

Ciências Odontológicas: Desenvolvendo a Pesquisa Científica e a Inovação Tecnológica

Emanuela C. dos Santos
(Organizadora)



Atena
Editora
Ano 2020

Ciências Odontológicas: Desenvolvendo a Pesquisa Científica e a Inovação Tecnológica

Emanuela C. dos Santos
(Organizadora)



Atena
Editora
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: Natália Sandrini de Azevedo

Edição de Arte: Luiza Batista

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

Profª Drª Angeli Rose do Nascimento – Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro

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

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

Prof. Dr. Gustavo Henrique Cepolini Ferreira – Universidade Estadual de Montes Claros

Profª Drª Ivone Goulart Lopes – Istituto Internazionele delle Figlie de 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

Prof. Dr. Luis Ricardo Fernando da Costa – Universidade Estadual de Montes Claros

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
Prof. Dr. Cleberton Correia Santos – Universidade Federal da Grande Dourados
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
Profª Drª Eysler Gonçalves Maia Brasil – Universidade da Integração Internacional da Lusofonia Afro-Brasileira
Prof. Dr. Ferlando Lima Santos – Universidade Federal do Recôncavo da Bahia
Prof. Dr. Fernando José Guedes da Silva Júnior – Universidade Federal do Piauí
Profª Drª Gabriela Vieira do Amaral – Universidade de Vassouras
Prof. Dr. Gianfábio Pimentel Franco – Universidade Federal de Santa Maria
Profª Drª Iara Lúcia Tescarollo – Universidade São Francisco
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
Prof. Dr. Luís Paulo Souza e Souza – Universidade Federal do Amazonas
Profª Drª Magnólia de Araújo Campos – Universidade Federal de Campina Grande
Prof. Dr. Marcus Fernando da Silva Praxedes – Universidade Federal do Recôncavo da Bahia
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 Renata Mendes de Freitas – Universidade Federal de Juiz de Fora
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
Prof^a Dr^a 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^a Dr^a Luciana do Nascimento Mendes – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio Grande do Norte
Prof. Dr. Marcelo Marques – Universidade Estadual de Maringá
Prof^a Dr^a Neiva Maria de Almeida – Universidade Federal da Paraíba
Prof^a Dr^a Natiéli Piovesan – Instituto Federal do Rio Grande do Norte
Prof. Dr. Takeshy Tachizawa – Faculdade de Campo Limpo Paulista

Conselho Técnico Científico

Prof. Me. Abrãao Carvalho Nogueira – Universidade Federal do Espírito Santo
Prof. Me. Adalberto Zorzo – Centro Estadual de Educação Tecnológica Paula Souza
Prof. Me. Adalto Moreira Braz – Universidade Federal de Goiás
Prof. Dr. Adaylson Wagner Sousa de Vasconcelos – Ordem dos Advogados do Brasil/Seccional Paraíba
Prof. Me. André Flávio Gonçalves Silva – Universidade Federal do Maranhão
Prof^a Dr^a Andreza Lopes – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento Acadêmico
Prof^a Dr^a Andrezza Miguel da Silva – Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia
Prof. Dr. Antonio Hot Pereira de Faria – Polícia Militar de Minas Gerais
Prof^a Ma. Bianca Camargo Martins – UniCesumar
Prof^a Ma. Carolina Shimomura Nanya – Universidade Federal de São Carlos
Prof. Me. Carlos Antônio dos Santos – Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro
Prof. Ma. Cláudia de Araújo Marques – Faculdade de Música do Espírito Santo
Prof^a Dr^a Cláudia Taís Siqueira Cagliari – Centro Universitário Dinâmica das Cataratas
Prof. Me. Daniel da Silva Miranda – Universidade Federal do Pará
Prof^a Ma. Daniela da Silva Rodrigues – Universidade de Brasília
Prof^a Ma. Dayane de Melo Barros – Universidade Federal de Pernambuco
Prof. Me. Douglas Santos Mezacas – Universidade Estadual de Goiás
Prof. Dr. Edwaldo Costa – Marinha do Brasil
Prof. Me. Eduardo Gomes de Oliveira – Faculdades Unificadas Doctum de Cataguases
Prof. Me. Eliel Constantino da Silva – Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita
Prof. Me. Euvaldo de Sousa Costa Junior – Prefeitura Municipal de São João do Piauí
Prof^a Ma. Fabiana Coelho Couto Rocha Corrêa – Centro Universitário Estácio Juiz de Fora
Prof. Dr. Fabiano Lemos Pereira – Prefeitura Municipal de Macaé
Prof. Me. Felipe da Costa Negrão – Universidade Federal do Amazonas
Prof^a Dr^a Germana Ponce de Leon Ramírez – Centro Universitário Adventista de São Paulo
Prof. Me. Gevair Campos – Instituto Mineiro de Agropecuária
Prof. Dr. Guilherme Renato Gomes – Universidade Norte do Paraná
Prof. Me. Gustavo Krahl – Universidade do Oeste de Santa Catarina
Prof. Me. Helton Rangel Coutinho Junior – Tribunal de Justiça do Estado do Rio de Janeiro
Prof^a Ma. Jaqueline Oliveira Rezende – Universidade Federal de Uberlândia
Prof. Me. Javier Antonio Albornoz – University of Miami and Miami Dade College
Prof^a Ma. Jéssica Verger Nardeli – Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho
Prof. Me. Jhonatan da Silva Lima – Universidade Federal do Pará
Prof. Me. José Luiz Leonardo de Araujo Pimenta – Instituto Nacional de Investigación Agropecuaria Uruguay
Prof. Me. José Messias Ribeiro Júnior – Instituto Federal de Educação Tecnológica de Pernambuco

Profª Ma. Juliana Thaisa Rodrigues Pacheco – Universidade Estadual de Ponta Grossa
 Profª Drª Kamilly Souza do Vale – Núcleo de Pesquisas Fenomenológicas/UFPA
 Profª Drª Karina de Araújo Dias – Prefeitura Municipal de Florianópolis
 Prof. Dr. Lázaro Castro Silva Nascimento – Laboratório de Fenomenologia & Subjetividade/UFPR
 Prof. Me. Leonardo Tullio – Universidade Estadual de Ponta Grossa
 Profª Ma. Lilian Coelho de Freitas – Instituto Federal do Pará
 Profª Ma. Liliani Aparecida Sereno Fontes de Medeiros – Consórcio CEDERJ
 Profª Drª Lívia do Carmo Silva – Universidade Federal de Goiás
 Prof. Me. Lucio Marques Vieira Souza – Secretaria de Estado da Educação, do Esporte e da Cultura de Sergipe
 Prof. Me. Luis Henrique Almeida Castro – Universidade Federal da Grande Dourados
 Prof. Dr. Luan Vinicius Bernardelli – Universidade Estadual do Paraná
 Prof. Dr. Michel da Costa – Universidade Metropolitana de Santos
 Prof. Dr. Marcelo Máximo Purificação – Fundação Integrada Municipal de Ensino Superior
 Prof. Me. Marcos Aurelio Alves e Silva – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo
 Profª Ma. Marileila Marques Toledo – Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri
 Prof. Me. Ricardo Sérgio da Silva – Universidade Federal de Pernambuco
 Prof. Me. Rafael Henrique Silva – Hospital Universitário da Universidade Federal da Grande Dourados
 Profª Ma. Renata Luciane Polsaque Young Blood – UniSecal
 Profª Ma. Solange Aparecida de Souza Monteiro – Instituto Federal de São Paulo
 Prof. Me. Tallys Newton Fernandes de Matos – Faculdade Regional Jaguaribana
 Prof. Dr. Welleson Feitosa Gazel – Universidade Paulista

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) (eDOC BRASIL, Belo Horizonte/MG)	
C569	<p>Ciências odontológicas [recurso eletrônico] : desenvolvendo a pesquisa científica e a inovação tecnológica / Organizadora Emanuela Carla dos Santos. – Ponta Grossa, PR: Atena, 2020.</p> <p>Formato: PDF Requisitos de sistema: Adobe Acrobat Reader Modo de acesso: World Wide Web Inclui bibliografia ISBN 978-65-5706-126-8 DOI 10.22533/at.ed.268202506</p> <p>1. Odontologia – Pesquisa – Brasil. I. Santos, Emanuela Carla dos.</p> <p style="text-align: right;">CDD 617.6</p>
Elaborado por Maurício Amormino Júnior – CRB6/2422	

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

APRESENTAÇÃO

É notável o avanço da ciência e da tecnologia em nosso cotidiano. Grandes descobertas tornaram a vida mais prática e mais ágil. Porém algo novo e inesperado pode surgir e confrontar nossas certezas. O surgimento de situações inusitadas e desafiadoras nos faz perceber que nosso conhecimento ainda é ínfimo e que necessitamos de mais evolução sustentável.

As ciências odontológicas também se encontram neste quadro, onde muito já se alcançou, mas muito mais se faz necessário. Este e-book traz um compilado de artigos, entre pesquisas clínicas, *in vitro* e revisões que demonstram os avanços no desenvolvimento da pesquisa científica e a inovação tecnológica dentro da área, dando mais um grande passo rumo à evolução desta ciência tão refinada.

Que a leitura deste livro digital possa amplificar seu conhecimento, bem como despertar novas ideias para que, quem sabe você, tenha o insight para uma nova descoberta.

Ótima Leitura!

Emanuela C. dos Santos.

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1	1
APLICAÇÃO DE TOXINA BOTULÍNICA TIPO A NO TRATAMENTO DA DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR MIOFACIAL	
Paula Mendes da Silva Silvana Mendes Coca Simone Aparecida Biazzi de Lapena Luiz Carlos da Silva Priscila Ebram de Miranda Adriano Moraes da Silva Viviane Gadret Bório Conceição Mário Carlos de Barros Júnior Fernanda Malagutti Tomé Ana Luiza do Rosário Palma	
DOI 10.22533/at.ed.2682025061	
CAPÍTULO 2	12
AVALIAÇÃO <i>IN VITRO</i> DA CAPACIDADE ADESIVA DE UM CIMENTO ENDODÔNTICO À BASE DE MTA, APÓS O USO DE DIFERENTES SUBSTÂNCIAS QUÍMICAS AUXILIARES	
Paula Lambert Maria Carolina Erhardt Marcus Vinicius Só José Roberto Vanni Eduardo Galia Reston Fernando Branco Barletta	
DOI 10.22533/at.ed.2682025062	
CAPÍTULO 3	21
REPARO DE LESÕES PERIAPICAIS <i>N VITRO</i> EM SESSÃO ÚNICA OU MÚLTIPLA UTILIZANDO HIDRÓXIDO DE CÁLCIO COM CLOREXIDINA GEL 2%	
Marlowa Marcelino Crema Soraia Netto Renan Antônio Ceretta Anarela Bernardi Vassen Karina Marcon Kristian Madeira	
DOI 10.22533/at.ed.2682025063	
CAPÍTULO 4	28
REANATOMIZAÇÃO E FACETAS DIRETAS EM DENTES ANTERIORES: RELATO DE CASO	
Carolina Menezes Maciel Amanda Lanielle dos Anjos Silva Geissy Erley Dória de Souza Aurélio de Oliveira Rocha Thaísia Santana de Aquino Tatiane Cristina Vieira Souto Bárbara de Almeida Pinto	
DOI 10.22533/at.ed.2682025064	
CAPÍTULO 5	35
TÉCNICA RESTAURADORA DIRETA-INDIRETA EM RESINA COMPOSTA PARA LESÃO CERVICAL NÃO CARIOSA: RELATO DE CASO	
Carolina Menezes Maciel	

Aurélio de Oliveira Rocha
Thaísia Santana de Aquino
Tatiane Cristina Vieira Souto

DOI 10.22533/at.ed.2682025065

CAPÍTULO 6 44

COMPARISON OF AN EXPERIMENTAL DENTIFRICE BASED AS *RICINUS COMMUNIS* WITH COMMERCIAL DENTIFRICE FOR BIOFILM REMOVAL

Vanessa Maria Fagundes Leite-Fernandes
Adriana Barbosa Ribeiro
Maurício Malheiros Badaró
Viviane de Cássia Oliveira
Helena de Freitas Oliveira Paranhos
Cláudia Helena Lovato da Silva

DOI 10.22533/at.ed.2682025066

CAPÍTULO 7 57

PROFILE OF ORAL MANIFESTATIONS IN ADULTS AT CHRONIC PHASE OF CHIKUNGUNHYA

Yelnya Cardoso Silvia Dória
Júlia Gabriela Teixeira de Carvalho Vêras
Sonia Maria Soares Ferreira
Aleska Dias Vanderlei
Andrea Rose de Albuquerque Sarmento-Omena
Camila Maria Beder Ribeiro Girish Panjwani

