



Emanuela Carla dos Santos
(Organizadora)

Comunicação Científica e Técnica em Odontologia 2

Atena
Editora
Ano 2019

Emanuela Carla dos Santos

(Organizadora)

Comunicação Científica e Técnica em Odontologia 2

Atena Editora
2019

2019 by Atena Editora

Copyright © da Atena Editora

Editora Chefe: Profª Drª Antonella Carvalho de Oliveira

Diagramação e Edição de Arte: Lorena Prestes

Revisão: Os autores

Conselho Editorial

- Prof. Dr. Alan Mario Zuffo – Universidade Federal de Mato Grosso do Sul
Prof. Dr. Álvaro Augusto de Borba Barreto – Universidade Federal de Pelotas
Prof. Dr. Antonio Carlos Frasson – Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Prof. Dr. Antonio Isidro-Filho – Universidade de Brasília
Profª Drª Cristina Gaio – Universidade de Lisboa
Prof. Dr. Constantino Ribeiro de Oliveira Junior – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Profª Drª Daiane Garabeli Trojan – Universidade Norte do Paraná
Prof. Dr. Darllan Collins da Cunha e Silva – Universidade Estadual Paulista
Profª Drª Deusilene Souza Vieira Dall’Acqua – Universidade Federal de Rondônia
Prof. Dr. Eloi Rufato Junior – Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Prof. Dr. Fábio Steiner – Universidade Estadual de Mato Grosso do Sul
Prof. Dr. Gianfábio Pimentel Franco – Universidade Federal de Santa Maria
Prof. Dr. Gilmei Fleck – Universidade Estadual do Oeste do Paraná
Profª Drª Girlene Santos de Souza – Universidade Federal do Recôncavo da Bahia
Profª Drª Ivone Goulart Lopes – Istituto Internazionele delle Figlie de Maria Ausiliatrice
Profª Drª Juliane Sant’Ana Bento – Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Prof. Dr. Julio Candido de Meirelles Junior – Universidade Federal Fluminense
Prof. Dr. Jorge González Aguilera – Universidade Federal de Mato Grosso do Sul
Profª Drª Lina Maria Gonçalves – Universidade Federal do Tocantins
Profª Drª Natiéli Piovesan – Instituto Federal do Rio Grande do Norte
Profª Drª Paola Andressa Scortegagna – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Profª Drª Raissa Rachel Salustriano da Silva Matos – Universidade Federal do Maranhão
Prof. Dr. Ronilson Freitas de Souza – Universidade do Estado do Pará
Prof. Dr. Takeshy Tachizawa – Faculdade de Campo Limpo Paulista
Prof. Dr. Urandi João Rodrigues Junior – Universidade Federal do Oeste do Pará
Prof. Dr. Valdemar Antonio Paffaro Junior – Universidade Federal de Alfenas
Profª Drª Vanessa Bordin Viera – Universidade Federal de Campina Grande
Profª Drª Vanessa Lima Gonçalves – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Prof. Dr. Willian Douglas Guilherme – Universidade Federal do Tocantins

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

C741 Comunicação científica e técnica em odontologia 2 [recurso eletrônico] / Organizadora Emanuela Carla dos Santos. – Ponta Grossa (PR): Atena Editora, 2019. – (Comunicação Científica e Técnica em Odontologia; v. 2)

Formato: PDF

Requisitos de sistema: Adobe Acrobat Reader.

Modo de acesso: World Wide Web.

Inclui bibliografia

ISBN 978-85-7247-226-5

DOI 10.22533/at.ed.265192903

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

CDD 617.6069

Elaborado por Maurício Amormino Júnior – CRB6/2422

O conteúdo dos artigos e seus dados em sua forma, correção e confiabilidade são de responsabilidade exclusiva dos autores.

2019

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.

www.atenaeditora.com.br

APRESENTAÇÃO

A Odontologia vem ampliando cada vez mais sua área de atuação dentro do campo da saúde. Hoje aliamos o conhecimento teórico de base às novas tecnologias e técnicas desenvolvidas através de pesquisas para elevar a qualidade e atingir excelência na profissão.

Diante da necessidade de atualização frequente e acesso à informação de qualidade, este E-book, composto por dois volumes, traz conteúdo consistente favorecendo a Comunicação Científica e Técnica em Odontologia.

O compilado de artigos aqui apresentados são de alta relevância para a comunidade científica. Foram desenvolvidos por pesquisadores de várias instituições de peso de nosso país e contemplam as mais variadas áreas, como cirurgia, periodontia, estomatologia, odontologia hospitalar, bem como saúde do trabalhador da Odontologia e também da área da tecnologia e plataformas digitais.

Espero que possam extrair destas páginas conhecimento para reforçar a construção de suas carreiras.

Ótima leitura!

Prof^a. MSc. Emanuela Carla dos Santos

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1	1
ASSISTÊNCIA ODONTOLÓGICA AOS PACIENTES NEFROPATAS ATENDIDOS NO SERVIÇO DE ODONTOLOGIA DE UM HOSPITAL UNIVERSITÁRIO NO PERÍODO DE DOIS ANOS	
Maurício Pereira Macedo Clécio Miranda Castro Fernanda Ferreira Lopes	
DOI 10.22533/at.ed.2651929031	
CAPÍTULO 2	9
AVALIAÇÃO DA CONDIÇÃO DE SAÚDE BUCAL DE PACIENTES INTERNADOS EM UNIDADE DE TERAPIA INTENSIVA	
Alexandre Franco Miranda Tatiane Maciel de Carvalho Priscila Paganini Costa Ana Cristina Barreto Bezerra Maria Gabriela Haye Biazevic	
DOI 10.22533/at.ed.2651929032	
CAPÍTULO 3	27
CAPACIDADE COGNITIVA E SAÚDE BUCAL: ESTUDO COMPARATIVO COM IDOSOS INTERNADOS EM UM HOSPITAL UNIVERSITÁRIO	
Jackson Luiz Fialkoski Filho Danielle Bordin Clóris Regina BlanskiGrden Camila Zanesco Luciane Patricia Andreani Cabral Eduardo Bauml Campagnoli Cristina Berger Fadel	
DOI 10.22533/at.ed.2651929033	
CAPÍTULO 4	41
CONDIÇÃO BUCAL DE PACIENTES EM UTI E A OCORRÊNCIA DE PNEUMONIA EM PACIENTES SOB VENTILAÇÃO MECÂNICA	
Luana Carneiro Diniz Souza Rita da Graça Carvalhal Frazão Corrêa Fernanda Ferreira Lopes	
DOI 10.22533/at.ed.2651929034	
CAPÍTULO 5	49
AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA ADESIVA DE CONTENÇÕES ORTODÔNTICAS FIXAS UTILIZANDO RESINA <i>FLOW</i> , COM OU SEM ADESIVO: UM ESTUDO IN VITRO	
Giovani Ceron Hartmann Geyssi Karolyne Gonzatto Jussimar Scheffer Castilhos Priscilla do Monte Ribeiro Busato Mauro Carlos Agner Busato	
DOI 10.22533/at.ed.2651929035	
CAPÍTULO 6	63
ESTUDO COMPARATIVO DA DISSIPAÇÃO DE FORÇAS E EFICIÊNCIA ENTRE OS APARELHOS DE HYRAX E DE BATTISTETTI ATRAVÉS DA ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS	
Claiton Heitz	

Ricardo Augusto Conci
Pedro Yoshito Noritomi
Guilherme Pivatto Louzada
Guilherme Degani Battistetti
Eduardo Rolim Teixeira
Flávio Henrique Silveira Tomazi

DOI 10.22533/at.ed.2651929036

CAPÍTULO 7 80

ESTUDO *IN VITRO* DA INFLUÊNCIA DA VIBRAÇÃO SÔNICA NA PROLIFERAÇÃO, VIABILIDADE E EXPRESSÃO DE IL-1 E IL-17 EM CÉLULAS OSTEÓBLÁSTICAS

José Ricardo Mariano
Elizabeth Ferreira Martinez

DOI 10.22533/at.ed.2651929037

CAPÍTULO 8 101

FENÓTIPO GENGIVAL, RECESSÃO GENGIVAL, SENSIBILIDADE DENTINÁRIA E TRATAMENTO ORTODÔNTICO: EXISTE RELAÇÃO?

Eveline Perrut de Carvalho Silva
Alessandra Areas e Souza
Gabriela Alessandra da Cruz Galhardo Camargo
Elizangela Partata Zuza

DOI 10.22533/at.ed.2651929038

CAPÍTULO 9 116

HIGIENIZAÇÃO DAS CONTENÇÕES ORTODÔNTICAS FIXAS INFERIORES NA VISÃO DOS ORTODONTISTAS E PERIODONTISTAS

Ruth Suzanne Maximo da Costa

DOI 10.22533/at.ed.2651929039

CAPÍTULO 10 117

ÍNDICES DE REMANESCENTE ADESIVO E DE RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE APÓS DESCOLAGEM DE BRAQUETES: COMPARAÇÃO ENTRE O USO DE PISTOLA E ALICATE

Karina Figueira Gomes dos Santos
Roberta Tarkany Basting Höfling

DOI 10.22533/at.ed.26519290310

CAPÍTULO 11 133

CONHECIMENTOS E HABILIDADE SOBRE A SAÚDE BUCAL PARA CUIDADORES DE CRIANÇAS COM MICROCEFALIA

Andréa Rose de Albuquerque Sarmiento-Omena
Luciano Bairros da Silva
Ana Lídia Soares Cota
Aleska Dias Vanderlei
João Vítor Macedo Marinho
Camila Maria Beder Ribeiro Girish Panjwani

DOI 10.22533/at.ed.26519290311

CAPÍTULO 12 144

ESTUDO COMPARATIVO DO FLUXO, PH E CAPACIDADE TAMPÃO DA SALIVA EM CRIANÇAS COM SÍNDROME DE DOWN

Ana Maria Martins Gomes
Antônio Augusto Gomes
Elaine Cristina Vargas Dadalto

Lilian City Sarmiento
Ingrid Tigre Ramos
Daise Mothé De Lima
Ana Paula Martins Gomes

