



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

GUILHERME GUEDES MORENO

**EFEITO DA DIMENSÃO DO CONECTOR NAS PROPRIEDADES
MECÂNICAS DE INFRAESTRUTURA DE PPF EM UMA NOVA FIBRA
DE VIDRO PARA CAD/CAM: estudo *in vitro* e *in silico***

GUILHERME GUEDES MORENO

**EFEITO DA DIMENSÃO DO CONECTOR NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE
INFRAESTRUTURA DE PPF EM UMA NOVA FIBRA DE VIDRO PARA CAD/CAM:
*estudo in vitro e in silico***

Dissertação 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 MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIA E TECNOLOGIA APLICADA À ODONTOLOGIA.

Área: Inovação tecnológica multidisciplinar com ênfase em odontologia. Linha de pesquisa: Inovação tecnológica.

Orientador: Prof. Dr. Rubens Nisie Tango

São José dos Campos

2023

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2024]. 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).

Moreno, Guilherme Guedes

Efeito da dimensão do conector nas propriedades mecânicas de infraestrutura de PPF em uma nova fibra de vidro para CAD/CAM: estudo in vitro e in silico / Guilherme Guedes Moreno. - São José dos Campos : [s.n.], 2023.

76 f. : il.

Dissertação (Mestrado Profissional) - Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia Aplicada à Odontologia - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2023.

Orientadora: Rubens Nisie Tango.

1. CAD/CAM. 2. Prótese parcial fixa. 3. Pôntico. 4. Análise de elementos finitos. I. Tango, Rubens Nisie, orient. II. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. III. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. IV. Universidade Estadual Paulista (Unesp). V. Título.

IMPACTO POTENCIAL DESTA PESQUISA

Os estudos apresentados nesta dissertação foram elaborados como resultado de uma parceria entre o ICT UNESP e a ANGELUS INDÚSTRIA DE PRODUTOS ODONTOLÓGICOS. O principal impacto deste estudo é a validação de uma nova tecnologia para a fabricação de peças protéticas, de curta a média duração, com menor tempo e complexidade de processamento, sendo assim um possível tratamento de menor custo para o paciente.

POTENTIAL IMPACT OF THIS RESEARCH

The studies presented in this dissertation were elaborated as a result of a partnership between ICT UNESP and ANGELUS INDÚSTRIA DE PRODUTOS ODONTOLÓGICOS. The main impact of this study is the validation of a new technology for manufacturing prosthetic parts of short to medium duration, with reduced processing time and complexity, thus potentially providing a lower-cost treatment option for the patient.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Rubens Nisie Tango (Orientador)

Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese
Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho"
Instituto de Ciência e Tecnologia
Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Lucas Hian da Silva

Universidade Cidade de São Paulo
Campus de Tatuapé

Profa. Dra. Paula Carolina Komori de Carvalho

Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese
Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho"
Instituto de Ciência e Tecnologia
Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 24 de novembro de 2023

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Eduardo Pompeu Moreno** e **Marinês Guedes Moreno**, que sempre apoiaram e incentivaram minha educação.

A minha noiva, **Luciane Caroline Hossaka**, que é minha maior incentivadora, pelo suporte incondicional durante esta jornada.

AGRADECIMENTOS

A um dos meus mentores, **César Eduardo Bellinati**, que forneceu as ferramentas e o suporte para a execução deste trabalho.

A **Angelus Industria de Produtos Odontológicos**, empresa na qual eu construí minha carreira e que ao longo dos anos vem me proporcionando oportunidades de desenvolvimento pessoal e profissional.

Ao **Prof. Dr. Higuchi**, professor de odontologia digital na *OSAKA DENTAL University*, pelo auxílio e participação na construção dos modelos digitais deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. João Tribst**, professor da ACTA (*Academic Center for Dentistry Amsterdam*), pelo auxílio e participação nas análises de elemento finitos realizadas neste estudo.

RESUMO

Moreno, G.M. Efeito da dimensão do conector nas propriedades mecânicas de infraestrutura de PPF em uma nova fibra de vidro para CAD/CAM: estudo *in vitro* e *in silico*. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2023.

Compósitos reforçados por fibras (CRF) são utilizados como biomateriais na odontologia e medicina. O desenvolvimento da tecnologia CAD-CAM tem permitido o uso de CRF como alternativa a ligas metálicas, zircônia e plásticos de alta performance na produção de infraestruturas e barras de protocolos de próteses implantossuportadas. O objetivo do estudo foi de avaliar, *in vitro* e *in silico*, o efeito da dimensão do conector na resistência à flexão, distribuição de tensões e deformações em uma infraestrutura para prótese parcial fixa (PPF) de 3 elementos obtida em CRF. Um manequim com preparos padronizados para coroa total nos dentes 35 e 37, tendo espaço protético do dente 36, foi escaneado para obtenção do modelo virtual, sobre o qual foram desenhados os espécimes para fresagem. Sete geometrias diferentes de infraestrutura para PPF foram produzidas para a análise de elementos finitos (FEA) sendo que os resultados desta análise mostraram que a concentração de tensões de todas as geometrias ocorreu nas regiões de conexão entre os dentes. Com base nos resultados de FEA, 3 grupos foram selecionados para a realização dos testes mecânicos. Os grupos apresentam dimensão do conector entre os dentes 35-36 e 36-37: 5,60 e 6,81mm², 8,89 e 9,00mm² e 10,46 e 11,92mm². O material (Fiber Cad – Implant & Bridge) foi utilizado para a fresagem das infraestruturas para PPF em fresadora odontológica de 5 eixos, sendo os espécimes cimentados em dentes de NEMA G10 e fixados em uma base construída em resina poliuretana. Quarenta e oito horas após cimentação, foi realizado teste de resistência à flexão do tipo *load bearing* (n = 6), em máquina de teste universal. Os dados de força de ruptura (N) foram tabulados e submetidos à análise de variância e teste de Tukey, ambos com $\alpha = 0,05$. Adicionalmente, foi realizada análise de micrografia ótica, com aumentos entre 50× e 500×. Os resultados de flexão mostraram que a força de ruptura variou entre 859,4 N e 1.157 N. As análises de ANOVA e Tukey mostraram que não houve relação entre

os grupos. Todos os grupos apresentaram o mesmo padrão de falha, com trincas que se propagaram de maneira paralela as camadas de tecido de fibra de vidro utilizados como reforço mecânico. Os resultados demonstraram a direta correlação entre a força de ruptura com a área dos conectores e a capacidade do material de fibra de absorver a carga e evitar fraturas frágeis.

Palavras-chave: CAD/CAM; Prótese Parcial Fixa; Pôntico; Análise de Elementos Finitos.

ABSTRACT

Moreno, G.M. Effect of connector dimension on the mechanical properties of FPD in a new glass fiber for CAD/CAM: *in vitro* and *in silico* study. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2023.

Fiber-reinforced composites (FRC) are used as biomaterials in dentistry and medicine. The development of CAD-CAM technology has allowed the use of FRC as an alternative to metal alloys, zirconia, and high-performance plastics in the production of infrastructures and bars for implant-supported prosthesis protocols. The objective of the study was to evaluate, *in vitro* and *in silico*, the effect of the connector dimension on flexural strength, stress distribution, and deformations in a framework for a 3-element fixed partial denture (FPD) obtained in FRC. A mannequin with standardized preparations for full crowns on teeth 35 and 37, with prosthetic space for tooth 36, was scanned to obtain the virtual model, on which specimens were designed for milling. Seven different infrastructural geometries for FPD were produced for finite element analysis (FEA), and the results of this analysis showed that stress concentration in all geometries occurred in the connection regions between the teeth. Based on the FEA results, three groups were selected for mechanical tests. The groups had connector dimensions between teeth 35-36 and 36-37: 5.60 and 6.81 mm², 8.89 and 9.00 mm², and 10.46 and 11.92 mm². The material (Fiber Cad – Implant & Bridge) was used for milling the FPD infrastructures on a 5-axis dental milling machine, and the specimens were cemented on NEMA G10 teeth and fixed on a polyurethane resin-built base. Forty-eight hours after cementation, a load-bearing flexural strength test (n = 6) was performed on a universal testing machine. The rupture force data (N) were tabulated and subjected to analysis of variance and Tukey's test, both with $\alpha = 0.05$. Additionally, optical micrography analysis was conducted, with magnifications between 50x and 500x. The flexural results showed that the rupture force varied between 859.4 N and 1,157 N. ANOVA and Tukey's analyses showed no relationship between the groups. All groups exhibited the same failure pattern, with cracks propagating parallel to the layers of fiberglass tissue used as mechanical reinforcement. The results demonstrated a direct correlation between rupture force, connector area, and the material's ability to absorb load and prevent brittle fractures.

Keywords: CAD/CAM; Fixed Partial Denture; Pontic; Finite Element Analysis.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 1 - Propriedades mecânicas de materiais cerâmicos para CAD/CAM..... | 21 |
| Figure 2 - Fiber Cad - Implant & Bridge | 25 |
| Figura 3 – Imagens de Microscopia Eletrônica de Varredura do Fiber Cad - Implant & Bridge | 28 |
| Figura 4 - Manequim utilizado como modelo para o projeto. | 30 |
| Figura 5 – Escaneamento do Modelo | 31 |
| Figura 6 - Criação da subestrutura da PPF | 32 |
| Figura 7 - Dimensões dos Grupos de subestruturas desenvolvidos para o estudo.. | 34 |
| Figura 8 - Topografia da análise de elementos finitos | 36 |
| Figura 9 - Malha preliminar no modelo para a execução de análise de elementos finitos. | 36 |
| Figura 10 - Malha preliminar na PPF para execução da análise de elementos finitos | 37 |

| | |
|---|----|
| Figura 11 - Métricas da qualidade dos elementos gerados durante o processo de refinamento..... | 38 |
| Figura 12 - Confecção do disco de resina | 40 |
| Figura 13 – Base para ensaio mecânico | 41 |
| Figura 14 - Fluxo de obtenção do sistema para ensaio mecânico..... | 42 |
| Figura 15 - Cimentação dos corpos de prova..... | 44 |
| Figura 16 - Área de aplicação de carga durante os ensaios mecânicos. | 45 |
| Figura 17 - Corpo de prova preparado para o ensaio de microscopia..... | 47 |
| Figura 18 - Configuração utilizada para a análise radiográfica das amostras ensaiadas | 48 |
| Figura 19 - Comparação da concentração de tensão (MPa) para cada um dos grupos estudados, vista lateral da PPF..... | 50 |
| Figura 20 - Comparação da concentração de tensão (MPa) para cada um dos grupos (vista da seção longitudinal da PPF). | 51 |
| Figura 21 - Comparação da concentração de tensão (MPa) para cada grupo (vista inferior da PPF). | 52 |

| | |
|--|----|
| Figura 22 - Box Plot dos resultados de Força de Ruptura (N) por Grupos | 54 |
| Figura 23 - Curva Força vs Deslocamento comparativo dos Grupos | 55 |
| Figura 24 - Gráficos de Força vs Deslocamento dos grupos ensaiados | 56 |
| Figura 25 - Valores de confiança da ANOVA de 1 fator | 57 |
| Figura 26 - Resultados da análise ANOVA de 1 fator | 57 |
| Figura 27 - Distribuição dos valores residuais da análise ANOVA de 1 fator | 58 |
| Figura 28 - Análise Tukey-Kramer | 59 |
| Figura 29 - Resultados Tukey-Kramer | 60 |
| Figura 30 - Radiografias dos corpos de provas | 61 |
| Figura 31 - Regiões de falha do teste <i>load bearing</i> | 62 |
| Figura 32 - Falhas dos testes de <i>load bearing</i> | 63 |
| Figura 33 - MEV - 50x de aumento – Grupo G | 64 |

