000000000000446. PubMed PMID: 27280738

Castro CG, Zancopé K, Veríssimo C, Soares CJ, Neves FD. Strain analysis of different diameter Morse taper implants under overloading compressive conditions. *Braz Oral Res.* 2015;29. pii: S1806-83242015000100225

SCARANO. A. et al. Evaluation of microgap with three-dimensional X-ray microtomography: Internal Hexagonon Versus Cone Morse. *The Journal of Craniofacial Surgery*, v.27, n.2, p. 682-684. 2016

PRUDENTE MS, Davi LR, NABBOUT KO, PRADO CJ, PEREIRA LM, ZANCOPÉ K, NEVES FD. Influence of scanner, powder application, and adjustments on CAD-CAM crown misfit. *J Prosthet Dent.* 2018 Mar;119(3):377-383

RESENDE CC, CASTRO CG, PEREIRA LM, PRUDENTE MS, ZANCOPÉ K, DAVI LR, PENATTI MP, das NEVES FD. Influence of the Prosthetic Index Into Morse Taper Implants on Bacterial Microleakage. *Implant Dent.* 2015 Oct;24(5):547-51

DAS NEVES FD, DO PRADO CJ, PRUDENTE MS, CARNEIRO TA, ZANCOPE K, DAVI LR, MENDONCA G, COOPER L, SOARES CJ. Microcomputed tomography marginal fit evaluation of computer-aided design/computer-aided manufacturing crowns with different methods of virtual model acquisition. *Gen Dent.* 2015 May-Jun;63(3):39-42.

DAS NEVES FD, DE ALMEIDA PRADO NAVES CARNEIRO T, DO PRADO CJ, PRUDENTE MS, ZANCOPÉ K, DAVI LR, MENDONÇA G, SOARES CJ. Micrometric precision of prosthetic dental crowns obtained by optical scanning and computer-aided designing/computer-aided manufacturing system. *J Biomed Opt.* 2014 Aug;19(8)

ÍNDICE REMISSIVO

A

Ácido Fluorídrico 73, 74, 75, 76, 78, 79
Adesivos dentinários 1
AFM 73, 74, 75, 76
Antioxidantes 30, 32, 45, 46

B

Biomateriais 12, 17, 139, 140, 149, 181, 259

C

Candida 82, 84, 91, 92, 93, 105, 106, 107, 108, 109, 110, 111, 113, 114, 223
Cândida albicans 81, 82, 84, 85, 87, 89, 91
Cárie dental 64
Cell culture 171, 172, 173, 175, 177, 178, 180
Cerâmicas 73, 74
Cimento resinoso 4, 5, 13, 73, 74, 75
Clareamento dental 30, 31, 34
Colágeno 52, 53, 54, 55, 56, 57, 58, 59, 60, 61, 144, 149, 185
Cryotherapy 156, 157, 158, 159, 160, 162, 163, 164, 165, 166, 167
Cytotoxicity 171, 172, 173, 174, 176, 179, 181

D

Dentifrícios 30, 31, 33, 43
Dentina 1, 2, 3, 7, 8, 9, 12, 13, 17, 19, 20, 22, 23, 26, 27, 28, 31, 32, 45, 47, 52, 53, 54, 56, 57, 58, 60, 61, 64

E

Enxerto Heterógeno 139
Esmalte dentário 30
Esquema oclusal 94, 95, 96, 97, 98, 100, 101, 102, 103

G

Genotoxic 171, 176, 177, 181
Grupos Etários 53
Grupos Étnicos 53, 61

H

Higienização 84, 89, 105, 106, 107, 108, 109, 110, 112, 113

I

Induced hyperthermia 156

Induced hypothermia 156
In Vitro Techniques 171, 173

M

Micro-infiltração 17, 18, 19, 20, 21, 22, 25, 26, 27, 28

O

Oclusão dentária 95

P

Padrão oclusal 95, 97, 98, 101

Pino de fibra de vidro 5, 13

Prótese Dentária 83, 84, 91, 93, 106, 107, 113, 213, 267

Prótese parcial removível 94, 95, 96, 100, 103

R

Remoção seletiva de cárie 64

Resina Bulk Fill 18

Resina reembasadora 81, 82, 91

Resinas compostas 1, 19, 25, 26, 27, 32

Resistência à tração 30, 41, 55, 93

S

Seio Maxilar 138, 139, 142, 143, 149, 152, 153, 154, 225, 226

Solução Salina 82, 87, 91, 186

Substitutos Ósseos 139, 142, 149

T

Thermotherapy 156, 166

Third molars 156, 157, 158

Tooth extraction 156

Tratamento ácido 18

U

União dentinária 13

X

Xenoenxerto 139

Y

Y-TZP 73, 74, 75, 76, 77, 79, 80

 **Atena**
Editora

2 0 2 0