DOI 10.22533/at.ed.26519290312

CAPÍTULO 13 156

PROGRAMA ODONTOLÓGICO EDUCATIVO-PREVENTIVO A BEBÊS COM MICROCEFALIA

Aline Soares Monte Santo
Saione Cruz Sá
Simone Alves Garcez Guedes
Guadalupe Sales Ferreira
Jamille Alves Araújo Rosa
Cristiane Costa da Cunha Oliveira

DOI 10.22533/at.ed.26519290313

CAPÍTULO 14 171

ASSOCIAÇÃO ENTRE PERIODONTITE E COMPROMETIMENTO CARDÍACO EM PACIENTES AUTOPSIADOS

Laura Sanches Aguiar
Guilherme Ribeiro Juliano
Sanívia Aparecida Lima Pereira
Lenaldo Branco Rocha
Vicente de Paula Antunes Teixeira
Mara Lúcia da Fonseca Ferraz

DOI 10.22533/at.ed.26519290314

CAPÍTULO 15 178

O USO DA TERAPIA FOTODINÂMICA NO TRATAMENTO DA DOENÇA PERIODONTAL EM PACIENTES TRANSPLANTADOS RENAIIS- ANÁLISE CLÍNICA E MICROBIOLÓGICA

Kelly Cristine Tarquínio Marinho Del Ducca
Alexandre Cândido da Silva
Camila Correia dos Santos
Élcio Magdalena Giovani

DOI 10.22533/at.ed.26519290315

CAPÍTULO 16 194

COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DOS COMPONENTES DE PRÓTESES PARCIAIS FIXAS DENTO SUPORTADAS CONFECCIONADAS COM DUAS DIFERENTES INFRAESTRUTURAS: METAL E POLI-ETER-ETER-CETONA (PEEK)

Heloísa Rufino Borges Santos
Elimário Venturin Ramos

DOI 10.22533/at.ed.26519290316

CAPÍTULO 17 213

DESDENTADOS TOTAIS: PRÓTESE TOTAL FIXA OU SOBREDENTADURAS?

Ana Larisse Carneiro Pereira
Aretha Heitor Veríssimo
Anne Kaline Claudino Ribeiro
Mariana Rios Bertoldo
Nathalia Ramos da Silva
Raul Elton Araújo Borges
Adriana da Fonte Porto Carreiro

DOI 10.22533/at.ed.26519290317

CAPÍTULO 18 230

EFEITO DA SILANIZAÇÃO QUANDO UTILIZADO ADESIVO UNIVERSAL NA ADESÃO ENTRE CERÂMICAS VÍTREAS E CIMENTO RESINOSO

Michelle Inês e Silva
William Cunha Brandt
Luciane Zientarski Dias
Sílvia Karla da Silva Costa
Bruno de Assis Esteves
Marcela Leite Campos

DOI 10.22533/at.ed.26519290318

CAPÍTULO 19 239

INFLUÊNCIA DA REABILITAÇÃO ORAL COM PRÓTESE SOBRE IMPLANTE NA QUALIDADE DE VIDA DO DESDENTADO TOTAL

Leonardo de Freitas Silva
Erick Neiva Ribeiro de Carvalho Reis
Ana Teresa Maluly-Proni
Bruna de Oliveira Reis
Elisa Cendes Finotti
Edith Umasi Ramos
Paulo Henrique dos Santos
Ana Paula Farnezi Bassi

DOI 10.22533/at.ed.26519290319

CAPÍTULO 20 251

INTRODUÇÃO À METODOLOGIA “MAIS IDENTIDADE”: PRÓTESES FACIAIS 3D COM A UTILIZAÇÃO DE TECNOLOGIAS ACESSÍVEIS PARA PACIENTES SOBREVIVENTES DE CÂNCER NO ROSTO

Rodrigo Salazar-Gamarra
Cícero André Da Costa Moraes
Rose Mary Seelaus
Jorge Vicente Lopes Da Silva
Luciano Lauria Dib
Jaccare Jauregui Ulloa

DOI 10.22533/at.ed.26519290320

CAPÍTULO 21 273

RADIOPROTEÇÃO ODONTOLÓGICA

Gabriela Nascimento de Oliveira

DOI 10.22533/at.ed.26519290321

CAPÍTULO 22 280

ANÁLISE DO CUSTO-EFETIVIDADE DE MATERIAIS ODONTOLÓGICOS USADOS NO TRATAMENTO RESTAURADOR ATRAUMÁTICO EM SAÚDE PÚBLICA

Ana Paula Taboada Sobral
Cibelle Quaglio
Ana Carolina Costa da Mota
Anna Carolina Ratto Tempestini Horliana
Kristianne Porta Santos Fernandes
Raquel Agnelli Mesquita Ferrari
Sandra Kalil Bussadori
Lara Jansiski Motta

DOI 10.22533/at.ed.26519290322

CAPÍTULO 23 298

ANÁLISE LONGITUDINAL DO CPO-D/CEO-D/SIC E IDENTIFICAÇÃO DE SUBGRUPO COM ALTA SEVERIDADE DE CÁRIE EM COORTE COM ESCOLARES DE BRASÍLIA, 2015/2017

Caroline Piske de Azevêdo Mohamed
Danuze Batista Lamas Gravino
Leonardo Petrus da Silva Paz
Luciana Zaranza Monteiro
Ana Cristina Barreto Bezerra

DOI 10.22533/at.ed.26519290323

CAPÍTULO 24 315

DETERMINANTES DA UTILIZAÇÃO DE SERVIÇOS ODONTOLÓGICOS NA GESTAÇÃO: UM ESTUDO COM MULHERES USUÁRIAS DO SISTEMA ÚNICO DE SAÚDE EM PONTA GROSSA-PR

Milena Correa da Luz
Isabela Gabriel Loriano
Mayara Vitorino Gevert
Vitoria Monteiro
Juliana Schaia Rocha
Márcia Helena Baldani

DOI 10.22533/at.ed.26519290324

CAPÍTULO 25 330

TRATAMENTO RESTAURADOR ATRAUMÁTICO EM CRIANÇAS RESIDENTES EM UM DISTRITO DA AMAZONIA LEGAL

Kátia Cristina Salvi De Abreu Lopes
Rhafaela Rocha Cavasin

DOI 10.22533/at.ed.26519290325

CAPÍTULO 26 345

DISPOSIÇÃO AO ESTRESSE ENTRE DOCENTES DA ÁREA DA SAÚDE E SUA RELAÇÃO COM O PROCESSO DE TRABALHO

Cristina Berger Fadel
Danielle Bordin
Camila Zanesco
Sabrina Brigola
Melina Lopes Lima
Luciane Patrícia Andreani Cabral
Fabiana Bucholdz Teixeira Alves
Alessandra de Souza Martins

DOI 10.22533/at.ed.26519290326

CAPÍTULO 27 356

FATORES ASSOCIADOS À SÍNDROME DE BURNOUT EM CIRURGIÕES-DENTISTAS EM MUNICÍPIO DE MÉDIO PORTE

Diolena Sguarezi
Denise Sguarezi
Gláucia Maria Bovi Ambrosano
Rosana de Fátima Possobon
Antonio Carlos Pereira
Brunna Verna Castro Godinho
Luciane Miranda Guerra
Karine Laura Cortelalazzi Mendes
Jaqueline Vilela Bulgareli
Marcelo de Castro Meneghim

DOI 10.22533/at.ed.26519290327

CAPÍTULO 28 373

RISCOS ERGONÔMICOS NA PRÁTICA CLÍNICA DE CIRURGIÕES-DENTISTAS DA ESTRATÉGIA SAÚDE DA FAMÍLIA

Davi Oliveira Bizerril
Ana Karine Macedo Teixeira
Maria Eneide Leitão de Almeida

DOI 10.22533/at.ed.26519290328

CAPÍTULO 29 389

AVALIAÇÃO DO CONTEÚDO ODONTOLÓGICO NA PLATAFORMA DIGITAL YOUTUBE

Agatha Roberta Raggio de Araújo de Almeida
Celso Silva Queiroz

DOI 10.22533/at.ed.26519290329

SOBRE A ORGANIZADORA..... 398

COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DOS COMPONENTES DE PRÓTESES PARCIAIS FIXAS DENTO SUPORTADAS CONFECCIONADAS COM DUAS DIFERENTES INFRAESTRUTURAS: METAL E POLI-ETER-ETER-CETONA (PEEK)

Heloísa Rufino Borges Santos

Mestranda em Prótese Dentária, Faculdade São Leopoldo Mandic, Campinas - SP

Elimário Venturin Ramos

Mestre em Prótese Dentária, Faculdade São Leopoldo Mandic, Campinas - SP

RESUMO: O comportamento biomecânico dos componentes de próteses parciais fixas dento suportadas fabricadas com duas infraestruturas diferentes (metal e poli-eter-eter-cetona) foi analisado através do Método de Elementos Finitos. A geometria dos modelos foi idêntica. Modelo M1: prótese parcial fixa com infraestrutura metálica e cobertura com cerâmica feldspática; Modelo M2: prótese parcial fixa com infraestrutura em PEEK e cobertura com resina indireta. A carga axial foi aplicada com vetor perpendicular ao plano oclusal e a carga oblíqua com vetor no sentido vestibulo-lingual. Os dados foram registrados, avaliados e comparados gráfica e numericamente. Os resultados assumiram valores próximos, com um melhor desempenho mecânico do modelo da prótese com infraestrutura metálica e cobertura cerâmica na maioria das estruturas analisadas, mas com um desempenho similar da prótese com infraestrutura em PEEK e cobertura com resina indireta.

PALAVRAS-CHAVE: Prótese Parcial Fixa.

PEEK. Simulação por Computador.