DOI 10.22533/at.ed.2682025067

CAPÍTULO 8 65

AVALIAÇÃO DE IMAGENS TOMOGRÁFICAS DE DIFERENTES MATERIAIS UTILIZADOS EM PROCEDIMENTOS DE LEVANTAMENTO DE SEIO MAXILAR

José Ricardo Mariano
Sérgio Charifker Ribeiro Martins
Leandro Lécio de Lima Sousa
Hugo Eduardo de Miranda Peixoto
Alan Lima Carlos
Sheila Mesquita Borges
Ingrid Jorgeanna Paes Landim Lima

DOI 10.22533/at.ed.2682025068

CAPÍTULO 9 82

RADIOGRAFIA PANORÂMICA: POSSÍVEL MÉTODO PARA PREVENÇÃO DO ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL – UMA REVISÃO DE LITERATURA

Sandryelle de Andrade Rodrigues
Maria Solange Marques
Renata Hellen Morais Sales
Tiago França Araripe Cariri

DOI 10.22533/at.ed.2682025069

CAPÍTULO 10 87

LESÕES TRAUMÁTICAS DENTOALVEOLARES EM DENTES DECÍDUOS: UMA REVISÃO DE LITERATURA

Renata Toledo Pimentel
Evelyn Carmo Oliveira
Paula Vitória Bido Gellen
Mariana Araújo dos Santos

Tássia Silvana Borges

DOI 10.22533/at.ed.26820250610

CAPÍTULO 11 103

PREVALÊNCIA DE ALTERAÇÕES MORFOFUNCIONAIS DA FACE RELACIONADA A HÁBITOS BUCAIS NUTRITIVOS E NÃO-NUTRITIVOS

Cecília Gomes de Sá Cândido
Letícia Tayná Bezerra Freire
Gustavo Anderson de Souza Lima
Francisco Leandro Rodrigues Rocha
Brunno Michiles Marques da Fonsêca
Marayza Alves Clementino

DOI 10.22533/at.ed.26820250611

CAPÍTULO 12 115

PERCEPÇÃO ESTÉTICA DO SORRISO GENGIVOSO

Sabrina Maciel Cavalcanti
Flavia Bridi Valentim
Selva Maria Gonçalves Guerra
Elizabeth Pimentel Rosetti

DOI 10.22533/at.ed.26820250612

CAPÍTULO 13 125

PERFIL DOS ATENDIMENTOS NO SERVIÇO DE PERIODONTIA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UFRJ

Cláudia Callegaro de Menezes
Raphaëlle Emmanuelle Almeida Oliveira
German Eduardo Miguel Villoria
Maria Cynésia Medeiros de Barros

DOI 10.22533/at.ed.26820250613

CAPÍTULO 14 137

INFLUÊNCIA DA PROPORÇÃO DA COROA POR MEIO DE ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS EM PRÓTESES PARCIAS FIXAS SOBRE IMPLANTES CURTOS

Luís Otávio Jonas
Nelzir Martins Costa
Hugo Dias da Silva
Leonardo Brito Querido
Jackeline Martins Borges

DOI 10.22533/at.ed.26820250614

CAPÍTULO 15 162

ESTUDO DA MODIFICAÇÃO DA SUPERFÍCIE DE DISCOS DA LIGA Ti7,5MO COM CRESCIMENTO DE NANOTUBOS DE TiO₂ E ADIÇÃO DE ELEMENTOS BIOMIMÉTICOS

Barbara Lois Mathias de Souza
Ana Paula Rosifini Alves Claro

DOI 10.22533/at.ed.26820250615

CAPÍTULO 16 173

NÍVEL DE RUÍDO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA DE ENSINO

Maria Elizabeth Peña Téllez
Tânia Adas Saliba
Suzely Adas Saliba Moimaz

Artênio José Isper Garbin
Cléa Adas Saliba Garbin
DOI 10.22533/at.ed.26820250616

CAPÍTULO 17 183

DIÁLOGO ENTRE ANÁLISE DO COMPORTAMENTO E ODONTOLOGIA: ARTIGOS PUBLICADOS NA REVISTA BRASILEIRA DE TERAPIA COMPORTAMENTAL E COGNITIVA (RBTCC)

Beatriz de Matos Manoel
Denise de Matos Manoel Souza
Felipe Maciel dos Santos Souza

DOI 10.22533/at.ed.26820250617

CAPÍTULO 18 192

A SAÚDE BUCAL NA AMÉRICA LATINA: A CONSTRUÇÃO DE UMA REDE COLABORATIVA ENTRE OS PAÍSES

Renata Presti Alves
Mariana Gabriel
Mariana Lopes Galante
Fernanda Campos de Almeida Carrer

DOI 10.22533/at.ed.26820250618

CAPÍTULO 19 194

APLICAÇÃO DE FLÚOR NA ÁGUA - REVISÃO DA LITERATURA

Marcos Henrique de Castro e Souza

DOI 10.22533/at.ed.26820250619

CAPÍTULO 20 202

O PAPEL DO CIRURGIÃO DENTISTA NOS CASOS DE VIOLÊNCIA DOMÉSTICA CONTRA A MULHER

Edla Carvalho Lima Porto
Letícia Loyanna Pimentel da Silva
Júlia de Melo Magalhães
David Sampaio Moreira
Uemerson Carneiro da Silva
Brena Ribeiro Moreira
Ellen Souza Vaz dos Santos
Aline de Matos Vilas Boas

DOI 10.22533/at.ed.26820250620

CAPÍTULO 21 210

VALIDAÇÃO DE GUIA DE BOAS PRÁTICAS DE COMUNICAÇÃO CLÍNICA ENTRE EQUIPE DE SAÚDE BUCAL E PACIENTES

Miriam Linhares Tavares
Dulce Maria de Lucena Aguiar
Roberto Wagner Júnior Freire de Freitas
Sharmênia de Araújo Soares Nuto

DOI 10.22533/at.ed.26820250621

SOBRE A ORGANIZADORA..... 223

ÍNDICE REMISSIVO 224

INFLUÊNCIA DA PROPORÇÃO DA COROA POR MEIO DE ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS EM PRÓTESES PARCIAS FIXAS SOBRE IMPLANTES CURTOS

Data de aceite: 16/06/2020

Data de submissão: 06/03/2020

Luís Otávio Jonas

FAPAC ITPAC Porto

Porto Nacional – TO

<http://lattes.cnpq.br/0036404582465014>

Nelzir Martins Costa

FAPAC ITPAC Porto

Porto Nacional – TO

<http://lattes.cnpq.br/6248506533532754>

Hugo Dias da Silva

FAPAC ITPAC Porto

Porto Nacional – TO

<http://lattes.cnpq.br/1390517317534953>

Leonardo Brito Querido

FAPAC ITPAC Porto

Porto Nacional – TO

<http://lattes.cnpq.br/0740508482206305>

Jackeline Martins Borges

Secretaria Mun. de Saúde

Porto Nacional – TO

<http://lattes.cnpq.br/1083756123417347>

RESUMO: Nos últimos anos o uso de próteses suportadas por implantes aumentou consideravelmente, como resposta às crescentes pesquisas sobre os mecanismos biológicos da osteointegração, sendo na maioria das vezes o tratamento de escolha

na reabilitação de pacientes desdentados totais e parciais. Vários fatores podem limitar a reabilitação oral com implantes como a presença de osso insuficiente para sua instalação. Dessa forma, pesquisas recentes têm apresentado como alternativa o uso de implantes curtos para facilitar a restauração protética em mandíbulas reabsorvidas podendo alcançar o mesmo nível de sucesso dos implantes de tamanho convencional. O presente estudo avaliou o comportamento mecânico de implantes curtos quando reabilitados com coroas em diferentes alturas. Foram criados modelos com geometria de dentes de região posterior inferior utilizando o sistema de Elemento Finito. Os resultados mostraram que as distribuições de tensões foram numericamente semelhantes para o carregamento axial nos modelos, independentemente da altura da coroa, para o conjunto coroa/pilar/implante e osso. Entretanto, nos parafusos protéticos posicionados na região do 2º molar sobre a coroa de 12 mm apresentaram valores de tensão 57% maiores quando comparados aos parafusos sobre as coroas de 8 mm, e entre coroas de 8 mm houve aumento de tensão de 51% no parafuso 1º molar em relação ao 2º molar. Conclui-se, que a proporção coroa-implante em próteses parciais fixas implanto-suportadas com implante curto e coroas de altura 8 e 12 mm não apresentaram influência na distribuição de tensões nos

componentes, implante-pilar e no osso peri-implantar. Através do método de elemento finito pode-se sugerir que a proporção coroa-implante aumentada influencia negativamente o sistema prótese implante, mais especificamente os parafusos protéticos, localizados na região mais posterior do conjunto.

PALAVRAS-CHAVE: Análise de elemento finito. Prótese dentária fixada por implante. Mandíbula.

INFLUENCE OF CROWN TO IMPLANT RATIO AND CHEWING LOAD DIRECTION IN SHORT IMPLANT SUPPORTED PARTIAL FIXED PROSTHESIS

ABSTRACT: During the past years, the use of implant-supported prostheses has increased substantially in response to the growing researches on the biological mechanisms of osseointegration. More often it is the treatment of choice for the rehabilitation of completely and partially edentulous patients. Several factors can limit oral implant rehabilitation including an insufficient bone for implant installation. Thus, recent studies have reported the use of short implants as an alternative to facilitate the prosthetic restoration in mandibular atrophy and as a treatment able to reach similar success rates as conventional size implants. The present study evaluated the mechanical behavior of short implants when rehabilitated with different heights of crown. Models with teeth geometry of inferior posterior region were created using the Finite Element System. The results showed that the stress distributions were numerically similar for the axial loading in the models, regardless of the height of the crown, for the crown / abutment / implant and bone assembly. However, in prosthetic screws placed in the region of the second molar on the 12 mm crown presented tension values 57% higher when compared to the screws on the 8 mm crowns, and between crowns of 8 mm there was a 51% increase in tension on the screw first molar in relation to the second. It was concluded that the crown-implant ratio in implant-supported fixed partial prostheses with short implant and crowns of 8 and 12 mm height did not influence the distribution of stresses in the components, implant-abutment and peri-implant bone. Through the finite element method it can be suggested that the crown-implant ratio increased the negative influence of the implant prosthesis system, more specifically the prosthetic screws.

KEYWORDS: Finite element analysis. Dental prosthesis, implant-supported. Mandible.

1 | INTRODUÇÃO

Nos últimos anos o uso de próteses suportadas por implantes aumentou consideravelmente, como resposta às crescentes pesquisas sobre os mecanismos biológicos da osteointegração (Bodereau, Bodereau, 1998; Misch et. al., 2006) sendo, na maioria das vezes o tratamento de escolha na reabilitação de pacientes desdentados totais e parciais (Misch et. al., 2006; Celik, Uludag, 2007; Srinivasan; Padmanabhan, 2008; Koo et. al., 2010).

A perda do volume ósseo, quer seja pelo processo fisiológico ou por agressões locais como próteses mal adaptadas, exodontias por alveolectomias, presença de lesões periodontais e periapicais e por efeitos advindos de doenças como a osteomalácia e osteoporose limitam

a reabilitação oral por meio de implantes osseointegráveis (Anitua, Orive, 2010). As áreas edêntulas na região posterior da mandíbula e maxila apresentam frequentemente menor altura óssea devido, respectivamente, à proximidade ao nervo alveolar inferior e ao assoalho do seio maxilar (Misch et. al., 2006; Anitua, Orive, 2010), o que contraindica, na maioria das vezes, a utilização de implantes convencionais (Perdijk et. al., 2011). Apesar da existência de métodos capazes de aumentar a altura óssea nessas áreas, como enxerto autógeno e lateralização do nervo alveolar inferior, foram constatados altos índices de morbidade, além de resultar em aumento de custos ao paciente e elevar o tempo de tratamento (Das Neves et. al., 2006; Raviv, turcotte, Harel-Raviv, 2010; Perdijk et. al., 2011).

De fato, as reconstruções ósseas de aumento vertical de rebordo alveolar em áreas posteriores de mandíbula apresentam resultados imprevisíveis (Vermeeren, Wismeijer, Van, 1996). O uso de implantes curtos tem-se apresentado como alternativa para facilitar a restauração protética em mandíbulas reabsorvidas (Monje et. al., 2014). Pesquisas recentes sugerem que os implantes curtos podem alcançar o mesmo nível de sucesso dos implantes de tamanho convencional (Monje et. al., 2014). Entretanto, segundo estudos de Quaranta et. al. (2014), o uso de implantes curtos pode resultar em uma coroa protética proporcionalmente maior que o implante, atuando como potencial gerador de danos mecânicos e biológicos. Outros estudos corroboram com esses achados, afirmando que esses fatores podem resultar em falhas protéticas nos casos de parafusos e implantes ou falhas biológicas como a falha da osseointegração (Lang, Wilson, Corbet, 2000; Schwarz, 2000; Conrad, Schulte, Valle, 2008; Fuentealba, Jofré, 2015; Sadid-Zadeh, Kutkut, Kim, 2015).

