UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

JOÃO PAULO MENDES TRIBST

COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO E SOBREVIVÊNCIA DE COROAS DE CERÂMICA HÍBRIDA IMPLANTO-SUPORTADAS CONFECCIONADAS POR DIFERENTES TÉCNICAS

2020

JOÃO PAULO MENDES TRIBST

COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO E SOBREVIVÊNCIA DE COROAS DE CERÂMICA HÍBRIDA IMPLANTO-SUPORTADAS CONFECCIONADAS POR DIFERENTES TÉCNICAS

Tese apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA.

Área: Prótese Dentária. Linha de pesquisa: Desempenho de materiais para reabilitação protética.

Orientador: Prof. Tit. Marco Antonio Bottino

Coorientadora: Profª. Drª. Lilian Costa Anami

São José dos Campos

2020

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2020]. Disponível em http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Tribst, João Paulo Mendes
Comportamento biomecânico e sobrevivência de coroas de cerâmica híbrida implanto- suportadas confeccionadas por diferentes técnicas / João Paulo Mendes Tribst. - São José dos Campos : [s.n.], 2020.
75 f. : il.

Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2020.
Orientador: Marco Antonio Bottino
Coorientadora: Lilian Costa Anami

1. Fadiga. 2. Materiais dentários. 3. Implantes dentários. 4. Cerâmicas. I. Bottino, Marco Antonio, orient. II. Anami, Lilian Costa, coorient. III. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. V. Universidade Estadual Paulista (Unesp). VI. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Achille Bassi e Seção Técnica de Informática, ICMC/USP
com adaptações - STATI, STRAUD e DTI do ICT/UNESP.
Renata Aparecida Couto Martins CRB-8/8376

SUMÁRIO

RESUMO **15**

ABSTRACT **16**

1 INTRODUÇÃO **17**

2 REVISÃO DE LITERATURA **19**

2.1 Cerâmica híbrida: Cerâmica de matriz vítrea infiltrada por polímero **19**

2.2 Pilares híbridos **21**

3 PROPOSIÇÃO **24**

4 MATERIAL E MÉTODOS **25**

4.1 Influência da técnica de confecção de coroas sobre implante na sobrevivência à fadiga **25**

4.1.1 Obtenção dos espécimes **26**

4.1.2 Manipulação das bases de titânio **28**

4.1.3 Confecção de coroas com design CME - Solução protética de duas peças composta por uma coroa cimentada sobre o pilar híbrido. **29**

4.1.4 Confecção de coroas com design MC - Solução protética de peça única composta por uma coroa cimentada diretamente em uma base de titânio. **31**

4.1.5 Confecção de coroas com design MP - Solução protética de peça única composta por uma coroa cimentada em um Tibase com orifício de acesso ao parafuso. **32**

4.1.6 Teste de sobrevivência à fadiga **33**

4.1.7 Análise do modo de falha **35**

4.2 Análise não linear por elementos finitos de coroas sobre implante confeccionadas por diferentes técnicas **35**

4.2.1 Pré-processamento **35**

4.2.2 Solução **39**

4.2.3 Pós-processamento **39**

4.3 Análise dos dados **40**

5 RESULTADOS **41**

5.1 Influência da técnica de confecção de coroas sobre implante na sobrevivência à fadiga **41**

5.2 Análise não linear por elementos finitos de coroas sobre implante confeccionadas por diferentes técnicas **50**

6 DISCUSSÃO **59**

7 CONCLUSÃO **68**

REFERÊNCIAS **69**

BANCA EXAMINADORA

Prof. Tit. Marco Antonio Bottino
Universidade Estadual Paulista (Unesp)
Instituto de Ciência e Tecnologia
Campus de São José dos Campos

Profª Drª. Laís Regiane da Silva Concílio
Universidade de Taubaté
Instituto de Ensino Superior
Campus de Taubaté

Prof. Dr. José Roberto Cortelli
Universidade de Taubaté
Instituto de Ensino Superior
Campus de Taubaté

Prof. Associado Alexandre Luiz Souto Borges
Universidade Estadual Paulista (Unesp)
Instituto de Ciência e Tecnologia
Campus de São José dos Campos

Prof. Associado Tarcísio José Arruda Paes-Junior
Universidade Estadual Paulista (Unesp)
Instituto de Ciência e Tecnologia
Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 24 de Julho de 2020.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **João Bosco Rennó Tribst e Maria Salete Mendes Tribst**. Vocês são meus maiores exemplos e eu tenho muito orgulho de ser filho de vocês. Tudo o que faço pai, busco pensar o que senhor faria no meu lugar, pois seus valores morais te fazem o maior homem que eu conheço, e, eu terei sorte se conseguir ser parecido com o senhor. Saiba, que dou o meu melhor como o senhor me ensinou, que busco fazer tudo de maneira idônea e checar sempre duas vezes os resultados obtidos pois é o nome de nossa família, o nome do meu avô que eu carrego comigo e faço questão de honrar todos os dias. Mãe, a senhora me ensinou a não me dobrar perante as injustiças, me ensinou a confrontar meus anseios, me educou para que eu dialogue de maneira racional e calma quando quiser explicar um ponto de vista. Mãe, a senhora me ensinou a estudar falando em voz alta, enquanto repetia para minha própria mente as teorias. É sua a culpa do meu gosto por lecionar sabia? Hoje meus pais, estou defendendo minha vontade de me espelhar em vocês, pois ambos foram meus professores. Amo vocês.

À minha amada irmã, **Ana Carolina Mendes Tribst**. Minha amiga, responsável por fazer minha infância tão feliz ao seu lado. Sinto saudades do tempo em que brincávamos na rua de casa e você me defendia das brigas que eu arranjava com as outras crianças. Quando o pai vinha trabalhar em São José dos Campos e a mãe estava trabalhando, era você que ficava de olho em mim, que fazia pipoca e que jogava videogame comigo. Sempre vou me lembrar desses dias e de como te amo muito.

Em especial, à minha noiva, **Amanda Maria de Oliveira Dal Piva** minha maior alegria e o amor da minha vida. Amanda, você faz todos os desafios sumirem no fim do dia, você me ouve e me acalma para que juntos possamos tomar a melhor decisão sempre. Obrigado por você ser essa mulher forte, inteligente e romântica que me faz sentir um amor tão grande em cada gesto. Eu confio em você para construirmos juntos uma vida, uma família e todos os nossos sonhos. Te agradeço por toda ajuda nessa jornada desde o começo da pós-graduação. Você me deu forças para continuar nos momentos mais obscuros, você acalmou meu coração quando tudo parecia perdido e mostrou que com calma e amor nós podemos vencer juntos. Eu amo sua voz quando conversamos e amo o silêncio que apenas nós entendemos. Eu sou muito grato a Deus por ter unido nossas histórias. Eu te amo e vou te fazer feliz sempre!

AGRADECIMENTOS

Ao Instituto de Ciência e Tecnologia - Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" – UNESP. Carinhosamente FOSJC, minha casa, meu mundo nos últimos nove anos. Eu desejei estar aqui desde o primeiro dia que decidi cursar odontologia. Foram para a FOSJC minhas lágrimas de calouro quando recebi a notícia de que eu seria um de seus alunos. Todas as minhas expectativas foram superadas e sou extremamente agradecido pela minha formação nessa instituição.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese Dentária, coordenado pela Prof. Adj. Alexandre Luiz Souto Borges. Ao escolher essa especialidade eu tive a oportunidade de aprender muito, de ser livre para dar o meu máximo e continuar sendo puxado para frente sempre. Sou eternamente grato por não ter sido fácil.

Ao meu orientador **Prof. Tit. Marco Antonio Bottino**, meu exemplo aqui dentro da UNESP. Com o senhor eu aprendi muita coisa, aprendi como orientar e como valorizar as conquistas, por menor que elas sejam. Aprendi que o senhor se sacrifica para que as coisas funcionem e que essa é a função de quem está liderando. Aprendi que quando o senhor está cansado, isso não transparece pois o senhor não deixa e eu sempre vou me lembrar disso, eu sempre vou seguir seus passos. Sou muito grato pela amizade, apoio e desafios que superamos juntos nesses anos. Bolar ao seu lado estratégias para alcançar nossos objetivos foi uma honra e aprendi muito com o senhor. Eu tenho muito orgulho de nossas conquistas, e de nossos nomes juntos nas apresentações, artigos e na história da Odontologia. Eu sempre quis que o senhor se orgulhasse de mim como seu aluno e orientado e isso sempre foi um combustível extra para eu dar o meu máximo. Que eu possa ensinar para as gerações futuras a sua filosofia de ensino, sua organização e que eu possa carregar parte de seu legado

na pesquisa com seriedade e relevância como o senhor me ensinou. Obrigado por todas as oportunidades e obrigado por ter me orientado no doutorado, por ter me escolhido quando precisei. Professor querido, obrigado por me ajudar a preparar a sela pra montar no cavalo. Obrigado por tudo. Que Deus guarde o senhor sempre, assim como a Dona Lúcia, vocês são especiais para mim.

A minha querida co-orientadora de doutorado **Prof.ª Lilian Costa Anami**. Com você eu aprendi a não temer os desafios que aparecem, aprendi que devo sempre me esforçar e aprendi com você que stroopwafel fica ótimo quando está pronto na hora. Sempre admirei sua postura como professora e sua forma de explicar com clareza as teorias mais difíceis. Obrigado por todo incentivo, oportunidade e conversas que tivemos nesses anos. Saiba que você pode contar sempre comigo, pois, eu sempre irei contar contigo também.

Ao **Prof. Alexadre Luiz Souto borges**, meu mestre e amigo. Com o senhor eu aprendi a ser uma pessoa melhor, a ser um professor flexível e dar o meu máximo em cada aula que eu for ministrar. Uma das motivações de fazer pós-graduação foi porque eu queria ensinar Odontologia como o senhor. Sempre admirei sua didática e sua irreverência para tornar ainda mais prazeroso o ensino. O senhor participou de minha formação profissional em todos os estágios desde que entrei na FOSJC. Com você aprendi Materiais Dentários, Prótese Total, aprendi metodologias de pesquisa e aprendi a ter carisma com os pacientes. Vou sentir a sua falta quando quiser conversar com alguém sobre ideias de trabalhos que sejam pouco convencionais, você sempre arriscou comigo e me ajudou a realizar tudo que eu idealizei nesses anos. Mesmo lá na Holanda eu te mandava fotos, fazíamos videoconferências e trocávamos conhecimento para que os projetos não parassem. Tudo isso porque você gosta do que faz assim como eu, e para nós sempre foi divertido trabalhar juntos. Ficamos depois do expediente várias vezes, algumas o senhor até esqueceu-se de buscar suas crianças na escola de tão imersos que estávamos em nossos projetos.

Eu nunca vou esquecer seus ensinamentos, foi uma honra ter sido seu aluno, obrigado.

Ao **Prof. Tarcisio José de Arruda Paes Junior**, um grande exemplo de calma e coerência. O senhor me ensinou como um professor deve filtrar as informações para os alunos, me ensinou que devemos chamar a atenção a sós e elogiar em público. Isso faz um grupo motivado, e eu quando trabalho com o senhor me motivo também. Eu sempre admirei sua dedicação e sua empolgação ao solucionar um caso complicado. Nossas conversas desde a graduação até o doutorado formaram parte da minha postura profissional e prometo que sempre vou honrar seus ensinamentos. Obrigado.

À **Prof.ª Renata Marques de Melo Marinho**, pesquisadora dedicada. Da senhora aprendi que a ciência não nos afasta de Deus mas nos aproxima dele. Que às vezes um pouco de fé é tudo o que precisamos para seguir em frente. Admiro sua demonstração de autoridade equilibrada com uma postura calma e racional. A senhora me inspira a buscar embasamento científico para minhas constatações, obrigado.

Ao **Prof. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra**, um amigo incrível. Do senhor eu aprendi a importância da prática clínica para um professor de odontologia e aprendi que tenho que sempre estar me aperfeiçoando. O senhor me ensinou a importância de montar uma aula com carinho, com começo meio e fim voltados para explicar um único conceito central. Admiro sua didática e sua desenvoltura, além de sua habilidade prática. Todos esses anos foram incríveis vendo e ouvindo o senhor. Obrigado por tudo.

Ao **Prof. Renato Nishioka**, meu orientador durante o mestrado. Obrigado por ter me incentivado a fazer pós-graduação. Até hoje, nossos frutos do mestrado são colhidos e foi com o senhor que me interessei por Biomecânica. Foram no total, quatro anos nas disciplinas de prótese fixa e clínica integrada que vou levar com muito carinho na minha formação como professor. Obrigado.

Ao **Prof. Rodrigo Máximo de Araújo**, amigo e conselheiro. Com o senhor eu aprendi a ter confiança nas decisões clínicas, que existem diversas maneiras de reabilitar um paciente, mas que nossa escolha deve sempre ter embasamento. Obrigado pelas conversas que tivemos em todos esses anos. Seus conselhos são muito importantes para mim e vou levá-los comigo sempre. Conte comigo.

Ao **Prof. João Mauricio Ferraz da Silva**, agradeço por ter me ensinado que um professor de prótese deve conhecer todas as especialidades para um tratamento completo de nossos pacientes. Obrigado pela simpatia, pelas conquistas e por ter me ensinado que devo ser gentil com os alunos e pacientes. Ainda iremos desenvolver mais coisas juntos.

Ao **Prof. Lafayetti Nogueira Junior**, agradeço as aulas teóricas que tive ainda na graduação. Ao observar o senhor aprendi que explorar um assunto só é possível se estivermos preparados e confortáveis para isso. Eu aprendi com o senhor que a confiança e controle da voz são as ferramentas mais importantes de uma aula. Obrigado também por estar conosco nas clínicas da Pós-graduação.

Ao **Prof. Cornelis J. Kleverlaan** minha eterna gratidão por ter me acolhido como aluno de pós-graduação na ACTA em Amsterdã. Foi uma experiência única e sou muito grato ao senhor. Apesar do pouco tempo, o senhor sempre acatou meus projetos extras já no primeiro mês sob sua supervisão. Observar-te trabalhar me ensinou que um professor deve ter conhecimento, pontualidade, dedicação e ao mesmo tempo humildade para ensinar.

Ao **Prof. Niek de Jager**. Durante meu estágio de pesquisa no exterior, tive a oportunidade de trabalhar com o senhor em alguns projetos. Aprendi ainda mais sobre Biomecânica ao seu lado. Trabalhar com uma das minhas referências foi fantástico e no final do estágio, receber um elogio seu foi uma das coisas mais marcantes da minha vida. Obrigado, de todo meu coração.

Não menos importante, agradeço a todos professores co-autores com quem também tive o imenso prazer de publicar junto durante estes últimos anos: **Vinícius Anéas Rodrigues, Dimas Renó de Lima, Luiz Felipe Valandro, Pietro Ausiello, Mutlu Özcan, Rebeca di Nicoló, Daniel Maranha, Oswaldo Daniel, Ana Carolina de Oliveira Souza, Sérgio Eduardo de Paiva Gonçalves, Taciana Marco Ferraz Caneppele, Paula Carolina Komori de Carvalho, Antonio Olavo Cardoso Jorge, Rodrigo Othavio Assunção Souza, Sílvia Masae de Araújo Michida, Antonio Braulino de Melo Filho, Karen Archangelo, Eduardo Shigueuki Uemura, Rubens Nisie Tango.** Outros nomes que não citei estão guardados com muito carinho e gratidão.

A todos os professores dos créditos que participei, em especial à **Prof.ª Maria Filomena Rocha Lima Huhtala** e ao **Prof. Ivan Balducci** por todos ensinamentos.

A todos os colegas de pós-graduação, que trilham comigo o caminho da pós-graduação, que em algum momento me deram forças mesmo que sem saber para continuar firme nessa jornada árdua mas gratificante. Obrigado **Nathália de Carvalho Ramos, Guilherme Schmidt de Andrade, Ayla Correia, Camila Ferreira Leite Madruga Domingues, Jéssica Dias Santos, Larissa Márcia Martins Alves e Ana Beatriz Gomes de Carvalho.** Em vocês eu encontrei determinação e vontade de continuar melhorando sempre. Desejo que todos seus sonhos se realizem.

A todos os outros colegas **Alana Pinto**, **Amanda Ribeiro, Ana Carolina da Silva, Elisa Kukulka, Elisa Grassi, Fernanda Pierre, Gabriela Fonseca, Guilherme Scalzer, Isabela Tanaka, Jefferson Matos, Jhenifer Silva, Joyce de Souza, Larissa Barreto, Larissa Campaner, Laura Ortiz, Laura Arcila, Leonardo Nakano, Lisseth Contreras, Luigi Sichi, Manassés Grangeiro, Marcos Paulo Silveira, Mateus Grande, Murilo Rodrigues, Natália Gonçalves, Natália Rossi, Pamela Ricco, Pedro Diamantino, Carlos**

Datte, Cristiane Inagati, Guilherme Lopes, Marcela Penteado, Manuela Spinola, Mariane Mailart, Marina Augusto, Michelle Gomes, Pedro Prado e Rossana Pignataro saibam que cada um contribuiu com meu crescimento. Contem sempre comigo e espero que possamos nos contrar ainda nos congressos e no ambiente acadêmico.

Agradeço especialmente ao **Dario Adolfi,** que meu ajudou durante a usinagem das amostras e planejamento das restaurações protéticas usadas no presente estudo. Obrigado!

Aos colegas da Seção Técnica de Pós-Graduação **Bruno Tanaka, Sandra Cordeiro e Carolina Rei.** Obrigado por serem tão solicitos e dedicados. Vocês me ajudaram sempre que precisei, vou lembrar com carinho de todos vocês.

Aos colegas do Laboratório de Pesquisa em Materiais Odontológicos e Prótese, **Thais Cachuté Paradella e Márcio Eduardo Marques**, por terem sido tão prestativos. Sem vocês, muitos experimentos não seriam finalizados. Obrigado por tudo.

Aos colegas **Fernando Carlos Fontes, Lilian Vilela, Marco Alfredo**, e à **Juliane Damasceno** que me acompanham desde a graduação. Obrigado pela amizade, alegria, conselhos, pelos cafés, por tornarem o ambiente de trabalho tão leve e prazeroso. Seremos sempre amigos.

Ao meu colega **Carlos Guedes** que desde a graduação, em minhas iniciações científicas, me aturava e me aconselhava em todos os momentos que eu precisei. Obrigado por todo apoio e prestatividade. Serei eternamente grato.

*To my foreign colleagues **Arie, Jaqueline, Ivana, Cees, Tom, Farhad, Kamran and Niek**. I am very grateful for all that I lived in Amsterdam. You are unforgettable. Thank you my friends for every coffee, conversation and laugh.I miss you all.*

Agradeço imensamente à Conexão Sistemas de Prótese, que gentilmente nos cedeu os implantes, bases de titânio e parafusos protéticos usados no presente estudo, bem como o arquivo tridimensional dessas estruturas. Somente assim essa tese foi possível de ser executada. Meu muito obrigado.

Agradeço imensamente à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo suporte e oportunidades a mim fornecidas através de minhas bolsas regular de doutorado, minha BEPE e assim como, o auxílio regular de meu orientador, respectivamente números 17/09104-4, 18/07404-3 e 17/23059-1.

“Difícil de ver. Sempre em movimento está o futuro.” Yoda

Tribst JPM. Comportamento biomecânico e sobrevivência de coroas de cerâmica híbrida implanto- suportadas confeccionadas por diferentes técnicas [tese]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2020.