ABSTRACT: The biomechanical behavior of supported fixed partial denture components manufactured with two different infrastructures (metal and polyether ether ketone) was analyzed using the Finite Element Method. The geometry of the models was identical. Model M1: fixed partial prosthesis with metallic infrastructure and cover with feldspathic ceramics; Model M2: Fixed partial prosthesis with PEEK infrastructure and indirect resin coverage. The axial load was applied with vector perpendicular to the occlusal plane and the oblique load with vector in the lingual-lingual direction. The data were recorded, evaluated and compared graphically and numerically. The results assumed close values, with better mechanical performance of the prosthesis model with metallic infrastructure and ceramic covering in most structures analyzed, but with a similar performance of the prosthesis with PEEK infrastructure and indirect resin coverage.

KEYWORDS: Fixed Partial Prosthesis. PEEK. Computer Simulation.

1 | INTRODUÇÃO

O poli-eter-eter-cetona (PEEK) é um polímero semicristalino linear, sintetizado

a partir de di-haletos aromáticos e sais de bisfenolato, pertencente à classe de termoplásticos de engenharia de alto desempenho. Os anéis aromáticos tornam o PEEK resistente às forças mecânicas e ataques térmicos e oxidativos (Rocha et al., 2016). A resistência média à tração e módulo de flexão do PEEK são 93 MPa e 4 GPa respectivamente, no entanto, com o reforço por hidroxiapatita ou fibras de carbono, essas propriedades podem ser adaptadas para as aplicações biomédicas (Converse et al., 2007; Kurtz & Devine, 2007; Wilke et al., 2008). O PEEK possui alta temperatura de fusão (342,85°C), alta estabilidade térmica, resistência química e radiolucência (Dandy et al., 2015). Na odontologia, este material tem sido explorado como implantes dentários, pilares provisórios para próteses implantossuportadas, infra-estruturas de próteses sobre implante, próteses parciais removíveis e fixas por fresagem em CAD/CAM.

Próteses metalocerâmicas têm representado o “padrão ouro” em Odontologia, entretanto a estrutura metálica escura e os óxidos opacos dificultam a obtenção da estética de um dente natural (Pjetursson et al., 2007). Segundo Stawarczyk et al. (2013b), o PEEK pode ser um material adequado para FDP (próteses dentárias fixas), especialmente em áreas de suporte de carga.

O Método de Análise de Elementos Finitos tridimensional atua como ferramenta relevante para avaliar a distribuição do estresse no osso, no complexo implante e nas estruturas protéticas, em situações distintas, com simulação de forças na vertical, oblíqua e horizontal (Erkmen et al., 2011).

Este estudo tem por finalidade analisar, através do método de elementos finitos, o comportamento biomecânico dos componentes de próteses parciais fixas dento suportadas confeccionadas com duas infraestruturas, liga metálica de cromo-cobalto e PEEK, em relação aos seguintes aspectos: comportamento da dentina, infraestrutura, cobertura estética, pressão de descolamento entre dente e cimento e tensão de tração do cimento. A hipótese nula postula que os dois tipos de infraestrutura não apresentam diferenças no comportamento biomecânico dos componentes.

2 | MATERIAIS E MÉTODOS

Estudo avaliado e aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa do Centro de Pesquisas Odontológicas da São Leopoldo Mandic (parecer 1.367.530).

2.1 Delineamento Experimental

Nesta simulação, foram utilizados modelos mandibulares 3D, idênticos e construídos por tomografia computadorizada de voluntário (Vasco et al. 2016). O Modelo M1, com infraestrutura metálica e cobertura com cerâmica feldspática, atuou como controle. O modelo M2 foi construído com infraestrutura de PEEK puro e

cobertura com resina indireta. (Quadro 1).

2.2 Método de Análises Finitas

Apesquisa com o método dos Elementos Finitos é dividida em: pré-processamento, processamento e pós-processament

Modelo	Infraestrutura	Cobertura Estética
M1 (controle)	Liga metálica de cromo-cobalto	Cerâmica feldspática
M2	PEEK puro (Juvora [™]) Dental Disc; Juvora Ltd, Wyre, Lancashire, UK)	Resina indireta (Sinfony [™]), 3M Espe, St. Paul, MN, USA)

Quadro 1 - Variáveis de resposta

Fonte: Aatoria Própria

2.2.1 Pré-processamento

No pré-processamento, na construção dos modelos, são inseridas informações dos materiais analisados, tais como: módulo de elasticidade, condições de contorno, estímulo/carga e suportes, para reproduzir as condições encontradas in vivo (Vasco et al., 2016). Os modelos foram editados e os elementos 35, 36 e 37 e as estruturas periodontais foram inseridas, para fornecer o modelo base para confecção da prótese utilizando um software tipo CAD SolidWorks 2017 (Dassault Systems, Solidworks Corps, USA). Para padronizar a zona de suporte, foram criadas estruturas nas regiões de inserção dos músculos temporal, masseter e pterigoideu medial (figura 1).

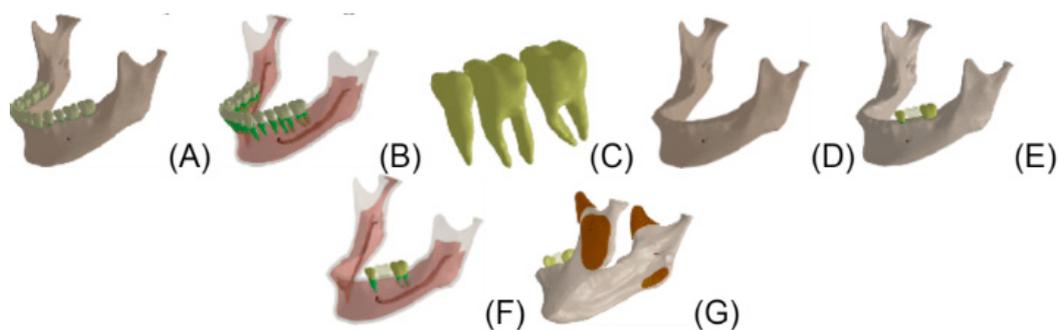


Figura 1 - Obtenção do modelo geométrico.

Legenda: A partir do modelo de mandíbula dentada (A e B), os elementos 35, 36 e 37 (C) foram unidos à mandíbula desdentada (D) para fornecer o modelo base utilizado no presente trabalho (E e F). Zonas de inserção dos músculos mastigatórios para padronizar suporte do modelo (G).

Fonte: Aatoria própria.

A geometria da prótese foi definida através do desgaste dos elementos pilares de 1,2 mm na linha de término e 1,5 mm na oclusal; preparo expulsivo em 6° e término em chanfrado. Infraestrutura de material variável, com espessura mínima de 0,3 mm

sobre o cimento e dentina. Material estético com 0,9 mm. Camada de cimento resinoso de 62 μm .

Estruturas cilíndricas com 1mm de diâmetro, como PEEK, para simular o terço oclusal dos dentes antagonistas. Na carga axial, foram escolhidos três pontos de contato por dente: na cúspide vestibular com um ponto na vertente vestibular e um na vertente lingual e na cúspide lingual com um ponto na vertente vestibular de cada elemento. Na carga oblíqua, as estruturas foram posicionadas na vertente lingual das cúspides vestibulares. Foi modelado um bolo alimentar com espessura de 5 mm. Esmalte dentário de elementos hígidos escolhido como antagonista.

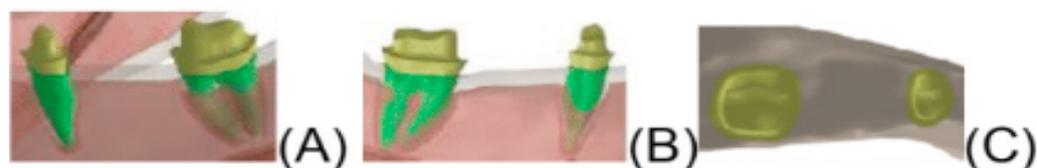


Figura 3 - Vista dos preparos dos pilares dentários.

Legenda: (A) vista vestibular, (B) vista lingual e (C) vista oclusal.

Fonte: Autoria própria.

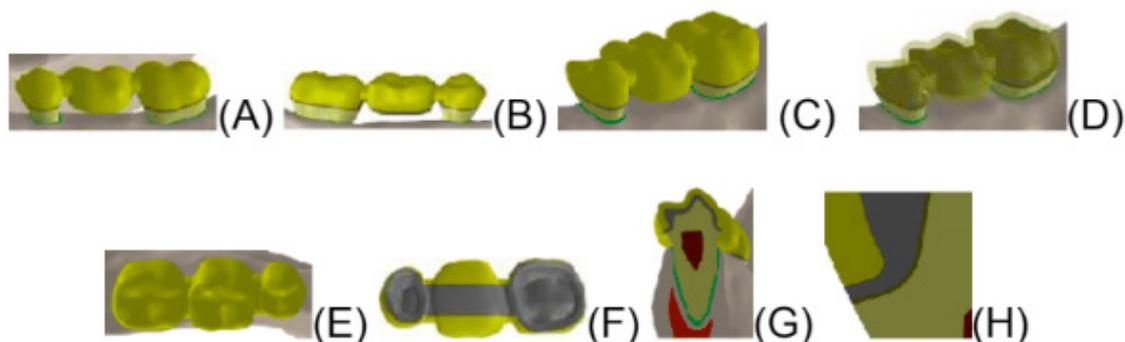


Figura 4 - Vista da prótese final. As figuras G e H foram plotadas em corte para visualização da relação entre as estruturas.

Fonte: Autoria própria.

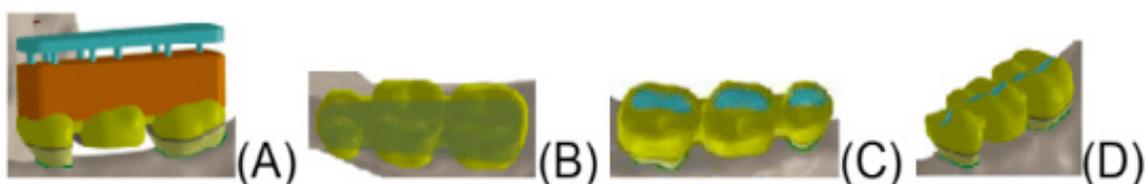


Figura 5 - Vista das estruturas para aplicação da carga axial (A-B) e oblíqua (C-D).