Muitos pesquisadores recomendam a união de coroas implantossuportadas com a finalidade de melhorar a distribuição das forças oclusais antagonistas e reduzir as tensões transmitidas ao tecido ósseo. Tal manobra pode favorecer a longevidade da restauração, aumentando as taxas de sucesso clínico (Pierrisnard et. al., 2003; Grossmann, Finger, Block, 2005; Misch et. al., 2006; Tioosi et. al., 2012).

A análise de elementos finitos é utilizada há algum tempo em experimentos relacionados à Odontologia, pois permite uma avaliação da distribuição de tensões em modelos que simulam condições clínicas (McGuinness et. al., 1992). A metodologia consiste na capacidade de construir matematicamente modelos complexos com geometrias irregulares de tecidos naturais e artificiais, como é o caso das estruturas dentárias e vários biomateriais muito usados na Odontologia. Assim, é possível exercer força em qualquer ponto e direção nesse sistema, obtendo informações sobre o deslocamento e o grau de tensão desencadeado por essas cargas ao elemento dentário ou tecido analisado (Ren, Malta, Kuijpers-Jagtman, 2003).

Nessa perspectiva, o presente estudo avaliou a influência da proporção coroa-implante no comportamento mecânico em próteses parciais fixas sobre implantes curtos (4 mm de diâmetro e 5 mm de comprimento) por meio do método dos elementos finitos, com a finalidade de promover embasamento científico mais detalhado sobre as causas de sucesso-insucesso desses implantes e subsídios para futuros estudos.

2 | FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 IMPLANTES CURTOS

A reabilitação oral com implantes em pacientes parcial ou totalmente desdentados tem demonstrado sucesso, porém o funcionamento ideal do complexo osso/implante está diretamente relacionado com os requisitos fundamentais; a correta avaliação e a indicação de implantes (Goodacre et. al., 2003; Morand, Irinakis, 2007).

Os implantes curtos antes eram definidos com comprimento igual ou menor que 10 mm (Misch et. al., 2006). Atualmente o conceito, as características, indicações e aspectos biomecânicos desses implantes dentários são muito discutidos e controversos. Alguns autores afirmam como sendo o conceito mais apropriado considerar a região intra-óssea do implante no momento da prótese como sendo igual ou menor que 8 mm (Renouard, Nisand, 2006; Renouard, Rangert, 2008). Segundo Felice et. al. (2009), os comprimentos entre 4 a 8,5 mm podem ser considerados como curtos.

Por muitos anos os implantes curtos foram considerados de uso restrito em virtude das altas taxas de insucesso quando comparadas aos resultados com implantes convencionais (Hagi et. al., 2004). Entretanto, estudos recentes, utilizaram diferentes sistemas de implantes, com comprimentos menores que 10 mm e apresentaram excelentes índices de sobrevivência. Isso indica que o resultado clínico é menos dependente do design do implante e pode estar associado a outros fatores (Anitua et. al., 2008; Deporter et. al., 2008; Fugazzotto, 2008).

Segundo Santiago Junior et. al. (2010), a reabilitação oral com implantes dentários curtos pode ser uma opção de tratamento previsível, principalmente para evitar técnicas cirúrgicas invasivas, além da redução do custo e tempo de execução, simplicidade e menor risco de complicações (Felice et. al., 2009). Os autores afirmaram ser de vital importância a geometria dos implantes (estrutura tridimensional - diâmetro, forma e roscas), quando associados a largos diâmetros e tratamento de superfície, principalmente quando a qualidade óssea é desfavorável.

Várias pesquisas da década de 90 como as realizadas por Friberg, Jemt, Jemt et. al. (1992); Pylant et. al. (1992), Quirynen et. al. (1991) mostraram baixo índice de sucesso para implantes curtos na maxila e na mandíbula. Mas é necessário salientar que esses implantes não apresentaram tratamento de superfície, fato este que limita o sucesso clínico, principalmente nas regiões posteriores, com osso de baixa qualidade. Essa afirmação pode ser comprovada pelos insucessos obtidos nos trabalhos publicados com implantes curtos de superfície usinada, como os 11,7% para maxila e 16,1% para mandíbula (Quirynen et. al., 1991), os 10% para a maxila (Naert et. al., 1992), os 14,5% para a maxila (Nevins, Langer, 1993), os 6,6% para a mandíbula (Lekholm et. al., 1994), os 25% para mandíbula (Wyatt, Zarb 1998) e os 18,2% para a maxila (Lekholm et. al., 1999). Tendo em vista que os implantes curtos podem ser uma boa alternativa, em casos de leito ósseo reduzido, desde que respeitado um protocolo clínico rigoroso de indicação e uso destes implantes (Sánchez-Garcês, Costa-Berenguer, Gay-Escoda, 2012).

Gonçalves, Silva, Mattos (2009) analisaram a importância da bioengenharia e do

aperfeiçoamento de técnica cirúrgica na instalação de implantes dentais curtos (comprimento menor ou igual a 10 mm) em área posterior de mandíbula, reabilitados com próteses fixas sobre implantes em pacientes entre 52 a 60 anos. Os autores concluíram que a bioengenharia e as técnicas cirúrgicas otimizam a utilização de implantes curtos em área posterior de mandíbula, evitando desta forma a necessidade de cirurgias avançadas, desde que respeitados alguns critérios como fatores relacionados, qualidade óssea, proporção coroa-implante, número de implantes e diâmetro, geometria macroscópica e microscópica dos implantes magnitude de forças e mesa oclusal.

Estudos de Piere et. al. (2012), buscaram por meio de estudo clínico prospectivo, instalar implantes curtos de 6 mm de altura e 4 mm de diâmetro em pacientes desdentados posteriores de mandíbula com alturas ósseas entre 7 e 8 mm sobre o canal mandibular, visando avaliar o comportamento clínico e radiográfico destes implantes. Com os resultados avaliados, esses pesquisadores consideram a utilização de implantes curtos de 6 mm como tratamento previsível em pacientes desdentados atróficos de região posterior de mandíbula e com proporção coroa-implante aumentada.

A pesquisa de Esposito et. al. (2012) teve como objetivo avaliar, por meio de um estudo clínico randomizado com acompanhamento de 3 anos, a possibilidade e alternativa viável de instalação de implantes curtos de 6,3 mm em área posterior de mandíbula atrófica com relação à utilização de implantes longos associados a enxertos ósseos. Com base nos resultados, os autores constataram que implantes curtos de 6,3 mm de comprimento podem ser uma alternativa interessante na substituição de cirurgias de enxertos ósseos quando o caso clínico apresentar rebordo ósseo residual de 7 a 8 mm de altura, uma vez que o tratamento se torna mais rápido, menos oneroso e com menor morbidade associada. Porém, há ressalvas que sugerem a necessidade de maior acompanhamento para confirmar tais resultados.

Sánchez-Garcês, Costa-Berenguer, Gay-Escoda (2012) avaliaram, por meio de estudo descritivo, o desempenho de 273 implantes curtos, medindo entre 5 e 10 mm, instalados em regiões com severa reabsorção alveolar. Os pesquisadores avaliaram o efeito do tipo de superfície, da localização e do comprimento do implante. Esse estudo demonstrou taxa de sobrevivência global de 92,67%, quando comparados com implantes de 10 mm vs implantes menores, 92,82% e 92,5%, respectivamente. Em geral, a taxa de falha foi menor para os implantes de superfície tratada (2,56% vs 4,76%). Ao considerar os implantes medindo abaixo de 10 mm, as taxas de falha foram semelhantes em ambos os grupos (3,77%). A região posterior da maxila também apresenta maior índice de falhas em relação à região posterior da mandíbula, sendo que regiões anteriores não apresentaram diferença significativa.

Em outro estudo clínico com implantes curtos de 6 mm de comprimento, alguns com 4,1 mm de diâmetro e outros com 4,8 mm, em regiões posteriores de maxila e mandíbula, Rossi et. al. (2016), avaliaram a taxa de sobrevivência destes implantes, após 1 ano de carregamento com suas respectivas próteses. Os autores concluíram que o estudo demonstrou uma alta taxa de sucesso para implantes curtos com 6 mm de comprimento utilizados no tratamento de pacientes com edentulismo parcial em regiões posteriores de mandíbula e maxila.

2.2 MÉTODOS PARA ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES

Vários métodos têm sido utilizados para a verificação das tensões geradas em torno de implantes tais como extensimetria, fotoelasticidade, elementos finitos e Correlação de Imagem Digital (CID) (Menani et. al., 2011). Cada um desses métodos apresenta vantagens e limitações, porém nenhuma dessas técnicas possui total predominância sobre a outra e muitas vezes se complementam (Geng, Tan, Liu 2001; Rubo, Souza, 2001).

O método de elementos finitos é uma técnica matemática, na qual se cria um modelo computacional com informações reais e simula por software específico, várias condições que se tornam difíceis de replicar em experimentos tradicionais (Erkmen et. al., 2009). Na área odontológica, os profissionais simulam a distribuição de tensões e deformações em tecidos vitais da cavidade bucal, como tratamentos de fraturas dentárias usando diferentes técnicas (Aquilina et. al., 2013; Kozakiewicz, Swiniarski, 2014). Dessa forma, é possível ajustar e melhorar o projeto antes da criação de qualquer implante, permitindo que menos protótipos sejam construídos diminuindo os custos e o tempo de testes necessários para o desenvolvimento (Goel et. al., 2006).

Vários estudos utilizaram o método dos elementos finitos para avaliação de distribuição de tensões em eventos relacionados à odontologia. Akça & Iplikcioglu (2002) analisaram o efeito da distribuição tensional comparando uma prótese fixa com *cantilevers* (pontes em extensão) e o posicionamento de um implante curto adicional no lugar do *cantilevers*. Os pesquisadores concluíram que as forças exercidas em torno de próteses com e sem *cantilevers* indicam que o osso adjacente a próteses com pontes em extensão sofre uma maior pressão.

Pierrisnard et. al. (2003) avaliaram a influência do comprimento do implante e da ancoragem bicortical na distribuição de tensão ao osso adjacente. A análise foi realizada em modelo tridimensional com implantes de 3,7 mm de diâmetro e comprimentos variando entre 6 – 12 mm. Os resultados demonstraram que os valores máximos de tensões nos implantes aumentaram proporcionalmente ao comprimento dos implantes.

Os resultados do estudo de análise comparativa de desenhos, formas, influência do diâmetro, comprimento e conicidade sobre os esforços de cisalhamento desenvolvido na crista óssea alveolar sugerem que o diâmetro, comprimento e conicidade devem ser considerados em conjunto devido aos efeitos interativos sobre as tensões da crista óssea. Assim, implantes largos, longos e cilíndricos são mais viáveis se a finalidade é a minimização de tensões peri-implantares na crista óssea. Porém, os implantes estreitos, curtos e com conicidade devem ser evitados especialmente em ossos de baixa densidade (Petrie, Williams 2005).

2.3 PROPORÇÃO COROA IMPLANTE

Um parâmetro protético que influencia diretamente no sucesso dos implantes curtos é a proporção coroa-implante. A proporção ideal ainda é um assunto bastante discutido e

questionável na literatura (Grant, Pancko, Kraut, 2009): entre 0,5 - 1 (Rangert, Sullivan, Jemt, 1997; Telleman et. al., 2011), entre 2 – 3 (Blanes et. al., 2007), deve ser 2 (Birdi et. al., 2010), deve ser menor que 1, mas não maior que 2 (Tawil, Aboujaoude, Younan, 2006), 1,6 é a proporção ideal para Urdaneta et. al. (2010). Para Misch et. al. (2006) e Romeo et. al. (2006), essas relações não podem ultrapassar a proporção de 1. Dessa forma, se faz necessário considerar alguns fatores que devem ser favoráveis para que a proporção coroa-implante seja aceitável, tais como a orientação das forças e a distribuição das cargas (Tawil, Aboujaoude, Younan, 2006). Os critérios de planejamento oclusal também devem ser verificados quando esses fatores (orientação das forças e a distribuição das cargas) são desfavoráveis. Isso para que as cargas oclusais incidam o mais próximo do longo eixo do implante para preservar a formação de uma alavanca (Misch et. al., 2006).

Glantz (2000), afirma que, quanto maior a coroa, maior será o movimento de força sobre o implante e maior o estresse sobre a interface osso-implante. A proporção coroa-implante desejada é de 0,5. Em um estudo prospectivo com implantes ITI instalados na região posterior, Blanes et. al. (2007), concluíram que próteses sobre implantes com proporções coroa-implante entre 2:1 e 3:1 podem ser utilizadas com sucesso em áreas posteriores.

Os estudos de análise de elementos finitos demonstraram que o comprimento do implante não possui efeito relevante na distribuição da tensão. Isso porque a maior concentração se apresenta na crista do osso alveolar ao redor de implantes. O que corrobora com o uso de implantes mais curtos, uma vez que eles oferecem vantagens específicas em determinadas situações clínicas (Fugazzotto, 2008; Vidya et. al., 2014).