RESUMO

O presente estudo teve como objetivo investigar a probabilidade de sobrevivência e distribuição de tensão de restaurações de cerâmica infiltrada por polímero sobre implantes. Setenta e cinco coroas suportadas por implantes foram divididas de acordo com a técnica de fabricação, usando uma base de titânio(Tibase): CME - Solução protética de duas peças composta por uma coroa cimentada no pilar híbrido (Tibase + mesoestrutura cerâmica); MC - Solução protética de peça única composta por uma coroa cimentada diretamente sobre o Tibase; e MP - Solução protética de peça única composta por uma coroa cimentada em um Tibase com orifício de acesso para parafuso. Todas as coroas foram fadigadas pelo teste *stepwise* (intervalo de carga de 50 N a cada 20.000 ciclos até 1200 N e 350.000 ciclos). As coroas falhadas foram inspecionadas sob microscopia eletrônica de varredura e a probabilidade de sobrevivência foi analisada usando os testes Log-Rank e Willcoxon. Uma geometria tridimensional de cada grupo foi modelada e analisada pelo método dos elementos finitos. Resultados de deformação total, tensão de von-Misses, tensão principal máxima e microdeformação foram solicitados sob carga axial de 900 N. Log-Rank ($p = 0,17$) e Willcoxon ($p = 0,11$) revelaram uma probabilidade de sobrevivência semelhante entre as técnicas de fabricação sob 300 e 900 N. Independentemente da sobrevivência semelhante entre CME e MC, MP mostrou resistência característica superior e menor variação de dados. Maior concentração de tensão foi observada no perfil de emergência da coroa independente do grupo. A fractografia possibilitou identificar que a direção de propagação de trinca ocorreu da cervical para oclusal.
É possível concluir que a sobrevivência de uma restauração implanto-suportada com cerâmica vítrea infiltrada por polímero independe da técnica utilizada para sua confecção; e que a região do perfil de emergência da coroa protética sempre deve ser avaliada nas consultas periódicas devido a grande prodominância de falhas nessa área.

Palavras-chave: Fadiga. Materiais dentários. Implantes dentários. Cerâmicas.

Tribst JPM. Biomechanical behavior and survival of implant-supported hybrid ceramic crowns made by different techniques [doctorate thesis]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2020.

ABSTRACT

The present study aimed to investigate the survival probability and the stress distribution of a polymer infiltrate ceramic restorations cemented on a chairside titanium-base manufactured using different techniques.
Seventy-five implant-supported crowns were divided according to the manufacturing technique using a chairside titanium-base: CME - Two-piece prosthetic solution composed by a crown cemented on the hybrid abutment; MC - One-piece prosthetic solution composed by a crown direct cemented on a titanium base; and MP - One-piece prosthetic solution composed by a crown cemented on a Tibase with screw access hole. All crowns were staircase fatigued (load step of 50 N in each 20,000 cycles until 1200 N and 350,000 cycles). The failed crowns were inspected under scanning electron microscopy. And the survival probability using Log-Rank and Willcoxon tests. One three-dimensional geometry from each group were modeled and analyzed using the finite element method. Results in total deformation, von-Misses stress, maximum principal stress and microstrain were requested under 900 N axial load.
Log-Rank ($p = 0.17$) and Willcoxon ($p = 0.11$) revealed similar survival probability between the techniques at 300 and 900 N. Regardless of the similar survival between CME and MC, MP showed superior characteristic strength and less data variation. Higher stress concentration was observed in the emergence profile of the crown regardless the group design. Fractography analysis allowed to identify that the crack propagation direction occurred from cervical to occlusal.
It is possible to conclude that the survival of an implant-supported restoration with polymer infiltrated ceramic network is not influence by the technique used to make it; and that the emergence profile of the prosthetic crown must always be evaluated due to the great incidence of failures in this area.

Keywords: Fatigue. Dental materials. Dental implants. Ceramics.

1 INTRODUÇÃO

A confecção de restaurações através do método de desenho e fabricação assistidos por computador (CAD/CAM) existe no mercado há mais de 30 anos e torna-se cada vez mais popular em aplicações odontológicas (Sagsoz et al., 2016). Dentre os materiais restauradores para CAD/CAM, estão disponíveis para escolha do clínico: cerâmicas à base de zircônia tetragonal estabilizada por ítria (Bottino et al., 2016), feldspática, reforçada com leucita, à base de silicato ou dissilicato de lítio e recentemente, blocos compostos e materiais híbridos (Ramos et al., 2016). Devido à grande variedade, os materiais disponíveis para a tecnologia CAD/CAM são geralmente divididos em duas principais categorias: cerâmicas e compósitos (Coldea et al., 2013).

Comparando as cerâmicas com as resinas compostas, as restaurações indiretas em compósito são mais resilientes, têm acabamento e polimento facilitado, são menos abrasivas para dentição oposta e são propícias ao ajuste oclusal (Conrad et al., 2007). Já as restaurações cerâmicas apresentam melhor biocompatibilidade, estética superior, maior resistência ao desgaste e à descoloração (Denry, Kelly, 2014). Deste modo, combinando as propriedades positivas dos materiais cerâmicos e resinosos, um novo material híbrido foi desenvolvido (Ramos et al., 2016). Esse material apresenta módulo elástico relativamente baixo quando comparado com cerâmicas convencionais (Curran et al., 2017; Ramos et al., 2016), evitando problemas comuns às cerâmicas friáveis tal como o lascamento (Curran et al., 2017), além de apresentar melhor integridade marginal (Goujat et al., 2018).

A popularização da cerâmica híbrida e seus efeitos mecânicos positivos para a estrutura dentária remanescente possibilitaram sua indicação sobre implantes osseointegrados. Tratando-se de coroas sobre implante, a confecção

de restaurações metalo-cerâmicas é definida como o padrão ouro de reabilitação protética (Bonfante et al., 2015) mas, as coroas monolíticas de cerâmicas híbridas aparentam ser tão confiáveis quanto (Bonfante et al., 2015).

Apesar da confiabilidade da utilização de cerâmica híbrida sobre implante para a confecção de coroas totais convencionais, a implantodontia possui limitações e exigências estéticas diferentes de uma restauração sobre dente (Glauser et al., 2004). Isso, justifica-se devido ao material de eleição para confecção dos implantes e componentes ser o titânio, selecionado pelas suas ótimas propriedades biomecânicas (Aboushelib, Salameh, 2009). Porém, por se tratar de um substrato metálico, a utilização desse material pode gerar um efeito de sombra acinzentada na mucosa marginal (Prestipino, Ingber, 1996). Para diminuir este escurecimento, as cerâmicas odontológicas de CAD/CAM surgiram como alternativa na confecção de mesoestruturas sob coroas cerâmicas (Elsayed et al., 2016). A associação de uma mesoestrutura cerâmica e uma base de titânio é indicada devido ao fato dos metais ainda serem melhor usinados do que as cerâmicas, sendo necessário garantir que a passividade e a tolerância presente entre pilar/implante sejam mantidos (Dirxen et al., 2013).

Dentre as cerâmicas odontológicas disponíveis no mercado hoje, a cerâmica híbrida é de fato o mais novo material e a utilização desse material como mesoestrutura é indicada pelo fabricante. Porém, ainda não existem estudos na literatura sobre seu comportamento biomecânico para esta aplicação. Outro fator de dúvida para o clínico que também não foi explorada cientificamente é a possibilidade de realizar coroas monolíticas parafusadas sobre as mesmas bases de titânio utilizadas para as mesoestruturas (Elsayed et al., 2016), aumentando deste modo, as técnicas e a forma de confecção de coroas cerâmicas sobre implante.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Cerâmica híbrida: Cerâmica de matriz vítrea infiltrada por polímero

Dentre as cerâmicas vítreas infiltradas por polímero disponíveis, a Vita Enamic (Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Alemanha) se destaca pela melhor estabilidade de cor em longo prazo em comparação aos materiais totalmente resinosos, o que promove uma estética adequada para o paciente reabilitado (Sagsoz et al., 2016), além de apresentar a capacidade de se deformar durante uma aplicação de carga antes da fratura (Awada, Nathanson, 2015), o que garante resistência durante a reabilitação. Este material também conhecido como cerâmica infiltrada por polímero (PIC) apresenta 71% do volume de cerâmica feldspática envolvida em uma matriz resinosa (Della Bona et al., 2014) de uretano dimetacrilato (UDMA) e trietileno glycol dimetacrilato (TEGDMA) (Ramos et al., 2016). A porção cerâmica consiste em 58-63% SiO_2, 20-23% de Al_2O_3, 9-11% de Na_2O, 0,5-2% de B_2O_3 e menos de 1% de Zr_2O e CaO (Gracis et al., 2015). Essa combinação proporciona adequada resistência ao desgaste, à flexão e um módulo elástico próximo à dentina em comparação com as cerâmicas vítreas (Dirxen et al., 2013; Coldea et al., 2013; Homaei et al., 2016). A cerâmica Vita Enamic também apresenta dureza Vickers avaliada entre os valores da dentina e do esmalte (Dirxen et al., 2013), carga de fratura monotônica próxima a 2.000 N (de Kok et al., 2015) e altas taxas de sucesso para acompanhamentos clínicos (Peampring, 2014; Kurbad, 2016). Assim, mesmo que a resistência à flexão de materiais policristalinos, como a zircônia, seja a mais alta entre as cerâmicas, as cerâmicas infiltradas por polímero podem ser tão confiáveis quanto (Homaei et al., 2016). Com base nessas informações,

alguns autores sugerem que o uso de coroas monolíticas em PIC parecem ser uma opção considerável (Bonfante et al., 2015) às coroas metalo-cerâmicas implantosuportadas.

Um trabalho teórico demonstrou que para restaurações cimentadas sobre implante, o uso de coroas com módulo elástico semelhante ao módulo elástico da cerâmica hibrida, pode reduzir as tensões geradas na região cervical da coroa protética (Datte et al., 2018). Do mesmo modo, para coroas cimentadas sobre substrato dentário sadio, o uso da cerâmica hibrida permite diminuir o risco de falhas por descimentação ou fratura do material (Dal Piva et al., 2018).

Também é relatado que a cerâmica vítrea infiltrada por matriz resinosa, quando bem polida (através do kit de polimento sugerido pelo fabricante), permite maximizar o crescimento de células epiteliais na superfície do material. Sendo assim, indicado como um material capaz de melhorar a saúde dos tecidos moles peri-implantares (Smallidge et al., 2019).

Apesar da confiabilidade de coroas em PIC cimentadas sobre implantes, a implantodontia pode apresentar diferentes limitações e objetivos estéticos (Glauser et al., 2004). Kurbad e colaboradores (2016) avaliaram clinicamente o desempenho de restauracões sobre implantes usando Vita Enamic como material restaurador. Os autores sugeriram que o uso de um pilar hibrido é esteticamente superior ao uso de uma restauração perfurada devido ao acesso do parafuso não estar presente neste *design*. Uma revisão da literatura (Edelhoff et al., 2019b) também sugeriu a possibilidade de usar o PIC para a mesoestrutura; no entanto, os autores afirmaram que a falta de dados longitudinais não permite sua indicação como material de primeira escolha.

2.2 Pilares híbridos

A literatura reporta que o uso de pilares convencionais em titânio para unir a coroa e o implante pode não o procedimento mais adequado para o fluxo de trabalho digital em todos os casos (Aboushelib, Salameh, 2009); pois, devido o titânio ser um substrato metálico, esse pilar pode gerar um efeito de zona cinza na mucosa marginal peri-implantar (Prestipino, Ingber, 1996). Para reduzir esse efeito da zona cinza, o pilar híbrido surgiu como uma alternativa a ser usada para unir a coroa cerâmica e o implante (Elsayed et al., 2016). O pilar híbrido é composto por duas partes: uma base de titânio (Tibase) e uma mesoestrutura em cerâmica. A primeira é responsável por manter a conexão entre implante e pilar em metal, e a segunda, responsável por melhorar a estética da mucosa peri-implantar (Elsayed et al., 2016; Tribst et al., 2018a; Tribst et al., 2019a; Tribst et al., 2019c; Nouh et al., 2019).

Para utilização de um pilar híbrido, a coroa é indicada para ser cimentada sobre a mesoestrutura (*design* de duas peças - CME). E, para fabricar uma mesoestrutura, os blocos cerâmicos que contêm um orifício central (blocos CAD / CAM para solução de implante) são necessários para permitir a conexão com o Tibase e o acesso do parafuso de retenção ao implante. Até o presente momento, tem sido relatado na literatura a possibilidade de confeccionar mesoestruturas em zircônia, dissilicato de lítio (Elsayed et al., 2016; Roberts et al., 2018) e PIC (Tribst et al., 2018a; Tribst et al., 2019a;Tribst et al., 2019c, Edelhoff et al., 2019a; Edelhoff et al., 2019b). Os blocos perfurados para CAD / CAM também podem ser usinados como uma coroa sem mesoestrutura cimentada sobre o Tibase e parafusada sobre o implante (CP). Essa abordagem, denominada *design* de peça única (Øilo, Arola, 2018) simplifica o processo de fabricação, pois, requer o uso de apenas um bloco CAD / CAM e permite a fabricação de coroas

parafusadas (Elsayed et al., 2016; Øilo, Arola, 2018; Edelhoff et al., 2019a). A comparação da carga para fratura de ambos *designs* foi realizada para restaurações em zircônia e dissilicato de lítio (Elsayed et al., 2016; Roberts et al., 2018; Nouh et al., 2019). No entanto, já é bem relatado que as cerâmicas odontológicas falham por fadiga, em consequência do crescimento lento de trincas em áreas tensionadas durante a mastigação (Melo Filho et al., 2019; Melo et al., 2019).

A probabilidade de sobrevivência de restaurações usando o Tibase como uma conexão entre o implante e a coroa ainda é escassa na literatura científica (Kaweewongprasert et al., 2018; Edelhoff et al., 2019). Até o momento, relato de casos (Pitta et al., 2018) estudos *in vitro* (Bidra, Rungruanganunt, 2013; Sailer 2018; Nouh et al., 2019) e estudos *in vivo* (Mehl et al., 2016) relataram o uso de dissilicato de lítio ou cerâmica policristalina para fabricar a mesoestrutura. Enquanto que um relato de caso (Kurbad, 2016) e investigações *in silico* (Tribst et al., 2018a; Tribst et al. 2019a; Tribst et al. 2019c) relataram a possibilidade de se fabricar pilares híbridos usando PIC.

De acordo com uma revisão da literatura (Edelhoff et al., 2019b) que descreve as possibilidades e limitações das restaurações sem metal suportadas por implantes, os autores descreveram que uma das principais vantagens do uso de um Tibase em um fluxo de trabalho digital é a possibilidade de se realizar um perfil de emergência adequado na coroa. O perfil de emergência de uma prótese suportada por implante desempenha um papel importante na obtenção da estética, alcançada quando o clínico utiliza um pilar adequadamente côncavo para moldar os tecidos moles de modo a projetar um perfil estético (Steigmann et al., 2014). Quando projetado incorretamente, o perfil de emergência do pilar compromete o suprimento sanguíneo da área cervical, resultando em perda de saúde e volume dos tecidos peri-implantes. Por esse motivo, o perfil de emergência em uma restauração apoiada por implante deve ser estreito para

permitir maior volume de tecido mole (Schoenbaum, Swift, 2015). Até o momento, não há estudo *in vitro* que tenha criado corpos de prova que apresentasse um perfil de emergência côncavo na área cervical durante o teste de pilar híbrido (Elsayed et al., 2017; Kaweewongprasert et al., 2017; Nouh et al., 2019). Dete modo, a avaliação de desempenho biomecânico de restaurações sobre implantes confeccionadas com pilares híbridos e com o perfil de emergência adequado pode contribuir para a literatura científica.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo buscou avaliar a distribuição de tensões e sobrevivência de coroas de cerâmica vítrea infiltrada por polímero (PIC) cimentadas sobre uma base de titânio, obtidas a partir de diferentes métodos de confecção em fluxo de trabalho digital. A hipótese nula deste estudo consistiu em que não haveria diferença entre as técnicas de confecção para a distribuição de tensões e sobrevivência das coroas implanto-suportadas.

4 MATERIAL E MÉTODOS

As variáveis independentes consistiram nas técnicas de confecção das coroas sobre implante, em 3 níveis: Monolítica parafusada (MP), Monolítica cimentada (MC) e Cimentada sobre mesoestrutura (CME). As variáveis dependentes foram: análise da distribuição de tensões e análise da resistência à fadiga. Este estudo foi cego para o tipo de restauração nas seguintes etapas experimentais: teste monotônico, teste de resistência à fadiga e análise fractográfica dos espécimes fraturados. O número de amostras foi baseado em estudos anteriores com semelhante metodologia (Ramos et al., 2015; Anami et al., 2016).

Para realização do presente estudo, as seções 4.1 e 4.2 foram realizadas, respectivamente, no Laboratório de Materiais Dentários do Centro Acadêmico de Odontologia de Amsterdam (ACTA), Amsterdam, Holanda e nos Laboratórios de Bioengenharia e de Pesquisa em Materiais Odontológicos e Prótese, do Instituto de Ciência e Tecnologia da UNESP, São José dos Campos, Brasil. Os materiais que foram utilizados no presente estudo encontram-se descritos no Quadro.

4.1 Influência da técnica de confecção de coroas sobre implante na sobrevivência à fadiga

4.1.1 Obtenção dos espécimes

Setenta e cinco (75) implantes cone-morse (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá, SP, Brasil) foram instalados em resina de poliuretano, um material validado para simular o tecido ósseo em estudos *in vitro* devido ao seu comportamento elástico e rigidez (Miyashiro et al., 2011). Para isso, a resina de poliuretano foi manipulada usando volume idêntico de base e catalisador homogeneizado em um recipiente de borracha. A mistura foi vertida sobre suporte cilíndrico de PVC (cloreto de polivinilo) com 25 mm de altura por 20 mm de diâmetro. Após a polimerização completa da resina, a superfície do poliuretano foi polida com papéis de carboneto de silício (P600 e P1200) sob resfriamento a água em uma máquina politriz (Buehler, Ecomet 250, Illinois, EUA).