Figura 34 - MEV - 50x de aumento – Grupo C 64

Figura 35 - MEV - 200x de aumento..... 65

Figura 36 – MEV - 500x de aumento..... 66

LISTA DE TABELAS

| | |
|--|----|
| Tabela 1 - Comparativo de Propriedades | 22 |
| Tabela 2 - Propriedades declaradas do Fiber Cad - Implant & Bridge* | 27 |
| Tabela 3 - Dimensões (mm e mm ²) dos conectores das subestruturas da PPF. | 33 |
| Tabela 4 - Número de nós e elementos gerados por modelo durante a simulação.. | 38 |
| Tabela 5 - Grupo amostral do teste de resistência..... | 42 |
| Tabela 6 - Forças de ruptura (N) para os grupos ensaiados. | 53 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

| | |
|-------|--|
| CRRFV | Compósito de Resina Reforçado com Fibra de Vidro |
| CRF | Compósito Reforçado com Fibra |
| FEA | Finite Element Analysis / Análise de Elementos Finitos |
| FCIB | Fiber Cad – Implant & Bridge |
| PPFI | Prótese Parcial Fixa Implantossuportada |
| PPF | Prótese Parcial Fixa |
| MEV | Microscopia Eletrônica de Varredura |
| MPa | Mega Pascal |

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| 1 INTRODUÇÃO | 18 |
| 2 REVISÃO DE LITERATURA..... | 20 |
| 2.1 Alternativas de materiais para PPF | 21 |
| 2.2 Materiais compósitos e sua aplicação na odontologia..... | 23 |
| 2.2.1 Materiais compósitos para a fabricação de PPF..... | 24 |
| 2.3 Fiber Cad – Implant & Bridge | 25 |
| 2.3.1 Propriedades Mecânicas - Fiber Cad – Implant & Bridge..... | 26 |
| 3 PROPOSIÇÃO | 29 |
| 4 MATERIAIS E MÉTODOS | 30 |
| 4.1 Escaneamento do Modelo e Desenho das Subestruturas | 30 |
| 4.1.1 Geometria da PPF..... | 32 |
| 4.2 Análise de Elementos Finitos | 35 |
| 4.3 Construção de Base para Ensaios Mecânicos..... | 39 |
| 4.4 Ensaios Mecânicos | 41 |
| 4.4.1 Preparação dos Corpos de Prova | 43 |
| 4.4.2 Cimentação dos Corpos de Provas | 43 |
| 4.4.3 Análise por Ensaio Mecânico – <i>Load Bearing</i> | 45 |
| 4.5 Análise Microscópica da Região da Falha | 46 |
| 4.6 Análise por Radiografia | 47 |
| 4.7 Comitê de Ética | 48 |
| 5 RESULTADOS..... | 49 |
| 5.1 Análise de Elementos Finitos | 49 |
| 5.2 Análise de Força de Fratura na Flexão..... | 53 |
| 5.2.1 Análise de variância..... | 56 |

| | |
|---|-----------|
| 5.2.2 Teste Tukey-Kramer | 58 |
| 5.3 Análise de Radiografia..... | 60 |
| 5.4 Análise de Microscopia Ótica..... | 63 |
| 6 DISCUSSÃO | 67 |
| 6.1 Comportamento Mecânico do FCIB | 67 |
| 6.2 Resultados dos estudos <i>in sílico vs in vitro</i> | 67 |
| 6.3 Comportamento de Falha do FCIB | 68 |
| 7 CONCLUSÕES | 70 |
| REFERÊNCIAS..... | 71 |

1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de tecnologias inovadoras com o propósito de facilitar a prática clínica de cirurgiões dentistas ao redor do mundo tem sido a força motriz de inovação da Angelus Indústria de Produtos Odontológicos ao longo de um período de 29 anos. Fundada em Londrina (PR) pelo cirurgião dentista Dr. Roberto Alcantara, a empresa trilhou uma notável trajetória de inovação no campo de materiais odontológicos, com enfoque primordial em soluções voltadas para tratamentos endodônticos. Isso culminou na consolidação da Angelus como uma das líderes globais em tecnologia de cimentos biocerâmicos e pinos em fibra de vidro.

A busca incessante por novas alternativas na fabricação de pinos em fibra de vidro, especialmente para situações em que não se justifica clinicamente a utilização dos tradicionais pinos de fibra de vidro, levou a empresa a desenvolver a tecnologia de resinas reforçadas com fibra de vidro para aplicação na odontologia digital. Dessa iniciativa, surgiu a linha Fiber Cad, a qual engloba duas soluções distintas: uma voltada para a produção de pinos anatômicos (Fiber Cad - Post & Core) e outra, objeto deste estudo, destinada à fabricação de componentes protéticos, como Próteses Parciais Fixas (PPF) ou barras de protocolo, denominada Fiber Cad - Implant & Bridge.

A utilização da tecnologia CAD/CAM na digitalização dos fluxos de fabricação de PPF e subestruturas protéticas oferece diversas vantagens, incluindo a redução do tempo necessário no laboratório protético para a confecção desses casos. Além disso, essa abordagem pode resultar na otimização do uso de materiais (Takaichi et al., 2022), o que tem potencial para diminuir os custos associados a esses tratamentos.

No contexto da fabricação convencional de subestruturas de implantes, são empregados vários processos protéticos que podem resultar em falhas no encaixe das peças fabricadas. No entanto, com a tecnologia CAD/CAM, é possível reduzir o número de etapas envolvidas e aumentar a precisão do tratamento (Cevik et al., 2022). Consequentemente, é possível afirmar que os fluxos digitais na fabricação de PPF e

PPFI (Prótese Parcial Fixa Implantossuportada) têm o potencial de reduzir custos e popularizar esse tipo de tratamento.

Com essa abordagem, espera-se obter melhorias tanto em termos de eficiência na produção quanto na qualidade das próteses, proporcionando resultados mais precisos e satisfatórios para os pacientes.

As PPF e PPFI podem ser fabricadas em diferentes materiais, metálicos fundidos, metálicos Pré-sinterizados, Zircônia, PEEK e Compósitos reforçados com fibra (Cevik et al., 2022). Apesar das altas taxas de sucesso clínico de curto prazo no uso de Zircônia monolítica para essa aplicação, seus efeitos de médio e longo prazo ainda precisam ser avaliados, sendo as metalo-cerâmicas o padrão ouro para essa aplicação (Sailer et al., 2018). Algumas possibilidades de novos materiais vêm sendo estudado para esse tipo de aplicação, sendo que a nova geração de Compósitos de resina reforçados com fibra de vidro (CRRFV) tem apresentado sucesso em curto prazo e aceitação pelos pacientes, especialmente pode sua leveza e conforto (Biris et al., 2017).

Este trabalho irá estudar a validação do Fiber Cad – Implant & Bridge, um novo bloco para o sistema CAD CAM, para a fabricação de infraestrutura de prótese parcial fixa de 3 elementos, com um pântico. Para isso, serão confeccionadas 24 subestruturas, com áreas de conector de 10 mm^2 , 5 mm^2 e $2,5 \text{ mm}^2$. As subestruturas serão avaliadas quanto às seguintes propriedades mecânicas: resistência à flexão, módulo de elasticidade e resistência à fadiga

2 REVISÃO DE LITERATURA

As infraestruturas protéticas, como as Prótese Parciais Fixas (PPF) e Próteses Parciais Fixas Implantossuportadas (PPFI) podem ser fabricadas em ligas metálicas por fundição, por usinagem via CAD-CAM; em Zircônia (3Y-TZP) e em polímeros, como o PEEK. Os CRRFV estão sendo utilizados como alternativa para a fabricação tanto de próteses removíveis como de PPF (Vallittu, 2018), sendo as propriedades mecânicas dos CRRFV, como sua elevada resistência flexural e módulo elástico similar a dentina, fundamentais para tornarem esse material uma opção para esta aplicação (Jovanović et al., 2021; Passaretti et al., 2017).

As vantagens do uso da tecnologia de CAD/CAM, como a redução do tempo para fabricação de peças protéticas que levam a redução de etapas que podem induzir erros no processo, levam a um aumento da eficiência no fluxo de trabalho e qualidade das peças (Abduo, 2014; Blatz, Conejo, 2019; Suganna et al., 2022). São estas as características que estão impulsando mudança na forma de trabalho de protéticos e cirurgiões dentistas ao redor do mundo (Davidowitz, Kotick, 2011).

Além disso, acompanhamentos clínicos de peças protéticas vêm mostrando resultados de sobrevivência média em acompanhamento de longa duração compatíveis com as peças produzidas pelos métodos convencionais (Kapos, Evans, 2014). Este é um outro dado importante que qualifica o uso desta tecnologia digital na odontologia é mais rápido do que a capacidade da academia de gerar evidências clínicas que comprovem a segurança deles. (Joda et al., 2017)

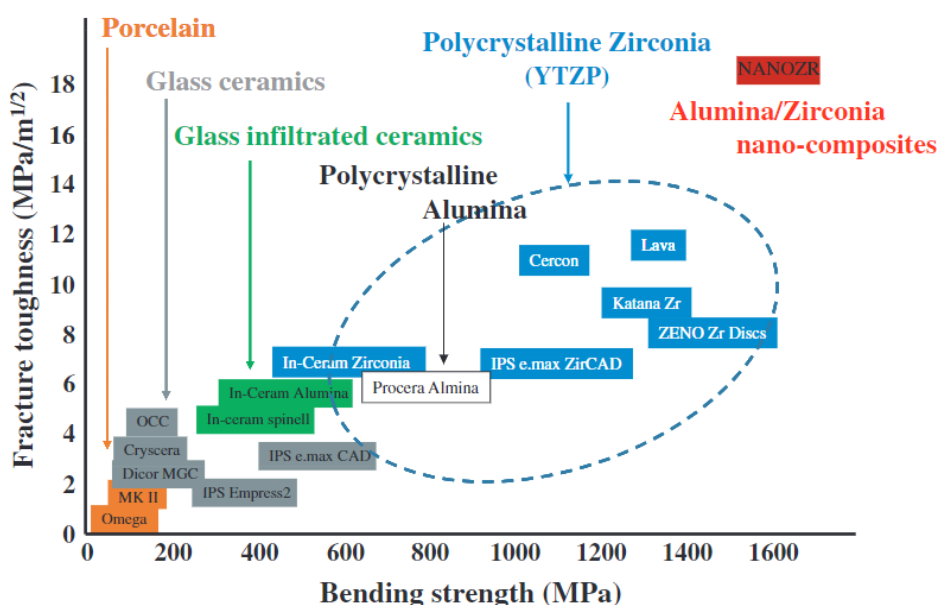
Como consequência, o uso da tecnologia CAD/CAM para a fabricação de peças protéticas e tratamentos odontológicos vem se difundindo e abrangendo cada vez mais diferentes situações clínicas, com um número também crescente de materiais, inclusive compósitos (Skorulska et al., 2021). Embora o uso de soluções *metal-free* para a fabricação de PPF e PPFI esteja sendo cada vez mais estudado e aplicado, ainda faltam evidências clínicas que comprovem vantagens clínicas sobre tratamentos utilizando componentes metálicos (Ce et al., 2017; Joda et al., 2017; Pordeus et al., 2022).

2.1 Alternativas de materiais para PPF

A utilização do sistema de fabricação digital vem introduzindo alternativas para a fabricação de peças protéticas de materiais alternativos aos metais tradicionais. Algumas das opções já disponíveis no mercado para o fluxo de digital são, além de ligas metálicas como de titânio e Cromo Cobalto, PMMA, Zircônia, PEEK e resina termoplástico. (Mendoza-Carrasco et al., 2020; Suganna et al., 2022; Takaichi et al., 2022).

Dentre as opções de *metal-free* para o sistema de CAD CAM se destacam as diferentes classes de materiais cerâmicos. Existem diferentes opções de cerâmicas disponíveis para a aplicação, com propriedades mecânicas diversas, o que tornam esta classe de material muito versátil. (Miyazaki,Hotta, 2011)

Figura 1 - Propriedades mecânicas de materiais cerâmicos para CAD/CAM



Legenda: Gráfico das propriedades de resistência a flexão (MPa) e tenacidade a fratura (MPa/m^{1/2}) comerciais para o sistema de CAD/CAM.