2.4 MECÂNICA OCLUSAL

Segundo os estudos de Miranda (2006), a oclusão é o estudo do relacionamento dos dentes superiores e inferiores quando estão em contato funcional durante a atividade mandibular nos movimentos cêntricos e excêntricos. No sistema mastigatório, as forças de maior intensidade ocorrem durante a intercuspidação. Nos casos que a posição de intercuspidação é instável, há tensões prejudiciais que sobrecarregam os implantes e a região cervical, proporcionando maior reabsorção óssea. Implantes não dispõem de ligamento periodontal e sua mobilidade é resultado da elasticidade óssea. Dessa forma, é de suma importância incorporar ao implante algum mecanismo de resiliência (Richter, 1989).

Hatano et. al. (2003) demonstraram que devido à ausência de ligamento periodontal, os implantes dentários reagem de modo diferente do ponto de vista biomecânico à força oclusal. Isto indica que os implantes estão propensos à sobrecarga da oclusão, potencializando a perda óssea peri-implantar e conseqüentemente podem prejudicar o conjunto implante-prótese. A sobrecarga influencia negativamente a longevidade do implante se for incluso na sobre-estrutura, longo *cantilever*, parafusão ou desenho oclusal impróprio.

A biomecânica da oclusão é outro parâmetro de extrema importância para a longevidade dos tratamentos com implantes curtos. A mesa oclusal de coroas sobre implantes curtos deve ser substancialmente reduzida para diminuir ao máximo os pontos de contato. Assim

permite-se minimizar a força sobre o sistema coroa-implante potencializando a biomecânica (Lai et. al., 2013). Os dentes devem ocluir em posição cêntrica com contatos bilaterais simultâneos e estáveis, as cúspides com a fossa dos antagonistas, proporcionando um direcionamento axial da força mastigatória, guia canino desoclui os dentes posteriores tanto o lado de trabalho quanto o de balanceio e na protrusão os dentes anteriores têm contato e desocluem os posteriores (Sendyk, Sendyk, 2006). Sendo assim, a distribuição das forças oclusais irregulares e aumentadas são comumente verificadas nas regiões posteriores da maxila e mandíbula. Os resultados destas sobrecargas são a perda da osteointegração e até a fratura do implante (Rangert, Jemt, Journeus, 1997; Saba, 2001; Shan et. al., 2015).

3 | MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi submetido ao Comitê de Ética e Pesquisa em seres humanos, da Faculdade São Leopoldo Mandic, protocolado e aprovado sob o número 2015/0529.

O presente estudo simulou uma reabilitação utilizando uma prótese múltipla de dois elementos na região de primeiro e segundo molar inferior. Para isso, foram criados modelos geométricos utilizando um software de modelagem tridimensional SOLIDWORKS 2013. Em seguida, foram construídos dois implantes curtos cone Morse de 4 mm de diâmetro e 5 mm de altura com base em outras geometrias disponíveis comercialmente sem representatividade de nenhuma marca específica. Sobre esse, foram posicionados de forma concêntrica (eixos centrais alinhados) pilares protéticos (figura 1).

De acordo com referências anatômicas disponíveis na literatura (Woelfel, Scheid, 2000), foi simulada uma coroa em zircônia representativa do primeiro molar e do segundo molar inferior, ambas com altura de 8 mm (coroa clínica) e 11,5 mm (coroa anatômica). A partir desse modelo, foram criados coroas de altura de 12 mm (coroa clínica) e 15,5 mm (coroa anatômica) (tabela 1, figura 5) (Blanes 2009; Nissan *et. al.*, 2011).

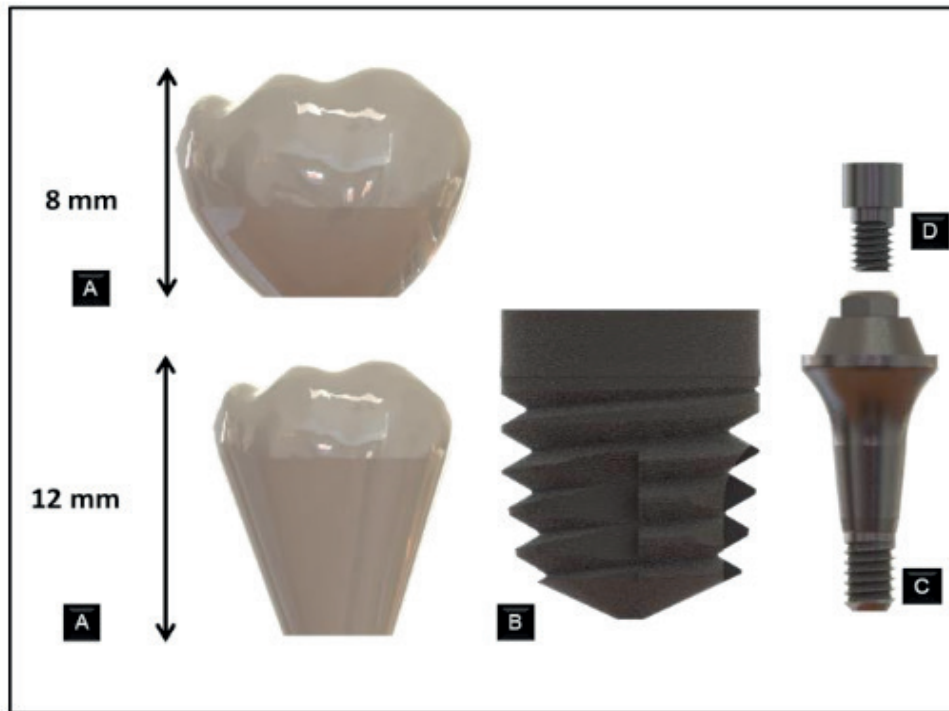


Figura 1- Componentes protéticos

Legenda: A) modelos de coroas; B) Implante; C) Pilar protético; D) Parafuso protético.

Fonte: Autoria própria.

A padronização dos demais fatores (comprimento, diâmetro do implante e altura do pilar) permitiu que o fator em estudo (altura da coroa) fosse isolado, permitindo a avaliação da atuação desse fator sobre o comportamento mecânico do conjunto. Um conector padronizado foi construído de modo a unir ambas as coroas para que atuassem como uma prótese múltipla.

IMPLANTE CURTO		PRÓTESES PARCIAIS FIXAS	
Diâmetro	4 mm	Altura clínica	8 e 12 mm
Comprimento	5 mm	Altura anatômica	11,5 mm e 15,5 mm
		Proporção coroa-implante (coroa anatômica)	2,3 : 1 e 3,1 : 1

Tabela 1- Dimensões do implante e das próteses parciais fixas

Fonte: Autoria própria.

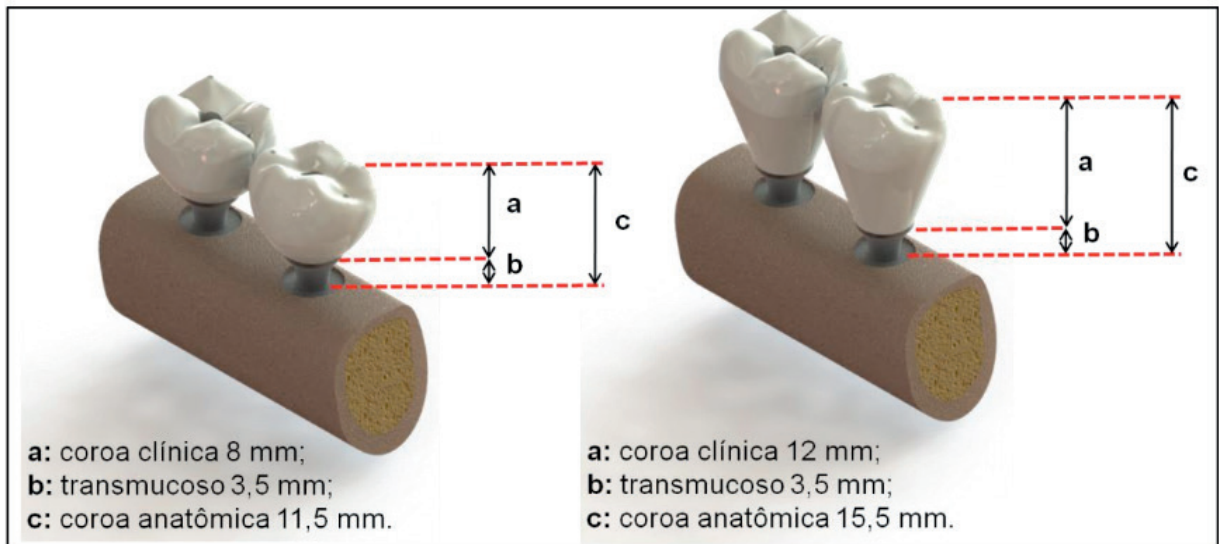


Figura 2- Modelos gerados para análise

Fonte: Autoria própria.

Dois parafusos protéticos foram utilizados de modo que fossem posicionados de forma concêntrica ao restante do conjunto. Um bloco ósseo representativo da região posterior da mandíbula foi construído de modo em que fosse possível o posicionamento e assentamento dos implantes curtos (figura 2). O modelo ósseo foi composto pela porção de osso cortical (1,5 mm de espessura) e osso medular de 12 mm de altura. A partir dos contornos utilizados para a modelagem da geometria do bloco ósseo, foi realizada uma extrusão de 20 mm, de modo em que fosse possível a aferição dos valores de tensão na interface osso-implante sem a interferência da fixação dos modelos no momento da análise.

O conjunto foi exportado para o software AnsysWorkBench 14.0 para a realização da análise matemática, para a qual foi criada uma malha que permitiu a divisão de um grande elemento (tecido ósseo, por exemplo) em pequenos elementos triangulares, interconectados por meio de nós (figura 3).

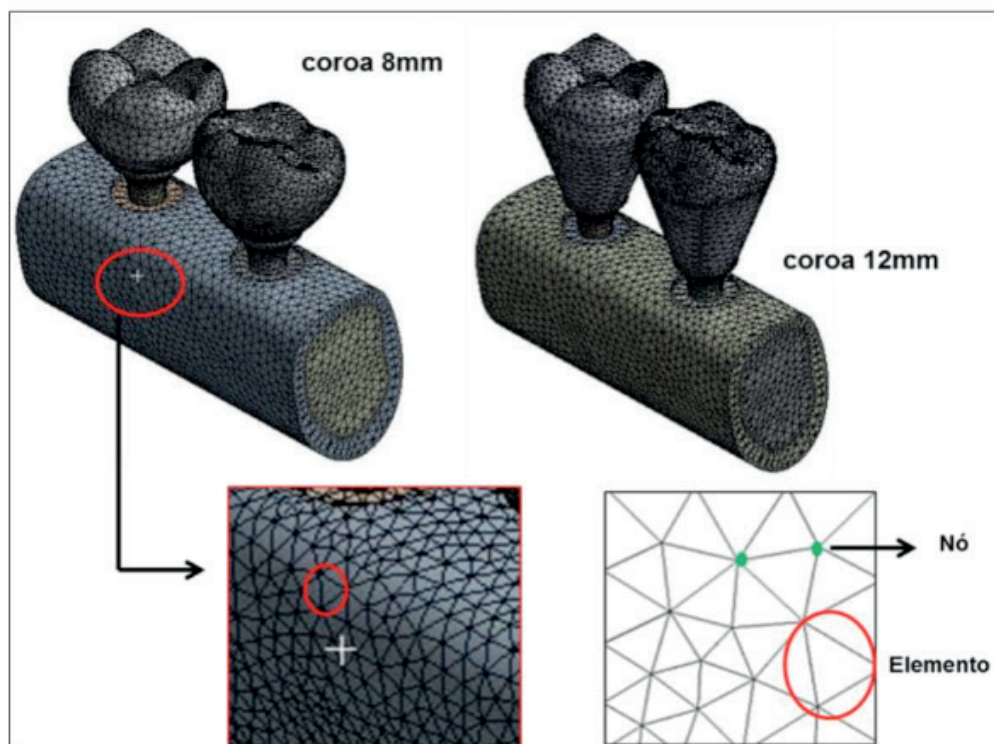


Figura 3- Malha gerada com elementos tetraédricos quadráticos de 0,40 mm interconectados a outros elementos por meio de nós

Fonte: Autoria própria.

Uma análise de convergência com tolerância de 5% foi realizada para a definição do limite de refinamento para os elementos constituintes da malha. Para isso, foi selecionado elementos tetraédricos quadráticos de 0,40 mm e uma carga axial de 300N, aplicada sobre a superfície oclusal da coroa de zircônia e os valores de tensão registrados. Em seguida, a malha foi refinada pela diminuição do tamanho do elemento e uma nova análise foi realizada e o valor de tensão registrado. Sucessivos refinamentos foram realizados até que a diferença entre o valor de tensão de uma malha e a malha subsequente mais refinada seja menor que 5%. A análise de convergência foi necessária para que a análise seja precisa. O refinamento demasiado do modelo aumentaria progressivamente o número de nós e elementos podendo exigir maior tempo para o processamento, sem ganho significativo na qualidade dos resultados. A tabela 2 apresenta o número de nós e elementos obtidos para cada modelo.