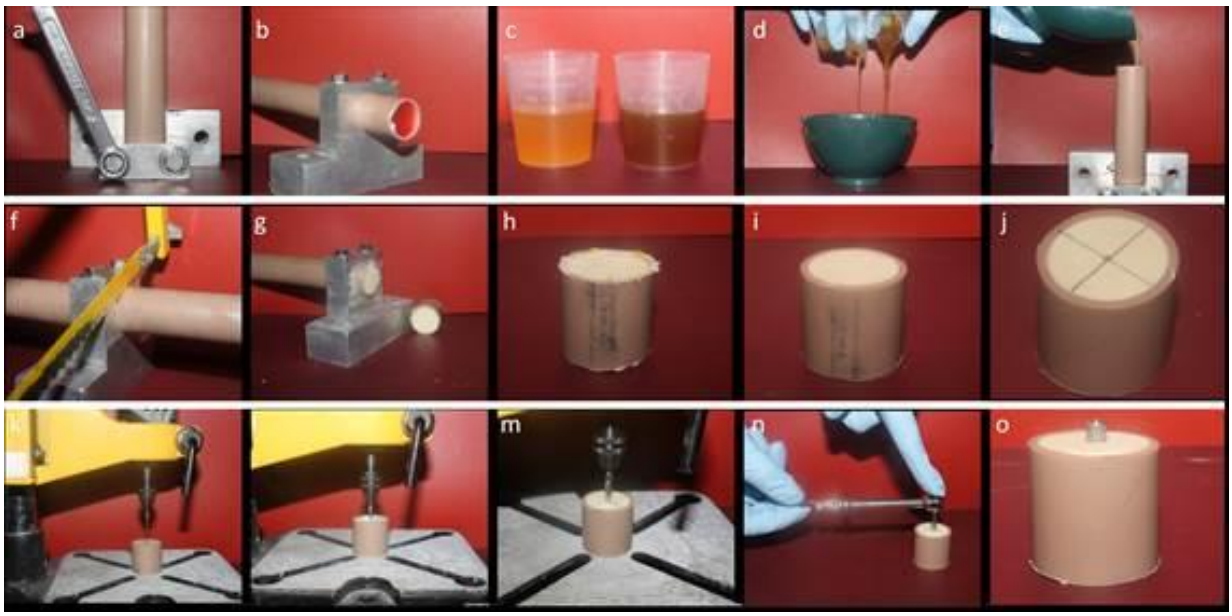
Quadro – Marcas comerciais, fabricantes e composição das cerâmicas utilizadas no presente estudo

Material	**Nome Comercial**	**Fabricante**
Implante	Implante modelo Flash	Conexão Sistemas de Prótese, Arujá, SP, Brazil
Parafuso de retenção do pilar	Parafuso protético	
Pilar de titânio	Base de titânio	
Cerâmica híbrida perfurada para mesoestrutura	Vita ENAMIC IS 14 mm	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha
Cerâmica híbrida perfurada para coroas parafusadas	Vita ENAMIC IS 16 mm	
Cerâmica híbrida para coroas cimentadas	Vita ENAMIC	
Borrachas de polimento	VITA ENAMIC Polishing Set technical	

Resina de poliuretano	F160	Axson, Cercy, França
Agente de cimentação	Panavia F 2.0	Kuraray, Tokyo, Japão
Sistema adesivo	Single Bond Universal	3M ESPE, Minnesota, EUA
Resina composta	Z350	
Silicone de condensação	Zetalabor	Zhermack, Rovigo, Itália
Primer para metal	Alloy Primer	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

Em seguida, foi utilizada uma sequência de broca cirúrgica, conforme indicação do fabricante (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá, SP, Brasil) para perfuração de um alvéolo cirúrgico sintético, perpendicular à superfície e centralizado no cilindro de poliuretano. Em cada cilindro, com o auxílio de uma chave de torque manual, os implantes (4,1 x 10 mm) foram instalados (40 N.Cm), mantendo 3 mm do implante exposto, seguindo a ISO 14801 para testes mecânicos de implantes dentários. A figura 1 apresenta as etapas de confecção dos cilindros em poliuretano.

Figura 1 - Confecção dos cilindros em poliuretano



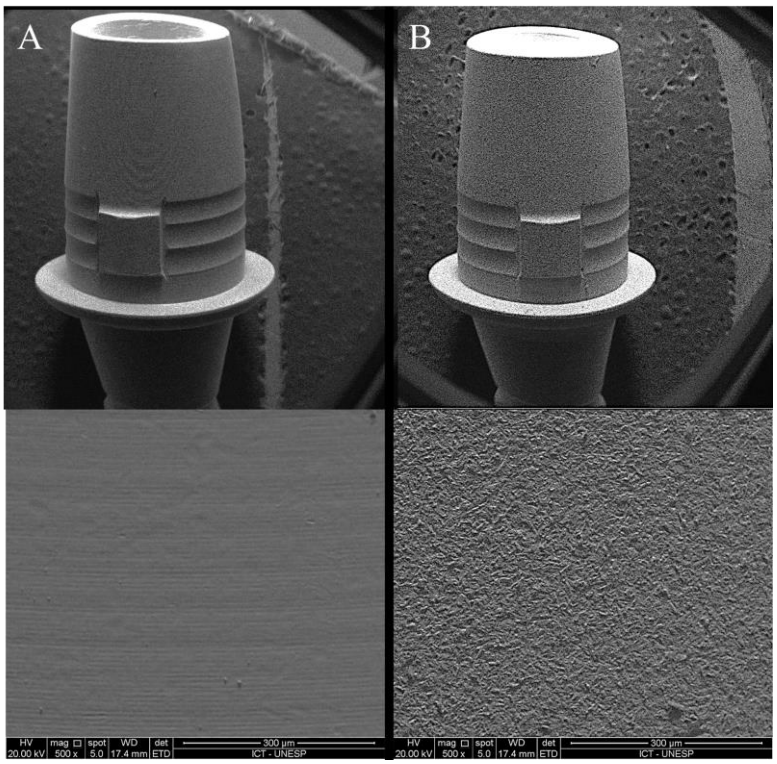
Legenda: A e B) Posicionamento do cano PVC para preenchimento com resina de poliuretano. C) Proporções da base e catalisador. D) Mistura das proporções. E) Inserção da resina de poliuretano no cano PVC. F-H) Corte do canos em cilindros de 25 mm de altura. I) Polimento da superfície da resina. J) Delineamento do ponto central do cilindro. K-M) Sequência de fresas utilizadas para instalação do implante. N) Aplicação do torque no implante. O) Implante instalado conforme a ISO 14801.
Fonte: Elaborada pelo autor.

4.1.2 Manipulação das bases de titânio

Para confecção de uma restauração sobre implante no fluxo digital e com pilares híbridos, a conexão protética é promovida pela base de titânio (Tibase). Para tanto, todos Tibases (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá, Brasil) foram jateados com partículas de óxido de alumínio de 50 μm (Al_2O_3) a uma pressão de 1,5 bar, utilizando um análogo de implante para auxiliar no manuseio laboratorial (Figura 2). Após, todas as peças foram limpas em banho ultrassônico (5 min com álcool isopropílico) e receberam uma camada de primer para metal (Alloy Primer, Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japão) por 60 s. Em seguida, as superfícies das bases de titânio foram secas suavemente por sopro de ar e os orifícios de acesso ao parafuso foram protegidos com uma fita

de Teflon. Uma fina camada de pó à base de dióxido de titânio (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) foi pulverizada em cada base de titânio previamente ao escaneamento (inEos Blue, inLab SW4.2, Sirona, Benshein, Alemanha) e confecção das restaurações. Os conjuntos foram divididos aleatoriamente em três grupos experimentais (n = 25), de acordo com a técnica de fabricação da prótese. Para todas as amostras o detalhe em alto relevo presente nas bases de titânio (antirotacional) foi mantido para vestibular.

Figura 2 - Base de titânio antes e após o jateamento com óxido de alumínio



Legenda: Microscopia em 500 X: A) Base de titânio antes do jateamento com óxido de alumínio . B) Base de titânio após o jateamento com óxido de alumínio.
Fonte: Elaborada pelo autor.

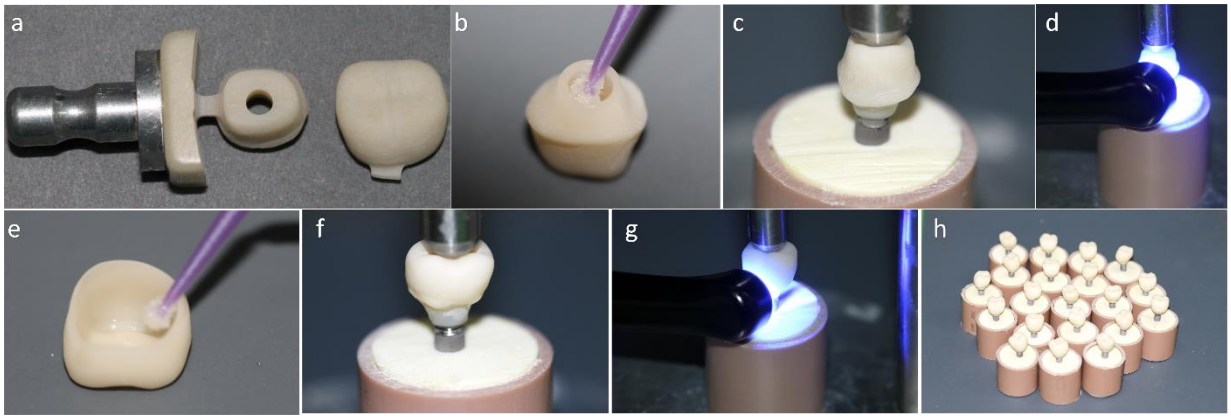
4.1.3 Confecção de coroas com *design* CME - Solução protética de duas peças composta por uma coroa cimentada sobre o pilar híbrido.

Nesta técnica, a primeira estrutura a ser fabricada é a mesoestrutura. Para isso, o software inLab (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha) foi utilizado para projetar a mesoestrutura e seu eixo de inserção. Os dados foram enviados para o equipamento Cerec inLab (5884742 D329, Sirona for Dental Systems) e 25 estruturas foram fresadas usando blocos Vita Enamic IS-14 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) que contém um orifício de acesso central. As mesoestruturas foram separadas dos blocos restantes com o auxílio de um disco de diamante e broca de diamante de grão fino sob irrigação abundante. Em seguida, as mesoestruturas foram polidas com borrachas rosa (10000 rpm) e cinza (8000 rpm) do kit de polimento da Vita Enamic (Vita Zahnfabrik) e limpos em banho ultrassônico (5 min em água destilada) para remover detritos das borrachas de polimento ou contaminantes da superfície que pudessem interferir no procedimento adesivo. Para completar o pilar híbrido (mesoestrutura + base de titânio), a superfície interna da mesoestrutura recebeu um agente de silano (Clearfill Ceramic Primer, Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japan) por 60 s. O cimento autocondicionante (Panavia F 2.0, Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japão) foi manipulado e aplicado no Tibase e na mesoestrutura, que foram mantidos em posição sob pressão de 750 g. O excesso de cimento foi removido com microbrush e fotopolimerizado (Valo, Ultradent Products, Utah, EUA) seguindo as instruções do fabricante. Os pilares híbridos foram instalados nos implantes com torque de 30 N.cm. Em seguida, as mesoestruturas foram escaneadas para preparações convencionais de coroa completa. Em seguida, foram projetadas vinte e cinco (25) coroas, fresadas em blocos Vita Enamic convencionais, polidas e cimentadas no pilar híbrido de forma semelhante ao descrito no item 4.1.2. Ambas as linhas de cimentação foram polidas com o kit de polimento da Vita Enamic (Vita Zahnfabrik) a 5000 rpm. A figura 3 resume o processo de confecção do grupo CME.

4.1.4 Confecção de coroas com *design* MC - Solução protética de peça única composta por uma coroa cimentada diretamente em uma base de titânio.

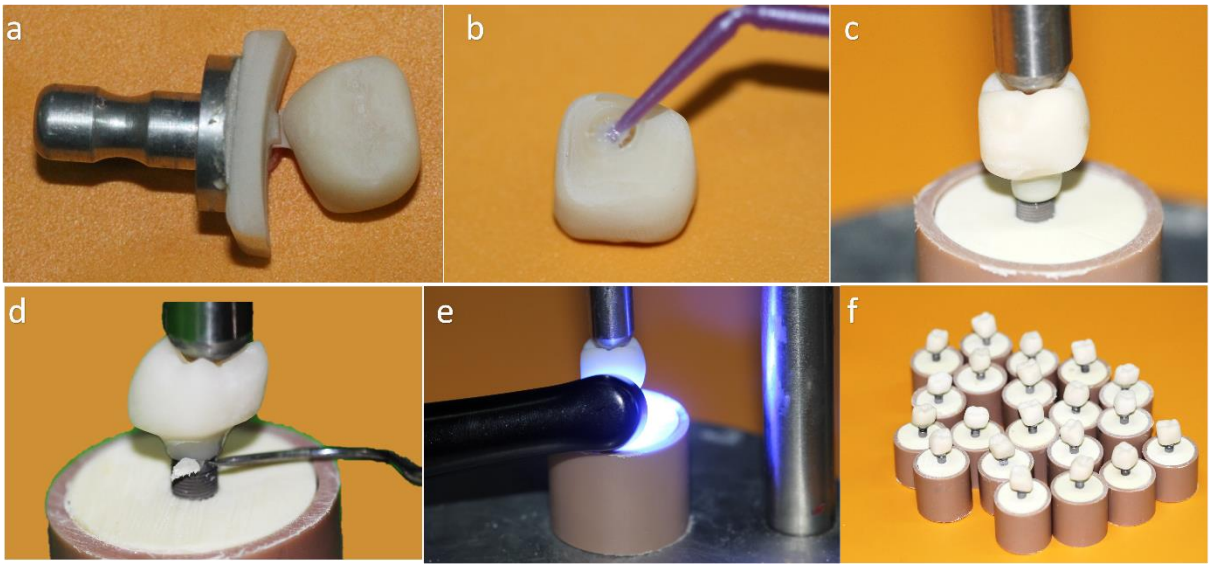
Nesta técnica, primeiro os Tibases foram instalados nos implantes com torque de 30 N.cm. Em seguida, as coroas foram projetadas, fresadas, polidas, limpas e cimentadas diretamente no Tibase como um pilar convencional de forma semelhante ao item 4.1.2. A linha de cimentação foi polida com o kit de polimento da Vita Enamic (Vita Zahnfabrik) a 5000 rpm. A figura 4 resume o processo de confecção do grupo MC.

Figura 3 - Confecção das restaurações com *design* CME



Legenda: A) Mesoestrutura usinada em bloco perfurado e coroa monolítica usinada em bloco convencional. B) Silanização da superfície interna da mesoestrutura. C) Cimentação da mesoestrutura sobre a base de titânio (Tibase) utilizando cimento resinoso autocondicionante. D) Fotoativação do cimento resinoso. E) Silanização da coroa. F) Cimentação da coroa sobre a mesoestrutura. G) Fotopolimerização. H) Coroas do grupo CME finalizadas.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 4 - Confecção das restaurações com *design* MC



Legenda: A) Coroa monolítica usinada em bloco convencional. B) Silanização da superfície interna da coroa. C) Cimentação da coroa sobre a base de titânio (Tibase) utilizando cimento resinoso autocondicionante. D) Remoção do excesso de cimento. E) Fotoativação do cimento resinoso. F) Coroas do grupo MC finalizadas.
Fonte: Elaborada pelo autor.

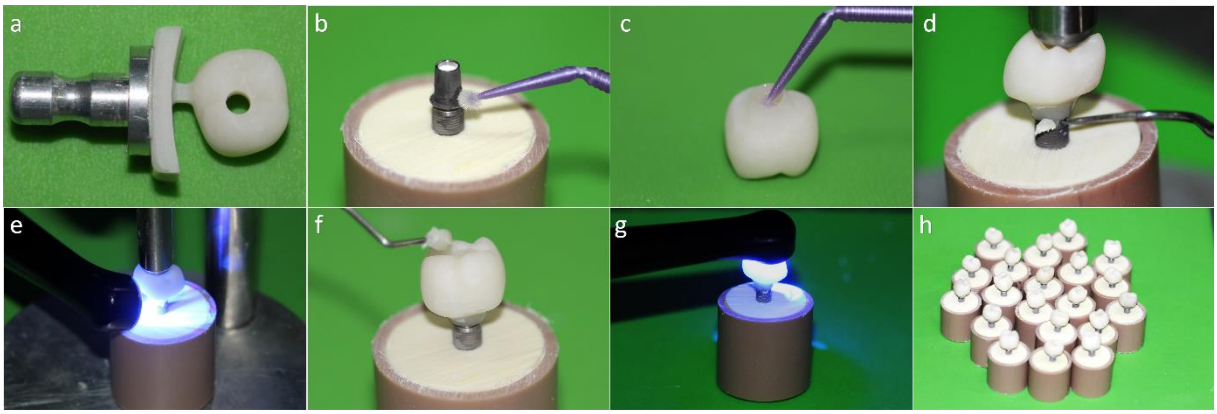
4.1.5 Confecção de coroas com *design* MP - Solução protética de peça única composta por uma coroa cimentada em um Tibase com orifício de acesso ao parafuso.

Para o grupo MP, as coroas foram fabricadas em peça única usando os blocos Vita Enamic IS-16 (Vita Zahnfabrik). As coroas com perfuração oclusal foram polidas, limpas e cimentadas nas bases de titânio. Através do orifício de acesso ao parafuso, os conjuntos (coroa e Tibase) foram posicionados nos implantes e com uma chave de torque manual fixados com 30 N.cm de torque. Para cada amostra, o orifício de acesso ao parafuso foi condicionado com ácido fluorídrico a 5% por 60 s, lavado com jato de água por 20 s e seco com jatos de ar. Em seguida, o agente adesivo foi aplicado e o acesso foi selado com resina

composta. A linha de cimentação e a interface de resina composta foram polidas com o kit de polimento Vita Enamic (Vita Zahnfabrik) a 5000 rpm.

Para todos os grupos, as coroas (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik) foram fabricadas com anatomia idêntica, espessura oclusal mínima de 1 mm, parede cervical de 0,8 mm ao redor da base, terminal cervical de 0,4 mm e espaço de 80 µm para a camada de cimento. Esses parâmetros foram inseridos no software CAD. A figura 5 resume o processo de confecção do grupo MP.

Figura 5 - Confecção das restaurações com *design* MP



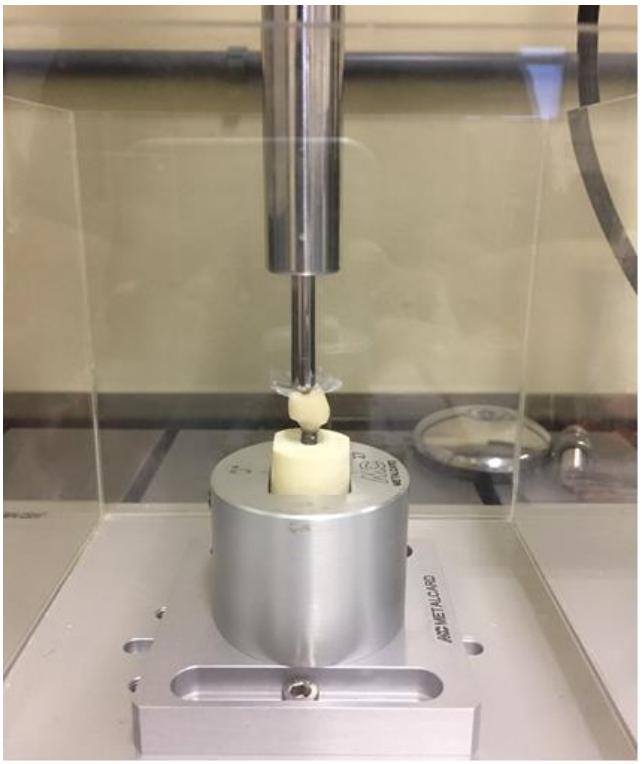
Legenda: A) Coroa monolítica usinada em bloco perfurado. B) Tratamento superficial do Tibase com *primer* para metal. C) Silanização da superfície interna da coroa perfurada. D) Cimentação da coroa sobre a base de titânio seguida da remoção dos excessos de cimento resinoso. E) Fotoativação do cimento resinoso. E) Obturação do orifício de acesso ao parafuso entre Tibase e impante. G) Fotoativação da resina composta. H) Coroas do grupo MP finalizadas.
Fonte: Elaborada pelo autor.

4.1.6 Teste de sobrevivência à fadiga

As amostras foram armazenadas em água destilada por um período de 24 h antes do teste de fadiga. Cinco amostras de cada grupo foram submetidas ao teste de carga máxima para fratura (SLF) em uma máquina de teste universal (EMIC DL 1000, EMIC, São José dos Pinhais, PR; 1 mm/min, 1000 kgf). A

partir do valor médio da carga (1200 N), foi determinado o perfil de fadiga utilizado no teste gradual. Vinte (20) amostras de cada grupo foram testadas até a falha em uma máquina de fadiga adaptada (Fatigue Tester, ACTA, Holanda). O carregamento no teste de fadiga foi aplicado (6 mm de diâmetro, aço inoxidável, água, 25 ° C, 1,4 Hz) na fossa central simultaneamente em três pontos equidistantes (de Kok et al., 2015; Ramos et al., 2015). O teste começou com 300 N durante 5000 ciclos (40% do SLF). E após cada etapa de 20.000 ciclos, a carga foi aumentada (Anami et al., 2016) em 50 N até a carga máxima de 1200 N e 350.000 ciclos. Os espécimes foram verificados com iluminação externa e lupa de 7.5x quanto a trincas e/ou fraturas em cada etapa (Figura 6).