Fonte: (Miyazaki,Hotta, 2011)

Apesar da grande variedade de cerâmicas disponíveis para uso, algumas propriedades intrínsecas destes materiais, como o elevado módulo elástico e elevada densidade ainda são pontos de atenção dos profissionais durante a escolha de materiais para o tratamento odontológico. (LIMA et al., 2020)

Como uma alternativa para as cerâmicas, o PEEK vem sendo amplamente estudado e vem se mostrando uma promissora alternativa para a fabricação de peças protéticas *metal-free*, sendo que as suas propriedades como elasticidade, resistência e leveza os principais atributos deste material que justifica o seu potencial uso na odontologia. (Bathala et al., 2019)

Na Tabela 1 abaixo, estão os comparativos de propriedades mecânicas das principais soluções *metal-free* do mercado com o produto alvo deste estudo.

Tabela 1 - Comparativo de Propriedades

| Material | FCIB | CRF | Zirconia | PEEK |
|--------------------------------|--|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| Resistência Flexural (MPa) | 607 ^{(TF) a} 478 ^{(LF) a} | 392 – 540 ^{b-d} | 850 – 1250 ^b | 150 – 201 ^{b-e} |
| Módulo Elástico (GPa) | 37.2 ^{(TF) a} 32.3 ^{(LF) a} | 18.8 – 26 ^{b-d} | > 200 ^{b-d} | 3.8 – 5.1 ^b |
| Resistência Tração (MPa) | 301 ^a | 169 – 380 ^{b-d} | 115 – 711 ^d | 97 – 115 ^b |
| Resistência a Compressão (MPa) | 421 ^a | - | 1200 – 5200 ^d | - |

Legenda: Tabela comparativa de diferentes materiais para fabricação de peças protéticas, sendo FCIB: Fiber Cad – Implant & Bridge; FRC: Resina reforçada com fibra. Dados com (TF) indicam resultado na direção transversal e (LF) na direção longitudinal.

Fonte: (a) Angelus Industria de Produtos Odontológicos; (b) (Cevik et al., 2022); (c)(Biris et al., 2017); (d) (Jovanović et al., 2021); (e) (Shrivastava et al., 2021)

Um das grandes questões ainda a serem estudados e validades para os materiais *metal-free*, em especial os de base polimérica é a performance clínica ao longo dos anos. Os acompanhamentos clínicos realizados em pacientes tratados com PPF fabricados em CRF mostram taxa de sobrevivência de 72% entre 2 e 5 anos da aplicação, dados que mostram que a indicação deste material para próteses permanentes não é indicada. (Kumbuloglu,Özcan, 2015; Poggio et al., 2017)

2.2 Materiais compósitos e sua aplicação na odontologia

Os materiais à base de resina reforçada com fibra de vidro vêm sendo utilizados há décadas na fabricação de dispositivos médicos, inclusive na área da odontologia com alta taxa de sucesso especialmente devido às boas propriedades mecânicas (Kelly, 2007; Vallittu, 2018). As técnicas tradicionais de utilização deste tipo de material envolviam a confecção das peças de maneira manual, este tipo de técnica ocasionalmente pode levar a erros, especialmente por falhas na colocação das fibras nas regiões de reforços (Gonzalez et al., 2020; Perea et al., 2014).

Apesar das dificuldades técnicas iniciais, as propriedades dos CRF justificavam seu uso. Um das principais características dos CRF é a sua capacidade de absorver tensões, o que pode minimizar sobrecargas em regiões mais críticas das próteses (Omaish,Abdelhamid, 2022). Além disso, o uso de CRF pode tratar um dos graves problemas dos materiais cerâmicos, que é o tipo de fratura frágil. As propriedades dos CRF fazem com que eles, quando desenhados de maneira adequada apresentem fratura o tipo frágil, ocasionando a não ocorrência de uma falha do tipo catastrófica no elemento protético. (Petersen,Liu, 2016)

Uma importante mudança para a disseminação do uso dos CRF é a possibilidade de simplificação do seu fluxo de aplicação dentro da prática odontológica, a redução de etapas significa a diminuição do risco de falhas nas peças. Um dos exemplos disto é a ampla utilização e bons resultados mecânicos e clínicos, do uso de fibras de reforço pré-impregnadas pelos fabricantes (Gaspar Junior et al.,

2009; Solanki et al., 2021). Talvez um dos casos de maior sucesso na aplicação de CRF sejam os pinos pré-fabricados para reforço de dentes tratados endodonticamente. Neste caso a solução é entregue pronta ao cirurgião dentista, que precisa somente realizar o processo de preparo e cimentação das peças no conduto (Elsubeihi et al., 2020).

Com a evolução da tecnologia de materiais na odontológica e a disseminação dos sistemas de CAD/CAM levaram ao desenvolvimento de novos materiais para estas técnicas, inclusive materiais a base de CRF. Atualmente existem soluções na odontologia digital para a fabricação de peças protéticas (Kelly, 2007) além de soluções para a confecção de pinos anatômicos. (do Nascimento et al., 2021; Suzaki et al., 2021).

2.2.1 Materiais compósitos para a fabricação de PPF

A utilização de materiais metálicos como PPF apresenta alguns problemas como a baixa estética do preparo, a toxicidade do material, possibilidade de corrosão e altos custos de fabricação. (Cekic-Nagas et al., 2018; Elsubeihi et al., 2020; Vallittu, 2018). Já existem estudos que demonstram algumas vantagens na utilização de CRF pelo fluxo digital e dados in vitro que comprovam desempenho adequado, apesar da necessidade de mais testes clínicos, especialmente de longa duração. (Kelly, 2007)

Os materiais as bases de CRF disponíveis no mercado para uso via fluxo digital, apresentam desempenho mecânico adequados para utilização clínica, sendo que as falhas mecânicas normalmente ocorrem na interface de cimentação com a cobertura da peça protética (de Oliveira Lino et al., 2018). Estudos também mostram que que PPF de 3 elementos fabricantes pelo sistema digital apresentam resistência de fratura, considerando áreas de conectores simulares, próximos a outros materiais já consagradas para a utilização em subestruturas, com a diferença no modo de falha, sendo predominante a falha por decimentação a mais comum nos CRF. (Bonfante et al., 2015)

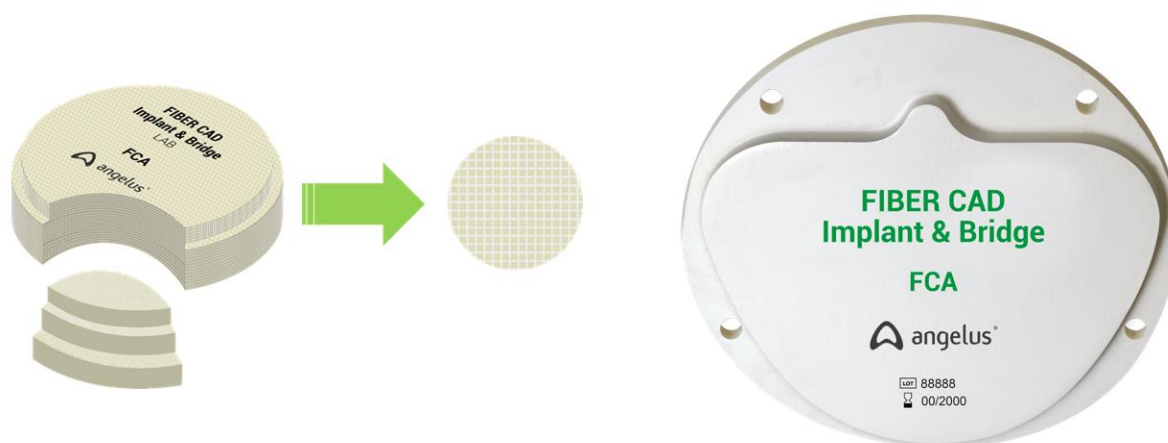
O uso, dos materiais a base de CRF, apresenta, entretanto, um ponto de preocupação quando comparado a outros materiais. A sua compatibilidade química com a exposição ao ambiente bucal foi testada e a matriz dos compósitos apresentam resultados de perda de massa, *in vitro*, adequados para o uso em boca (Bechir et al., 2021). Mesmo com resultados variáveis, uma desvantagem da utilização dos CRF é sua maior sensibilidade ao ambiente, sendo que estudos mostram que estes materiais apresentam maior alteração de cor do que outras alternativas *metal-free* para PPF, como o PEEK por exemplo. (Shiozawa et al., 2023)

2.3 Fiber Cad – Implant & Bridge

O material submetido a este estudo é um novo material à base de resina epóxi e fibra de vidro, com o nome comercial de Fiber CAD – Implant & Bridge, da fabricante Angelus Industria de Produtos Odontológicos.

O Fiber CAD – Implant & Bridge está sendo introduzido no mercado como uma possível alternativa para a fabricação de barras de protocolos e subestruturas de implantes. O material tem composição baseada em resina epóxi e reforço mecânico em fibra de vidro bidirecional empilhadas, conforme Figure 2 abaixo.

Figure 2 - Fiber Cad - Implant & Bridge



Legenda: Esquerda – Imagem ilustrativa do FCIB com seus reforços em fibra de vidro; Direita – Imagem real do produto.

Fonte: Angelus Industria de Produtos Odontológicos.

Conforme indicação do fabricante (Angelus), o produto deve ser aplicado dentro do fluxo digital, sendo fresado no formato final da peça protética. A tecnologia proposta não demanda tratamento de sinterização após a fresagem da peça, visto que o sistema resinoso já é completamente curado, reduzindo assim o tempo de preparação da prótese final e reduzindo a chance de erros, especialmente ligada a variações de mais etapas de confecção das peças. Para a aplicação final da peça não é recomendando nenhum tipo de polimento ou tratamento adicional, ainda conforme informações da bula do fabricante é necessária, previamente a usinagem a limpeza da peça com álcool, sinalização para a então cobertura com cimento ou peça protética adicional.

2.3.1 Propriedades Mecânicas - Fiber Cad – Implant & Bridge

As propriedades mecânicas e algumas características do FCIB foram declaradas pelo fabricante (Angelus Industria de Produtos Odontológicos) e estão descritas na Tabela 2. As propriedades são compatíveis com algumas propriedades de outros materiais utilizados para este tipo de aplicação (Cevik et al., 2022; Jovanović

et al., 2021; Suzaki et al., 2020), o que torna o FCIB potencial material para esta utilização.