	Coroas 8 mm	Coroas 12 mm
Nós	289.716	294.150
Elementos	171.372	174.091

Tabela 2- Número de nós e elementos para cada modelo obtidos pela utilização de elementos de 0,4 mm definidos por análise de convergência 5%

Fonte: Autoria própria.

Para a realização da análise, realizou-se a fixação virtual do modelo para que não ocorresse o deslocamento durante a aplicação de cargas. A fixação de ambas as faces laterais do bloco ósseo foi selecionada, pois permite a simulação da união do bloco ósseo ao restante do corpo da mandíbula (figura 4). O modelo foi fixado nos três eixos (X, Y e Z) e testes iniciais foram realizados para evitar que a mandíbula sofresse deflexão durante o carregamento comprometendo a precisão dos resultados pelo tracionamento das laterais para o centro do modelo.

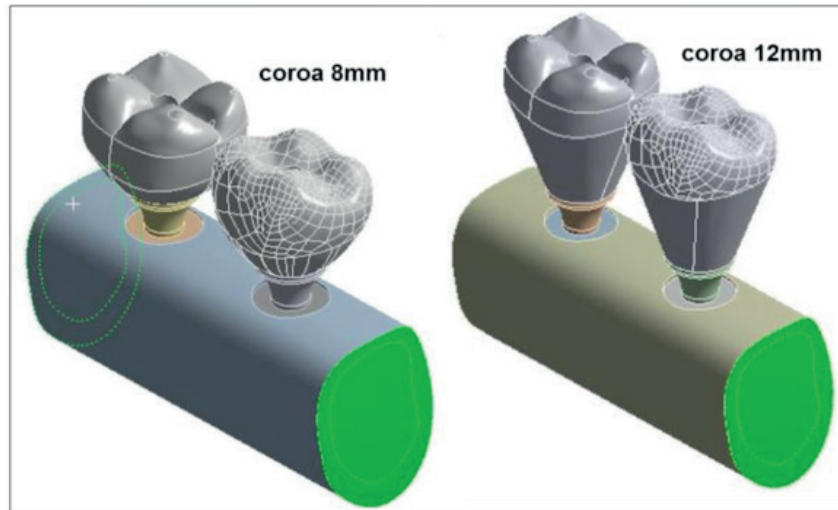


Figura 4- Fixação de ambas as faces laterais do bloco ósseo

Fonte: Autoria própria.

Para a simulação do comportamento dos materiais quando submetidos a carregamento, foi necessário utilizar propriedades mecânicas como módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, os quais foram extraídos da literatura (tabela 3). Os modelos foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos (contatos de perfeita união).

Material	Módulo de elasticidade (MPa)	Coeficiente de Poisson	Referência
Osso cortical	13,700	0,30	Teixeira et. al. (1998); Holmes, Loftus, (1997)
Osso medular	1,370	0,30	Barão et. al.(2008)
Liga de Titânio (Ti₆Al₄V)	110,000	0,35	Cruz et. al. (2009)
Zircônia	210,000	0,27	Diftmer et. al. (2010)

Tabela 3- Propriedades mecânicas utilizadas para a caracterização dos modelos.

Fonte: Autoria própria.

O carregamento foi realizado pela aplicação de uma carga axial de 300N dividido em 5 pontos na superfície oclusal de ambas coroas. O valor foi selecionado, pois representa uma carga compatível com a carga mastigatória na região posterior da mandíbula (Kimura et. al., 2006).

ação de carga 300 N distribuída na superfície oclusal da coroa

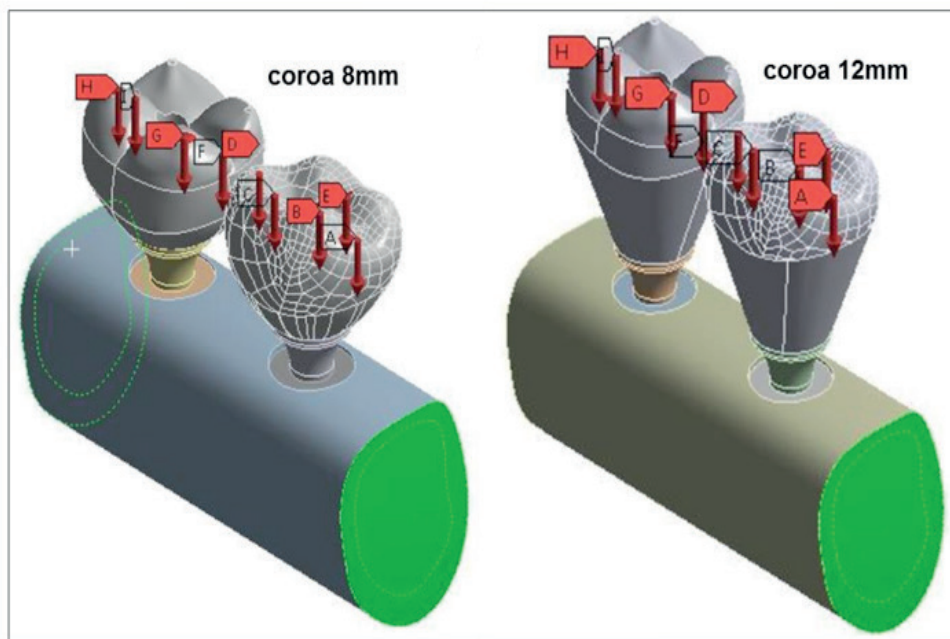


Figura 5 - Aplicação de carga 300 N distribuída na superfície oclusal da coroa

Fonte: Autoria própria.

Devido à aplicação de carga ter sido realizada nas vertentes internas das cúspides e nas cristas marginais, tanto componentes de força verticais quanto oblíquas foram geradas (figura 5).

Os dados obtidos foram avaliados quanto ao critério de tensão de cisalhamento para osso cortical e tensão de Von-Mises para implante e componentes protéticos (MPa). Os dados foram comparados quantitativamente por meio dos valores de tensão e qualitativamente pelo padrão de distribuição de tensão.

4 | RESULTADOS

A tabela abaixo apresenta os resultados da tensão de cisalhamento para osso cortical e medular e tensão de von-Mises para implante e componentes protéticos (MPa).

	Coroa 8 mm	Coroa 12 mm	%
Cisalhamento cortical	19,22	19,36	0,7
Cisalhamento medular	4,38	4,45	1,5
Implante 1º Molar	115,02	120,2	4,3
Implante 2º Molar	141,08	136,02	3,7
Pilar 1º Molar	153,89	161	4,4
Pilar 2º Molar	219,38	210,44	4,0
Parafuso 1º Molar	29,17	29,34	0,6
Parafuso 2º Molar	19,25	30,26	57,0
	Coroa 8 mm		
Parafuso 1º Molar	29,17		51,0
Parafuso 2º Molar	19,25		

Tabela 4 - Tensão de cisalhamento para o tecido ósseo e tensão de von-Mises para componentes protéticos e implante (MPa)

Fonte: Autoria própria.

Tanto o osso cortical quanto o osso medular apresentam valores numéricos aproximados de tensão das coroas de altura de 12 mm quando comparados às coroas de 8 mm. O pico de concentração de tensão no osso cortical foi localizado na região cervical, próximo às primeiras roscas do implante (figura 6). Já para o osso medular, o pico foi localizado na área adjacente ao osso cortical e na superfície interna do tecido ósseo em contato com as roscas do implante (figura 7).

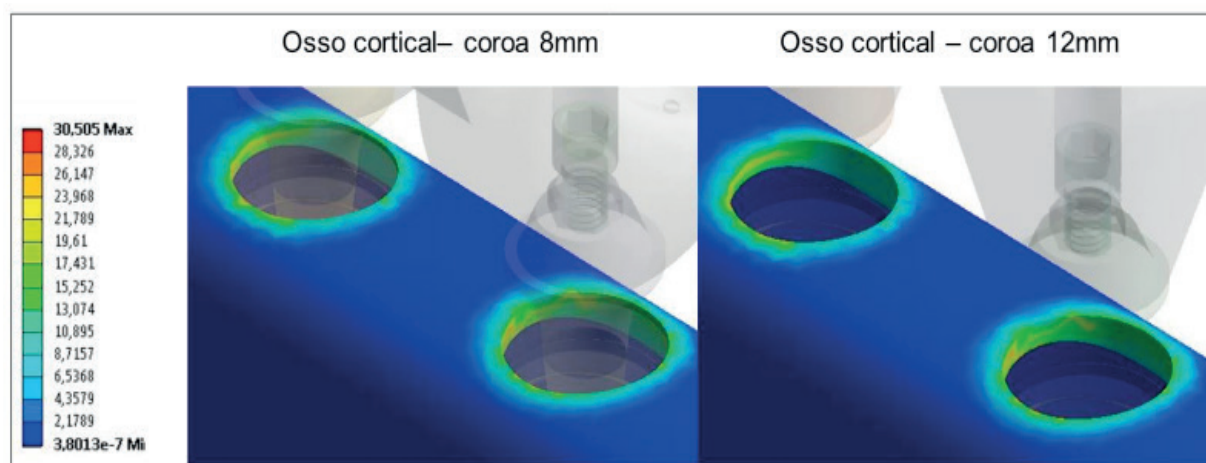


Figura 6 - Tensão de cisalhamento (MPa) no osso cortical para os modelos de coroa 8 e 12mm

Fonte: Autoria própria.

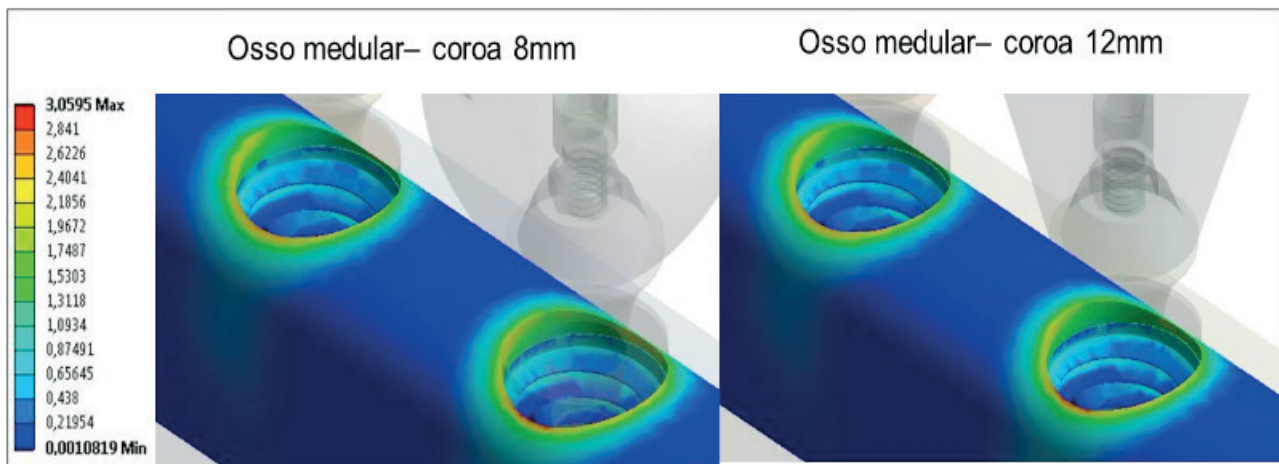


Figura 7 - Tensão de cisalhamento (MPa) no osso medular para os modelos de coroa 8 e 12mm

Fonte: Autoria própria.

Considerando o implante localizado na região de 1º Molar, o modelo com coroas de 12 mm apresentou valores numéricos de tensão aproximados quando comparados ao mesmo implante no modelo com coroas de 8 mm, (120,2 e 115,2 MPa), respectivamente. Também, na avaliação dos implantes na região de 2º Molar, o modelo com coroas de 8 mm apresentou valores numéricos aproximados de tensão (141,08 MPa) quando comparados aos modelos com coroas de 12 mm (136,02 MPa) (tabela 4). O pico de tensão está localizado na região interna do implante em contato com o pilar na transição implante-pilar (figura 8).