Figura 6 - Ensaio de fadiga dos espécimes sob carga axial



Legenda: Amostra posicionada em máquina de ensaio cíclico para realização do teste de sobrevivência.
Fonte: Elaborada pelo autor.

4.1.7 Análise do modo de falha

As falhas foram classificadas de acordo com os padrões obtidos após o teste de fadiga (Ramos et al., 2015). Para determinar metodologicamente as características da fratura, os fragmentos cerâmicos foram avaliados para identificar a direção da propagação da trinca e a localização da origem (Ramos et al., 2015; Anami et al., 2016; Bottino et al., 2016) com o auxílio de estereomicroscópio (Stereo Discovery.V20, Carl Zeiss, LLC, EUA). Para isso, as regiões de interesse foram divididas em quadrantes e as amostras representativas foram submetidas à fotomicrografias de maior magnificação em cada uma dessas regiões por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Para isso, as amostras foram limpas em banho ultrassônico com álcool isopropílico por 10 min, secas, metalizadas e analisadas em microscopia eletrônica de varredura (MEV; Evo LS15; Oberkochen; Carl Zeiss, Alemanha). As micrografias foram mescladas para permitir a visão geral da análise fractográfica das coroas.

4.2 Análise não linear por elementos finitos de coroas sobre implante confeccionadas por diferentes técnicas

4.2.1 Pré-processamento

Os desenhos industriais tridimensionais (3D) do implante, Tibase e parafuso protético foram fornecidos pelo fabricante (Conexão Sistemas de

Prótese, Arujá, Brasil) em arquivos estereolitográficos (STL). Esses arquivos foram importados e modelados no *software* CAD (Rhinoceros version 5.0 SR8, McNeel North America, Seattle, WA, USA). Em seguida, através da engenharia reversa automática, os modelos poligonais foram convertidos em modelos 3D formados por NURBS. Em sequência, foi criado um cilindro correspondente ao cilindro utilizado no ensaio *in vitro* (20 x 25 mm).

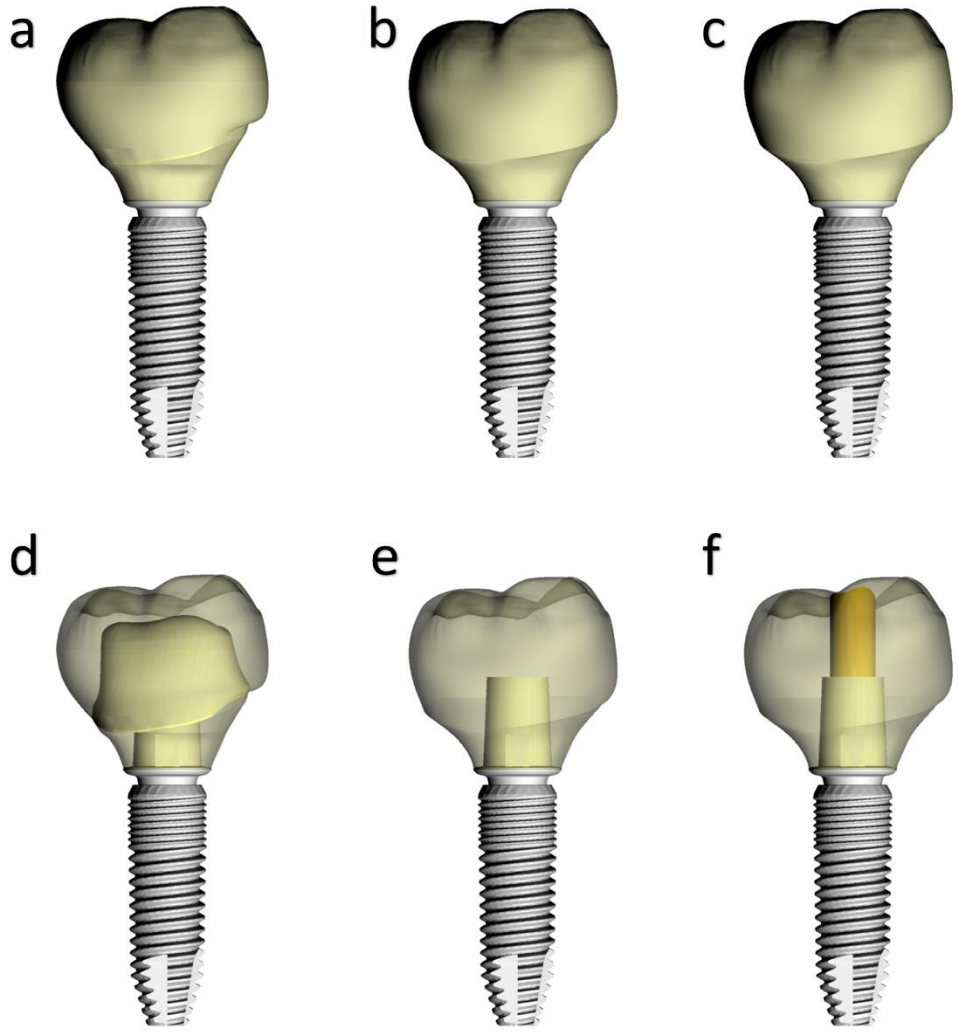
O implante foi então centralizado perpendicularmente ao cilindro, contendo 3 mm de rosca exposta. Uma diferença booleana foi usada para garantir a justaposição entre essas estruturas. O modelo finalizado como um sólido volumétrico contendo implante, Tibase, parafuso e cilindro de fixação foi triplicado para obter três modelos com geometrias idênticas.

Uma amostra de cada grupo in vitro foi digitalizada e exportada no formato STL. Os modelos 3D das coroas foram submetidos ao protocolo BioCad (Kemmoku et al., 2010) para realizar um modelo volumétrico cuja geometria correspondia exatamente às amostras *in vitro*. Esse mesmo procedimento foi repetido para criar o modelo 3D da mesoestrutura. Todas as camadas de cimento foram padronizadas com 80 µm. A Figura 7 apresenta as estruturas dos modelos 3D utilizados neste estudo.

Para uma análise estrutural estática, os modelos foram verificados e importados como arquivo STEP para o *software* de análise (ANSYS 17.2, ANSYS Inc., Houston, TX, EUA). As informações mecânicas de cada material foram inserida para cada componente sólido em comportamento isotrópico e homogêneo (Tabela 1). Os contatos foram considerados não lineares, contendo atrito de 0,30 µ entre as estruturas em titânio (Alkan et al., 2004). O número de faces tangentes entre os sólidos foi equivalente para auxiliar a convergência da análise. Através de uma criação automática, uma malha inicial com elementos tetraédricos foi criada; e, a ausência de malha definida como obsoleta pelo *software* foi verificada antes do refinamento final da malha. O teste de

convergência de 10% foi utilizado para determinar o controle de malha para garantir a menor influência possível nos resultados do cálculo matemático (Melo Filho et al., 2019; Tribst 2019b).

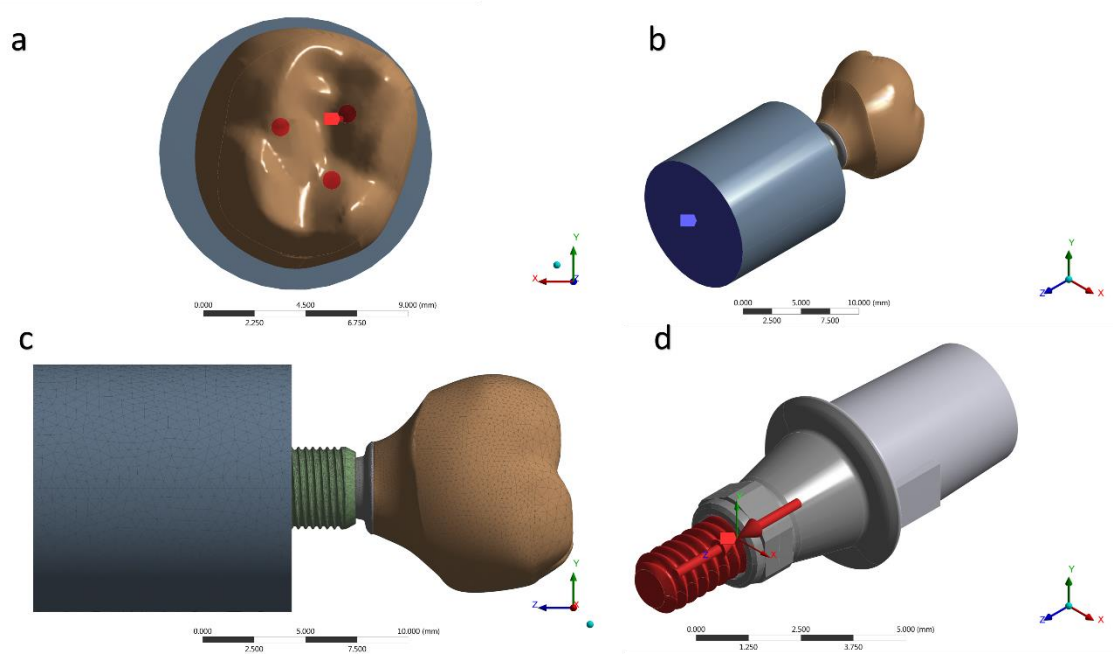
Figura 7 - Modelo tridimensional dos grupos em estudo



Legenda: Distribuição dos grupos (a-f). a-c) Todos os grupos apresentam geometria externa similar. Por transparecia da coroa é possível observar a diferença dos grupos, sendo que: d) O modelo CME é composto por uma mesoestrutura cimentada na base de titânio (pilar híbrido); e uma coroa de cerâmica cimentada sobre ela. e) O modelo MP apresenta uma solução protética de peça única (uma coroa completa sem orifício de acesso ao parafuso) que foi cimentada no Tibase parafusado no implante. E f) O modelo MC recebeu uma coroa de cerâmica com um orifício de acesso ao parafuso e vedação de resina composta seguindo a configuração *in vitro*.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Durante as definições de contorno (Figura 8), o carregamento foi realizado na região oclusal da coroa. O local de fixação foi definido sob a superfície do cilindro de poliuretano, simulando o suporte da amostra em um plano. A carga aplicada foi de 900 N no eixo Z (Tribst et al., 2018c). Também foi aplicada uma pré-tensão com 30 N.Cm simulando o torque durante o aperto protético do parafuso (Tribst et al., 2018b). A contração de polimerização da resina composta para vedar o orifício de acesso ao parafuso no grupo MC foi simulado simultaneamente na análise utilizando a analogia térmica (Correia et al., 2018).

Figura 8 - Condições aplicadas à análise dos elementos finitos



Legenda: A) Carregamento oclusal. B) Fixação do sistema. C) Malha gerada. D) Pré-tensão de 30 N.Cm simulando o torque do parafuso.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 1. Propriedades mecânicas dos materiais utilizados neste estudo

Material	Módulo elástico (GPa)	Coeficiente de Poisson	Referência
Titânio	110	0,33	Benzing et al., 1995
PIC	30	0,28	Ramos et al., 2016
Poliuretano	3,6	0,3	Souza et al., 2015
Cimento resinoso	18,3	0,3	Singh et al., 2015

Fonte: Elaborada pelo autor.

4.2.2 Solução

4.2.3 Pós-processamento

As soluções foram obtidas, para cada grupo, em deformação total, tensão de von-Misses, tensão máxima principal e microdeformação. Os resultados foram apresentados em uma escala idêntica de valores para comparação visual, e os valores absolutos foram plotados em gráficos para análise quantitativa dos picos.

4.3 Análises dos dados

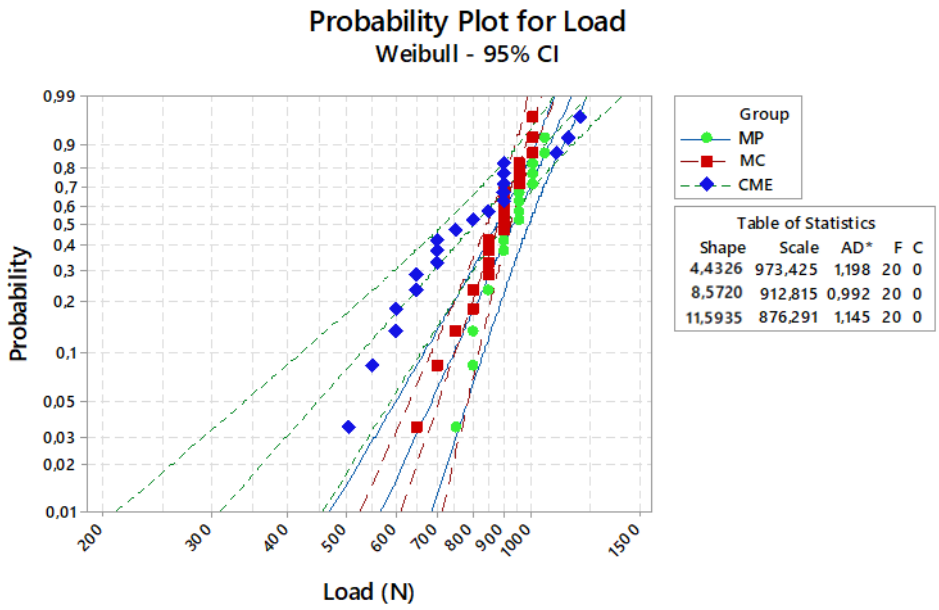
Os dados de sobrevivência foram analisados estatisticamente pelos testes de Kaplan-Meier e Mantel-Cox (teste Log Rank) (Bewick et al., 2004). A análise de distribuição e confiabilidade dos dados foi avaliada pela análise Weibull associada a dois parâmetros: η (eta) e β (beta), mostrando a distribuição de probabilidade do material falhar em um determinado tempo de fadiga usando *software* estatístico (Minitab 16.1.0, State College, Pensilvânia, EUA), com intervalo de confiança de 95% (Melo Filho et al., 2019). Os resultados obtidos na análise de elementos finitos foram expostos e avaliados descritivamente através de gráficos coloridos correspondentes à concentração de tensão.

5 RESULTADOS

5.1 Influência da técnica de confecção de coroas sobre implante na sobrevivência à fadiga

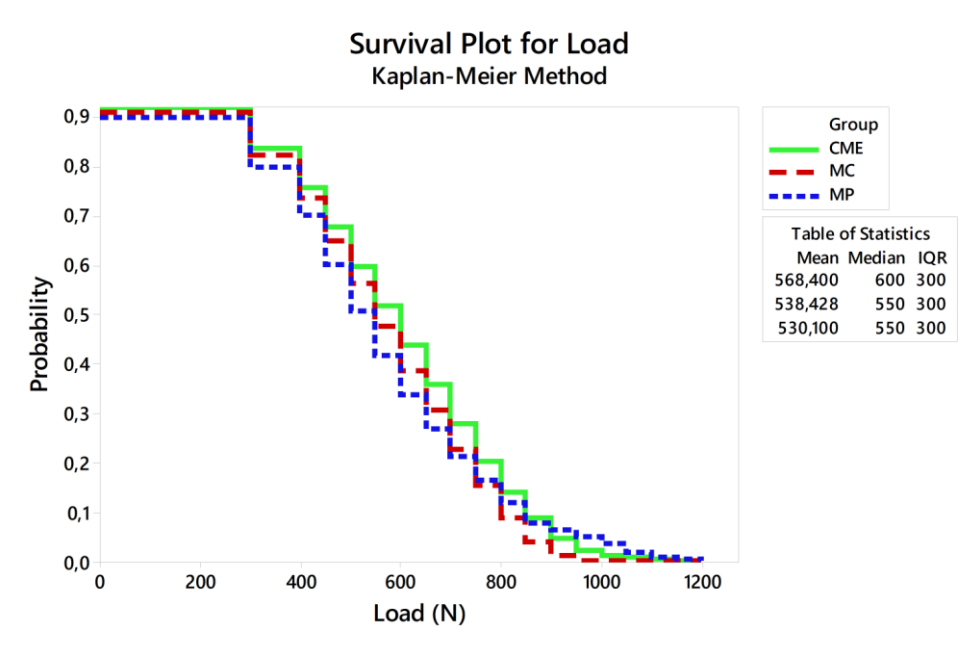
A análise de Weibull mostrou diferença entre os valores médios da resistência característica de acordo com os grupos (Tabela 2). Os gráficos de probabilidade Weibull *versus* intervalo de carga durante o teste de fadiga estão presentes na Figura 9. Log-Rank (p = 0,17) e Willcoxon (p = 0,11) revelaram probabilidade de sobrevivência semelhante entre as técnicas de fabricação em 300N e 900 N. No entanto, aos 600 N, o grupo MP apresentou maior probabilidade de sobrevivência (Figura 10) que o grupo MC; enquanto que o grupo CME apresentou comportamento intermediário (Tabela 2). Independentemente da sobrevida e força característica semelhantes entre CME e MP, a MP apresentou menor variação de dados, sendo a técnica mais confiável (Tabela 3).

Figura 9 - Gráficos de probabilidade Weibull



Legenda: Gráficos de probabilidade Weibull *versus* número de ciclos relatados na falha da amostra durante o teste de fadiga.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 10 - Gráficos de sobrevivência de Kaplan-Meier



Legenda: Gráficos de probabilidade Weibull *versus* número de ciclos relatados na falha da amostra durante o teste de fadiga.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 2 - Sobrevivência das coroas em fadiga. Letras semelhantes indicam ausência de diferença estatística entre os grupos na mesma linha

Sobrevivência (%)		MP	MC	CME
300 N	Limite superior	88	87	85
	Média	84^{A}	82^{A}	80^{A}
	Limite inferior	79	77	74
600 N	Limite superior	50	36	40
	Média	44^{A}	30^{B}	33^{AB}
	Limite inferior	37	24	27
900 N	Limite superior	7	6	9
	Média	5^{A}	1^{A}	6^{A}
	Limite inferior	2	0.5	3

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 3 - Módulo Weibull (*m*), força característica (σ) e intervalos de confiança. As diferenças estatísticas foram determinadas com base no intervalo de confiança (IC)

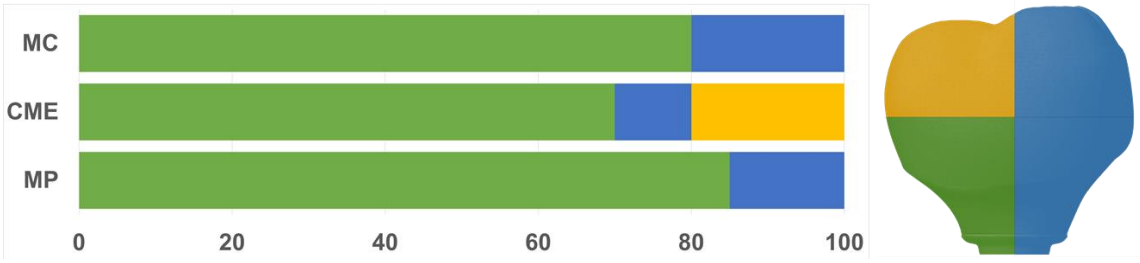
Grupos	***m* (CI)**	**σ (CI)**
MC	8,5 (6,2 – 11,6)	912,8 (877,2 – 949,8)
MP	4,4 (3,2 – 6,1)	973,4 (921,9 – 1027,7)
CME	11,6 (8,1 – 16,4)	876,3 (789,1 – 973,1)

Fonte: Elaborada pelo autor.