Tabela 2 - Propriedades declaradas do Fiber Cad - Implant & Bridge

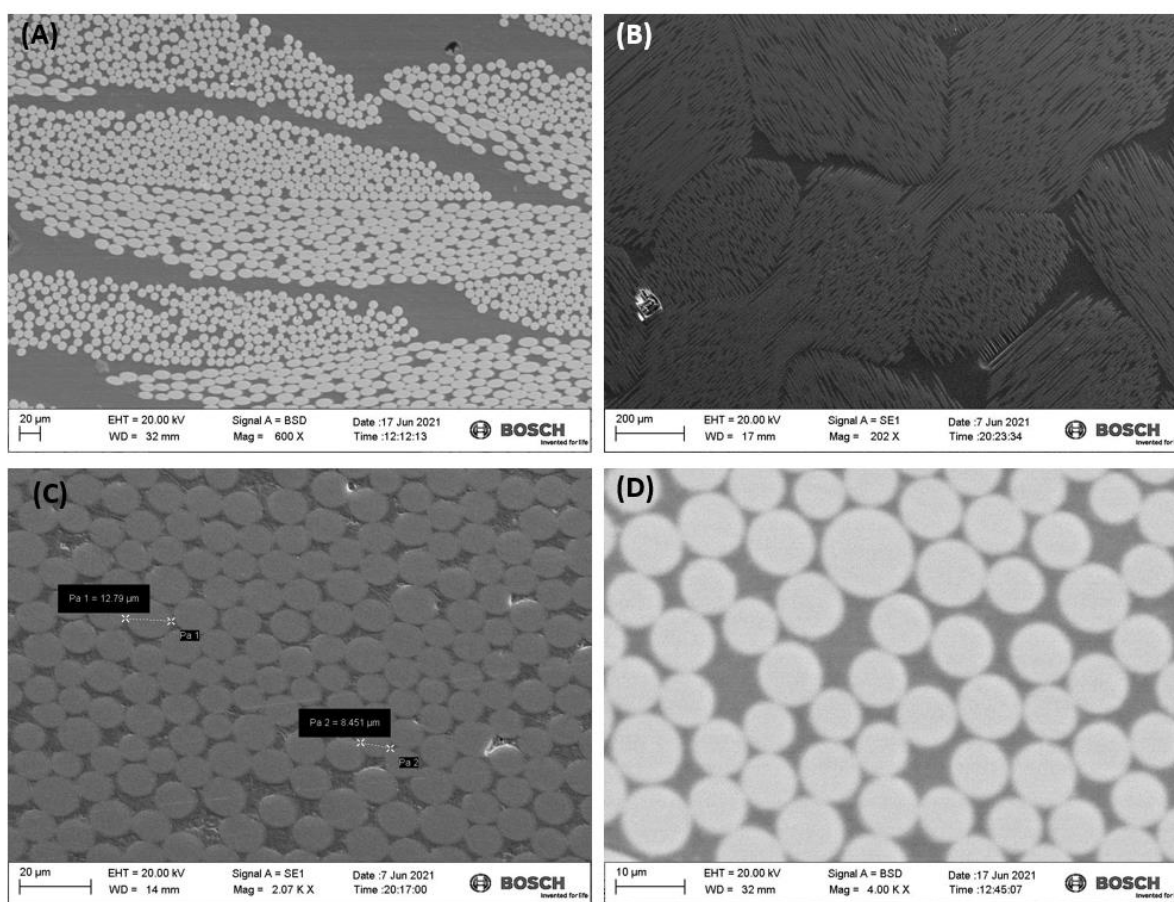
| Característica | Fiber Cad – Implant & Bridge |
|--|------------------------------|
| Resistência à Tração | 301,02 MPa |
| Deformação na Tração | 4,50% |
| Resistência Flexural (0°) | 478,82 MPa |
| Módulo Elástico na Flexão (0°) | 32,34 GPa |
| Resistência à Flexão (90°) | 607,07 MPa |
| Módulo Elástico na Flexão (90°) | 37,21 GPa |
| Quantidade de Fibras | 76,8% |
| Peso Específico | 1,70 g/cm ³ |
| Resistência ao Impacto Charpy (0°) | 154,00 kJ/m ² |
| Resistência ao Impacto Charpy (90°) | 158,00 kJ/m ² |
| Dureza (Shore D) | 94,33 |
| Resistência à compressão | 421,09 MPa |
| Coefficiente de Expansão Térmica (0°) | 33,51 10-6 K-1 |
| Coefficiente de Expansão Térmica (90°) | 9,89 10-6 K-1 |
| Alongamento (dL/L0) até 80°C | < 0,0025 mm |
| Absorção de água | 3,65 µg/mm ³ |
| Diâmetro Médio das Fibras | 9,92 µm |

Fonte: Angelus Industria de Produtos Odontológicos

As características microscópicas do FCIB podem ser observadas na Figura 3. Nas microscopias é possível verificar o empacotamento das camadas de fibra de vidro, assim como a trama utilizada pelo fabricante. É possível verificar também o

diâmetro das fibras utilizadas como reforço e a interface entre a fibra e a matriz resinosa.

Figura 3 – Imagens de Microscopia Eletrônica de Varredura do Fiber Cad - Implant & Bridge



Legenda: (A) estrutura de camadas do produto, (B) tipo de trama utilizado, (C) Diâmetro médio das fibras e (D) Área de interface entre fibra e resina.

Fonte: Angelus Industria de Produtos Odontológicos.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo principal deste estudo *in silico* e *in vitro* foi o de avaliar o efeito da dimensão do conector nas cargas de ruptura de infraestrutura de PPF em um novo material à base de resina epóxi reforçado com tecido de fibra de vidro com reforços em duas direções.

Os objetivos específicos foram:

- a) Desenvolver e validar uma metodologia para análise de elementos finitos para o FCIB
- b) Validar os resultados da análise de elementos finitos com os testes mecânicos
- c) Estudar o mecanismo de falha do FCIB

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Escaneamento do Modelo e Desenho das Subestruturas

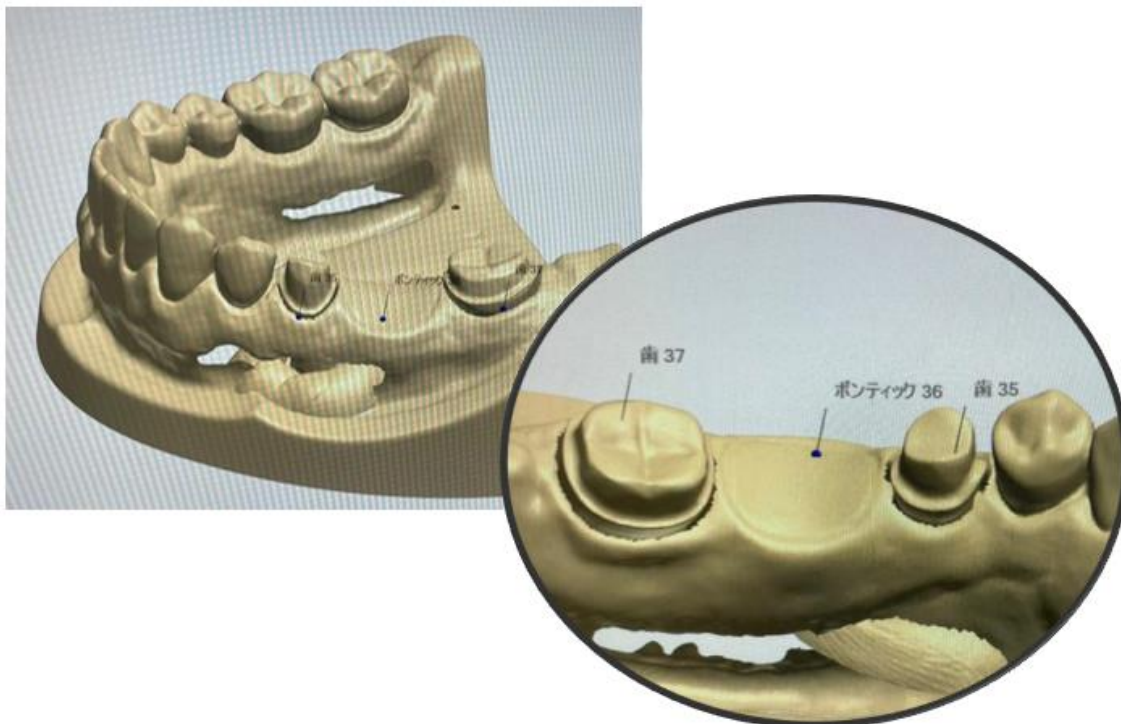
Um manequim odontológico (Nissin Dentsply, Japão) com dentes rígidos foi preparado conforme Figura 4 na região definida para o estudo – dentes 35 a 37. Os preparos foram realizados diretamente nos dentes do modelo, mantendo como espaço protético a posição do dente 36.

Figura 4 - Manequim utilizado como modelo para o projeto.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Após a finalização do manequim, ele foi escaneado com um Scanner de Laboratório (Modelo D200, 3Shape, Dinamarca), e a edição dos arquivos foram feitas no software Dental Designer (Versão 2018, 3Shape, Dinamarca). Detalhes do manequim escaneado podem ser vistos Figura 5, sendo este arquivo escaneado utilizado como uma das bases para a análise de elementos finitos.

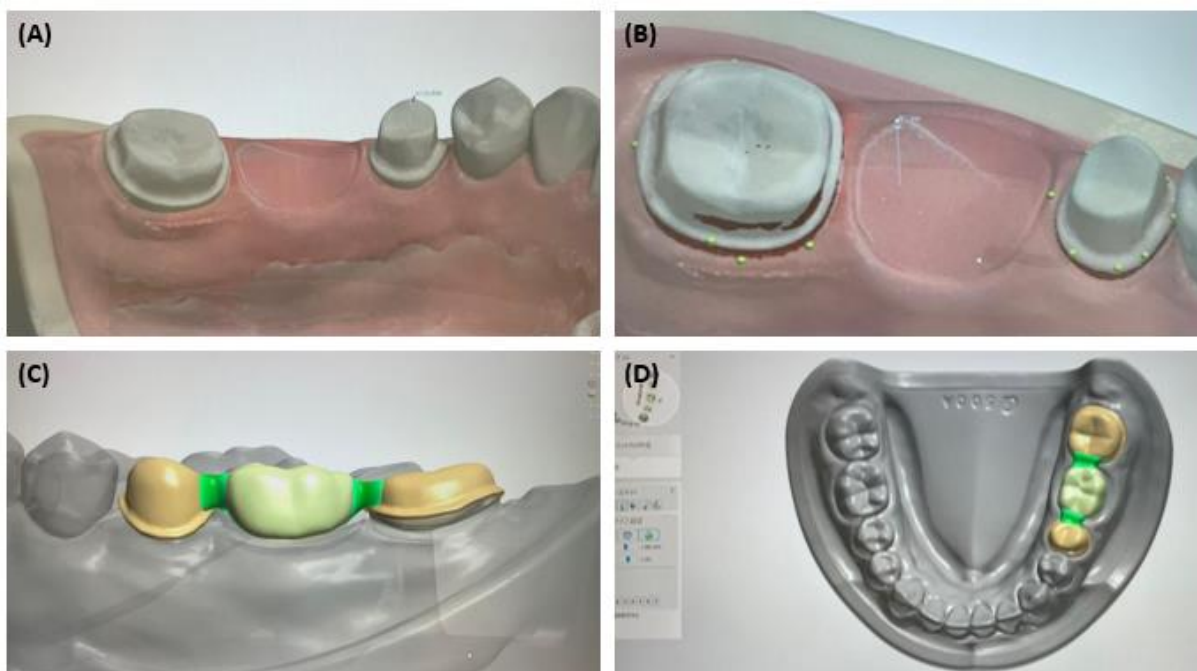
Figura 5 – Escaneamento do Modelo

Legenda: Esquerda – Vista vestibular do manequim Escaneado; Direita – Vista oclusal aproximada da região do estudo.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Após o escaneamento da peça foram definidas as margens do preparo e as primeiras versões das peças foram preparadas, conforme ilustrado na Figura 6 abaixo. Na figura estão detalhados em (A) a região de estudo, em (B) a definição das margens de contorno dos dentes, demarcadas pelos pontos em amarelo, em (C) e (D) as regiões de variação de dimensões para o estudo, que são as áreas de conexão destacadas na cor verde.

Figura 6 - Criação da subestrutura da PPF



Legenda: (A) Modelo escaneado, (B) definição das margens do preparo – pontos em amarelo, (C) Desenho e ajustes das peças e (D) Modelo digital com a subestrutura desenhada.
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.1.1 Geometria da PPF

A partir do manequim, simulando o caso protético, foram propostas 7 geometrias diferentes para a análise de elementos finitos. Variaram-se as alturas e as larguras dos conectores entres os dentes 36-37 e 35-36. As configurações obtidas estão dispostas na Tabela 3 que segue.