Fonte: Autoria própria.

2.2.2 Processamento

Os modelos foram exportados do software Solidworks para o software de simulação de elementos finitos Ansys Workbench V18.2 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA), através de suplemento de importação, próprio do Ansys. Foram configurados com módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson retirados da literatura e as estruturas foram consideradas isotrópicas, homogêneas e linearmente elásticas. Para simulação das cargas mastigatórias normais, foram utilizadas cargas de 150N de intensidade (valor médio de acordo com a literatura) e coeficiente de fricção entre bolo alimentar e prótese com valor de 0,2. Todos os demais contatos da simulação não permitem deslizamentos ou formação de *gaps*.

Dois padrões de carga foram aplicados em cada modelo (axial e oblíqua). O primeiro padrão foi aplicado com vetor perpendicular ao plano oclusal, sobre a porção superior da estrutura. Para simular o contato oclusal, a estrutura antagonista foi configurada para permitir apenas o movimento ocluso-gengival. E no segundo padrão, foi simulado uma carga com vetor no sentido vestibulo-lingual, fazendo um ângulo de 45° com o plano oclusal. A estrutura antagonista foi utilizada para padronizar a área da carga, com suportes rígidos nas áreas dos músculos mastigatórios. As simulações foram não lineares em relação ao contato.

As malhas de elementos finitos foram criadas por um processo de refinamento, até que a variação entre os resultados seja de 5% ou menos para não afetar significativamente os resultados. Para possibilitar a cópia da geometria irregular presente nos modelos analisados, a malha foi gerada com elementos quadráticos tetraédricos de 10 nós (solid 187). O número de nós/elementos foi de 1768172/1044174 para os modelos sob carga axial e 1659348/975716 para os de carga oblíqua. Em seguida, todos os modelos foram resolvidos (Windows 10 64 bits, processador Intel I7 6800k, 112 Gb memória RAM) (figura 6).

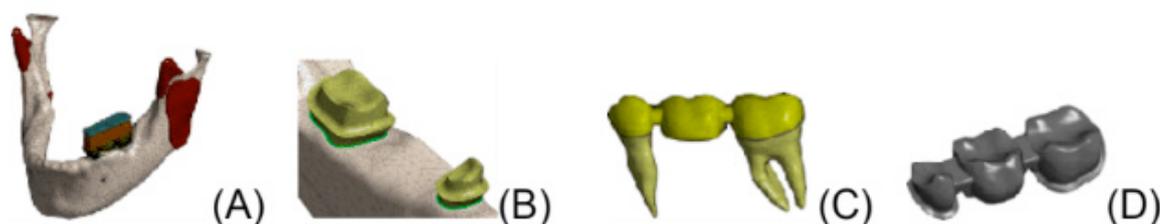


Figura 6 - Vistas das malhas de elementos finitos criadas.

Fonte: Autoria própria.

2.2.3 Pós-processamento

Os resultados foram registrados, avaliados e comparados gráfica e numericamente para análise qualitativa e quantitativa.



Figura 7 - Referências dos pontos de vista dos resultados.

Legenda: v: vestibular, l: lingual, o: oclusal, a: apical, m: méso-lingual e d: disto-lingual.

Fonte: Autoria própria.

3 | RESULTADOS

3.1 Dentina

Na dentina foram analisadas as tensões máximas principais para avaliar o provável eixo de fratura do dente e indicar se esta seria catastrófica, auxiliando a avaliação do prognóstico clínico (tabela 1, gráfico 1 e figuras 8 a 11).

	Elemento 35	Elemento 37
Modelo M1 - <i>Carga axial</i>	2,44/2%	1,43/1%
Modelo M2 - <i>Carga axial</i>	3,08/3%	3,67/3%
Modelo M1 - <i>Carga oblíqua</i>	11,89/11%	13,76/13%
Modelo M2 - <i>Carga oblíqua</i>	19,58/18%	13,39/13%

Tabela 1 - Valores de picos das tensões máximas principais na dentina (em MPa) e sua relação à resistência da dentina.

Fonte: Autoria própria.

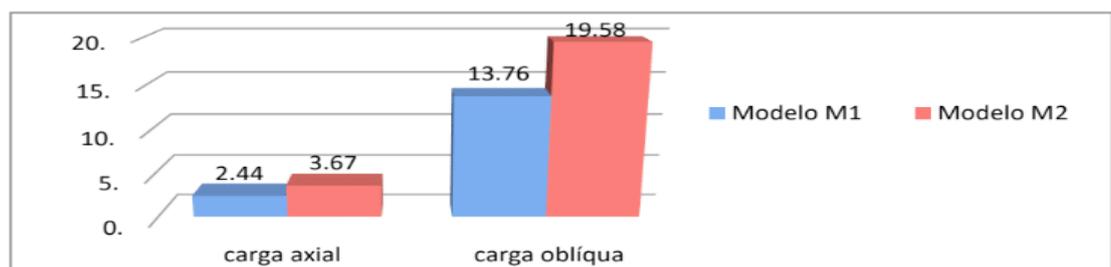


Gráfico 1 - Picos de resultados na dentina segundo critério das tensões máximas principais (em MPa)

Fonte: Autoria própria

Na carga axial, os picos de tração ocorreram na região de término próximo ao pântico do modelo M2. No elemento 35, o pico ocorreu na região disto-lingual (figura 8). No modelo M1 ocorreram mais tensões compressivas (áreas cinzas) sobre a porção oclusal, em comparação com o modelo M2 (figura 9).

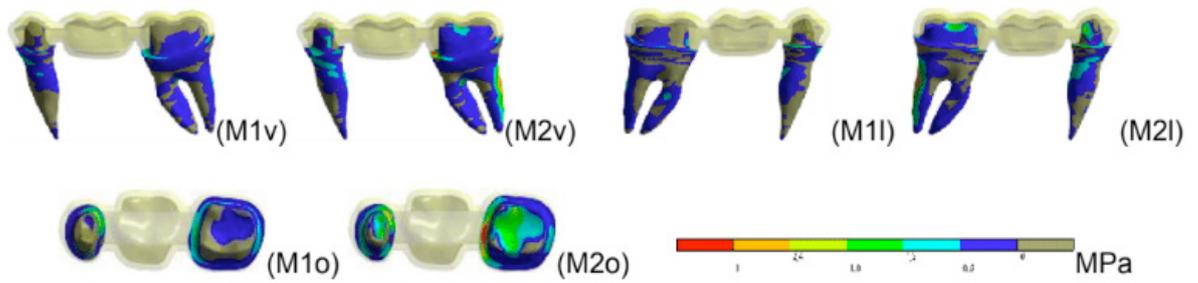


Figura 8 - Resultados das tensões máximas principais na dentina sob carga axial.

Legenda: (M1v) e (M2v): vista vestibular; (M1l) e (M2l): vista lingual; (M1o) e (M2o): vista oclusal.

Fonte: Autoria própria

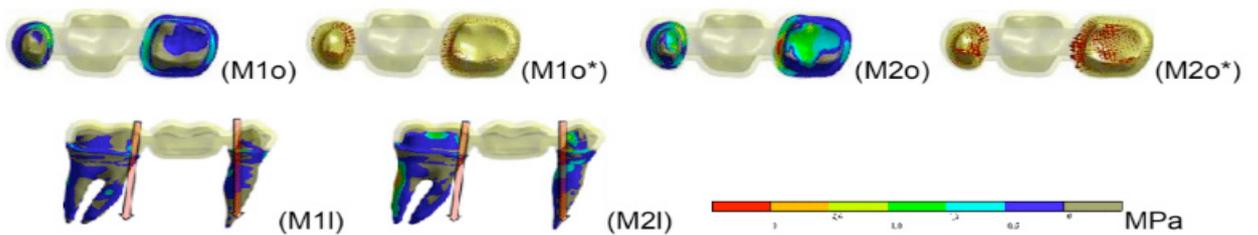


Figura 9 - Resultados dos vetores de tração e provável eixo de fratura (seta semitransparente), baseado na direção e local de pico de tração da dentina sob carga axial.

Legenda: (M1o) e (M1o*): vista oclusal; (M1l): vista lingual; (M2o) e (M2o*): vista oclusal; (M2l): vista lingual.

Fonte: Autoria própria.

Na carga oblíqua, os resultados foram numericamente superiores e os picos de tração foram maiores no pré-molar do modelo M2, na porção coronária lingual das raízes, com compressão na vestibular e tração na lingual (figura 10). O provável eixo de fratura seriam as porções média e cervical da raiz, levando à fratura radicular e perda do elemento dentário (figura 11).

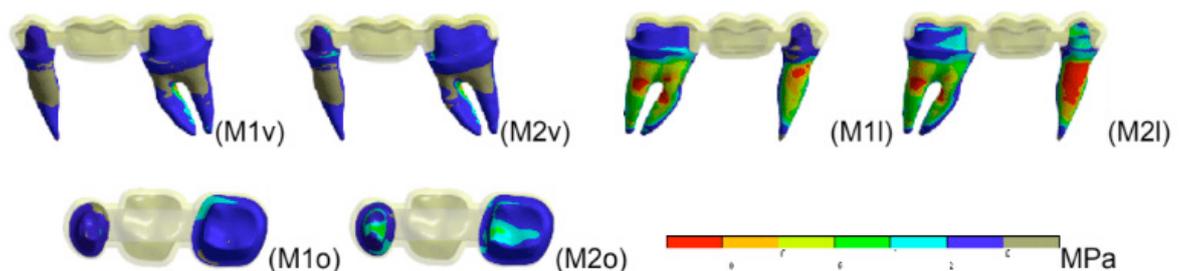


Figura 10 - Resultados das tensões máximas principais na dentina sob carga oblíqua.