Todos os grupos apresentaram trincas, facetas de desgaste e fraturas catastróficas (Figura 11). Para o grupo MP, 15% das amostras apresentaram fratura catastrófica em duas ou mais peças e 85% das amostras apresentaram falha de lascamento no perfil de emergência da coroa. Para o grupo MC, 20% das amostras apresentaram fratura catastrófica em duas ou mais peças e 80% das

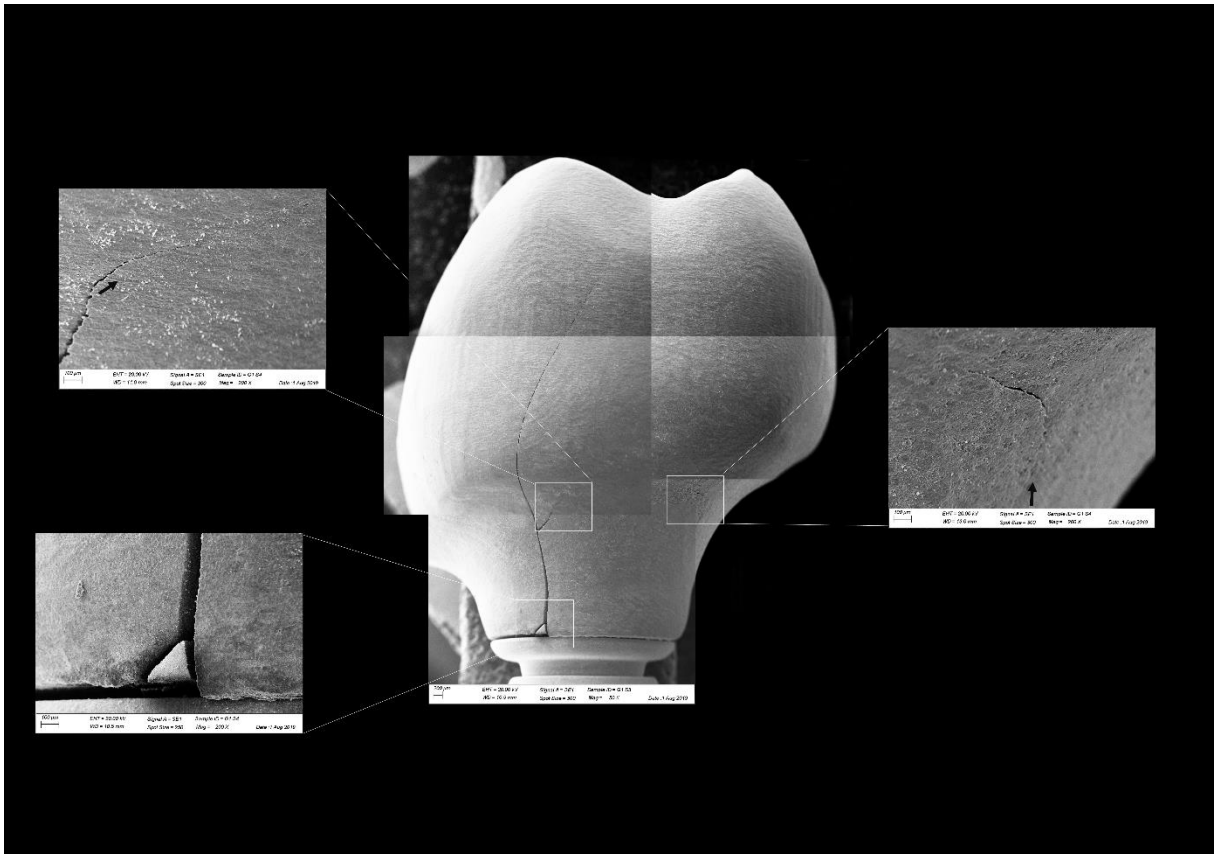
amostras apresentaram falha de lascamento no perfil de emergência da coroa. Para o CME, 20% das amostras apresentaram fraturas apenas na coroa expondo a mesoestrutura, 10% das amostras falharam como uma fratura catastrófica com a trinca envolvendo coroa e mesoestrutura e 70% das amostras falharam no perfil de emergência sem envolver a coroa. Para MC e MP, a análise fractográfica mostrou que a falha foi originada na área cervical, propagando-se para o topo da restauração, confirmada pelas características da fratura (Fig. 12-16). Para o CME, nas amostras com fratura restrita apenas na coroa, as características das fraturas sugeriram a direção de propagação da trinca da margem cervical da coroa para a oclusal, com vários eventos secundários na superfície oclusal.

Figura 11 - Análise das falhas em %



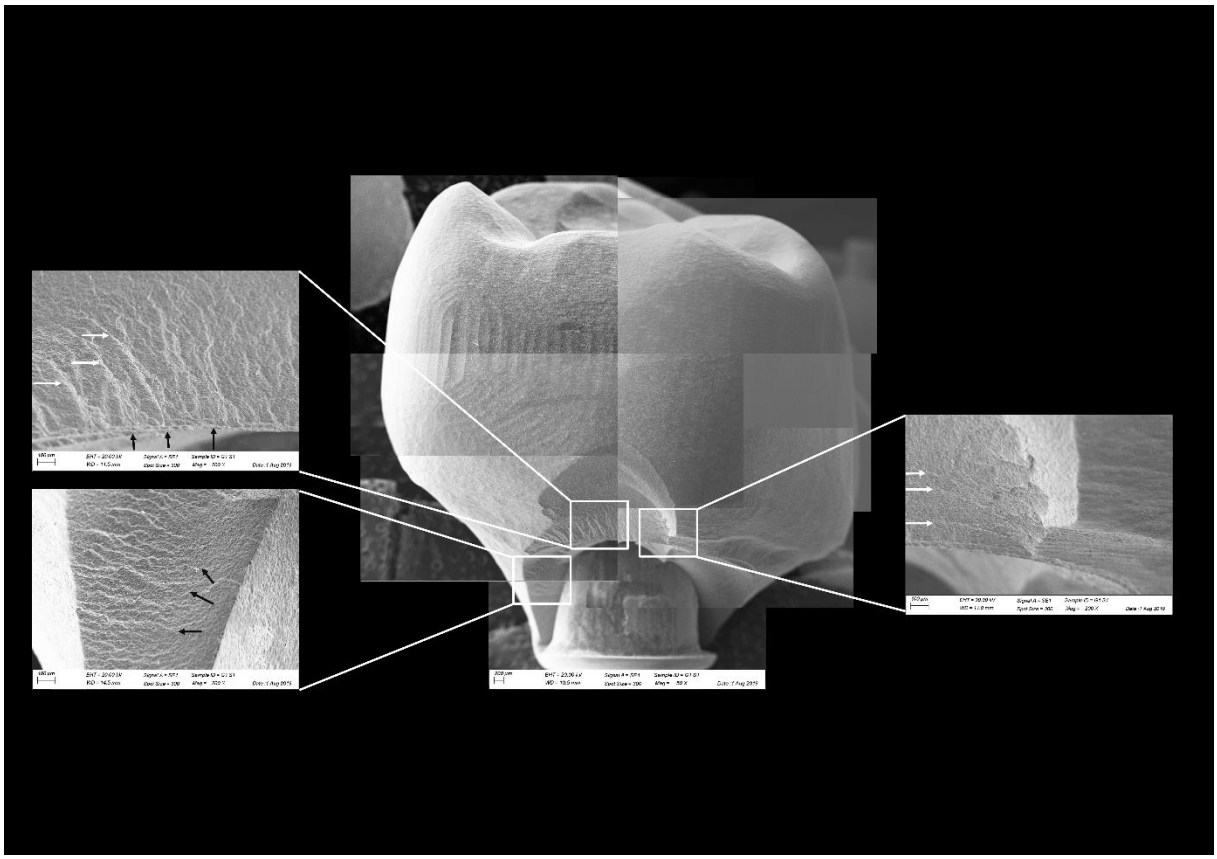
Legenda: Análise quantitativa das falhas observadas. Em verde, falhas abrangendo a região cervical da coroa. Em amarelo, falhas na coroa com exposição da mesoestrutura. Em azul, falha catastrófica.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 12 - Análise fractográfica de espécime representativo do grupo MC



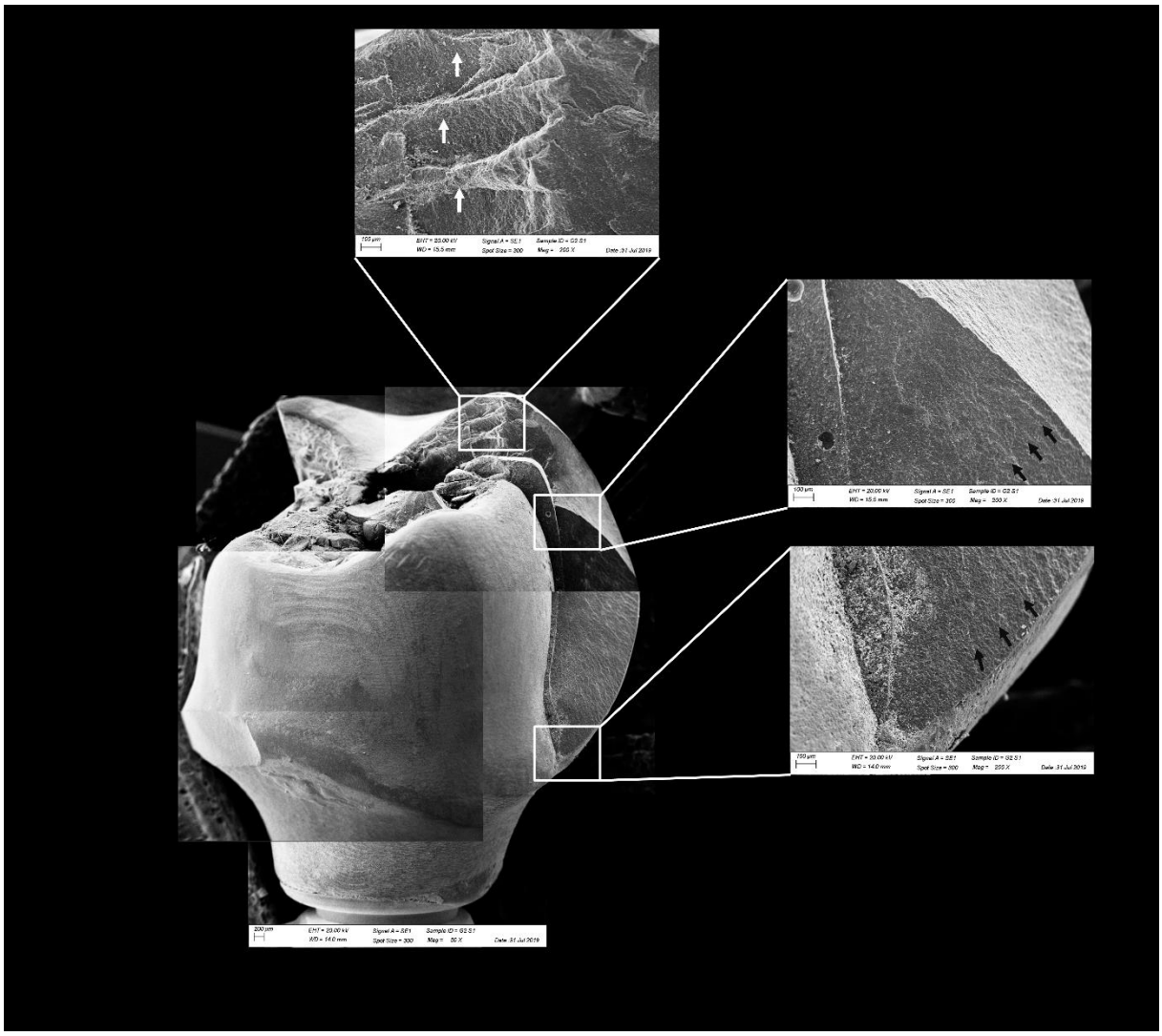
Legenda: Análise fractográfica de uma amostra representativa do grupo MC. A falha teve origem na região cervical e propagou-se (setas pretas) para a oclusal da restauração sem separação das partes fraturadas.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 13 - Análise fractográfica de espécime representativo do grupo MP



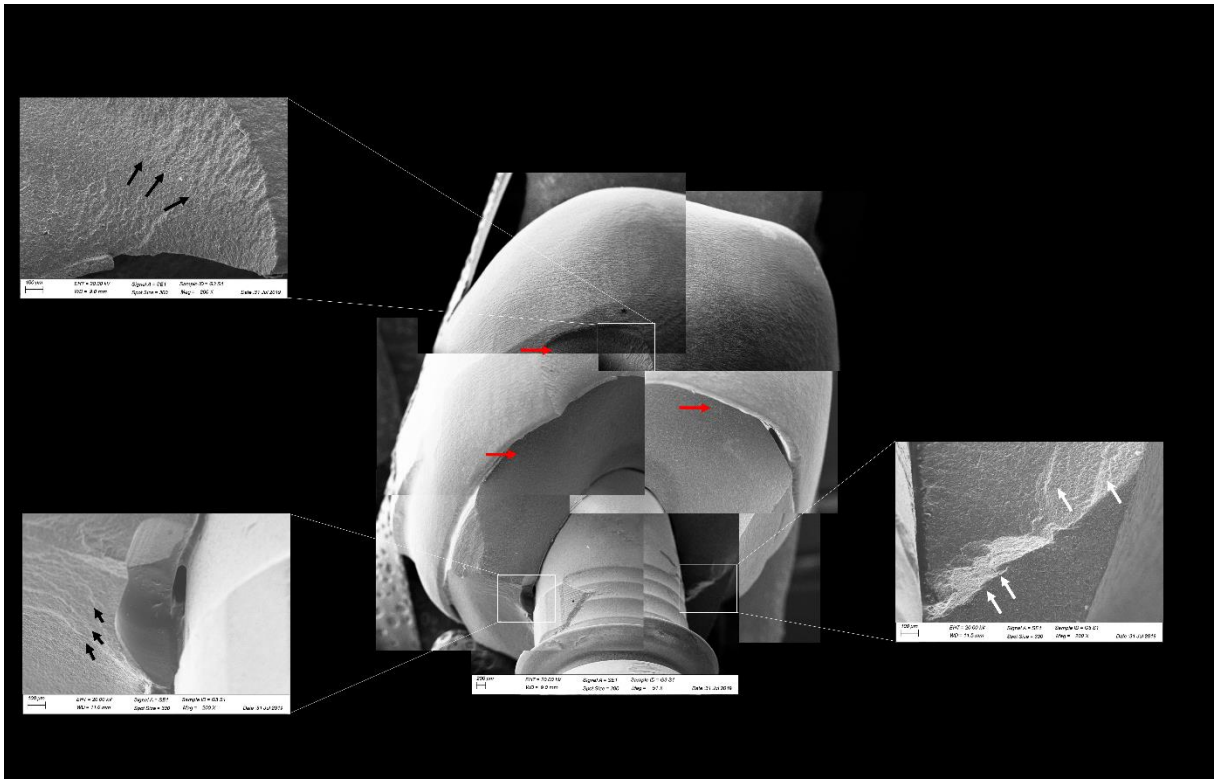
Legenda: Análise fractográfica de uma amostra representativa do grupo MP. A falha teve origem na região cervical e se propagou para a oclusal da restauração. As setas brancas indicam *hackle lines* e as setas pretas indicam as marcas de *twist hackle*.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 14 - Análise fractográfica de espécime representativo do grupo CME



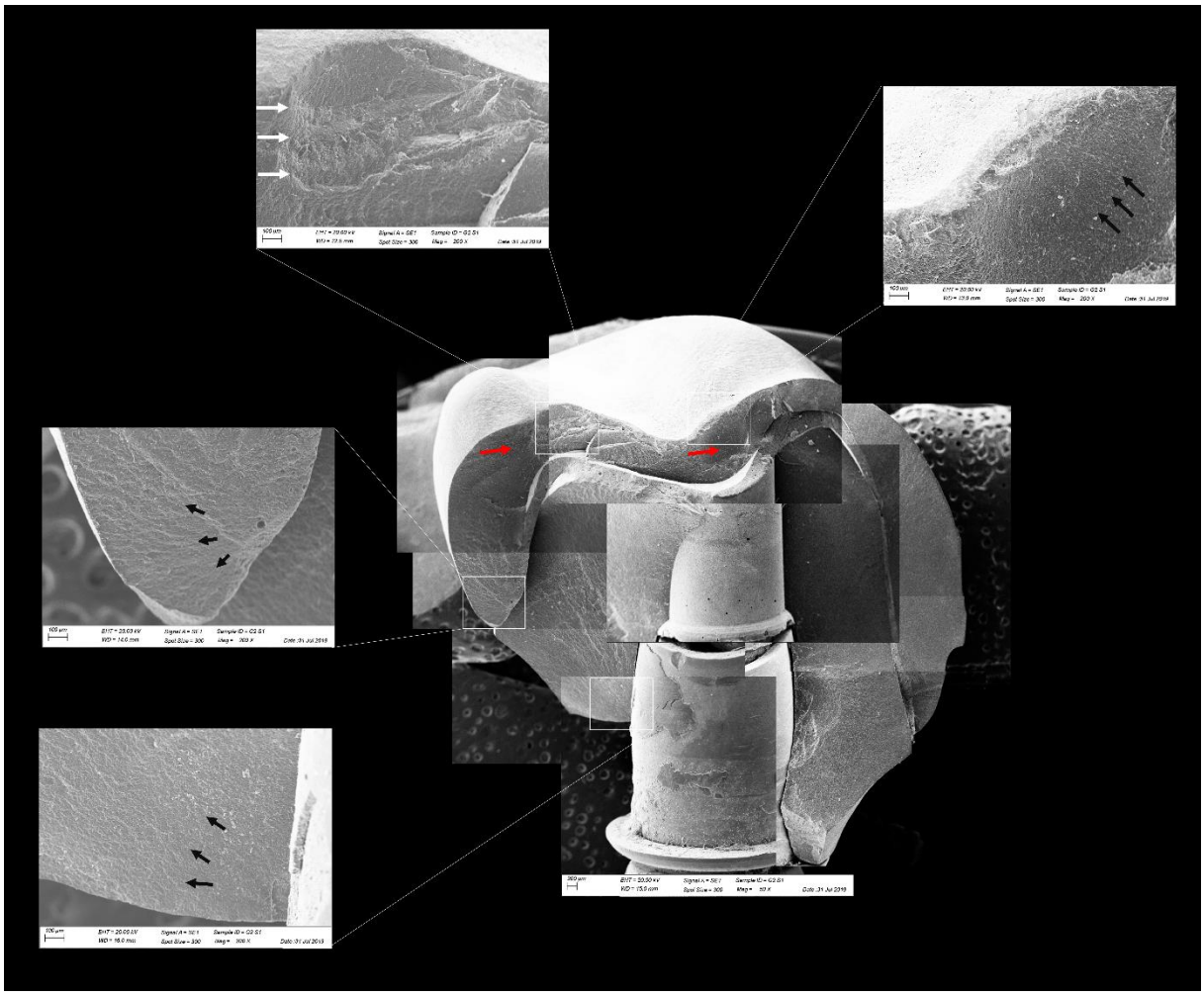
Legenda: Análise fractográfica de uma amostra representativa do grupo CME. A coroa falhou sem o envolvimento da mesoestrutura. As setas brancas indicam *arrest lines* e as setas pretas indicam as *hackle lines.*
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 15 - Análise fractográfica do grupo CME



Legenda: Análise fractográfica de uma amostra representativa do grupo CME. A mesoestrutura falhou sem o envolvimento da coroa. As setas pretas indicam as *hackle lines*, as setas brancas indicam *arrest lines* e as setas vermelhas indicam *compression curl*.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 16 - Análise fractográfica do grupo CME



Legenda: Análise fractográfica de uma amostra representativa do grupo CME. A falha teve origem na região cervical e se propagou para o topo da restauração. As setas pretas indicam as *hackle lines*, as setas brancas indicam as *arrest lines* e as setas vermelhas indicam *compression curl*.
Fonte: Elaborada pelo autor.