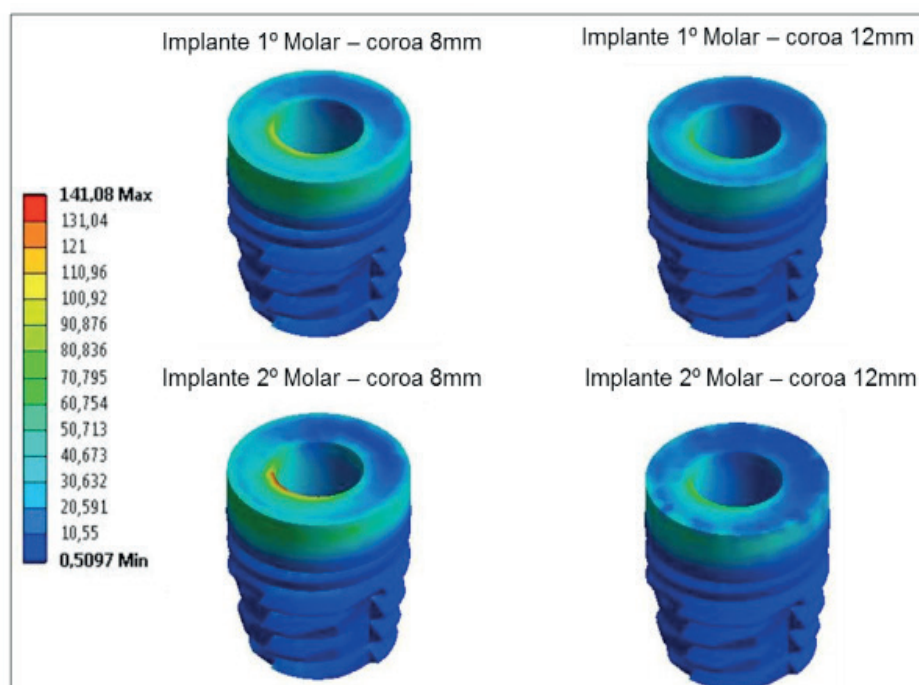


Figura 8 - Distribuição de tensões (MPa) nos implantes para os modelos de coroa 8 e 12mm

Fonte: Autoria própria.

O mesmo padrão de comportamento foi observado para os pilares, nos quais os picos

de concentração de tensões foram localizados na transição entre a porção interna e externa do implante (figura 9).

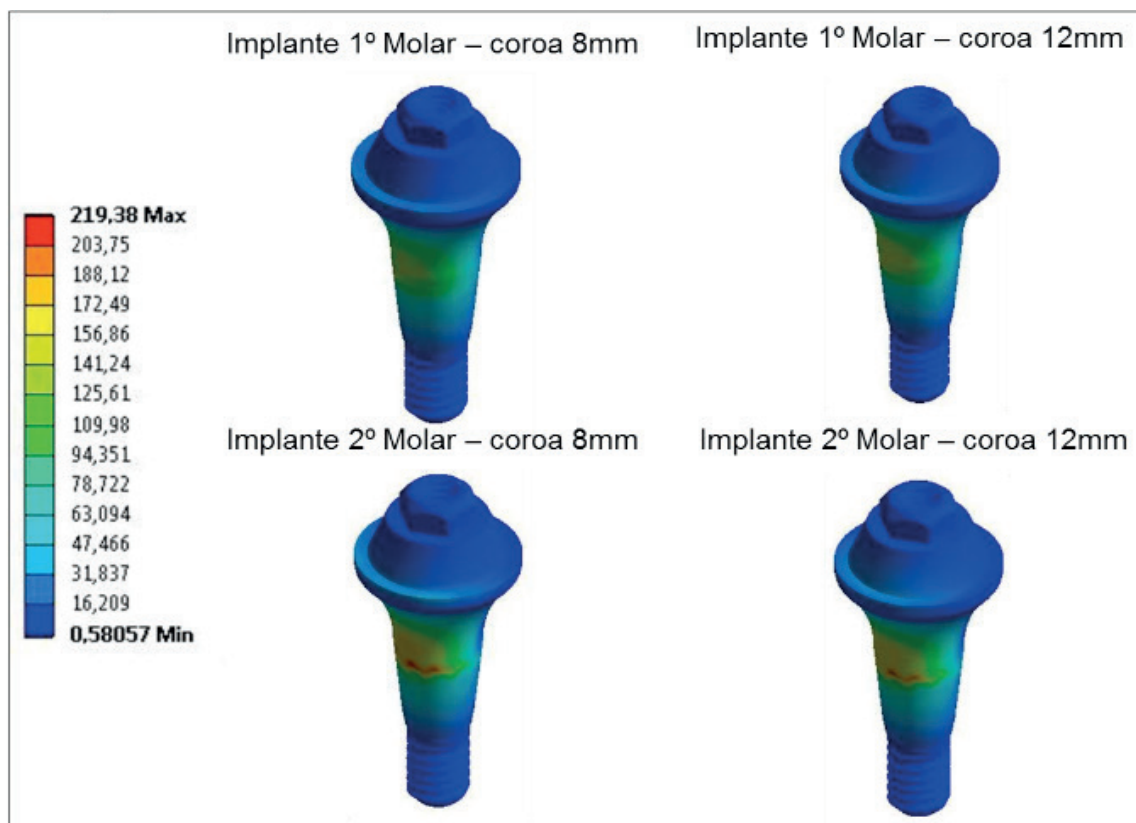


Figura 9 - Distribuição de tensões nos pilares para os modelos de coroa 8 e 12 mm. Legenda com distribuição de cores e valores das tensões (MPa).

Fonte: Autoria própria.

Os resultados de concentração de tensões de von-Mises para os parafusos do 1º Molar foram semelhantes nas coroas de 8 mm (29,17 MPa) e de 12 mm (29,34 MPa). No entanto, para a região do 2º Molar, os parafusos posicionados sobre as coroas de 12 mm (30,26 MPa) apresentaram valores de tensão superiores quando comparados aos parafusos posicionados sobre as coroas de 8 mm (19,25 MPa). A concentração de tensões foi localizada na região de roscas em contato com o pilar (figura 13).

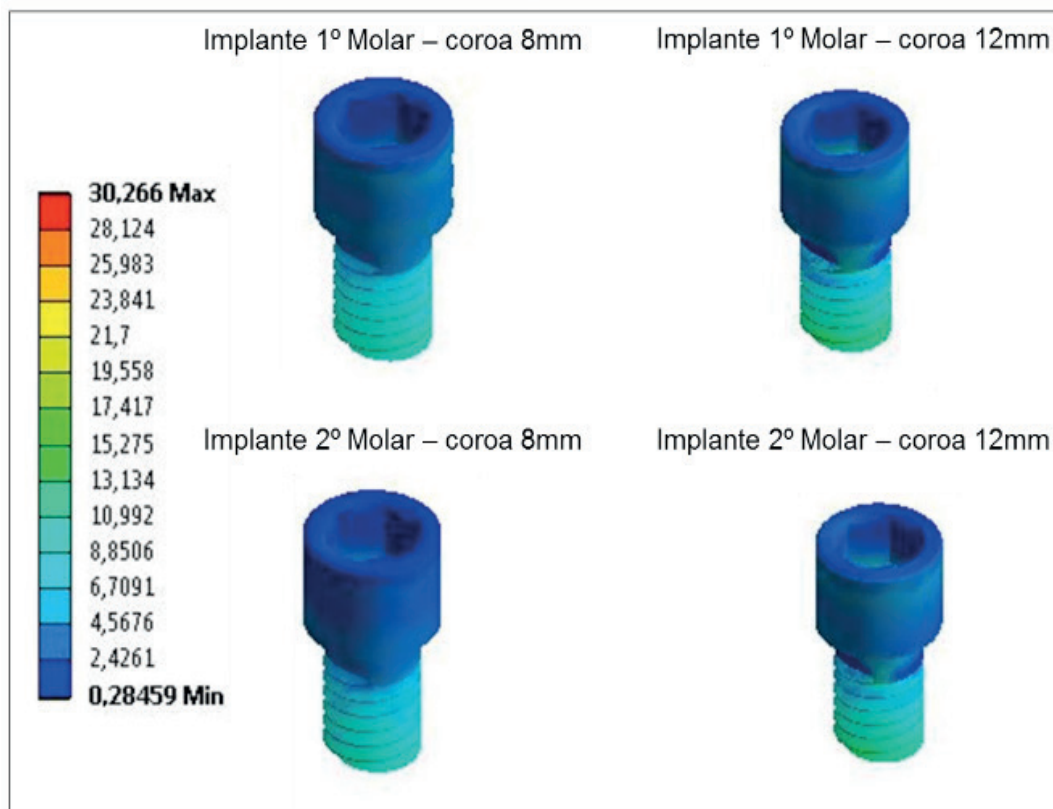


Figura 10 - Distribuição de tensões nos parafusos para os modelos de coroa 8 e 12 mm. Legenda com distribuição de cores e valores das tensões (MPa)

Fonte: Autoria própria.

5 | DISCUSSÃO

A realização de estudos que simulam o comportamento das estruturas bucais implica em uma análise bastante complexa devido às características dos elementos que compõem o sistema estomatognático (Siegele, Soltesz, 1989; Verri et. al., 2011). Estes estudos estão associados à aplicação de forças com a finalidade de mimetizar as que ocorrem na mastigação. Dessa forma, o processo de desenho computacional possibilita a transformação de modelos de duas dimensões em tridimensionais e em imagens de dados, sendo o método de elemento finito adequado e disponível para o desenvolvimento de modelos anatomicamente mais precisos (Geng et. al., 2001). Com isso, a aplicabilidade desse método no presente estudo foi satisfatória e proporcionou resultados que puderam descrever eventuais situações clínicas.

As próteses implantossuportadas nos últimos anos tornaram-se o tratamento de escolha na reabilitação de pacientes desdentados totais e parciais. A perda do volume ósseo por processo reabsortivo (fisiológico) ou por agressões locais diminuem conseqüentemente a altura mandibular posterior, de forma a tornar inviável o uso de próteses convencionais (Motta, 2002).

Nesse contexto, a utilização de implantes curtos apresentam vantagens biomecânicas, com alta taxa de sucesso quando a proporção coroa-implante é analisada criteriosamente (Misch et. al., 2006; Sendyk C, Sendyk R, 2006; Maló, Araújo, Rangert, 2007; Chiarelli

et. al., 2007; Melhado et. al., 2007). Estudos recentes apresentam dados de proporções ideais conflitantes variando entre 0,5 a 3 (Rangert, Sullivan, Jemt, 1997; Misch et. al., 2006; Tawil, Aboujaoude, Younan, 2006; Romeo et. al., 2006; Blanes et. al., 2007; Birdi et. al., 2010; Urdaneta et. al., 2010; Telleman et. al., 2011). Estudos afirmam que uma relação desvantajosa coroa-implante pode levar à falha e ao comprometimento do implante, sendo também um importante fator que regula o sucesso e a perda óssea peri-implantar (Moraes, 2011; Malchiodi et. al., 2013). Dessa forma, o alongamento da coroa pode alterar a proporção coroa-implante, acarretando em sobrecarga transmitida aos componentes do sistema e falha prematura (Renouard, Rangert, 2008). As proporções coroa/implante empregadas neste estudo foram 2,3 : 1 (coroa 8 mm) e 3,1 : 1 (coroa 12 mm) semelhante estudos de Blanes et. al. (2007).

Foi observado no presente estudo que a concentração da tensão de cisalhamento no osso peri-implantar foi numericamente semelhante nos modelos de coroas de 12 mm em relação às coroas de 8 mm (no osso cortical apenas 0,7% maior na coroa com 12 mm e no osso medular apenas 1,5% maior na coroa 12 mm), sendo o pico de tensão, no osso cortical localizado na região cervical mais especificamente próximo às primeiras roscas do implante, enquanto que no osso medular ocorre na área adjacente ao osso cortical e na superfície interna do tecido ósseo em contato com as roscas do implante. Os dados obtidos no presente estudo corroboram com Bayraktar et. al. (2013), os quais afirmaram que coroa com altura de 12 mm ou menor não causam tensão que seja prejudicial ao osso peri-implantar independentemente do comprimento do implante.

Quando avaliada a tensão aplicada no implante do primeiro molar foi observado valores numericamente semelhantes nos modelos de coroas 12 mm em relação às coroas 8 mm, uma vez que o primeiro valor foi apenas 4,3% maior. O mesmo ocorreu com a tensão aplicada no implante do segundo molar que apresentou valores numericamente semelhantes. Neste caso, a concentração de tensões foi de 3,7% maior na coroa de 8 mm em relação ao modelo coroa de 12 mm. Rangert, Jemt, Journeus (1989) afirmaram que as forças axiais são mais favoráveis, pois distribuem a tensão mais uniformemente em torno do implante. Porém, Misch (2005), em sua revisão da literatura, relatou que nas regiões mais posteriores da boca, normalmente a altura óssea e a densidade são menores que na região anterior, e as forças mastigatórias são maiores. Assim, implantes com comprimento menor que 10 mm apresentam maiores percentuais de falhas, relacionando as perdas destes implantes ao aumento da altura da coroa.

Os valores de tensões nos pilares do 1º molar entre as coroas de 8 e 12 mm foram numericamente semelhantes, já que na coroa de maior altura, a tensão foi apenas 4,4% maior. O mesmo resultado ocorreu nos pilares do 2º molar entre as coroas de 8 e 12 mm, tendo sido esta tensão apenas 4% menor que os de 12 mm. López (2012) afirmou em seus estudos que implantes com mesmo diâmetro posicionados na região dos incisivos laterais superiores apresentaram valores de tensões de von-Mises semelhantes no pilar protético independente do comprimento do implante. As diferenças nos resultados relatados na literatura quanto às tensões e carregamentos nos componentes protéticos podem estar fundamentadas

na utilização de vários métodos, implantes com diferentes geometrias - plataformas e em diferentes áreas ósseas, dificultando análise comparativa para uma conexão pilar-implante específica.