Legenda: (M1v) e (M2v): vista vestibular; (M1l) e (M2l): vista lingual; (M1o) e (M2o): vista oclusal

Fonte: Autoria própria.

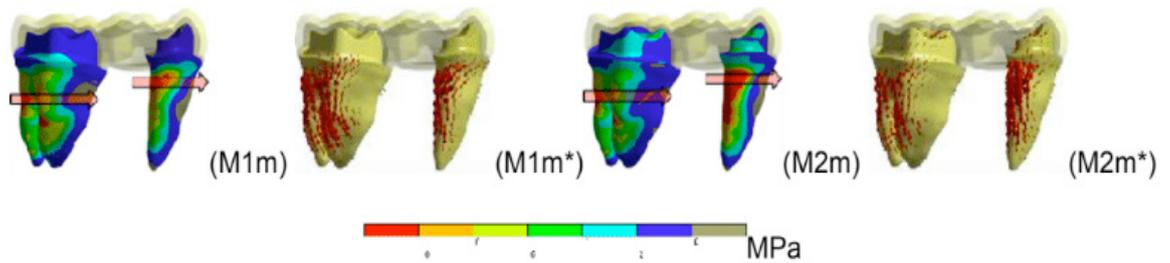


Figura 11 - Resultados dos vetores de tração e provável eixo de fratura (seta semitransparente), baseado na direção e local de pico de tração da dentina sob carga oblíqua.

Legenda: (M1m), (M1m*), (M2m) e (M2m*): vista: méso-lingual. Fonte: Autoria própria.

3.2 Infraestrutura

Nas infraestruturas foram analisadas as tensões máximas principais. Considerou-se a resistência à tração da liga de cobalto-cromo com 710 MPa (Morris, 1990) e a resistência à tração de 100 MPa referente ao PEEK analisado (Invibio, 2013) (tabela 2, gráfico 2 e figuras 12 e 13).

Modelo M1 - <i>Carga axial</i>	67,99/9%
Modelo M2 - <i>Carga axial</i>	12,9/13%
Modelo M1 - <i>Carga oblíqua</i>	99,97/14%
Modelo M2 - <i>Carga oblíqua</i>	21,12/21%

Tabela 2 - Valores de picos das tensões máximas principais na infraestrutura (em MPa) e sua relação à resistência dos materiais.

Fonte: Autoria própria.

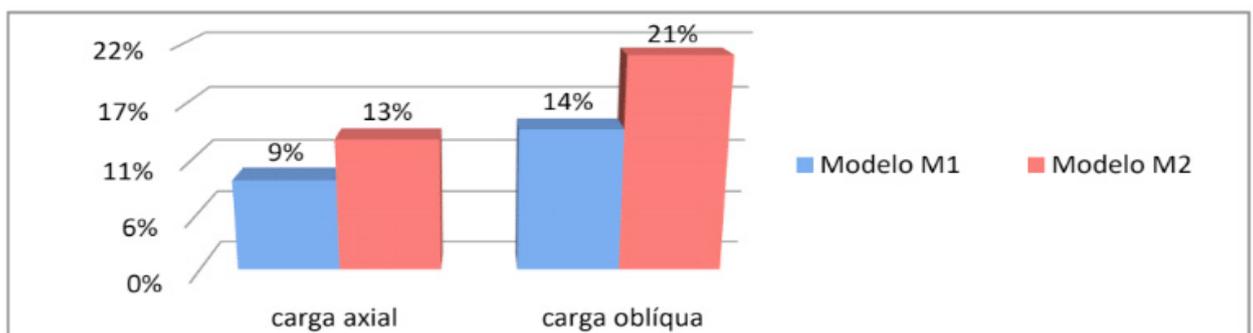


Gráfico 2 - Picos dos resultados da infraestrutura em relação à resistência dos materiais, segundo critério das tensões máximas principais.

Fonte: Autoria própria.

Na carga axial, os picos de tração ocorreram na região cervical entre pântico e coroa do modelo M2, em função do ângulo agudo da região proximal e menor volume de material, o que diminui a resistência à flexão (figura 12).

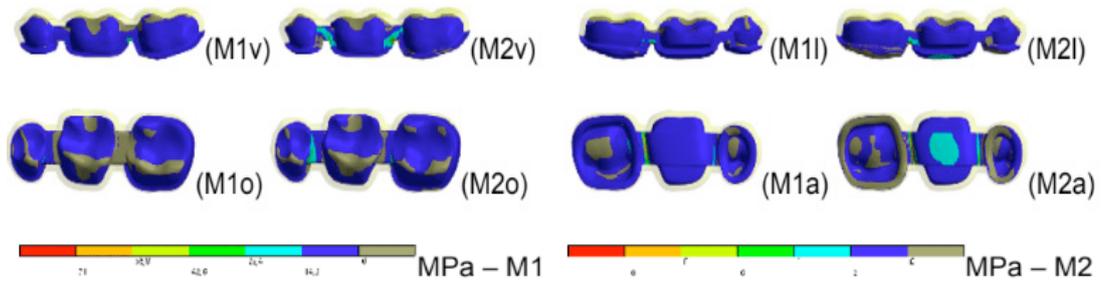


Figura 12 - Resultados das tensões máximas principais nas infraestruturas sob carga axial. Escala com limite vermelho correspondendo a 10% da resistência à tração de cada material.

Legenda: (M1v) e (M2v): vista vestibular; (M1l) e (M2l): vista lingual; (M1o) e (M2o): vista oclusal; (M1a) e (M2a): vista apical.

Fonte: Autoria própria.

Na carga oblíqua, as maiores tensões ocorreram na região cervical vestibular entre molares em ambos os modelos, numericamente superior no modelo M2 (figura 13). O risco de fratura foi maior no modelo M2, porém a pequena proporção dos resultados sugere uma vida útil longa de ambos os tratamentos.

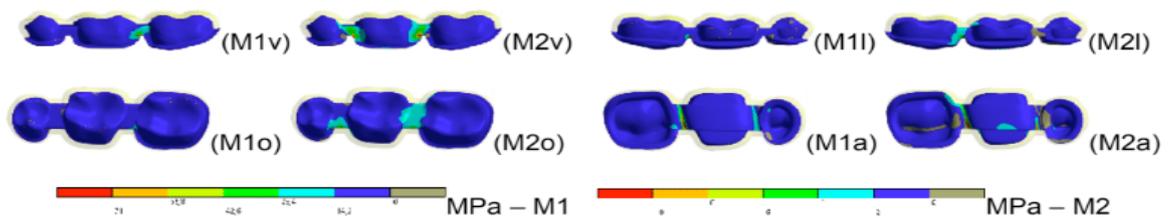


Figura 13 - Resultados das tensões máximas principais nas infraestruturas sob carga oblíqua. Escala com limite vermelho correspondendo a 10% da resistência à tração de cada material.

Legenda: (M1v) e (M2v): vista vestibular; (M1l) e (M2l): vista lingual; (M1o) e (M2o): vista oclusal; (M1a) e (M2a): vista apical.

Fonte: Autoria própria.

3.3 Cobertura Estética

Os resultados foram considerados proporcionalmente em relação à resistência flexural de 69,74 MPa da porcelana feldspática e a resistência à tração de 70 MPa da resina indireta (tabela 3, gráfico 3 e figuras 14 e 15).

Modelo M1 - Carga axial	17,63/25%
Modelo M2 - Carga axial	16,59/23%
Modelo M1 - Carga oblíqua	35,08/50%
Modelo M2 - Carga oblíqua	23,87/34%

Tabela 3 - Valores de picos das tensões máximas principais na cobertura estética (em MPa) e

sua relação à resistência de cada material.

Fonte: Autoria própria.

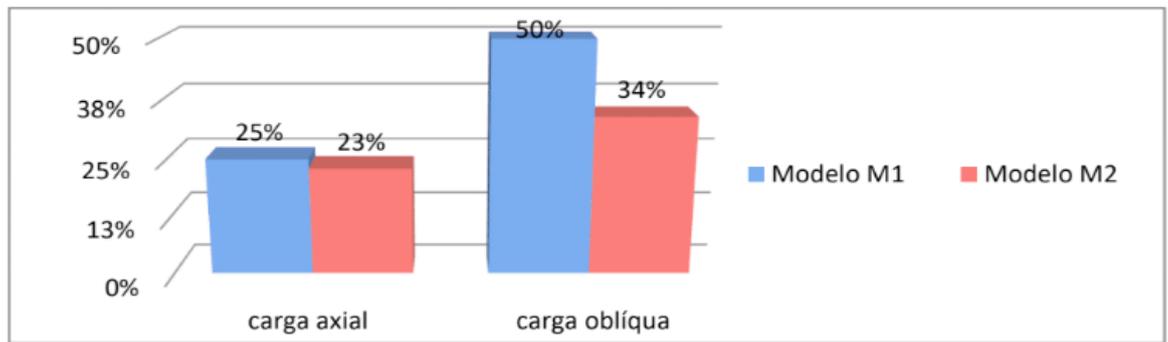


Gráfico 3 - Picos dos resultados da cobertura estética em relação à resistência dos materiais, segundo critério das tensões máximas principais.

Fonte: Autoria própria.

Na carga axial, o risco de fratura de ambos os modelos podem ser considerados equivalentes, com uma diferença proporcional à resistência dos materiais de apenas 2%. Os maiores picos ocorreram entre os molares, na região cervical lingual no modelo M1 e cervical vestibular no modelo M2 (figura 14).