5.2 Análise não linear por elementos finitos de coroas sobre implante confeccionadas por diferentes técnicas

Inicialmente para observar a coerência dos contatos usados e validade da simulação, o resultado de deformação total foi calculado demonstrando tendência de movimento semelhante entre os grupos com envolvimento de todas as estruturas tridimensionais envolvidas na dissipação da resposta mecânica (Figura 17). Assumindo o critério de falha de von-Mises (Figura 18), que demonstra a tensão resultante total nas estruturas envolvidas, é possível observar que a região cervical foi a mais envolvida independente da geometria da coroa, sendo que o selamento de resina composta do grupo MP apresenta uma nova área de tensão concentrada assim como a camada de cimento entre coroa e mesoestrutura para o grupo CME. Para separar a tensão calculada em tração e compressão, foram calculados os resultados de Tensão Máxima Principal (Figura 19) e Tensão Mínima Principal (Figura 18) respectivamente. A região vermelha na figura 19 demonstra que a tração está concentrada na região cervical do pilar e coroa enquanto que a figura 20 demonstra que as áreas azuis de compressão ocorrem principalmente no implante.

Para evidenciar possíveis falhas nas estruturas metálicas: implante, Tibase e parafuso, o resultado de von-Mises foi calculado para essas estruturas isoladas também (Figura 21), não demonstrando diferença visual entre os grupos.

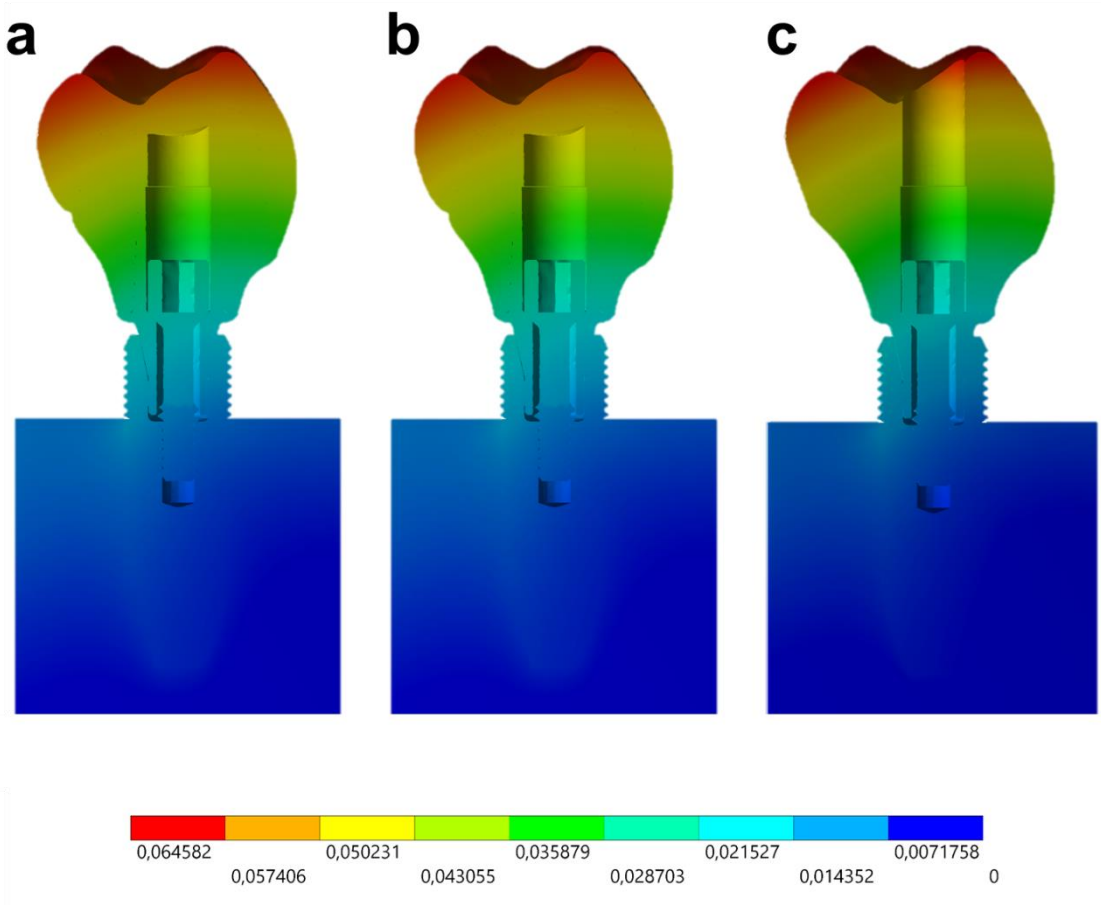
O critério de análise para o tecido de suporte foi em microdeformação, não evidenciando diferença entre os grupos também (Figura 22).

Para as estruturas feitas com Vita Enamic, os resultados de Tensão Máxima Principal foram calculados isoladamente para evidenciar falhas que ocorram por tração (Figura 23). Ao observar a concentração de tensão na coroa, a simulação numérica mostrou um comportamento mecânico muito semelhante

entre os grupos testados (Figuras 23); com maior concentração de tensão de tração na região cervical do perfil de emergência da coroa. O CME também apresentou concentração de tensões na superfície interna da coroa (Figura 23), compatível com o modo de falha de 20% das amostras durante o teste *in vitro*. E as amostras MP apresentaram alta concentração de tensões na resina composta usada para selar o orifício de acesso ao parafuso (Figuras 18,19 e 23).

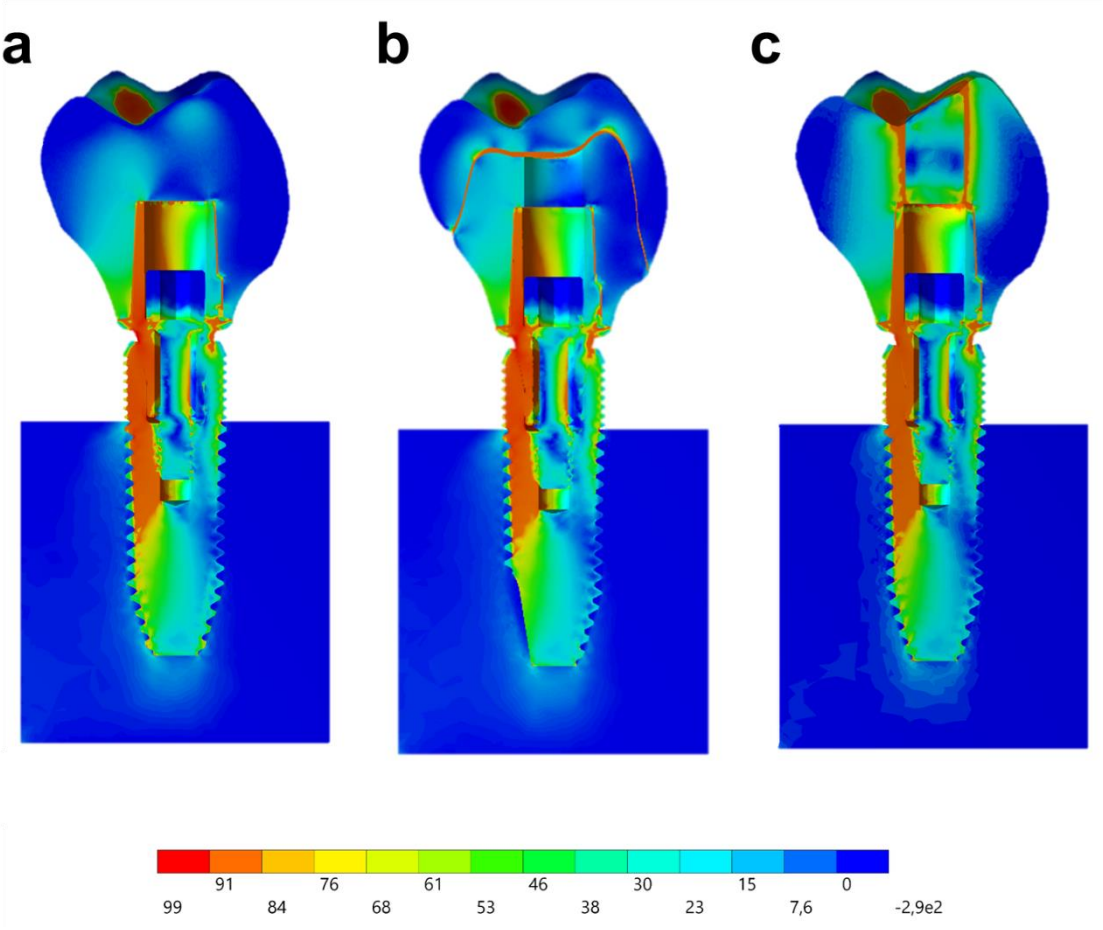
Os picos de tensão corroboram com os mapas colorimétricos dos resultados, não permitindo assumir diferença significativa entre os grupos. Os dados de MPa calculados para cada um dos nós da região cervical da coroa de cada um dos grupos foram exportados e plotados em histograma para evidenciar a concentração pelo pela amplitude de variação nessa região. Também não foi possível observar diferença entre os grupos (Figura 24 e 25).

Figura 17 - Resultados de Deformação Total



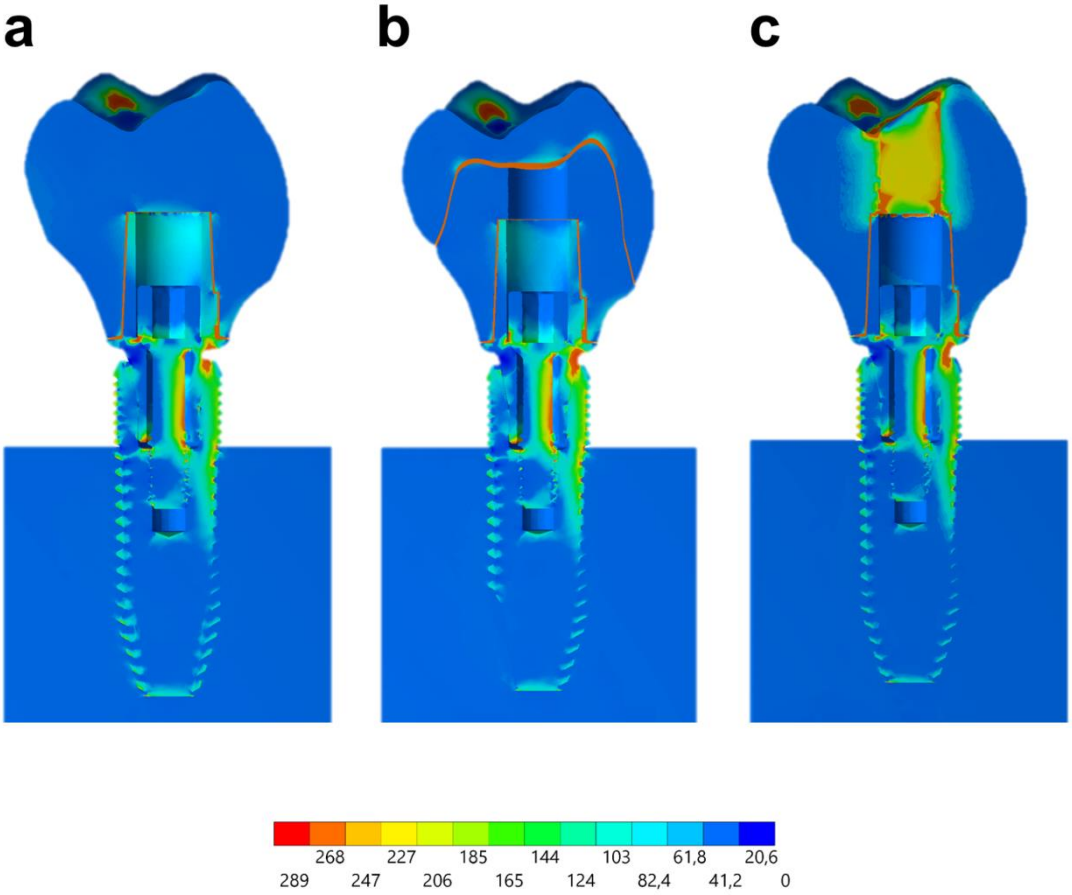
Legenda: Distribuição de tensões avaliada pelo critério de deformação total na restauração de acordo com o *design* da restauração. A) MC, B) CME e C) MP.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 18 - Resultados de Tensão de von-Mises



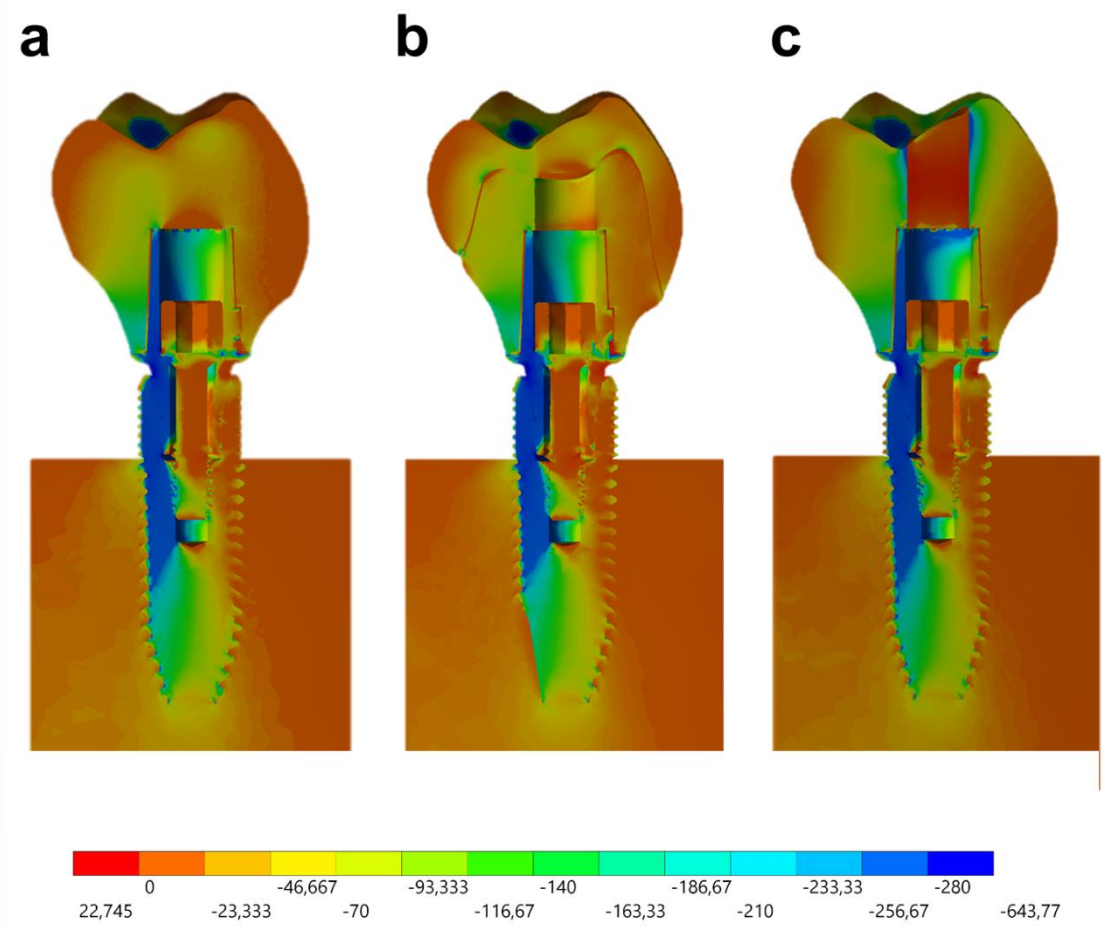
Legenda: Distribuição de tensões avaliada pelo critério de von-Mises de acordo com o *design* da restauração. A) MC, B) CME e C) MP.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 19 - Resultados de Tensão Máxima Principal



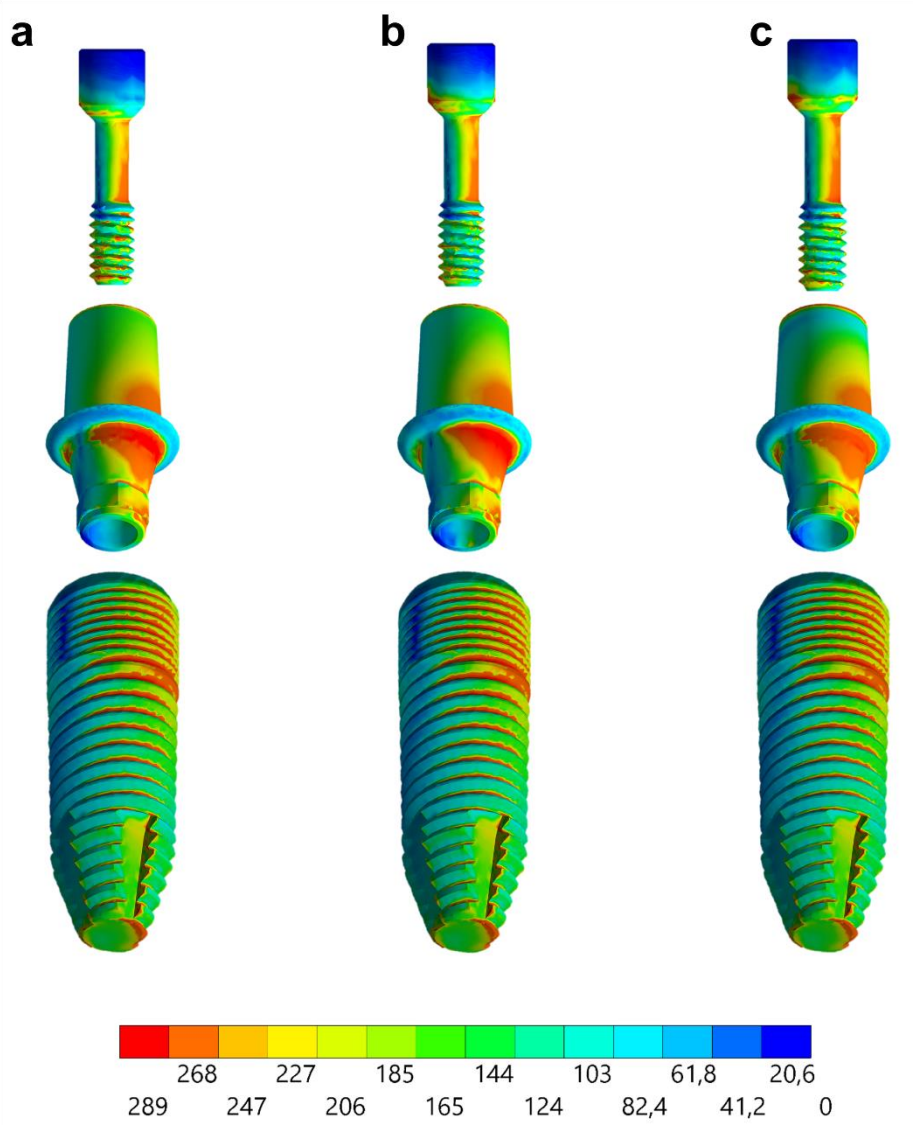
Legenda: Distribuição de tensões avaliada pelo critério de tensão máxima principal de acordo com o *design* da restauração. A) MC, B) CME e C) MP.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 20 - Resultados de Tensão Mínima Principal