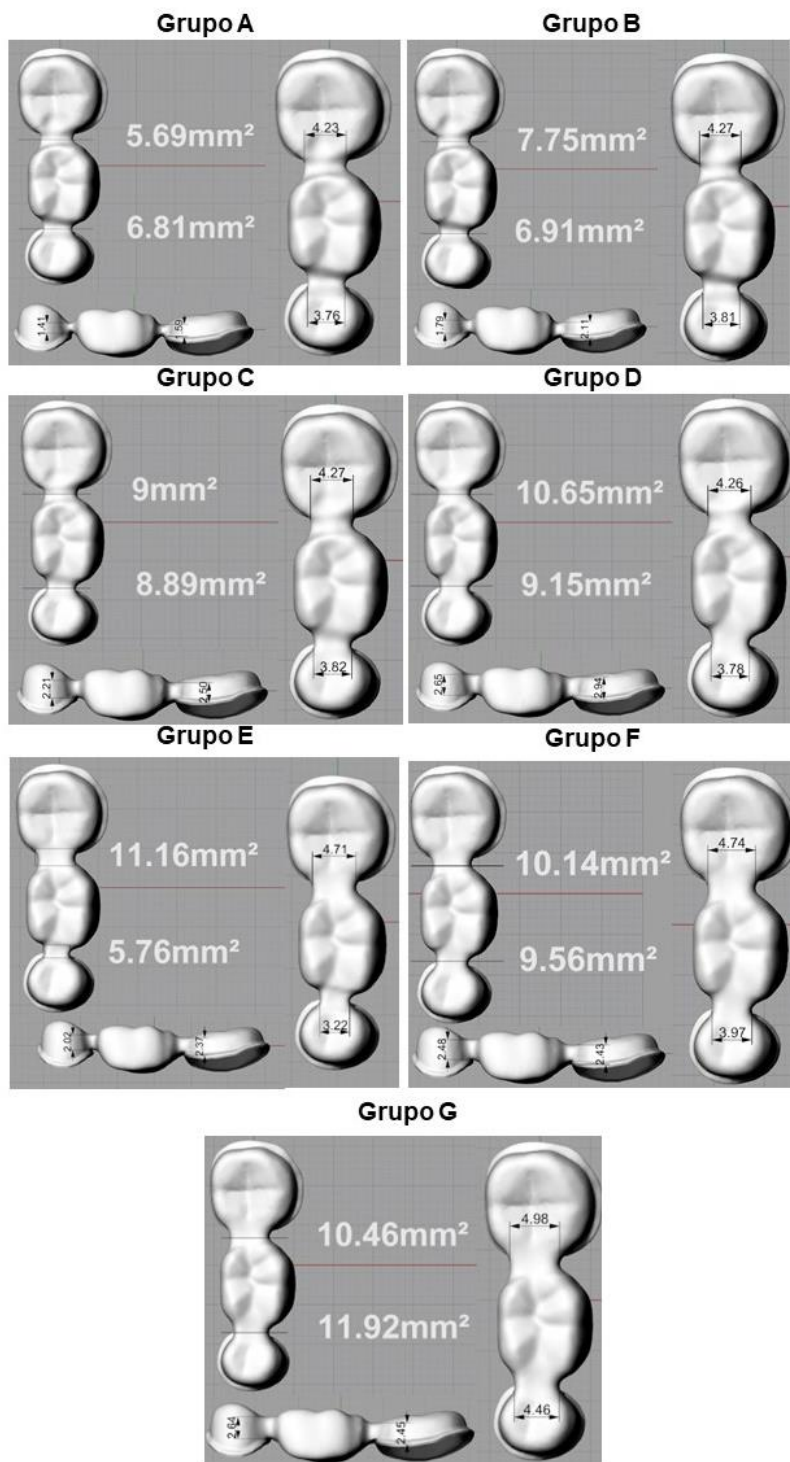
Tabela 3 - Dimensões (mm e mm²) dos conectores das subestruturas da PPF.

| Grupo | 36-37 | | | 35-36 | | |
|-------|--------|---------|-------|--------|---------|-------|
| | Altura | Largura | Área | Altura | Largura | Área |
| A | 1,59 | 4,23 | 5,69 | 1,41 | 3,76 | 6,81 |
| B | 2,11 | 4,27 | 7,75 | 1,79 | 3,81 | 6,91 |
| C | 2,50 | 4,27 | 9,00 | 2,21 | 3,82 | 8,89 |
| D | 2,94 | 4,26 | 10,65 | 2,65 | 3,78 | 9,15 |
| E | 2,37 | 4,71 | 11,16 | 2,02 | 3,22 | 5,76 |
| F | 2,43 | 4,74 | 10,14 | 2,48 | 3,97 | 9,56 |
| G | 2,45 | 4,98 | 10,46 | 2,64 | 4,46 | 11,92 |

Fonte: Autor

As dimensões individuais – largura e altura máxima – de cada um dos conectores, foram obtidas através do software Rhinoceros 3D (Versão 7.0, Robert McNeel & Associates, Seattle, EUA) detalhadas na Figura 7.

Figura 7 - Dimensões dos Grupos de subestruturas desenvolvidos para o estudo



Legenda: Dimensões e áreas dos conectores desenhados para os diferentes grupos do estudo, desenhados em software Rhinoceros 3D.
 Fonte: Elaborado pelo autor.

Com base nos resultados encontrados após as simulações de concentração de tensões, por análise de elementos finitos os seguintes grupos foram escolhidos para a execução dos ensaios in vitro, sendo estes o grupo A, grupo C e grupo G. Estas escolhas ocorreram pelo fato do Grupo A ter apresentado a maior uma das maiores áreas de acúmulo de tensão, o Grupo C por ter a geometria média entre os grupos desenvolvidos e o Grupo G por ter sido o grupo com menor área de acúmulo de tensão, representando assim a condição de maior segurança clínica.

4. 2 Análise de Elementos Finitos

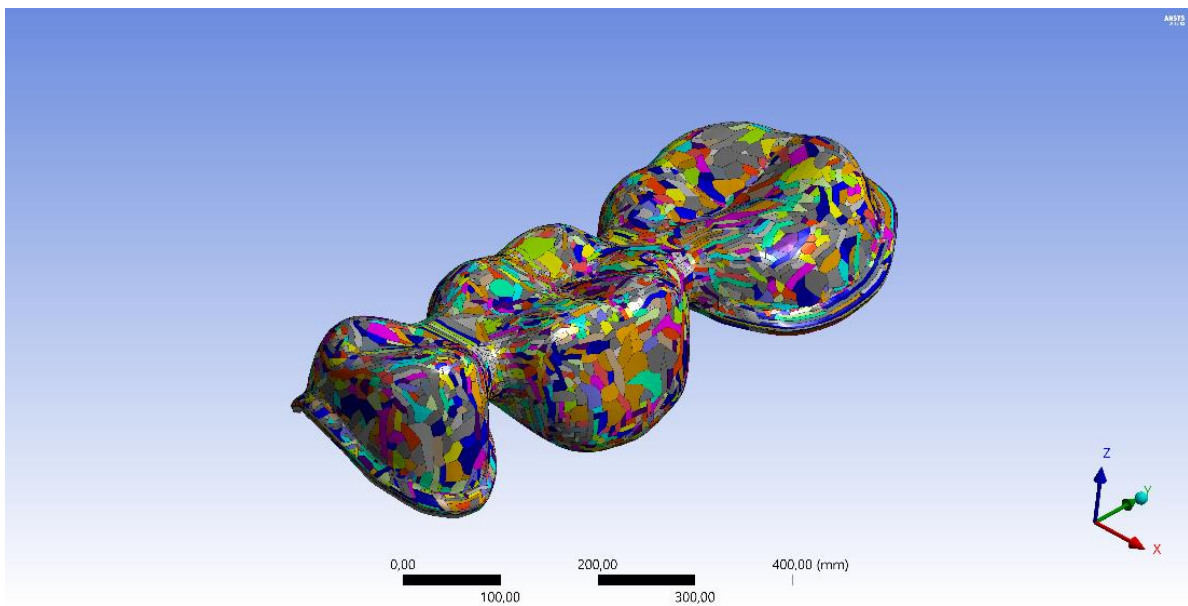
A análise de elementos finitos foi realizada em parceria com a Universidade Academic Center for Dentistry Amsterdam (Holanda) utilizando como base para a simulação o modelo escaneado e os dentes preparados. O objetivo desta análise foi a de avaliar a concentração e distribuição de tensões e deformações nos diferentes tipos de dimensões de PPF propostas, verificando assim a influência de parâmetros como dimensões e área dos conectores na performance da peça.

Para a análise estrutural estática, os modelos foram verificados e importados como arquivos STEP para o software de análise (ANSYS 19.2, ANSYS Inc., Houston, TX, EUA). As propriedades mecânicas de cada material foram inseridas para cada componente sólido com comportamento isotrópico e homogêneo (conforme descrito na Tabela 2). Os contatos entre as estruturas foram considerados colados.

Neste estudo, utilizamos a funcionalidade de "Virtual Topology" disponível no software ANSYS para a análise e simulação de um sistema estrutural complexo. A aplicação dessa ferramenta foi fundamental para superar desafios de conectividade entre elementos de malha, que não poderiam ser fisicamente conectados devido à natureza geométrica do modelo. Ao criar conexões virtuais entre os elementos de malha relevantes, pudemos obter uma representação mais precisa do comportamento estrutural e interações entre diferentes componentes do sistema. Além disso, a "Virtual Topology" proporcionou uma abordagem eficiente para modelar regiões específicas

do sistema, simplificando a análise e melhorando a precisão dos resultados obtidos (Figura 8)

Figura 8 - Topografia da análise de elementos finitos

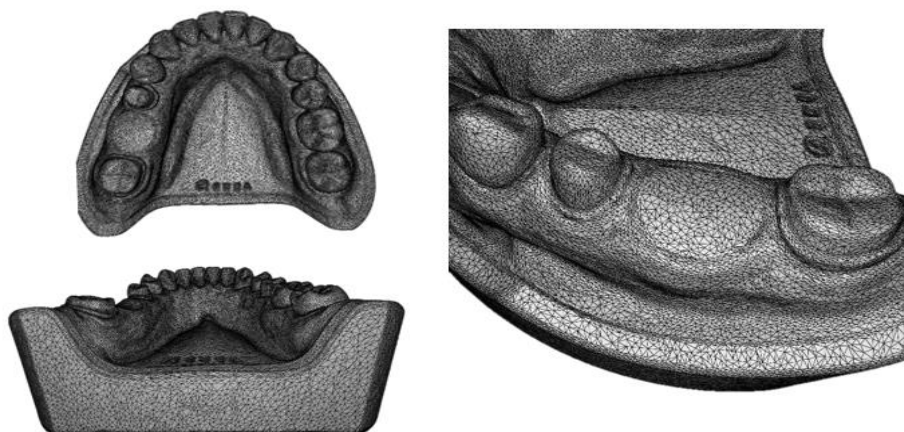


Legenda: Topografia virtuais geradas no momento da exportação do modelo complexo.

Fonte: Elaborado pelo Autor

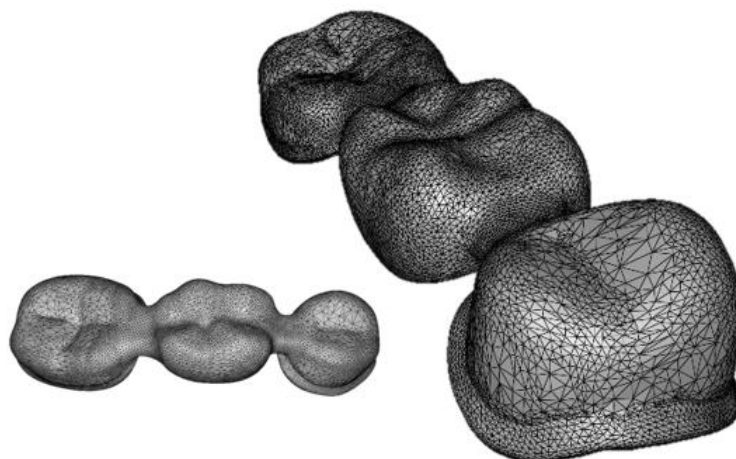
Nas Figura 9 e Figura 10, estão detalhados os exemplos de malha que serão utilizadas para a FEA para o modelo e a PPF, respectivamente. O tamanho da malha e número de nós será definido conforme o andamento das simulações, de forma a garantir a precisão dos resultados dos ensaios.