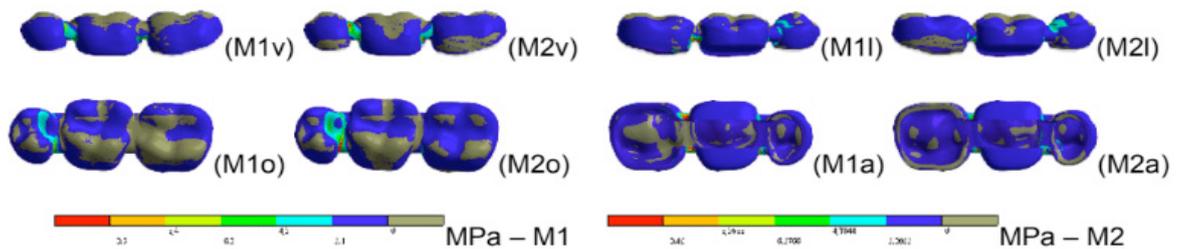


Figura 14 - Resultados das tensões máximas principais nas coberturas estéticas sob carga axial. Escala com limite vermelho correspondendo a 15% da resistência à tração de cada material.

Legenda: (M1v) e (M2v): vista vestibular; (M1l) e (M2l): vista lingual; (M1o) e (M2o): vista oclusal; (M1a) e (M2a): vista apical. Fonte: Autoria própria.

Na carga oblíqua, os maiores picos de tração ocorreram na região cervical vestibular em ambos os modelos (similar à análise das infraestruturas). Os resultados evidenciaram um desempenho inferior do modelo M1 (figura 15).

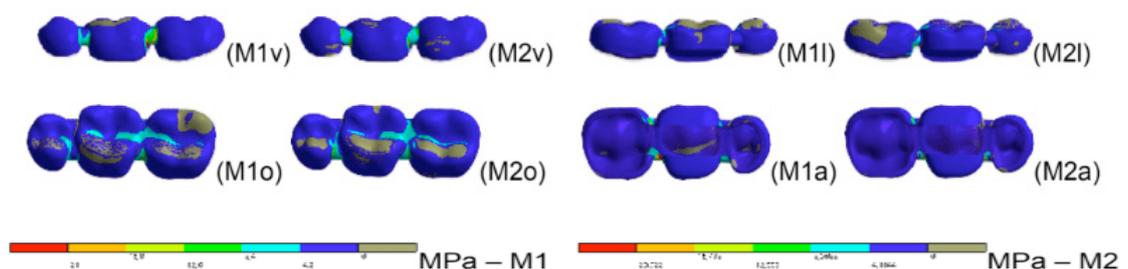


Figura 15 - Resultados das tensões máximas principais (tração) nas coberturas estéticas sob carga oblíqua. Escala com limite vermelho correspondendo a 30% da resistência à tração de cada material.

Legenda: (M1v) e (M2v): vista vestibular; (M1l) e (M2l): vista lingual; (M1o) e (M2o): vista oclusal; (M1a) e (M2a): vista apical.

Fonte: Autoria própria.

3.4 Pressão de Descolamento entre Dente e Cimento

Na interface entre dente e cimento foram analisadas as pressões trativas que podem causar falha adesiva da cimentação, com o elemento 37 do modelo M1 como controle (tabela 4, gráfico 4 e figuras 16 e 17).

	Elemento 35	Elemento 37
Modelo M1 - <i>Carga axial</i>	0,47/37%	1,27/100%
Modelo M2 - <i>Carga axial</i>	2,31/182%	1,38/108%
Modelo M1 - <i>Carga oblíqua</i>	1,88/50%	3,72/100%
Modelo M2 - <i>Carga oblíqua</i>	4,14/111%	3,19/86%

Tabela 4 - Valores de picos da pressão trativa ente cimento e dentina (em MPa) e sua relação proporcional ao controle (M1 do elemento 37 = 100%).

Fonte: Autoria própria.

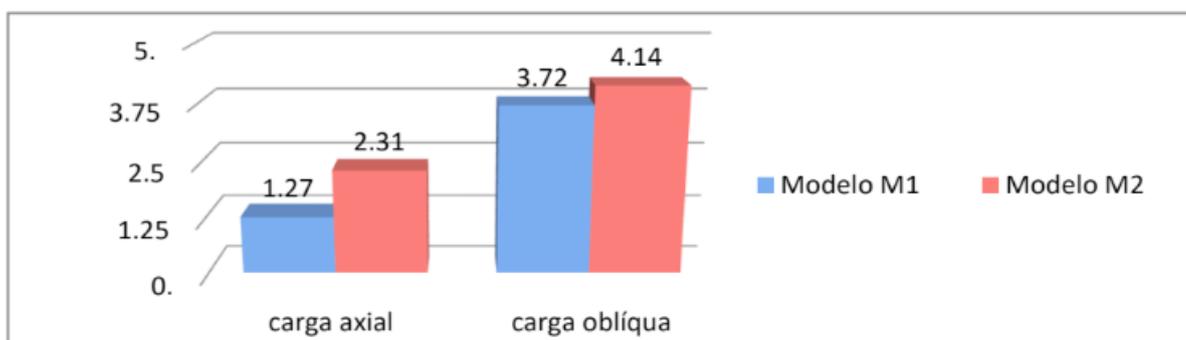


Gráfico 4 - Picos de resultados na pressão trativa entre cimento e dentina (em MPa).

Fonte: Autoria própria.

Na carga axial, o risco de falha adesiva foi menor no modelo M1 e ocorreu na parede mesial do molar enquanto que no modelo M2 ocorreu na parede distal do pré-molar (figura 16).

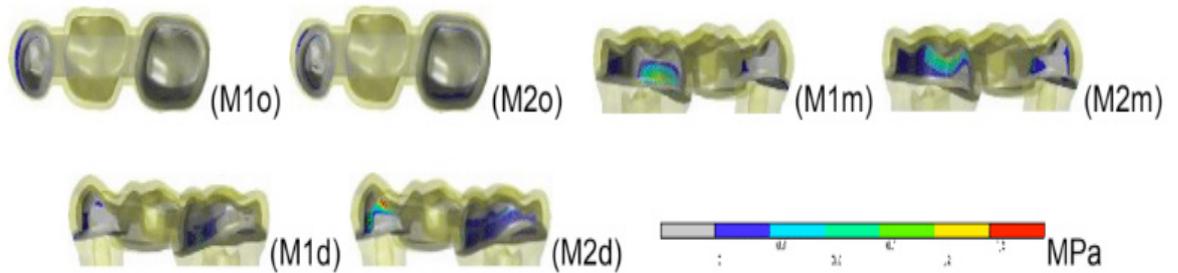


Figura 16 - Resultados da pressão trativa entre cimento e dentina sob carga axial.

Legenda: (M1o) e (M2o): vista oclusal; (M1m) e (M2m): vista méso-lingual; (M1d) e (M2d): vista disto-vestibular. Fonte: Autoria própria.

Na carga oblíqua, a menor rigidez da prótese no modelo M2 favorece um pico de tração superior e maior concentração de esforço na região disto-vestibular do pré-molar. No modelo M1, o maior pico de tração ocorreu na região méso-lingual do término no molar (figura 17).

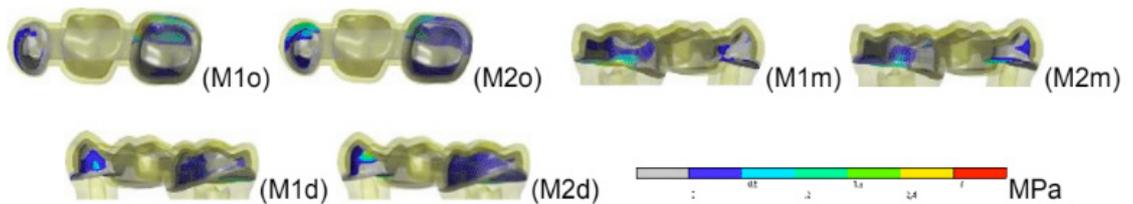


Figura 17 - Resultados da pressão trativa entre cimento e dentina sob carga oblíqua.

Legenda: (M1o) e (M2o): vista oclusal; (M1m) e (M2m): vista méso-lingual; (M1d) e (M2d): vista disto-vestibular. Fonte: Autoria própria.

3.5 Tensão de Tração do Cimento

A análise da tensão de tração do cimento foi realizada para comparar o risco de falha coesiva do cimento nos modelos, com o elemento 37 do modelo M1 como controle (tabela 5, gráfico 8 e figuras 18 e 19).

	Elemento 35	Elemento 37
Modelo M1 - <i>Carga axial</i>	0,67/48%	1,4/100%
Modelo M2 - <i>Carga axial</i>	8,16/583%	3,55/253%
Modelo M1 - <i>Carga oblíqua</i>	3,69/62%	5,94/100%
Modelo M2 - <i>Carga oblíqua</i>	6,36/107%	4,67/78%

Tabela 5 - Valores de picos das tensões máximas principais no cimento (em MPa) e sua relação proporcional ao controle (M1 do elemento 37 = 100%).

Fonte: Autoria própria.

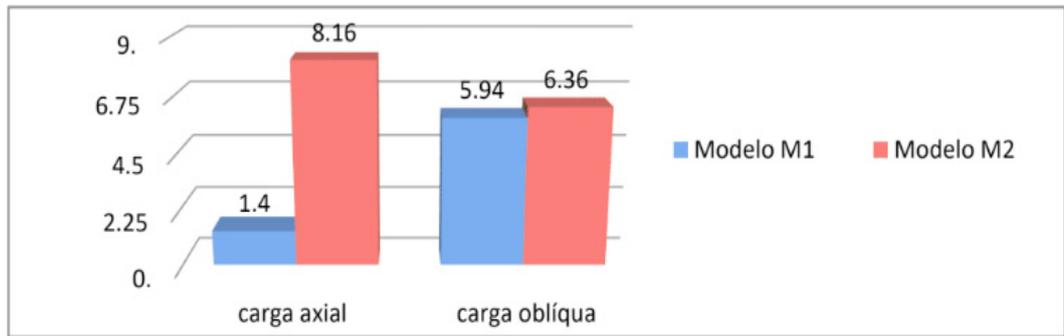


Gráfico 5 - Picos de resultados no cimento, segundo critério das tensões máximas principais.