A utilização da análise de tensões von-Mises permite a identificação de um valor de tensão, a partir de uma força aplicada. Os resultados do presente estudo identificam que a concentração de tensões, com a ampliação das coroas de 8mm para 12 mm no primeiro molar foram semelhantes (Parafuso protético 1ºmolar: coroa de 12 mm 0,6% maior que coroa 8 mm). No entanto, os parafusos posicionados na região do segundo molar sobre as coroas de 12 mm apresentaram valores de tensão 57% maiores quando comparados aos parafusos posicionados sobre as coroas de 8 mm. Tal fato, pode ser explicado por Rangert, Jemt, Jorneus (1989) em seu estudo com implante Branemark, os quais afirmaram que o ponto mais suscetível à sobrecarga do sistema ocorre no parafuso de conexão, na região mais posterior, podendo acarretar o afrouxamento ou fratura do mesmo. Estudo de Urdaneta et. al. (2010) corrobora com esses achados e apontam complicações frequentes nos implantes de hexágono externo. Os resultados obtidos no presente estudo apontam para a necessidade de mais artigos científicos na literatura quanto ao tipo de plataforma de implante curto (cone Morse) associado à prótese parcial fixa para executar uma análise comparativa.

Os resultados entre os parafusos protéticos do 1º e 2º molar em modelo de coroa de 8 mm identificaram um aumento de tensão de 51% no parafuso do 1º molar em relação ao 2º molar. Tal fato pode ser atribuído às diferenças anatômicas entre as coroas do 1º e 2º molar, mais especificamente a mesa oclusal do 1º molar ser maior que a do 2º molar. Lai et. al. (2013) afirmaram em seus estudos que a mesa oclusal sobre implantes curtos deve ser substancialmente reduzida para diminuir os pontos de contato e, conseqüentemente, a força sobre o sistema coroa-implante.

6 | CONSIDERAÇÕES FINAIS

Conclui-se, que a proporção coroa-implante em próteses parciais fixas implantos suportadas com implante curto e coroas de altura de 8 e 12 mm não apresentaram influência significativa na distribuição de tensões nos componentes, implante-pilar e no osso peri-implantar. Através do método de elemento finito pode-se sugerir que a proporção coroa-implante aumentada influencia negativamente o sistema prótese-implante, mais especificamente os parafusos protéticos localizados na região mais posterior do conjunto.

REFERÊNCIAS

Akça K; Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. **J Oral Rehabil.** v. 29, n. 4, p. 350-356, april, 2002.

ANITUA E; ORIVE G. Short implants in maxilla and mandibles: a retrospectivestudy with 1 to 8 years of follow-

up. **J Periodontol.** v.81, n. 6, p. 819-826, jun, 2010.

ANITUA E; ORIVE G; AGUIRRE JJ; ANDÍA I. Five-year clinical evaluation of shortdental implants placed in posterior areas: a retrospective study. **J Periodontol.** v. 79, n. 1, p. 42-48, jan. 2008.

AQUILINA P; CHAMOLI U; PARR WC; CLAUSEN PD; WROE S. Finite element analysis of three patterns of internal fixation of fractures of the mandibular condyle. **Br J Oral Maxillofac Surg.** V. 51, n. 4, p. 326-331, jun. 2013.

BAYRAKTAR M; GULTEKIN BA; YALCIN S; MIJIRITSKY E. Effect of crown to implant ratio and implant dimensions on periimplant stress of splinted implant-supported crowns: a finite element analysis. **Implant Dent.**v.22, n. 4, p. 406-413, aug. 2013.

BIRDI H, Schulte J; KOVACS A; WEED M, CHUANG SK. Crown-to-implant ratios of short-length implants. **J Oral Implantol.** V, 36, n. 6, p.425-433, 2010.

BLANES R. J; BERNARD J. P; BLANES Z. M; BELSER UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. I: Clinical and radiographic results. **Clin Oral Implants Res.** V. 18, n. 6, p. 699-706, 2007.

BLANES, R. J. To what extent does the crown-implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. **Clin Oral Implants Res.** V. 20, n. 4, p. 67-72, sep. 2009.

CHIARELLI, M; PEREIRA FILHO, V. A; SILVA JUNIOR, E. C; GABRIELLI, M. C; BARELLI, O. Utilização de implantes unitário curtos em região posterior. **ImplantNews.** V. 4, n. 6, p. 707-716, 2007.

CONRAD, H.J; SCHULTE, J. K; VALLEE, M. C. Fractures related to occlusal overload with single posterior implants: a clinical report. **J Prosthet Dent.** V. 99, n. 4, p. 251-256, apr. 2008.

DAS NEVES, F. D; FONES, D; BERNARDES, S.R; DO PRADO, C. J; NETO A. J. Short implants—an analysis of longitudinal studies. **Int J Oral Maxillofac Implants.** V. 1, n.1, p. 86-93, jan./fev. 2006.

DEPORTER, D; OGISO, B; SOHN, D.S; RULJANCICH, K; PHAROAH, M. Ultrashort sintered porous-surfaced dental implants used to replace posterior teeth. **J Periodontol.** v. 79, n. 7, p. 1280 – 1286, jul. 2008.

ERKMEN, E; ATAÇ, M. S; YÜCEL, E; KURT, A. Comparison of biomechanical behaviour of maxilla following Le Fort I osteotomy with 2- versus 4-plate fixation using 3D-FEA: part 3: inferior and anterior repositioning surgery. **Int J Oral Maxillofac Surg.** v. 38, n. 2, p. 173 – 179, feb. 2009.

ESPOSITO, M; CANNIZZARO, G; SOARDI, E; PISTILLI, R; PIATTELLI, M; CORVINO, V. Felice P. Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 6 mm-long, 4 mm-wide implants or by longer implants in augmented bone. Preliminary results from a pilot randomised controlled trial. **Eur J Oral Implantol.** v. 5, n. 1, p. 19 -33.

FELICE, P; CHECCHI, V; PISTILLI, R; SCARANO, A; PELLEGRINO, G; ESPOSITO, M. Bone augmentation versus 5-mm dental implants in posterior atrophic jaws. Four-month post-loading results from a randomised controlled clinical trial. **Eur J Oral Implantol.** Winter, v. 2, n. 4, p. 267-281, 2009.

FRIBERG, B; JEMT, T; LEKHOLM, U. Early failures in 4641 consecutively placed Brånemark dental implants. **Int J Oral Maxillofac Implants,** p. 142-146, 1991.

FUENTEALBA, R; JOFRÉ, J. Esthetic failure in implant dentistry. **Dent Clin North Am,** v. 59, n. 1, p. 227-246, jan. 2015.

FUGAZZOTTO, P. A. Shorter implants in clinical practice: Rationale e treatment results. **Int J Oral Maxillofac**

Implants, v. 23, p. 487-496, 2008.

GENG, J.P.; TAN, K.B.; LIU, G. R. Application of finite element analysis in implantdentistry: a review of the literature. **J Prosthet Dent**, v. 85, n. 6, p. 585-598, jun. 2001.

GLANTZ, P. O. **Aspectos biomecânicos de prótese sobre implante**. *Periodontology*, v. 5, p. 119-124, 2000.

GOEL, V. K.; PANJABI, M. M.; PATWARDHAN, A. G.; DOORIS, A. P.; SERHAN, H; American Society for Testing and Materials. Test protocols for evaluation of spinal implants. **J Bone Joint Surg Am**, v. 88, n. 2, p. 103-109, apr. 2006.

GONÇALVES, A. R. Q; SILVA, A. L; MATTOS, F. R. **Implantes curtos são seguros?**. *RGO*, v. 57, n. 3, p. 287-90, 2009.

GOODACRE, C. J; BERNAL, G; RUNGCHARASSAENG, K; KAN, J. Y. Clinical complications with implants and implant prostheses. **J Prosthet Dent**, v. 90, n. 2, p. 121-132, Aug. 2003.

GRANT, B. T; PANCKO, F. X; KRAUT, R. A. Outcomes of placing short dental implants inthe posterior mandible: a retrospective study of 124 cases. *J Oral Maxillofac Surg*, v. 67, n. 4, p. 713-717, Apr. 2009.

GROSSMANN, Y; FINGER, IM; BLOCK, M. S. Indications for splinting implant restorations. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 63, n. 11, p. 1642-1652, Nov. 2005.

HAGI, D; DEPORTER, D. A; PILLIAR, R. M; ARENOVICH, T. A targeted review of study outcomes with short(≤ 7 mm) endosseous dental implants placed in partially edentulous patients. **J Periodontol**, v. 75, p. 795-804, 2004.

HATANO, N; YAMAGUCHI, M; SUWA, T; WATANABE, K. **A modified method of immediate loading using Brånemark implants in edentulous mandibles**. *Odontology*, v. 91, n. 1, p. 37-42, Sep. 2003.

JEMT, T.; BOOK, K; LINDÉN, B; URDE, G. Failures and complications in 92 consecutively inserted overdentures supported by Brånemark implants in severely resorbed edentulous maxillae: a study from prosthetic treatment to first anual check-up. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 7, n. 2, p. 162-167, 1992.

KIMURA, A; NAGASAO, T.; KANEKO, T; TAMAKI, T; MIYAMOTO, J; NAKAJIMA, T. Aduatefixation of plates for stability during mandibular reconstruction. **J Craniomaxillofac Surg**, v. 34, n. 4, p. 193-200, Jun. 2006.

KOO, KT; WIKESJÖ, U. M; PARK, J.Y; KIM, T. I; SEOL, Y. J; KU, Y; RHYU, I. C; CHUNG, C. P.; LEE, Y. M. Evaluation of single-tooth implants in the second molar region: a 5-year life-table analysis of a retrospective study. **J Periodontol**, v. 81, n. 9, p. 1242-1249, Sep. 2010.

KOZAKIEWICZ, M; SWINIARSKI, J. "A" shape plate for open rigid internal fixation of mandible condyle neck fracture. **J Craniomaxillofac Surg**, v. 42, n. 6, p. 730-737, Sep. 2014.

LAI, H. C; SI, M. S; ZHUANG, L. F; SHEN, H; LIU, Y.L; WISMEIJER, D. Long-term outcomes ofshort dental implants supporting single crowns in posterior region: a clinicalretrospective study of 5-10 years. **Clin Oral Implants Res**, v. 24, n. 2, p. 230-237, Feb. 2013.

LANG, N. P; WILSON, T. G; CORBET, E. F. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. **Clin Oral Implants Res**, v. 119, n. 1, p. 146-155, 2000.

LEKHOLM, U; VAN, Steenberghe D. HERRMANN, I; BOLENDER, C; FOLMER, T; GUNNE, J; HENRY, P; HIGUCHI, K; LANEY, W. R.; LINDÉN, U. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: A prospective 5-year multicenter Study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 9, p. 627-636, 1994.

LEKHOLM, U; GUNNE, J; HENRY, P.; HIGUCHI, K; LINDÉN, U.; BERGSTRÖM, C; VAN, SteenbergheD.

Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 14, n. 5, p. 639-645, Sep. 1999.

LÓPEZ, C.A.V. **Análise pelo método de elementos finitos da distribuição de tensões em componentes protéticos posicionados em implantes com conexão cone morse na região anterior da maxila** [Dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, 2012.

MALCHIODI, L; CUCCHI, A; GHENSI, P; CONSONNI, D; NOCINI, P. F. Influence of crown-implant ratio on implant success rates and crestal bone levels: a 36-month follow-up prospective study. **Clin Oral Implants Res**, v. 12, Feb. 2013.

MALÓ, P; DE ARAÚJO, Nobre M; RANGERT, B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. **Clin Implant Dent Relat Res**, v. 9, n. 1, p. 15-21, 2007.

MCGUINNESS, N; WILSON, A. N; JONES, M; MIDDLETON, J; ROBERTSON, N. R. **Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament: a finite element study.** Angle Orthod, v. 62, n. 1, p. 15-22, 1992.

MELHADO, R. M. D; VASCONCELOS, L.W; FRANCISCONE, C. E; QUINTO, C; PETRILLI, G. **Avaliação clínica de implantes curtos (7 milímetros) em mandíbulas: acompanhamento de dois a 14 anos.** Implant News., v. 4, n. 2, p. 147-151, 2007.

MENANI, L. R; TIOSSI, R; TORRES, É. M.; RIBEIRO, R.F.; ALMEIDA, R. P. **Photoelastic stress analysis of different designs of cement-retained fixed partial dentures on Morse taper oral implants.** J Craniofac Surg, v. 22, n. 2, p. 647-648, Mar. 2011.

MIRANDA, M.E. **Consideração em próteses sobre implantes.** Implant News, v. 3, n. 3, p. 220-232, mai-jun. 2006.