Figura 9 - Malha preliminar no modelo para a execução de análise de elementos finitos.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 10 - Malha preliminar na PPF para execução da análise de elementos finitos

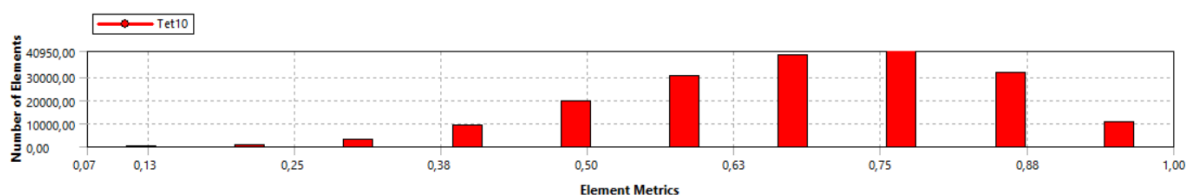


Fonte: Elaborado pelo autor.

Para auxiliar na convergência da análise, o número de faces tangentes entre os sólidos foi mantido equivalente. A malha inicial com elementos tetraédricos (Tet10) foi gerada automaticamente, e qualquer malha que o software considerasse obsoleta foi verificada e removida antes do refinamento final da malha.

Para garantir resultados matemáticos precisos, o teste de convergência de 10% foi adotado para determinar o controle de malha (Monteiro et al., 2018; Tribst et al., 2017), buscando minimizar qualquer influência indesejada nos cálculos, conforme Figura 11 abaixo.

Figura 11 - Métricas da qualidade dos elementos gerados durante o processo de refinamento.



Fonte: (Monteiro et al., 2018)

Tabela 4 - Número de nós e elementos gerados por modelo durante a simulação.

| Modelo | Nós | Elementos |
|---------|--------|-----------|
| Grupo A | 313760 | 182408 |
| Grupo B | 313887 | 182503 |
| Grupo C | 314629 | 183104 |
| Grupo D | 315581 | 183817 |
| Grupo E | 316836 | 184369 |
| Grupo F | 315573 | 183654 |
| Grupo G | 315947 | 183994 |

Fonte: Autor.

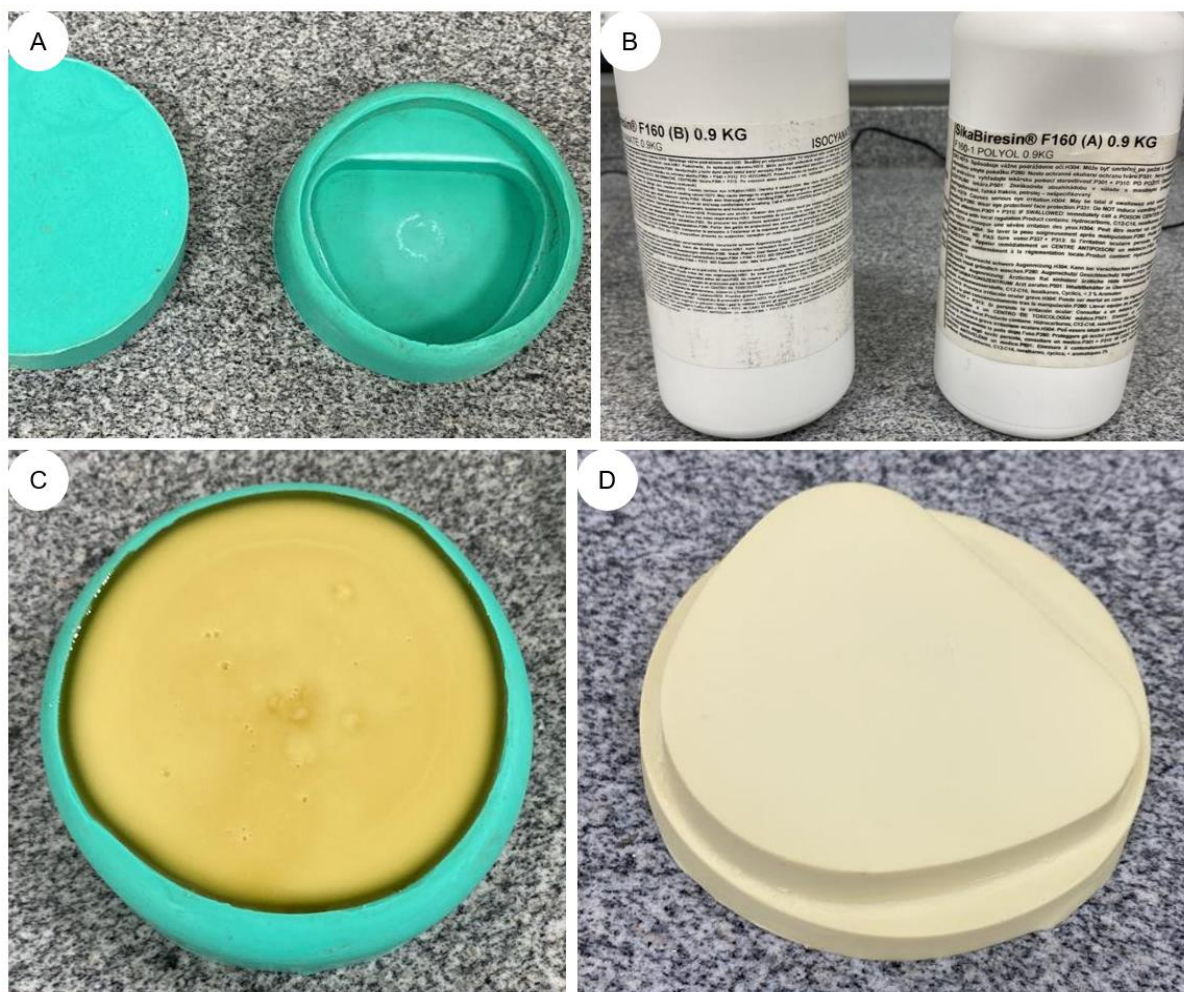
Após o pré-processamento dos modelos, para as condições de contorno, utilizou-se a carga de 600 N em testes in vitro por grupo, totalizando 7 modelos. O conjunto foi fixado na base dos dentes com deslocamento nodal fixo igual a zero, e os modelos foram carregados com uma esfera de 6 mm com o contato da aplicação de carga limitado a 1/3 da distância entre ponta de cúspides vestibular-lingual. A distribuição da Tensão Máxima Principal foi plotada em mapas de estresse colorimétricos e os picos de tensão foram obtidos para comparação quantitativa.

4.3 Construção de Base para Ensaios Mecânicos

Para simulação do comportamento mecânico do osso mandibular foi utilizada resina F160 ISOCYANTE Sika® (Barcelona, Espanha), com a manipulação dos seguintes componentes SikaBiresin® F160 (A) (Lote: VSK-001-018S-043) e SikaBiresin® F160 (B) (Lote: VSK-001-0129-082), na proporção indicada pelo fabricante (1:1; em peso) pesados em uma balança semi-analítica (Mettler Toledo, Modelo E802/A, Barueri, SP, Brasil). Em seguida ambos os componentes foram misturados manualmente, com auxílio de uma espátula, até a completa homogeneização da mistura, que então foi vertida no molde de silicone.

O molde de silicone foi preparado com um bloco comercial do produto Fiber Cad – Post & Core (Angelus, Londrina, Brasil). Após polimerização da resina, as peças foram removidas do molde (Figura 12).

Figura 12 - Confeção do disco de resina



Legenda: (A) Molde utilizado para fabricação do bloco de resina; (B) Resina utilizado para a confecção; (C) Processo de endurecimento de resina dentro do molde; (D) Peça extraída do molde.
 Fonte: Elaborado pelo autor.

O bloco de resina foi usinado para ser compatível com uma fresadora dental, para isso foi utilizado uma router (Model RC 4040 – Fabricante: Cobra CNC, Cotia, São Paulo, Brasil) e brocas de diamante. Em seguida, os blocos foram levados a uma fresadora dental (Amann Girrbach, Ceramill Motion 2, Koblach, Vorarlberga, Áustria) e cópias da região entre os dentes 35 – 37 foram criadas para utilização como base nos ensaios de resistência mecânica (Figura 13).

Figura 13 – Base para ensaio mecânico

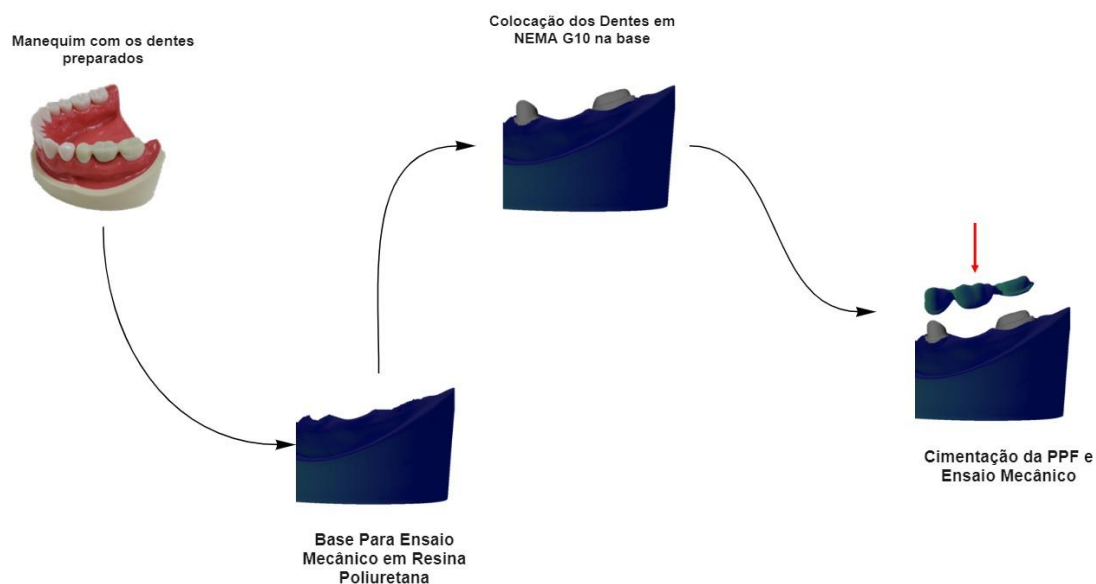


Legenda: Base com região do espaço protético para a realização dos ensaios mecânicos.
Fonte: Elaborado pelo Autor.

4.4 Ensaios Mecânicos

Para a realização dos ensaios mecânicos, os processos descritos na Figura 14 foram conduzidos.

Figura 14 - Fluxo de obtenção do sistema para ensaio mecânico.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O detalhamento das etapas propostas está nas seções que seguem. Para os ensaios mecânicos, os grupos amostrais descritos na Tabela 5 foram utilizados.

Tabela 5 - Grupo amostral do teste de resistência.

| Grupo | Tamanho Amostral | Detalhe Teste |
|---------|------------------|---|
| Grupo A | n = 6 | Cada grupo com uma base específica e ensaiado 48h após a cimentação |
| Grupo C | n = 6 | |
| Grupo G | n = 6 | |

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.4.1 Preparação dos Corpos de Prova

A preparação dos corpos de prova foi realizada em duas etapas. A primeira etapa foi a usinagem dos dentes 35 e 37 em NEMA G10, material à base de fibra de vidro e resina epóxi com propriedades similares a da dentina (Taufer, Della Bona, 2019). Estes dentes foram usinados, com base nos preparos originais do manequim, em quantidades suficientes para que cada ensaio mecânico realizado fosse feito com um conjunto novo de dentes, minimizando a influência dessa variável no resultado do teste.