Fonte: Autoria própria.

Na carga axial, o risco de falha coesiva da prótese foi maior no modelo M2, com pico na região distal do término do pré-molar. No modelo M1, o maior pico ocorreu na parede mesial do molar (figura 18).

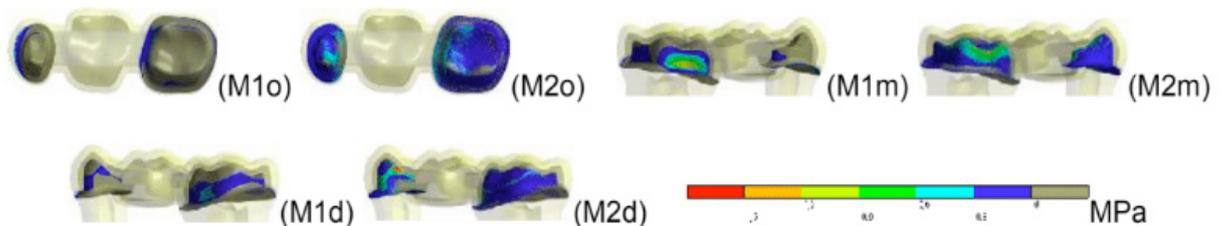


Figura 18 - Resultados das tensões máximas principais na dentina sob carga axial. A superfície interna do cimento não foi evidenciada por ser muito semelhante à superfície externa, comportamento da espessura do cimento.

Legenda: (M1o) e (M2o): vista oclusal; (M1m) e (M2m): vista méso-lingual; (M1d) e (M2d): vista disto-vestibular. Fonte: Autoria própria.

De forma similar, na carga oblíqua, o maior pico do modelo M2 ocorreu na região vestibulo-distal do chanfro do pré-molar, enquanto que no modelo M1 ocorreu na região méso-lingual do chanfro do molar (figura 19). Embora o modelo M2 tenha apresentado um pico de tração ligeiramente superior, os resultados foram razoavelmente próximos, com uma diferença de 11%.

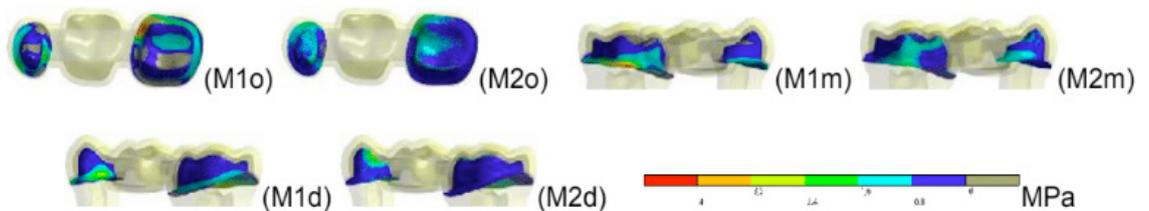


Figura 19 - Resultados das tensões máximas principais na dentina sob carga oblíqua. A superfície interna do cimento não foi evidenciada por ser muito semelhante à superfície externa, comportamento da espessura do cimento.

Legenda: (M1o) e (M2o): vista oclusal; (M1m) e (M2m): vista méso-lingual; (M1d) e (M2d): vista

4 | DISCUSSÃO

A prótese parcial fixa (FDP) deve ser projetada com a capacidade de suportar as forças funcionais e parafuncionais do sistema estomatognático. Na presente análise de elementos finitos 3D, foi simulada uma carga mastigatória de 150N, média encontrada nas condições in vivo, de acordo com Powers et al. (2006). Os valores numéricos, também derivados dos mesmos autores, foram 180 N para molares, 120 N para pré-molares e 80 N para caninos. Este tipo de carregamento foi usado com o objetivo de simular as forças mastigatórias normais (Jenkins, 1978). Durante o carregamento simultâneo, foi instituído o valor de 100 N em todos os retentores e que representa a força uniformemente distribuída em toda a prótese (Oruc et al., 2008). As propriedades do PEEK são avaliadas em diversos aspectos para o uso na odontologia, especialmente os biomecânicos e sua influência no comportamento da dentina, infraestrutura, cobertura estética, pressão de descolamento e tensão de tração do cimento.

A resistência à tração da dentina é de 105 MPa (Sano et al., 1994). Os maiores picos de tração na dentina foram observados no modelo de PEEK-resina (M2). Na carga axial, apresentou o valor de 3,67 MPa e concentração na região de término (próximo ao pântico), enquanto que, na carga oblíqua, chegou a 19,58 MPa e concentrou-se na porção lingual das raízes. As forças oblíquas produzem maiores tensões na dentina remanescente do que as forças verticais (Modi et al., 2015) e a fratura é iniciada na região de pântico, independentemente do carregamento da cúspide vestibular ou lingual (Kou et al., 2015).

O provável eixo de fratura, principalmente quando a carga oblíqua foi aplicada, seriam as porções média e cervical da raiz, o que levaria à perda do elemento dentário, em função da diferença de rigidez dos materiais. Thompson et al. (2012), ao validar o comportamento de fratura preditivo do modelo numérico, verificaram que os dentes apresentaram fraturas no longo eixo, representando um péssimo prognóstico. Por outro lado, Sobieraj et al. (2010) verificaram que os espécimes de PEEK avaliados passaram a maior parte do tempo na fase de iniciação da fissura.

Na análise das infraestruturas, o risco de fratura foi maior no modelo de PEEK-resina, com valores de 13% e 21% em relação à resistência dos materiais durante o carregamento axial e oblíquo, respectivamente, e a concentração de tensão na região cervical proximal entre os molares. No entanto, a pequena proporção dos resultados sugere uma vida útil longa de ambos os tratamentos.

Além do uso de infraestruturas feitas em PEEK, como opção na construção de restaurações livres de metal e comportamento biomecânico relevante, pode-se mencionar a construção de próteses parciais fixas de resina composta reforçadas com

fibras (FRC-FDP) (Ahmed et al., 2017; Aida et al., 2011; Shi & Fok, 2009; Shinya et al., 2009; Rappelli et al., 2009; Van Heumen et al., 2009).

Ao analisar o desempenho das FRC-FDP, quando todos os eventos desfavoráveis relatados (falhas principais/irreparáveis e falhas menores/reparáveis) foram considerados, a fratura e/ou delaminação do compósito de revestimento constituíram a maioria das falhas da FRC-FDP, em 41%, seguido do descolamento da FDP (um retentor ou ambos), a 24% (Ahmed et al., 2017). Dessa forma, as FRC-FDP podem ser consideradas como uma alternativa de tratamento de médio prazo, minimamente invasiva e estética em comparação com as FDP metalocerâmicas.

Na cobertura estética, o risco de fratura foi semelhante entre os modelos estudados (25% para o modelo metalocerâmico e 23% para o modelo de PEEK-resina), com uma diferença proporcional à resistência dos materiais de 2% e maiores picos na região cervical entre os molares. Dessa forma, na carga axial, os resultados podem ser considerados equivalentes. Por outro lado, na carga oblíqua, foi observado um desempenho inferior do modelo metalocerâmico (50%), com maior risco de formação de trincas e lascas.

Ainda pode ser considerado um desafio alcançar uma força de adesão adequada entre superfícies de PEEK e os compósitos de revestimento, devido à sua baixa energia superficial, bem como sua resistência à modificação da superfície por diferentes tratamentos mecânicos e químicos. No entanto, algumas características do material são afetadas diretamente pelo tratamento da superfície do PEEK, tais como: propriedades adesivas, molhabilidade, refletividade e coeficiente de atrito (Ourahmoune et al., 2014; Schmidlin et al., 2010)

Nenhum pré-tratamento superficial foi simulado na infraestrutura de PEEK para obter a união com a cobertura estética de resina indireta, o que poderia determinar uma adesão insuficiente ou inexistente. A literatura sugere diversas possibilidades para solucionar esse problema, tais como: utilização de sistemas adesivos, abrasão, condicionamento com ácido sulfúrico a 98%, condicionamento com solução de ácido sulfúrico e peróxido de hidrogênio, revestimento de sílica usando o sistema Rocatec e utilização de plasma de argônio (Schmidlin et al., 2010; Stawarczyk et al., 2013a; Keul et al., 2014; Sproesser et al., 2014; Stawarczyk et al., 2014; Uhrenbacher et al., 2014; Zhou et al., 2014; Rosentritt et al., 2015; Rocha et al., 2016; Silthampitang et al., 2016). Ao investigar a influência desses pré-tratamentos e sistemas adesivos, Stawarczyk et al. (2015) verificaram que a realização de termociclagem, pré-tratamento, condicionamento ou revestimento com cimento resinoso não afetaram os resultados da fratura. A termociclagem pode influenciar a força de adesão de duas maneiras: aumentando a resistência de união através da polimerização tardia do agente de união e do compósito (Piwowarczyk et al., 2005) ou causando estresse mecânico por alterações volumétricas (Torstenson & Brannstrom, 1988).

Estudos mostraram que não foi possível obter uma resistência adesiva adequada entre PEEK e cimento resinoso com uma superfície não tratada (Zhou et al., 2014;

Hallmann et al., 2012; Sproesser et al., 2014). Uhrenbacher et al. (2014) relataram o efeito de diferentes tratamentos de superfície com PEEK na adesão à dentina humana. Estes autores recomendam a abrasão e o condicionamento das coroas de PEEK com ácido sulfúrico antes da cimentação, assim como a aplicação de adesivos como Signum PEEK Bond ou visio.link como forma de aumentar a força de retenção dessas coroas.

Na avaliação da pressão de descolamento entre dente e cimento, durante a aplicação da carga axial, os maiores picos de tensão ocorreram no modelo de PEEK-resina, com valor de 2,31 MPa e concentração na região distal do pré-molar. Na carga oblíqua, esse valor aumentou para 4,14 MPa e ocorreu compressão na região lingual, vestibular do chanfrado e da mesa oclusal. O risco de falha adesiva foi superior no modelo PEEK-resina, devido à sua menor rigidez, favorecendo uma maior concentração de esforço no pré-molar e menor no molar, o que acarretará uma menor vida útil da união adesiva.