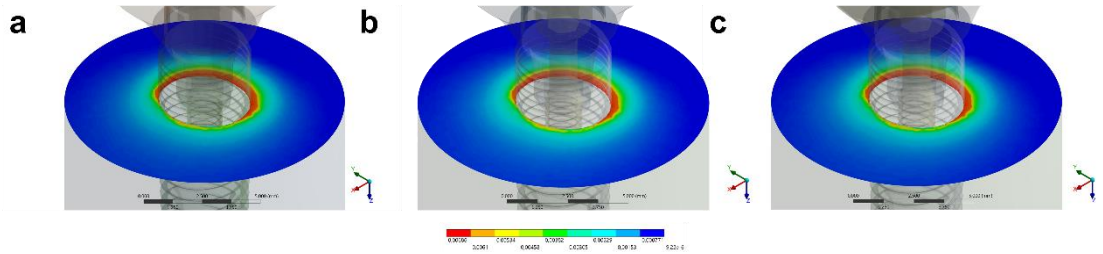
Legenda: Distribuição de tensões avaliada pelo critério de tensão mínima principal de acordo com o *design* da restauração. A) MC, B) CME e C) MP.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 21 - Resultados de Tensão de von-Mises



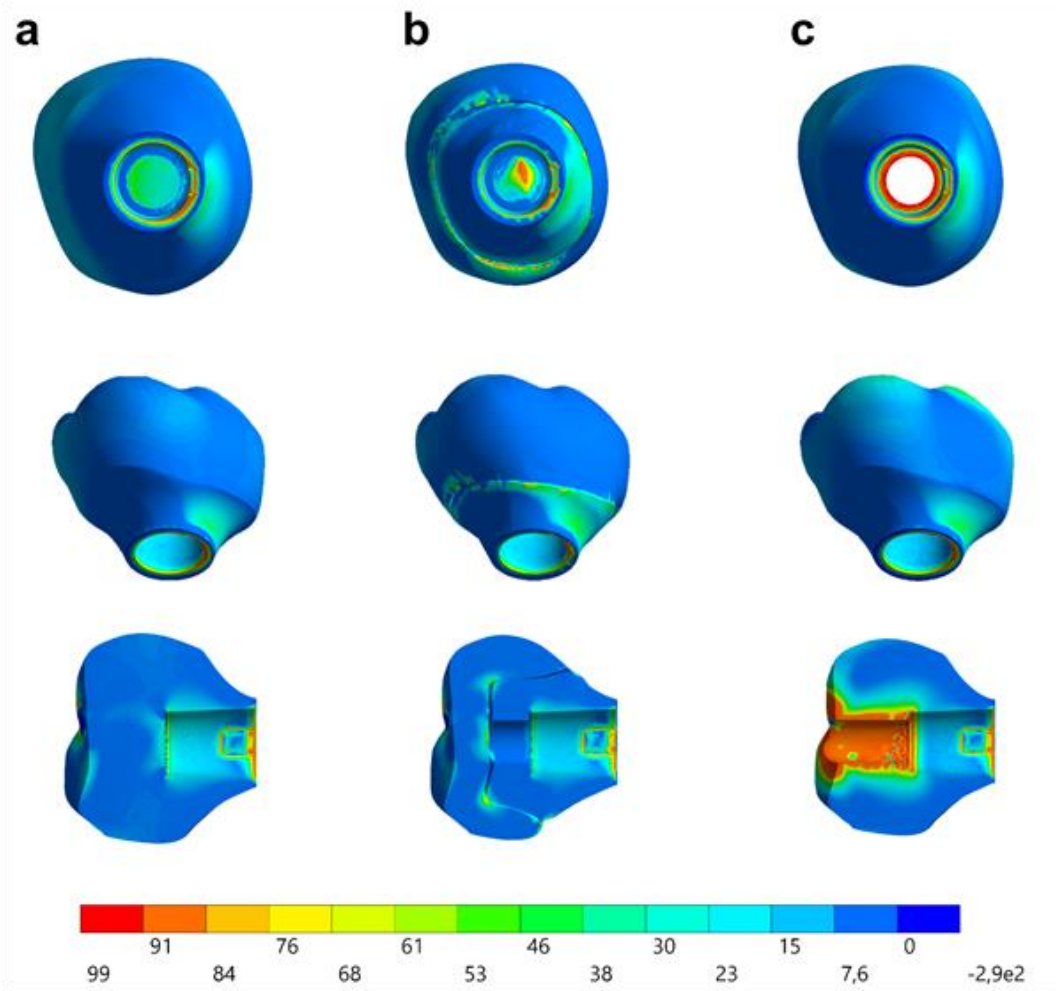
Legenda: Distribuição de tensões nos componentes protéticos de acordo com o *design* da restauração. A) MC, B) CME e C) MP.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 22 - Resultados de microdeformação



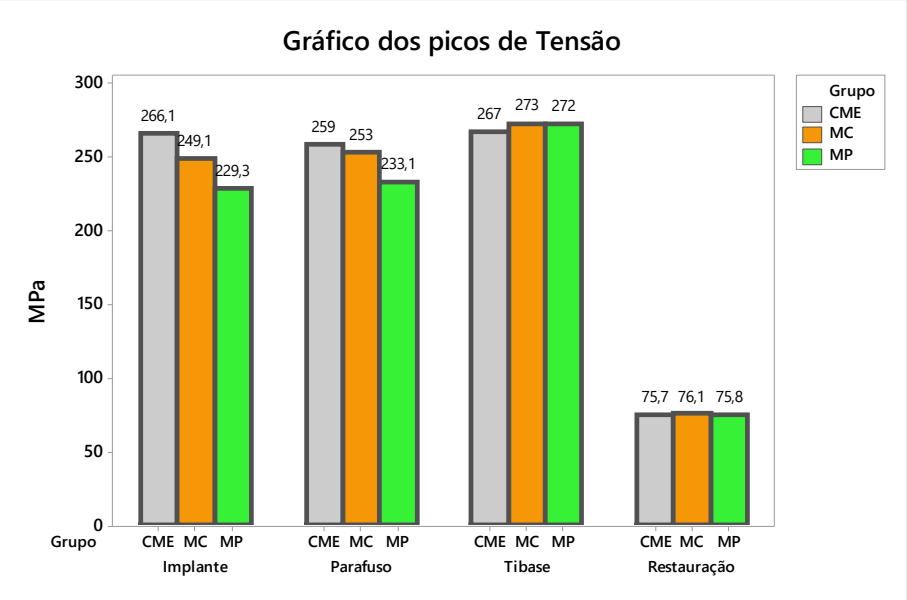
Legenda: Microdeformação avaliada na região peri-implantar de acordo com o *design* da restauração. A) MC, B) CME e C) MP.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 23 - Resultados de tensão máxima principal nas restaurações



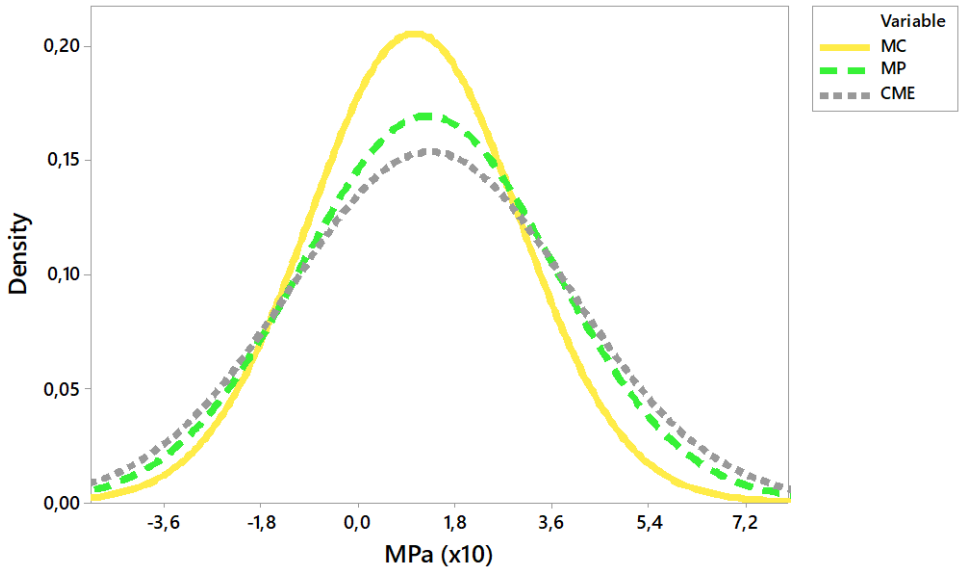
Legenda: Resultados de tensão máxima principal nas restaurações de acordo com o *design* da restauração. A) MC, B) CME e C) MP.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 24 - Picos de tensão



Legenda: Picos de tensão de tração exportados a partir do valor de maior magnitude selecionado manualmente.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 25 - Distribuição dos dados de tensão de tração na região cervical de cada um dos grupos



Legenda: Distribuição dos dados de tensão obtidos na região cervical do perfil de emergência de cada um dos grupos. Apesar da diferença na densidade dos dados, a amplitude das curvas no eixo das abscissas é semelhante.
Fonte: Elaborada pelo autor.

6 DISCUSSÃO

Este estudo avaliou o comportamento biomecânico e a probabilidade de sobrevivência de restaurações cerâmicas infiltrada por polímero (PIC) suportadas por implantes fabricadas usando diferentes técnicas. Os resultados demonstraram que não há diferença entre os grupos para a distribuição de tensão e que a confiabilidade foi semelhante entre MP e MC a 300 e 900 N. Portanto, rejeitando parcialmente a hipótese nula.

A probabilidade de sobrevivência de restaurações usando o Tibase como uma conexão entre o implante e a coroa ainda é escassa na literatura científica (Kaweewongprasert et al., 2018; Edelhoff et al., 2019a; Edelhoff et al., 2019b). A indicação dessa técnica depende do uso de blocos CAD/CAM específicos para implante que apresentem um orifício conectivo (orifício de acesso a parafuso) criado pelo fabricante (Tribst et al., 2019c; Edelhoff et al., 2019a). De acordo com o tamanho do bloco de cerâmica, é possível realizar uma restauração em duas peças contendo a mesoestrutura e a coroa ou uma restauração em uma peça única (Kurbad et al., 2016; Elsayed et al., 2017; Roberts et al., 2018; Nouh et al., 2019; Edelhoff et al., 2019a; Edelhoff et al., 2019b). Essas duas técnicas restauradoras foram simuladas no presente estudo, respectivamente, nos grupos CME e MP.

Já foi relatado o uso de mesoestruturas para construir o pilar híbrido para substituir os pilares convencionais de titânio (Elsayed et al., 2017; Roberts et al., 2018; Kaweewongprasert et al., 2018; Nouh et al., 2019, Edelhoff et al., 2019a; Edelhoff et al., 2019b). Até o presente momento, os estudos *in vitro* (Bidra et al., 2013; Sailer 2018; Nouh et al., 2019), *in vivo* (Mehl et al., 2016) e os relatos de casos (Pitta et al., 2018; Mobilio, Catapano, 2019) limitaram-se a relatar o uso de dissilicato de lítio ou cerâmica policristalina para fabricar a mesoestrutura. Apenas um relato de caso (Kurbad, 2016) e investigações *in silico* (Tribst et al.,

2018a; Tribst et al., 2019a; Tribst et al., 2019c) descreveram a possibilidade de fabricar os pilares híbridos usando PIC cimentado em um Tibase, conforme realizado neste estudo. Kurbad (2016) avaliou clinicamente os grupos CME e MP usando a mesma cerâmica (PIC) do presente estudo. Os autores sugeriram que MP tem desvantagem estética em relação ao CME devido à presença do orifício de acesso ao parafuso preenchido com resina composta. Uma revisão da literatura (Edelhoff et al., 2019b) sugeriu a possibilidade de usar o PIC para realizar uma mesoestrutura; no entanto, os autores afirmaram que a falta de dados longitudinais não permite sua indicação como material de primeira escolha. Assim sendo, os resultados do presente estudo devem auxiliar os clínicos a entender o comportamento biomecânico dessa modalidade de tratamento.

Comparando as modalidades restauradoras avaliadas, foi possível observar que não há diferença entre CME e MP. Ambas técnicas já foram comparados para restaurações feitas com diferentes materiais cerâmicos (Kaweewongprasert et al., 2018). Kaweewongprasert et al. (2018) avaliaram dez restaurações anteriores de dissilicato de lítio realizadas para cada grupo e fatigadas a 20 Hz até a fratura. Os autores definiram que o MP foi estatisticamente superior ao CME. No presente estudo, foram fabricadas 20 restaurações para cada grupo, a fadiga foi ajustada para um máximo de 1,4 Hz e a sobrevida de MP e CME não foi estatisticamente diferente quando PIC foi usado como material restaurador. Além disso, este estudo utilizou uma coroa total posterior com cargas axiais para restringir as falhas apenas no material cerâmico, que foi o objeto do estudo.

A literatura não é concisa quanto ao melhor protocolo para usar o Tibase. Por exemplo, outro estudo (Elsayed et al., 2017) comparou as coroas anteriores do dissilicato de lítio usando técnicas CME e MP. No entanto, os autores calcularam apenas a carga máxima de fratura usando uma máquina de ensaios

universal com oito espécimes por grupo. Os autores não encontraram diferença estatística entre os dois modelos, corroborando os achados de similaridade entre os grupos no presente estudo. Outro estudo avaliou a carga máxima de fratura de coroas CME de dissilicato de lítio, CME de zircônia e MP de dissilicato de lítio após o envelhecimento (Roberts et al., 2018). Dez espécimes de cada grupo foram submetidos a 2.000 ciclos térmicos (5-55 ° C, água) e sem seguida submetidos à fadiga mecânica (150 N, 2 Hz, 100.000 ciclos). Os autores observaram que o MP de dissilicato de lítio apresentou maior carga de fratura do que os outros grupos.

Ainda comparando projetos diferentes para usar o Tibase, Nouh et al. (2019) compararam CME VS MP fabricados em zircônia e dissilicato de lítio com n = 8 / gr. Os autores simularam pré-molares fatigados com 1,2 milhão de ciclos termomecânicos associados à carga de 120 N. Após o envelhecimento, as coroas foram submtidas ao teste de carga máxima de fratura. Além de rachaduras na coroa de cerâmica, os autores encontraram deformação plástica no Tibase, parafuso e implante. Isso ocorreu como conseqüência da carga estática durante o teste de compressão, que não permitiu o lento crescimento de trincas no material cerâmico; conhecido como o mecanismo de falha de cerâmicas friáveis. O entendimento do modo de falha do material, antes da realização do teste laboratorial é importante para delineamento de um estudo que teste de fato o objeto de pesquisa que deve ser aprimorado. Por exemplo, se o assunto do estudo for o design cerâmico, deve ser ideal que o teste forneça a predominância de falhas nessa região, i. e., será possível entender a fraqueza da restauração e promover novos desenhos anatômicos que possam aumentar a longevidade da restauração. Por esse motivo, o presente estudo realizou uma fadiga gradual que pode mostrar em qual etapa da carga o material tem a maior probabilidade de falhar.

Segundo Hussien et al. (2016), o orifício de acesso ao parafuso em

coroas cerâmicas aparafusadas pode diminuir sua resistência à fratura. Para comprovar essa afirmação, os autores testaram coroas de cerâmica em seis grupos diferentes: zircônia monolítica, zircônia com cerâmica vítrea e dissilicato de lítio com e sem orifícios para parafusos protéticos. Os autores não usaram um Tibase, mas sim um pilar personalizado e o orifício de acesso ao parafuso foi realizado durante a fabricação da coroa com uma ponta diamantada; diferentemente dos blocos CAD/CAM para implantes que já apresentam o orificio de fábrica. Os resultados do presente estudo não concordam com Hussien et al. (2016) porque, ao analisar uma restauração cerâmica em fadiga, o orifício de acesso ao parafuso vedado com resina composta não aumenta as tensões geradas na região cervical ou diminui a força característica da restauração. Tanto que, Elsayed et al. (2017) e Kaweewongprasert et al. (2018) relataram que grupos com orifício de acesso apresentaram carga de fratura semelhante aos grupos sem acesso. Enquanto Roberts et al. (2018) sugeriram que as coroas contendo um orificio de acesso oclusal podem ser ainda mais resistentes que os grupos sem este artefato. O presente estudo não encontrou influência do orifício de acesso na sobrevivência das restaurações, no entanto, o MP apresentou maior confiabilidade que o MC, corroborando com Roberts et al. (2018).

De acordo com uma revisão da literatura (Edelhoff et al., 2019b) que descreve as possibilidades e limitações das restaurações dentárias suportadas por implantes sem metal, os autores descreveram que uma das principais vantagens do uso de um Tibase em um fluxo de trabalho digital é a possibilidade realizar um perfil de emergência adequado na coroa. O perfil de emergência de uma prótese suportada por implante desempenha um papel importante na obtenção da estética, obtida quando o clínico utiliza um pilar adequadamente côncavo para moldar os tecidos moles para um perfil estético adequado (Steigmann et al., 2014). Quando projetado de maneira inadequada, o perfil de emergência do pilar

compromete o suprimento sanguíneo da área cervical, resultando em perda de saúde e volume dos tecidos peri-implantes. Por esse motivo, o perfil de emergência em uma restauração apoiada por implante deve ser estreito para permitir maior volume de tecidos moles (Schoenbaum, Swift, 2015). Até o momento, não há estudo *in vitro* que tenha criado um projeto de restauração que apresentasse um perfil de emergência côncavo na área cervical durante o teste de pilar híbrido (Elsayed et al., 2017; Kaweewongprasert et al., 2018; Nouh et al., 2017). Durante o presente experimento, os desenhos em 3D foram criados com essa preocupação para simular a forma mais realista de uma restauração cercada por tecido mole bem condicionado.

Observando a resposta biomecânica com o método por elementos finitos, é possível notar que a região do perfil de emergência é a área de maior concentração de tensões, independente da técnica restauradora. Isso ocorre provavelmente devido a redução do material restaurador naquela região para garantir o aumento no volume de tecidos moles peri-implantes (Steigmann et al., 2014; Schoenbaum, Swift, 2015; Kurbad et al., 2016). Portanto, a área cervical é a área crítica dessa modalidade restauradora, pois está localizada próximo ao ponto de apoio da coroa (Região de fulcro) e também por apresentar o menor volume cerâmico. O método por elementos finitos foi previamente empregado em estudos que compararam diferentes combinações de materiais cerâmicos de coroas unitárias e pilares híbridos (Tribst et al., 2018a; Tribst et a., 2019a; Tribst et al., 2018c). Portanto, foi relatado que, para reduzir a tensão na região cervical do perfil de emergência, um material mais flexível pode ser utilizado (Tribst et al., 2019c). Também é recomendado o uso de PIC para diminuir a tensão gerada na superfície da coroa para o projeto CME (Tribst et al., 2019a). O presente estudo, no entanto, demonstrou que restaurações MP usando apenas um bloco CAD/CAM são semelhantes aos grupos CME para a concentração de tensão na região cervical e sobrevivência. Além disso, os estudos anteriores que

simularam desenhos CME de restauração (Tribst et al., 2018a, Tribst et a., 2019a, Tribst et al., 2018c) não foram acompanhados por experimentos *in vitro*, como o presente estudo, demonstrando que, de fato, a região de concentração de tensão coincide com a possível origem da falha encontrada na análise fractográfica.