A confecção dos corpos de prova da PPF foi realizada pela usinagem em fresadora odontológica de 5 eixos (Amann Girrbach, Ceramill Motion 2, Koblach, Vorarlberga, Áustria) seguindo protocolo de fresagem do PMMA com fresa T1 de 2,5 mm de diâmetro e ponta esférica com revestimento de diamante (OSG Corporation, código 70099235D, Kita-Ku, Osaka, Japão) e fresa T2 de 1,0 mm de diâmetro e ponta esférica com revestimento de diamante (OSG Corporation, código 70099234D, Kita-Ku, Osaka, Japão). Foram usinadas amostras suficientes para a realização de 6 ensaios em três grupos de designs escolhidos, que foram determinados a partir do resultado da análise de elementos finitos.

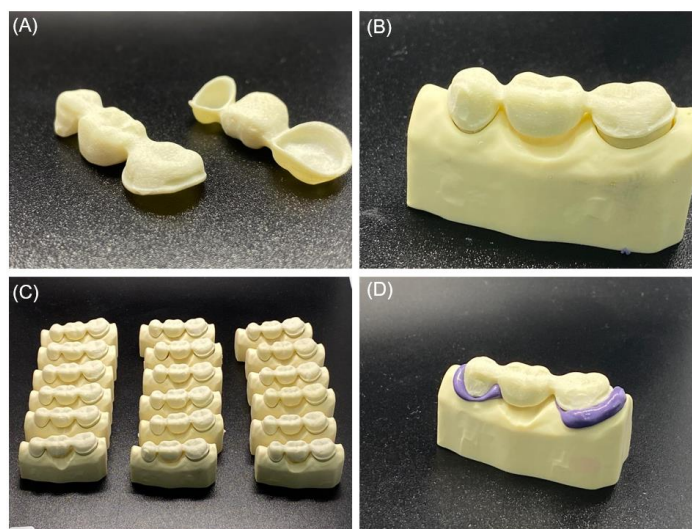
4.4.2 Cimentação dos Corpos de Provas

Previamente à cimentação, o interior das peças protéticas e as superfícies dos dentes suportes foram limpos com álcool absoluto e secos com jato de ar. Conforme indicação do fabricante, e para promover o aumento da adesão entre a peça protética e a superfície do dente fresado, o interior das peças protéticas foi tratado com agente de união silano pré-hidrolisado (Silano Angelus, Angelus, Londrina, PR, Brasil), aplicado com aplicador descartável (Aplik Angelus). Aguardou-se 1 minuto para secagem com jato de ar.

O cimento RelyX (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) foi dispensado em bloco de papel para manipulação e misturado durante 20s. O material homogeneizado foi aplicado no interior das peças, as quais foram levadas em posição de assentamento final sobre os dentes montados em manequim, foi aplicada pressão manual, pelo mesmo operador, durante 60 segundos em cada uma das peças cimentadas. Os excessos foram removidos com auxílio de explorador duplo n. 05 e aplicadores descartáveis.

A fotoativação foi realizada com aparelho Valo (Ultradent, South Jordan, UT, EUA) com intensidade de $1400\text{mW}/\text{cm}^2$ na superfície oclusal, vestibular e mesial de cada pilar da peça protética por tempo de 20s. Depois de 48h da fotoativação, o conjunto dentes/peça protética foi levado ao bloco de poliuretano, interpondo-se fina camada de material elastomérico Impregum Soft (3M ESPE, Sumar, SP, Brasil), para simulação do ligamento periodontal. Os excessos de material foram removidos com lâmina de bisturi n. 15. Na Figura 15 abaixo é possível ver algumas etapas do processo de cimentação do corpo de prova.

Figura 15 - Cimentação dos corpos de prova



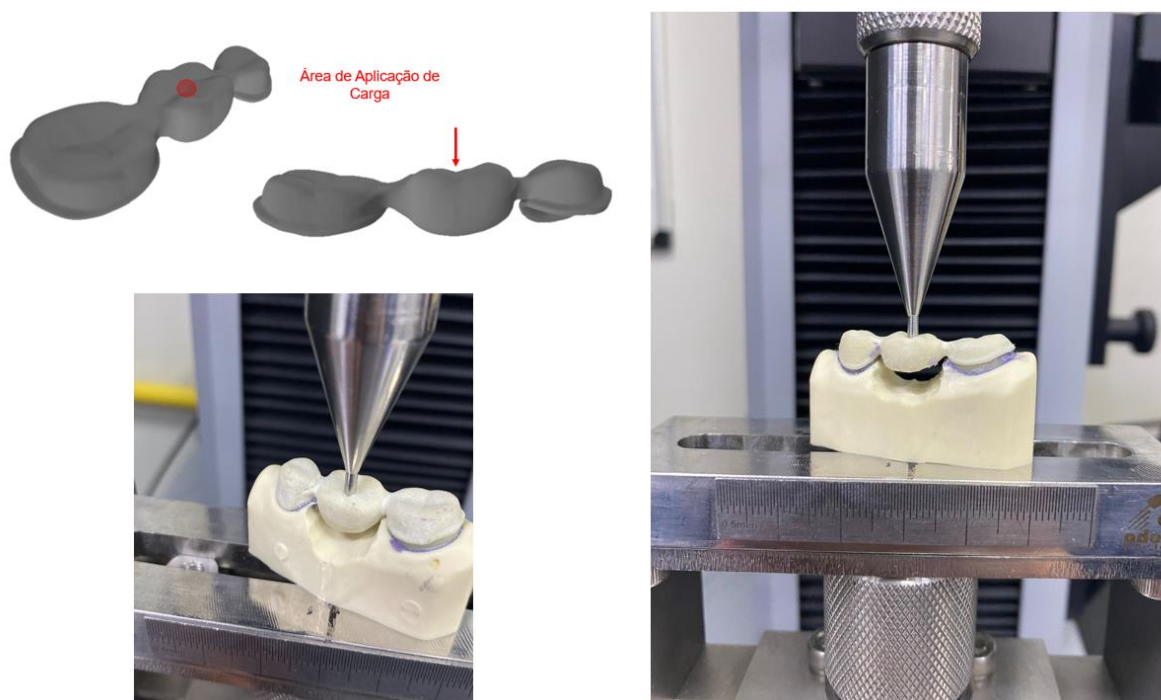
Legenda: (A) PPF limpas e silanizadas, (B) PPF cimentada nos dentes de NEMA G10, (C) Amostras cimentadas aguardando período pós cimentação de 48 horas e (D) Fixação do sistema cimentado na base de ensaios com Impregum Soft.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.4.3 Análise por Ensaio Mecânico – *Load Bearing*

Os testes mecânicos foram realizados em máquina universal de ensaios (Instron, modelo SC34, São José dos Pinhais, PR, Brasil) com aplicação de força compressiva na peça já cimentada e apoiada no modelo construído em resina. A aplicação de carga foi feita de maneira pontual, na região demonstrada na Figura 16 abaixo.

Figura 16 - Área de aplicação de carga durante os ensaios mecânicos.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A carga foi aplicada no centro do sulco principal do pântico (dente 36) com aplicador metálico de 2mm de diâmetro com célula de carga de 5KN e velocidade de 0,5mm/s até a fratura, sendo registrado o gráfico de tensão vs deformação e força máxima de ruptura do sistema. Os testes mecânicos foram realizados para o seguinte grupo amostral:

- **3 grupos de subestruturas** – Escolhidos a partir dos resultados das FEA;
- **Tamanho amostral n = 6**, para cada grupo.

Os dados obtidos (N) foram submetidos à análise de variância e teste de Tukey para comparação entre os grupos, ambos com $\alpha = 0,05$. Os testes foram realizados com o software estatístico JMP 17 (JMP Statistical Discovery, version 17.0.0, Cary, Carolina do Norte, EUA).

4.5 Análise Microscópica da Região da Falha

Após a realização dos ensaios mecânicos dos corpos de provas ensaiados foram preparados para a microscopia (Figura 17). Para esta análise, estes corpos de prova foram embutidos em resina acrílica com cura a frio (Resina Acrílica, Fortel, São Paulo, Brasil) e em seguida polidos com politriz metalográfico (Modelo PLF DV, Fortel, São Paulo, Brasil) com água até lixa de granulometria 2000, sendo por fim polidos com pasta de diamante com gramatura de 0,5 μ m.

Figura 17 - Corpo de prova preparado para o ensaio de microscopia.



Legenda: Corpo de prova embutido e polido para realização do ensaio de microscopia ótica. Neste corpo de prova houve desgaste de 6 mm, para exposição da linha central da peça protética.
Fonte: Elaborado pelo autor.

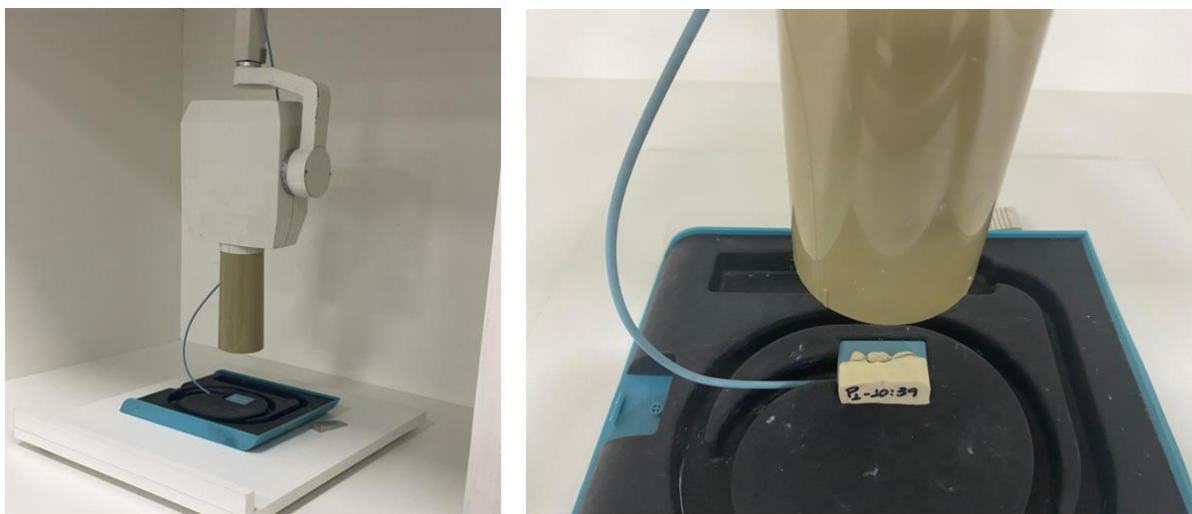
As amostras foram analisadas com microscópio ótico AxioLab Mat 5 com câmera acoplada (Zeiss, Oberkochen, Alemanha). Foram utilizadas lentes de 5x, 20x e 50x de aumento, sendo possível captação de imagens com ampliação de 50x, 200x e 500x, respectivamente.

4.6 Análise por Radiografia

Para a análise do padrão de falha da PPF foram realizadas radiografias das peças cimentadas, antes e após a realização dos ensaios mecânicos. Para este procedimento foi utilizado um emissor de raio X odontológico (Dabi Atlante, Modelo Spectro 70X, Ribeirão Preto, SP, Brasil), sensor digital para radiografia odontológica

(Fona, modelo CDRelite, Assago, MI, Itália) e o software para análise das imagens (Denstsply Sirona, Schick CDR Dicom versão 15.1, Nova Iorque, NY, EUA).

Figura 18 - Configuração utilizada para a análise radiográfica das amostras ensaiadas



Fonte: Elaborado pelo autor.

As amostras foram posicionadas sobre o sensor, de forma que a emissão do raio X atingisse a amostras pela sua face vestibular. O emissor foi colocado em posição fixa, com distância de 15 cm do sensor e o tempo de exposição adotado foi de 0,5 a 0,7 segundos.