MISCH, C. E; STEINGA, J; BARBOZA, E; MISCH-DIETSH, F; CIANCIOLA, L.J.; KAZOR, C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. **J Periodontol**, v. 77, n. 8, p. 1340-1447, Aug. 2006.

MISCH, C. E. **Short dental implants: a literature review and rationale for use.** Dent Today, v. 24, n. 8, p. 64-68, Aug. 2005.

MONJE, A; SUAREZ, F; GALINDO-MORENO, P; GARCÍA-NOGALES, A; FU, J.H; WANG, H. L. A systematic review on marginal bone loss around short dental implants (<10 mm) for implant-supported fixed prostheses. **Clin Oral Implants Res**, v. 25, n. 10, p. 119-124, Oct. 2014.

Moraes, S. L. D. **Influência da altura da coroa em implantes osseointegrados.** Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais [tese]. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista - Júlio de Mesquita Filho, 2011.

MORAND, M; IRINAKIS, T. The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implants. **J Oral Implantol**, v. 33, n. 5, p. 257-266, 2007.

MOTTA, S. **Avaliação clínica de sobrevivência de 3 sistemas de implantes em diferentes densidades ósseas** [tese]. São Paulo: Unicastelo; 2002.

NAERT, I; QUIRYNEN, M; VAN, Steenberghe D; DARIUS, P. **A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses.** Part II: Prosthetic aspects. JProsthet Dent. 1992 Dec;68(6):949-56.

NEVINS, M; LANGER, B. The successful application of osseointegrated implants to the posterior jaw: A long-term retrospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 8, p. 428-432, 1993.

NISSAN, J; GROSS, O; GHELFAN, O; PRIEL, I; GROSS, M; CHAUSHU, G. The effect of splinting implant-supported restorations on stress distribution of different crown-implant ratios and crown height spaces. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 69, n. 12, p. 2990 – 2994, Dec. 2011.

PIERI, F.; ALDINI, N.N.; FINI, M; MARCHETTI, C; CORINALDESI, G. Preliminary 2-yearreport on treatment outcomes for 6-mm-long implants in posterior atrophicmandibles. **Int J Prosthodont**, v. 25, n. 3, p. 279-289, May-Jun. 2012.

PERDIJK, F.B.; MEIJER, G. J.; BRONKHORST, E.M.; KOOLE, R. Implants in the severely resorbed mandibles: whether or not to augment? What is the clinician's preference? **Oral Maxillofac Surg**, v. 15, n. 4, p. 225-231, Dec. 2011.

PETRIE, C. S; WILLIAMS, J. L. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. **Clin Oral Implants Res.**, v. 16, n. 4, p. 486-494, Aug. 2005.

Pierrisnard, L.; Renouard, F.; Renault, P.; Barquins. M. **Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution.** Clin Implant Dent Relat Res., v. 5, n. 4, p. 254-262, 2003.

PYLANT, T.; TRIPLETT, R. G.; KEY, M.C.; BRUNSVOLD, M. A. A retrospective evaluation ofendosseous titanium implants in the partially edentulous patient. **Int J Oral Maxillo fac Implants**, v. 7, n. 2, p. 195-202, 1992.

QUARANTA, A.; PIEMONTESE, M.; RAPPELLI, G; SAMMARTINO, G.; PROCACCINI, M. **Technical and biological complications related to crown to implant ratio:** a systematic review. **Implant Dent.** 2014 Apr;23(2):180-7.

QUIRYNEN, M; NEART, I; VAN, Steenberghe D.; SCHERPES, E.; CALBERSON, L.; Theuniers G. The cumulative failure rate of the Branemark system in the overdenture, the fixed partial, and the fixed full prostheses design: A prospective study on 1273 fixtures. **J Head Neck Pathol**, v. 10, p. 43-53, 1991.

RANGERT, B.; JEMT, T.; JORNEUS, L. Force and moments on Branemark Implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 4, p. 241-247, 1989.

RANGERT, B. R.; SULLIVAN, R. M.; JEMT, T. M. Load factor control for implants in theposterior partially edentulous segment. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 12, n. 3, p. 360-370, May-Jun.1997.

RAVIV, E.; TURCOTTE, A.; HAREL-RAVIV, M. **Short dental implants in reduced alveolarbone height.** Quintessence Int., v. 41, n.7, p. 575-579, Jul-Aug. 2010.

REN, Y; MALTHA, J. C.; KUIJPERS-JAGTMAN, A. M. **Optimum force magnitude for orthodontictooth movement:** a systematic literature review. **Angle Orthod**, v. 73, n. 1, p. 86-92, Feb. 2003.

RENOUARD, F.; RANGERT, B. **Fatores de Risco em Implantodontia:** Análise clínica simplificada para um Tratamento Previsível. 2. ed. São Paulo: Quintessence, 2008.

RICHTER, E. J. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. **J Prosthet Dent**, v. 61, n. 5, p. 602-609, May. 1989.

ROMEO, E; GHISOLFI, M; ROZZA, R; CHIAPASCO, M; LOPS, D. Short (8-mm) dentalimplants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to14-year longitudinal study. **Int J Prosthodont**, v. 19, n. 6, p. 586-592, Nov. Dec. 2006.

ROSSI, F; BOTTICELLI, D; CESARETTI, G; DE SANTIS, E; STORELLI, S; LANG, N. P. Use of short implants (6 mm) in a single-tooth replacement: a 5-year follow-up prospective randomized controlled multicenter clinical study. **Clin Oral Implants Res.**, v. 27, n. 4, p. 458-464, Apr. 2016.

RUBO, J. H.; SOUZA, E. A. C. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. **Rev Fac Odontol Bauru**, v. 9, n. 3/4, p. 97-103, 2001.

SABA, S. Occlusal stability in implant prosthodontics: clinical factors to consider before implant placement. *J Can Dent Assoc.*, v. 67, n. 9, p. 522-526, Out. 2001.

SADID-ZADEH, R; KUTKUT, A; KIM, H. **Prosthetic failure in implant dentistry**. *Dent Clin North Am*, v. 59, n. 1, p. 195-214, Jan. 2015.

SÁNCHEZ-GARCÉS, M. A; COSTA-BERENGUER, X; GAY-ESCODA, C. Short implants: a descriptive study of 273 implants. **Clin Implant Dent Relat Res.**, v. 14, n. 4, p. 508-516, Aug. 2012.

SANTIAGO JÚNIOR, J. F; VERRI, F.R; PELLIZZERL, E.P.; MORAES, S. L. D; CARVALHO, B. M. Short dental implants: alternative conservative in the oral rehabilitation. **Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-fac.**, v. 10, n.2, p. 67-76, Abr. Jun. 2010.

SCHWARZ, M. S. Mechanical complications of dental implants. **Clin Oral Implants Res.**, v. 11, n. 1, p. 156-158, 2000.

SIEGELE, D; SOLTESZ, U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 4, n. 4, p. 333-340, 1989.

SENDYK, C; SENDYK, W. R. **Planejamento protético-cirúrgico em Implantodontia**. *ImplantNews*, v. 3, n. 2, p. 124-134, 2006.

SRINIVASAN, M; PADMANABHAN, T. V. Intrusion in implant-tooth-supported fixed prosthesis: an in vitro photoelastic stress analysis. **Indian J Dent Res.**, v. 19, n. 1, p. 6-11, Jan. Mar. 2008.

TAWIL, G; ABOUJAOUDE, N; YOUNAN, R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 21, n. 2, p. 275-282, Mar. Apr. 2006.

TELLEMAN, G; RAGHOEBAR, G. M; VISSINK, A; DEN HARTOG, L; HUDDLESTON; SLATER, JJ; MEIJER, HJ. A systematic review of the prognosis of short (<10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. **J Clin Periodontol**, v. 38, n. 7, p. 667-676, Jul. 2011.

TIOSSI, R; LIN, L; CONRAD, HJ; RODRIGUES, R. C Heo YC, de Mattos Mda G, Fok AS, Ribeiro RF. Digital image correlation analysis on the influence of crown material in implant-supported prostheses on bone strain distribution. **J Prosthodont Res**, v. 56, n. 1, p. 25-31, Jan. 2012.

URDANETA, R. A; RODRIGUEZ, S; MCNEIL, D. C.; WEED, M; CHUANG, S.K. The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking-taper implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 25, n. 4, p. 729-743, Jul. Aug. 2010.

VIDYA, Bhat S.; PREMKUMAR, P; KAMALAKANTH, Shenoy K. Stress Distribution Around Single Short Dental Implants: A Finite Element Study. **J Indian Prosthodont Soc**, v. 14, n. 1, p. 161-167, Dec. 2014 Dec;14.

VERMEEREN, J. I.; WISMEIJER, D; VAN, Waas MA. One-step reconstruction of the severely resorbed mandible with onlay bone grafts and endosteal implants. A 5-year follow-up. **Int J Oral Maxillofac Surg**, v. 25, n. 2, p.112-115, Apr. 1996.

VERRI, F.R.; PELLIZZER, E.P.; PEREIRA, J.A.; ZUIM, P. R.; SANTIAGO JÚNIOR, J.F. **Evaluation of bone insertion level of support teeth in class I mandibular removable partial denture associated with an osseointegrated implant**: a study using finite element analysis. *Implant Dent*, vol 20, n. 3, p. 192-201, Jun. 2011.

WOELFEL, J.B.; SCHEID, R.C. **Anatomia dental**: sua relevância para a Odontologia. 5a ed. Rio de Janeiro:

Guanabara Koogan; 2000.

WYATT, C. C; ZARB, G. A. Treatment outcomes of patients with implant supported fixed partial prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 13, p. 204-211, 1998.

ÍNDICE REMISSIVO

A

Acidente 82, 83, 84, 85, 86, 96

Administração 3, 126, 185

Aleitamento 88, 104, 105, 106, 108, 110, 111, 112, 113

Artérias carótidas 83, 84, 86

C

Clareamento 28, 29, 30, 31

Clorexidina gel 21, 22, 23, 26

Cuidados 126, 128, 132, 135, 194, 214, 218, 219, 221

D

Dentífrices 44, 45, 46, 47, 48, 49, 50, 51, 52, 53, 54, 55, 200

Dentina 14, 18, 19, 31, 32, 35, 36, 37, 38, 90, 91, 93, 94, 95, 96, 97

Desgaste 5, 29, 33, 35, 36, 90

Doenças 9, 82, 84, 85, 88, 112, 125, 127, 128, 130, 132, 133, 138, 174, 187, 194, 208, 211, 218

E

Ensino odontológico 126

Ergonomia 174, 175

Estética 28, 29, 30, 33, 34, 35, 103, 105, 115, 116, 117, 120, 121, 122, 123, 127, 132

Estudante 125, 128, 131, 132, 174

F

Facetas 28, 29, 30, 32, 33, 34

Fotografia 115, 116, 117, 118

G

Gengiva 37, 38, 66, 90, 95, 116, 120

H

Hidróxido de Cálcio 21, 22, 23, 26

I

Interprofissionais 126

L

Lesões dentoalveolares 87, 89, 90, 93

M

Microbiology 45

O

Odontólogos 174, 181

Odontopediatria 85, 87, 100, 101, 102, 104, 202

Onicofagia 103, 104, 108, 110, 111, 112, 114

P

Percepção 88, 106, 113, 115, 116, 117, 120, 121, 122, 123, 127, 131

Perda auditiva 174, 180

Periodontia 80, 81, 117, 125, 126, 127, 128, 129, 130, 131, 132, 133, 134, 135, 136

Permanente 35, 87, 92, 93, 96, 97, 99, 111, 121, 184

Placa oclusal 2, 5, 6, 8, 9

R

Radiografia panorâmica 80, 82, 84, 85, 86, 113

Resinas 28, 29, 32, 33, 34, 35, 41

Resinas compostas 28, 29, 33, 34, 35, 41

Restauração 30, 32, 35, 36, 37, 38, 39, 42, 90, 91, 93, 94, 95, 137, 139

Ruído ocupacional 174

S

Serviços de Saúde 126, 127, 131, 135, 207, 208

Sessão 21, 22, 26, 30, 32, 189, 218

Sorriso 28, 29, 30, 31, 34, 115, 116, 117, 118, 119, 120, 121, 122, 123

Sucção 88, 95, 103, 104, 105, 108, 110, 111, 112, 113

T

Toxina botulínica 1, 2, 3, 5, 121

Tratamento 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 12, 13, 14, 18, 19, 21, 22, 26, 28, 29, 30, 31, 33, 34, 38, 40, 41, 42, 43, 64, 87, 88, 89, 90, 91, 93, 94, 95, 96, 97, 98, 99, 101, 105, 112, 113, 121, 122, 127, 128, 133, 136, 137, 138, 139, 140, 141, 153, 159, 162, 165, 180, 184, 185, 186, 188, 198, 207, 208, 211, 218, 219, 220

Trauma 37, 38, 41, 43, 87, 88, 89, 92, 93, 96, 97, 99, 100, 102, 202, 203, 205

 **Atena**
Editora

2 0 2 0