A análise fractográfica realizada no presente estudo seguiu as recomendações da orientação da Academia de Materiais Dentários (ADM) (Scherrer et al., 2017). Assim, em um protocolo sistemático, todas as restaurações fraturadas foram observadas sob estereomicroscópio para identificar características da fratura que pudessem indicar a propagação da direção da trinca. Nesse sentido, o principal modo de falha observado foi a trinca/fratura da região cervical no perfil de emergência, enquanto uma porcentagem menor de amostras falhou radialmente ao dividir a coroa em duas ou mais peças. No entanto, para o grupo CME, diferentes modos de falha também foram observados devido à presença de uma segunda camada de cimento (entre a mesoestrutura e a coroa). Nesse grupo, além de falhas na região cervical, algumas amostras apresentaram apenas fraturas da coroa sem comprometimento da mesoestrutura; algumas amostras apresentaram fratura da mesoestrutura sem envolvimento da coroa e duas amostras permitiram que a trinca se propagasse para separar a coroa e a mesoestrutura como um bloco monolítico. Esses modos de falha no projeto CME também foram observados em estudos anteriores que analisaram esses projetos de restauração com outros materiais (Roberts et al., 2018; Nouh et al., 2019) mas sem uma análise fractográfica sistematizada. Uma análise fractográfica realizada na mesoestrutura de zircônia com falha com Tibase durante o uso clínico mostrou o mesmo padrão de fratura com a direção da propagação de trincas da área cervical para a oclusal (Øilo, Arola, 2018), sugerindo que os métodos do presente estudo poderiam fornecer modos de falhas semelhantes aos encontrados

clinicamente.

Ao observar as fotomicrografias, é possível observar, que todas as falhas originadas na região cervical da coroa se propagam em direção à região oclusal. Entretanto, também são observados efeitos secundários (danos) no terço oclusal próximo à região de compressão, porém não apresentaram características que sugerissem que a origem poderia estar localizada nessa região. É importante que a análise fractográfica seja realizada dividindo cada região de interesse da restauração fraturada, analisando cada uma em magnifcações maiores. Essa metodologia é amplamente utilizada para avaliar amostras de coroas dentárias fraturadas (Lohbauer et al., 2017), em forma de disco (Scherrer et al., 2017) e até mesmo para coroas implanto-suportadas com Tibase (Øilo, Arola, 2018) para auxiliar na compreensão de como ocorreu a falha.

A maior variabilidade dos modos de falha observados para CME refletiu em uma maior variabilidade de dados no teste Weibull, aumentando a inclinação da linha de distribuição de dados e o módulo de Weibull. Portanto, este grupo tem menor confiabilidade tornando seu comportamento clínico menos previsível. No entanto, sua resistência característica não é inferior aos grupos MP e MC, o que não contraindica essa técnica como uma opção clínica. A abordagem do teste de Weibull já foi utilizada para estudos com cerâmica dentária e implantes dentários (Anami et al., 2016; Melo Filho et al., 2019), e tem sido utilizada como método estatístico para entender a relação entre variação dos dados e a resistência durante a fadiga (Quinn, Quinn, 2010). Vale ressaltar, no entanto, que diferentes tipos de cimentos resinosos estão disponíveis no mercado e, no presente estudo, apenas um foi utilizado, e que o efeito de materiais restauradores diferentes (Tribst et al., 2019b) podem modificar os resultados e devem ser estudados em futuras investigações.

Considerando as falhas da restauração, a resistência característica calculada variou de 1027.7 até 789.1 cerca de 14,3 até 34,2 % menor que a carga

máxima de fratura inicialmente calculada para determinar os intervalos no teste de fadiga. Isso apenas reforça que o crescimento lento da trinca durante a fadiga diminui a resistência máxima das restaurações cerâmicas (Bonfante et al., 2015; de Melo et al., 2019) e deve ser levado em consideração durante o delineamento experimental do teste. A curva de Kaplan Meier mostrou que a probabilidade de sobrevivência das restaurações diminui à medida que a carga aumenta, sendo inferior a 6% a 900N, independentemente do grupo.

Para este artigo, o grupo MC simulou o uso de uma coroa monolítica não perfurada como se o Tibase fosse um pilar convencional para coroas cimentadas. Embora esse desenho tenha sobrevivido, assim como o grupo CME, e tenha apresentado uma concentração de tensão adequada, ele não segue as recomendações do fabricante (Kurbad, 2016). O Tibase não é indicado como pilar convencional devido à altura da plataforma, o que não permite a remoção completa do cimento resinoso da área cervical em meio oral (Kurbad, 2016). Esse grupo foi criado para elucidar se a diferença entre os grupos CME e MP seria devido ao orifício de acesso ao parafuso do grupo MP; ou devido à segunda camada de cimento na técnica CME. No entanto, nenhuma diferença foi calculada entre esses grupos, sugerindo que, a recomendação do fabricante está correta: ambas as técnicas possam criar coroas de igual geometria e a mesma indicação clínica. Vale ressaltar que não houve perda da resina composta utilizada para selar o acesso dos parafusos do grupo MP, o que não é incomum de ser observado clinicamente nas coroas metalocerâmicas aparafusadas. Estudos adicionais avaliando a interface e a resistência de união entre os blocos CAD/CAM e a resina composta oclusal podem ser realizados em estudos posteriores.

Assim como toda metodologia aplicada, o presente estudo possui limitações que devem ser levadas em consideração para interpretação dos resultados aqui descritos. O poliuretano, apesar de ser um polímero validado

como substituto ósseo não apresenta todas as características do osso humano propriamente dito, de modo que a osseointegração nos diferentes tipos de osso pode modificar a quantidade de tecido mineralizado justaposto ao titânio. A incidência de cargas por diferentes antagonistas pode modificar o desgaste e a concentração de tensões na região de contatos oclusais, podendo também ser um fator influente em meio oral para a sobrevivência dessas restaurações. A fadiga mecânica, apesar de progressiva não apresentou contatos deslizantes ou variação da temperatura do meio, ambos parâmetros já relatados como capazes de diminuir significativamente a resistência de materiais restauradores friáveis. A análise por elementos finitos considerou a camada de cimento e a resina composta como materiais homogêneos, sem bolhas ou contaminantes na interface adesiva o que nem sempre é possível clinicamente. Por fim, variações do Ph, hábitos para funcionais, posicionamento da dentição antagonista e dieta do paciente podem introduzir outras variáveis na resposta mecânica das modalidades terapêuticas simuladas aqui.

Apesar das limitações deste estudo, no entanto, pode-se concluir que:

7 CONCLUSÃO

Em todos os grupos, a concentrações de tensões associada a análise fractográfica sugerem que a região do perfil de emergência da coroa protética sempre deve ser avaliada nas consultas periódicas devido a grande predominância de falhas nessa área.

No fluxo de trabalho totalmente digital, a sobrevivência de uma restauração implanto-suportada com cerâmica vítrea infiltrada por polímero independe da técnica utilizada para sua confecção.

REFERÊNCIAS*

Aboushelib MN, Salameh Z. Zirconia implant abutment fracture: clinical case reports and precautions for use. Int J Prosthodont 2009 Nov-Dec;22(6):616-9.

Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. J Prosthet Dent. 2004 Apr;91(4):319-25. PubMed PMID: 15116032.

Anami LC, Lima JM, Valandro LF, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, Bottino MA. Fatigue resistance of y-tzp/porcelain crowns is not influenced by the conditioning of the intaglio surface. Oper Dent. 2016 Jan-Feb;41(1):E1-12. doi: 10.2341/14-166-L. Epub 2015 Aug 12.

Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. J Prosthet Dent. 2015 Oct;114(4):587-93. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.04.016.

Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995 Mar-Apr;10(2):188-98.

Bewick V, Cheek L, Ball J. Statistics review 12: survival analysis. Crit Care. 2004 Oct;8(5):389-94. doi: 10.1186/cc2955. Epub 2004 Sep 6. PubMed PMID: 15469602; PubMed Central PMCID: PMC1065034.

Bidra AS, Rungruanganunt P. Clinical outcomes of implant abutments in the anterior region: a systematic review. J Esthet Restor Dent. 2013 Jun;25(3):159-76. doi: 10.1111/jerd.12031. Epub 2013 May 3.

Bonfante EA, Suzuki M, Lorenzoni FC, Sena LA, Hirata R, Bonfante G, et al. Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns Dent Mater. 2015 Aug;31(8):e168-77. doi: 10.1016/j.dental.2015.05.006.

Bottino A, Rocha RFV, Anami LC, Özcan M, Melo RM. Fracture of zirconia abutment with metallic insertion on anterior single titanium implant with internal hexagon: retrieval analysis of a failure. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2016 Sep;24(3):164-8. doi: 10.1922/EJPRD_01556Bottino05.

Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. Dent Mater. 2013 Apr;29(4):419-26. doi: 10.1016/j.dental.2013.01.002.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [cited 2020 Jan 20]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Available from: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ: Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent 2007;98:389-404.

Correia AMO, Tribst JPM, Matos FS, Platt JA, Caneppele TMF, Borges ALS. Polymerization shrinkage stresses in different restorative techniques for non-carious cervical lesions. J Dent. 2018 Sep;76:68-74. doi: 10.1016/j.jdent.2018.06.010. Epub 2018 Jun 20.

Curran P, Cattani-Lorente M, Anselm Wiskott HW, Durual S, Scherrer SS. Grinding damage assessment for CAD-CAM restorative materials. Dent Mater. 2017 Mar;33(3):294-308. doi: 10.1016/j.dental.2016.12.004.

Dal Piva AMO, Tribst JPM, Borges ALS, Souza ROAE, Bottino MA. CADFEA modeling and analysis of different full crown monolithic restorations. Dent Mater. 2018 Sep;34(9):1342-50.

Datte CE, Tribst JP, Dal Piva AO, Nishioka RS, Bottino MA, Evangelhista AM, et al. Influence of different restorative materials on the stress distribution in dental implants. J Clin Exp Dent. 2018 May 1;10(5):e439- e444.

Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. Open Dent J. 2013 Sep 6;7:118-22. doi: 10.2174/1874210620130904003.

de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. J Prosthet Dent. 2015 Jul;114(1):59-66. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.10.015.

Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. Dent Mater. 2014 May;30(5):564-9. doi: 10.1016/j.dental.2014.02.019.

Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. J Dent Res. 2014 Dec;93(12):1235-42. doi: 10.1177/0022034514553627.

Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O, Stimmelmayr M, Güth JF. Metal-free implant-supported single-tooth restorations. Part I: Abutments and cemented crowns. Quintessence Int. 2019;50(3):176-84. doi: 10.3290/j.qi.a41906.a

Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O, Stimmelmayr M, Güth JF. Metal-free implant-supported single-tooth restorations. Part II: Hybrid abutment crowns and material selection. Quintessence Int. 2019; 50(4)160-78.

Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Comparison of fracture strength and failure mode of different ceramic implant abutments. J Prosthet Dent. 2017 Apr;117(4):499-506. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.06.018.

Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. Clin Oral Implants Res. 2018;29(1):20-27. doi:10.1111/clr.13034

Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. Int J Prosthodont 2004;17:285-90.

Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. Int J Prosthodont. 2015 May-Jun;28(3):227-35. doi: 10.11607/ijp.4244.

Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, et al. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. J Prosthet Dent. 2018 Mar;119(3):384-9. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.03.001

Homaei E, Farhangdoost K, Tsoi JK, Matinlinna JP, Pow EH. Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics. J Mech Behav Biomed Mater. 2016 Jun;59:304-13. doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.01.023.

Hussien AN, Rayyan MM, Sayed NM, Segaan LG, Goodacre CJ5, Kattadiyil MT6. Effect of screw-access channels on the fracture resistance of 3 types of ceramic implant-supported crowns. J Prosthet Dent. 2016 Aug;116(2):214-20. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.12.016. Epub 2016 Mar 3.

Kaweewongprasert P, Phasuk K, Levon JA, Eckert GJ, Feitosa S, Valandro LF, et al. Fatigue failure load of lithium disilicate restorations cemented on a chairside titanium-base. J Prosthodont. 2019;28(9):973-81. doi:10.1111/jopr.12911

Kemmoku DT, Noritomi PY, Roland FG, Silva JVL. Use of BioCAD in the development of a growth compliant prosthetic device for cranioplasty of growing patients. In: Bartolo P. et al. editors. Innovative developments in design and manufacturing - advanced research in virtual and rapid prototyping. Abingdon, UK: Taylor & Francis Group; 2010. v.1. p. 127–30.

Kurbad A. Final restoration of implants with a hybrid ceramic superstructure. Int J Comput Dent. 2016;19(3):257-79.

Lohbauer U, Belli R, Cune MS, Schepke U. Fractography of clinically fractured, implant-supported dental computer-aided design and computer-aided manufacturing crowns. SAGE Open Med Case Rep. 2017 Nov 22;5:2050313X17741015.

Mehl C, Gassling V, Schultz-Langerhans S, Açil Y, Bähr T, Wiltfang J, et al. Influence of four different abutment materials and the adhesive joint of two-piece abutments on cervical implant bone and soft tissue. Int J Oral Maxillofac Implants. 2016 Nov/Dec;31(6):1264-72

Melo RM, Pereira C, Ramos NC, Feitosa FA, Dal Piva AMO,Tribst JPM, et al. Effect of pH variation on the subcritical crack growth parameters of glassy matrix ceramics. Int J Appl Ceram Technol. 2019;00:1– 8.

Melo Filho AB, Tribst JPM, Ramos NC, Luz JN, Jardini MAN, Borges ALS, et al. Failure probability, stress distribution and fracture analysis of experimental screw for micro conical abutment. Braz Dent J. 2019. Mar-Apr;30(2):157-63.

Miyashiro M, Suedam V, Moretti Neto RT, Ferreira PM, Rubo JH. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant supported prosthesis--tension tests. J Appl Oral Sci. 2011 May-Jun;19(3):244-8. doi: 10.1590/S1678-77572011000300012

Mobilio N, Catapano S. Use of monolithic lithium disilicate for implant abutment and crown: a clinical report. J Osseointegration 2019; 11(3):150-64.

Nouh I, Kern M, Sabet AE, Aboelfadl AK, Hamdy AM, Chaar MS. Mechanical behavior of posterior all-ceramic hybrid-abutment-crowns versus hybridabutments with separate crowns-A laboratory study. Clin Oral Implants Res. 2019 Jan;30(1):90-8.

Øilo M, Arola D. Fractographic analyses of failed one-piece zirconia implant restorations. Dent Mater. 2018 Jun;34(6):922-31. doi: 10.1016/j.dental.2018.03.018

Peampring C. Restorative management using hybrid ceramic of a patient with severe tooth erosion from swimming: a clinical report. J Adv Prosthodont. 2014 Oct;6(5):423-6. doi: 10.4047/jap.2014.6.5.423.

Pitta J, Fehmer V, Sailer I, Hicklin SP. Monolithic zirconia multiple-unit implant reconstructions on titanium bonding bases. Int J Comput Dent. 2018;21(2):163-71.

Prestipino V, Ingber A. All-ceramic implant abutments: Esthetic indications. J Esthet Dent 1996;8:255-62.

Quinn JB, Quinn GD. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. Dent Mat 2010; 26(2):135-47.

Ramos GF, Monteiro EBC, Bottino MA, Zhang Y, de Melo RM. Failure probability of three designs of zirconia crowns. Int J Periodontics Restorative Dent. 2015 Nov-Dec;35(6):843-9. doi: 10.11607/prd.2448.

Ramos N de C, Campos TM, Paz IS, Machado JP, Bottino MA, Cesar PF, et al. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. Dent Mater. 2016 Jul;32(7):870-8. doi: 10.1016/j.dental.2016.03.018.

Roberts EE, Bailey CW, Ashcraft-Olmscheid DL, Vandewalle KS. Fracture resistance of titanium-based lithium disilicate and zirconia implant restorations. J Prosthodont. 2018 Aug;27(7):644-50. doi: 10.1111/jopr.12765.

Sagsoz O, Demirci T, Demirci G, Sagsoz NP, Yildiz M. The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics. J Adv Prosthodont. 2016 Dec;8(6):417-22. doi: 10.4047/jap.2016.8.6.417.

Sailer I, Asgeirsson AG, Thoma DS, Fehmer V, Aspelund T, Özcan M, et al. Fracture strength of zirconia implant abutments on narrow diameter implants with internal and external implant abutment connections: a study on the titanium resin base concept. Clin Oral Implants Res. 2018 Apr;29(4):411-23

Scherrer SS, Cattani-Lorente M, Vittecoq E, de Mestral F, Griggs JA, Wiskott HW. Fatigue behavior in water of Y-TZP zirconia ceramics after abrasion with 30 μm silica-coated alumina particles. Dent Mater. 2011 Feb;27(2):e28-42. doi: 10.1016/j.dental.2010.10.003.

Schoenbaum TR, Swift EJ Jr. Abutment emergence contours for single-unit implants. J Esthet Restor Dent. 2015 Jan-Feb;27(1):1-3.

Smallidge MJ, Sabol JV, Aita-Holmes C, Chuang H, Dickinson DP. Human gingival epithelial growth in vitro on a polymer-infiltrated ceramic network restorative material. J Prosthodont. 2019 Jun;28(5):541-6.

Singh SV, Gupta S, Sharma D, Pandit N, Nangom A, Satija H. Stress distribution of posts on the endodontically treated teeth with and without bone height augmentation: A three-dimensional finite element analysis. J Conserv Dent. 2015 May-Jun;18(3):196-9. doi: 10.4103/0972-0707.157242.

Souza A, Xavier TA, Platt JA, Borges A. Effect of base and inlay restorative material on the stress distribution and fracture resistance of weakened premolars. Oper Dent. 2015 Jul-Aug;40(4):E158-66. doi: 10.2341/14-229-L.

Steigmann M, Monje A, Chan HL, Wang HL. Emergence profile design based on implant position in the esthetic zone. Int J Periodontics Restorative Dent. 2014 Jul-Aug;34(4):559-63. doi: 10.11607/prd.2016.

Tribst JPM, Piva AMOD, Borges ALS, Bottino MA. Influence of crown and hybrid abutment ceramic materials on the stress distribution of implant-supported prosthesis. Rev Odontol UNESP. 2018a;47(3):149-54.

Tribst JPM, de Melo RM, Borges ALS, de Assunção E Souza RO, Bottino MA. Mechanical behavior of different micro conical abutments in fixed prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2018b;33(6):1199-205. doi: 10.11607/jomi.6578

Tribst JPM, Rodrigues VA, Borges ALS, Lima DR, Nishioka RS. Validation of a simplified implant-retained cantilever fixed prosthesis. Implant Dent. 2018c Feb;27(1):49-55. doi: 10.1097/ID.0000000000000699.

Tribst JPM, Dal Piva AMO, Borges ALS, Bottino MA. Different combinations of CAD/CAM materials on the biomechanical behavior of a two-piece prosthetic solution. Int J Comput Dent. 2019a;22(2):171-6.

Tribst JPM, Dal Piva AMO, de Melo RM, Borges ALS, Bottino MA, Özcan M. Short communication: Influence of restorative material and cement on the stress distribution of posterior resin-bonded fixed dental prostheses: 3D finite element analysis. J Mech Behav Biomed Mater. 2019b Aug;96:279-84. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.05.004.

Tribst JPM, Dal Piva AMO, Özcan M, Borges ALS, Bottino MA. Influence of ceramic materials on biomechanical behavior of implant supported fixed prosthesis with hybrid abutment. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2019c;27(2):76-82. Published 2019 May 30. doi:10.1922/EJPRD_01829Tribst07