No quesito tensão de tração do cimento, o risco de falha coesiva foi superior no modelo de PEEK-resina (com valores de 8,16 MPa e 6,36 MPa, na aplicação das cargas axial e oblíqua, respectivamente). Houve uma diferença de 11% em relação ao modelo metalocerâmico e os picos de tração do cimento ocorreram na região distal do chanfro do pré-molar, tanto na carga axial, quanto na carga oblíqua. A menor rigidez da infraestrutura favorece uma distribuição de tensões menos homogênea, associado ao fenômeno da deformação compressiva que gera um efeito de tracionamento periférico mais expressivo.

Para melhorar a força de união ao cisalhamento da prótese em PEEK e solucionar falhas adesivas e mistas, alguns autores sugerem pré-tratamentos superficiais físicos e químicos, tais como: utilização do plasma de argônio, jateamento com alumina, adesivos fotopolimerizáveis, limpeza, aumento da rugosidade e condicionamento da superfície antes da união (Rosentritt et al., 2015; Schwitalla et al., 2017). Entretanto, no estudo conduzido por Rocha et al. (2016), não foram encontradas diferenças significativas na resistência de união entre o cimento resinoso convencional e o PEEK (exposto ao ácido sulfúrico por 60 s). Tal fato contradiz também as descobertas de Sproesser et al. (2014) que testaram tempos de exposição que variaram de 5 a 300 segundos e relataram que o condicionamento do PEEK com ácido sulfúrico a 98% por 60 s foi o melhor tempo de exposição para o cimento resinoso convencional (RelyX ARC). A elucidação das características inerentes ao PEEK e seu comportamento biomecânico através da realização de estudos adicionais com diferentes metodologias poderá levar à sua aplicação clínica como alternativa devido às suas vantagens, dentre elas, estética e biocompatibilidade superiores em relação ao metal.

5 | CONCLUSÕES

Dentre os cinco fatores analisados neste estudo, a prótese com infraestrutura metálica e cobertura de cerâmica feldspática apresentou-se superior em quatro deles: dentina, infraestrutura, pressão de descolamento entre dente e cimento e tensão de tração do cimento.

A prótese com infraestrutura em PEEK e cobertura de resina indireta mostrou melhor desempenho somente no quesito cobertura estética.

A hipótese nula não foi confirmada neste estudo.

6 | REFERÊNCIAS

Ahmed KE, Li KY, Murray CA. **Longevity of fiber-reinforced composite fixed partial dentures (FRC FPD)-Systematic review.** J Dent. 2017;61:1-11.

Aida N, Shinya A, Yokoyama D, Lassila LV, Gomi H, Vallittu PK, et al. **Three-dimensional finite element analysis of posterior fiber-reinforced composite fixed partial denture Part 2: influence of fiber reinforcement on mesial and distal connectors.** Dent Mater J. 2011;30(1):29-37.

Converse, G. L., Yue, W., & Roeder, R. K. (2007). **Processing and tensile properties of hydroxyapatite-whisker-reinforced polyetheretherketone.** Biomaterials, 28(6), 927-935.

Dandy, LO; Oliveux, G; Wood, J; Jenkins, MJ; Leeke, GA. **Accelerated degradation of Polyetheretherketone (PEEK) composite materials for recycling applications.** Polymer Degradation and Stability, 112, 2015, 52-62.

Erkmen E, Meric G, Kurt A, Tunc Y, Eser A. **Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: a 3D FEA study.** J Mech Behav Biomed Mater. 2011;4(1):107-16.

Hallmann L, Mehl A, Sereno N, Hämmerle CHF. **The improvement of adhesive properties of PEEK though different pre-treatments.** Appl Surf Sci 2012;258:7213–7218.

Invio. **PEEK-OPTIMA Natural Typical Material Properties.** West Conshohocken, USA: Invio Biomaterial Solutions; 2013.

Jenkins GN. **The Physiology and Biochemistry of Mouth.** 4th ed. Oxford: Blackwell Scientific Publication; 1978.

Keul C, Liebermann A, Schmidlin PR, Roos M, Sener B, Stawarczyk B. **Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites.** J Adhes Dent. 2014;16(4):383-92.

Kou W, Qiao J, Chen L, Ding Y, Sjogren G. **Numerical simulation of the fracture process in ceramic FPD frameworks caused by oblique loading.** J Mech Behav Biomed Mater. 2015;50:206-14.

Kurtz, S. M., & Devine, J. N. (2007). **PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants.** Biomaterials, 28(32), 4845-4869.

Modi R, Kohli S, Rajeshwari K, Bhatia S. **A three-dimension finite element analysis to evaluate the stress distribution in tooth supported 5-unit intermediate abutment prosthesis with rigid and**

nonrigid connector. Eur J Dent. 2015;9(2):255-61.

Morris HF. **Properties of cobalt-chromium metal ceramic alloys after heat treatment.** J Prosthet Dent. 1990;63(4):426-33.

Oruc S, Eraslan O, Tukay HA, Atay A. **Stress analysis of effects of nonrigid connectors on fixed partial dentures with pier abutments.** J Prosthet Dent 2008;99:185-92.

Ourahmoune, R., et al. Surface morphology and wettability of sandblasted PEEK and its composites. Scanning: The Journal of Scanning Microscopies 36.1 (2014): 64-75.

Pegoraro LF, Valle AC, Araújo CRP, Bonfante G, Conti PCR, Bonachela V. **Prótese Fixa.** São Paulo: Artes Médicas; 1998.

Piwowarczyk, A., H. Lauer, and J. A. Sorensen. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. Operative Dentistry-University of Washington 30.3 (2005): 382.

Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. Clin Oral Implants Res 2007;18(suppl 3):73-85.
Powers JM, Sakaguchi RL. **Craig's Restorative Dental Materials.** 12th ed. St. Louis: Mosby; 2006.

Rappelli G, Scalise L, Coccia E, Procaccini M. Fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures: the influence of restorative materials and abutment design on stress distribution investigated by finite element model. Minerva Stomatol. 2009; c58(10):459-70.

Rocha RF, Anami LC, Campos TM, Melo RM, Souza RO, Bottino MA. **Bonding of the Polymer Polyetheretherketone (PEEK) to Human Dentin: Effect of Surface Treatments.** Braz Dent J. 2016;27(6):693-9.

Rosentritt M, Preis V, Behr M, Sereno N, Kolbeck C. **Shear bond strength between veneering composite and PEEK after different surface modifications.** Clin Oral Investig. 2015;19(3):739-44.

Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. **Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin.** J Dent Res. 1994;73(6):1205-11.

Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hammerle CH, Fischer J. **Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK.** Dent Mater. 2010;26(6):553-9.

Schwitala AD, Botel F, Zimmermann T, Sutel M, Muller WD. **The impact of argon/oxygen low-pressure plasma on shear bond strength between a veneering composite and different PEEK materials.** Dent Mater. 2017;33(9):990-4.

Shi L, Fok AS. **Structural optimization of the fibre-reinforced composite substructure in a three-unit dental bridge.** Dent Mater. 2009;25(6):791-801.

Shinya A, Lassila LV, Vallittu PK, Shinya A. **Three-dimensional finite element analysis of posterior fiber reinforced composite fixed partial denture: framework design for pontic.** Eur J Prosthodont Restor Dent. 2009;17(2):78-84.

Silthampitag P, Chaijareenont P, Tattakorn K, Banjongprasert C, Takahashi H, Arksornnukit M. **Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK.** Dent Mater J. 2016;35(4):668-74.

Sobieraj M, Murphy J, Brinkman J, Kurtz SM, Rinnac. **Notched fatigue behavior of PEEK.**

Biomaterials 31, 2010, 9156-9162.

Sproesser O, Schmidlin PR, Uhrenbacher J, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. **Effect of sulfuric acid etching of polyetheretherketone on the shear bond strength to resin cements.** J Adhes Dent. 2014;16(5):465-72.

a) Stawarczyk B, Keul C, Beuer F, Roos M, Schmidlin PR. **Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives.** Dent Mater J. 2013;32(3):441-8.

b) Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, Schmidlin PR. **Polyetheretherketone – A suitable material for fixed dental prostheses?** J Biomed Mater Res Part B 2013;101B:1209–1216.

Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W, et al. **PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins.** J Prosthet Dent. 2014;112(5):1278-88.

Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. **Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types.** Dent Mater J. 2015;34(1):7-12.

Torstenson B, Brannstrom M. **Contraction under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress.** Oper Dent. 1988 Winter;13(1):24-31.

Thompson MC, Field CJ, Swain MV. **The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture.** Part 3. Experimental approach for validating the finite element analysis. Aust Dent J. 2012;57(1):23-30.

Uhrenbacher J, Schmidlin PR, Keul C, Eichberger M, Roos M, Gernet W, et al. **The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments.** J Prosthet Dent. 2014;112(6):1489-97.

Van Heumen CC, Kreulen CM, Creugers NH. **Clinical studies of fiber-reinforced resin-bonded fixed partial dentures: a systematic review.** Eur J Oral Sci. 2009;117(1):1-6.

Vasco MAA, Castellano MD, López JB, de las Casas EB. **Utilização de tomografias computadorizadas de baixa resolução para construção de modelos geométricos detalhados de mandíbulas com e sem dentes.** Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería. 2016;31(1).

Zhou L, Qian Y, Zhu Y, Liu H, Gan K, Guo J. **The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials.** Dent Mater. 2014;30(8):e209-15.

Wilke, H.J., et al., 2008. **Biomechanical effect of different lumbar interspinous implants on flexibility and intradiscal pressure.** European Spine Journal 17, 1049–1056.

Agência Brasileira do ISBN

ISBN 978-85-7247-226-5



9 788572 472265