4.7 Comitê de Ética

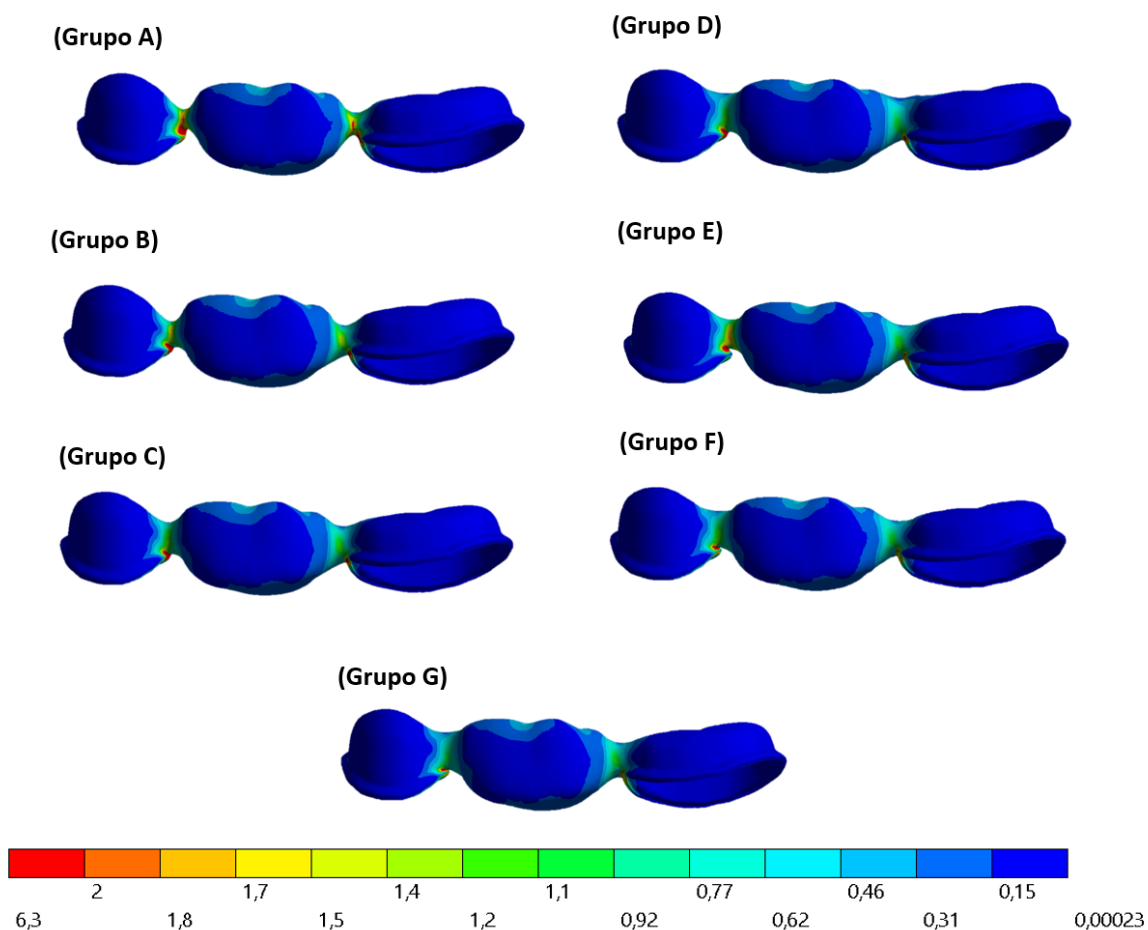
A metodologia de estudos deste projeto contemplou somente a realização de ensaios *in vitro* e *in sílico*, não sendo realizado o uso de qualquer material biológico, de natureza humana ou animal. Portanto, o projeto dispensou a necessidade de submissão e aprovação por comitê de ética.

5 RESULTADOS

5.1 Análise de Elementos Finitos

Foram realizadas as análises de elementos finitos para todos os grupos de infraestruturas de PPF desenhados. Na Figura 19 é possível observar a concentração de tensão nas infraestruturas PPF para todos os grupos nas regiões de conectores, especialmente no conector entre os dentes 35-36, onde estão as menores áreas.

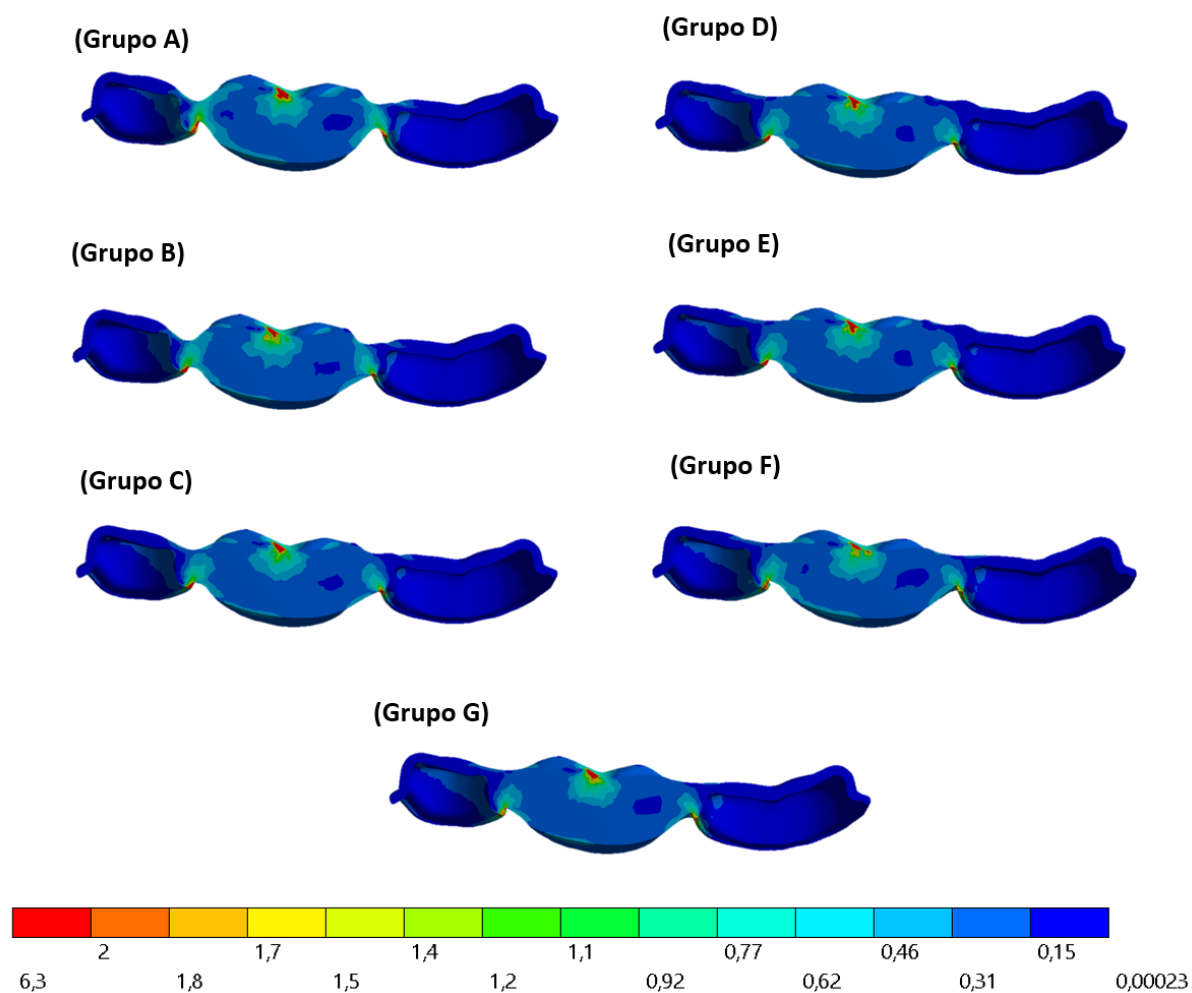
Figura 19 - Comparação da concentração de tensão (MPa) para cada um dos grupos estudados, vista lateral da PPF.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A vista da seção longitudinal dos modelos de PPF desenhados (Figura 20) mostra que além da concentração de tensões nos conectores, existe uma região de tensão, presente em todos os desenhos, no sulco principal do pântico.

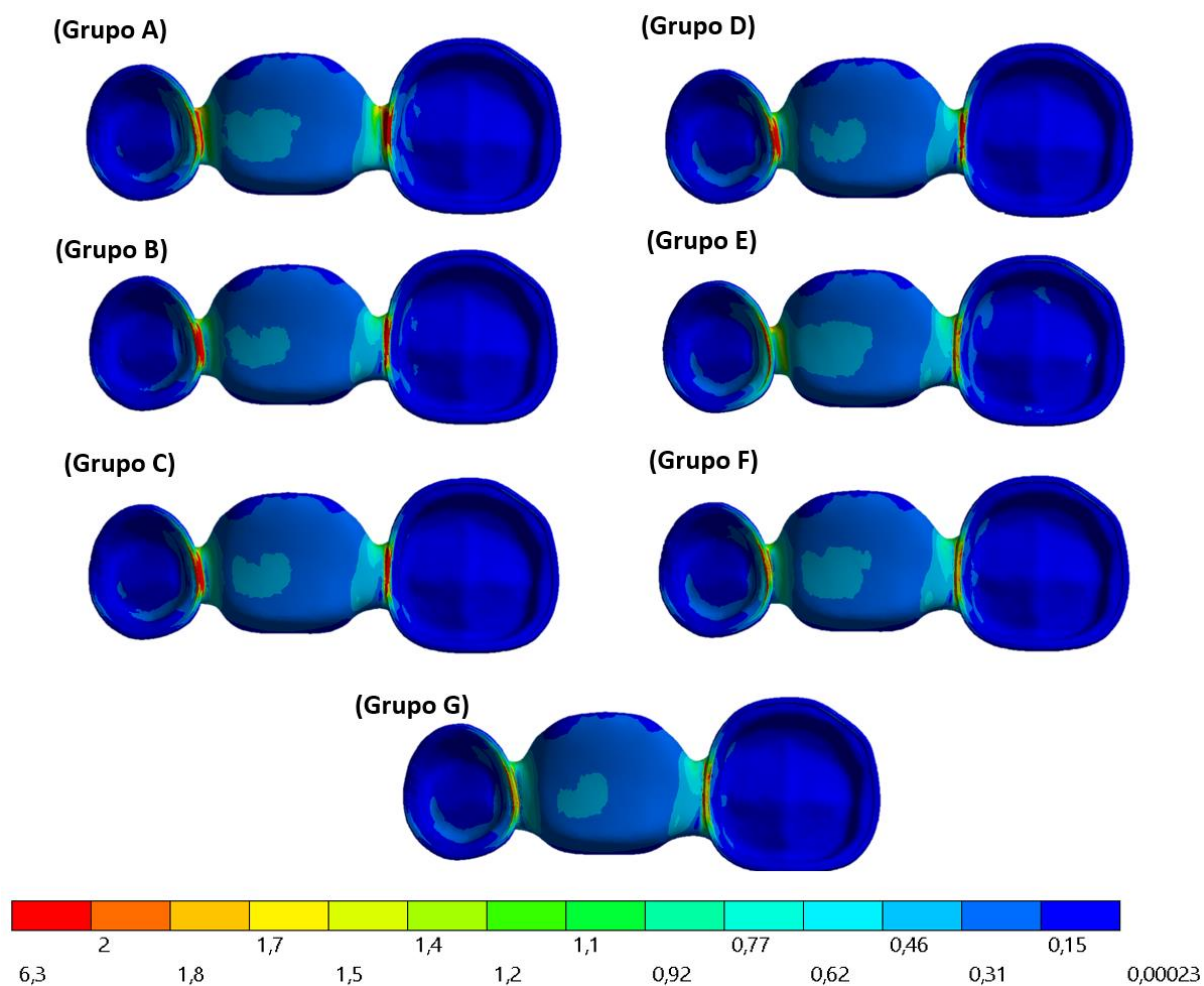
Figura 20 - Comparação da concentração de tensão (MPa) para cada um dos grupos (vista da seção longitudinal da PPF).



Fonte: Elaborado pelo autor.

Ao analisar as diferentes PPF pela vista inferior (Figura 21) é possível verificar com a concentração de tensões ocorre ao longo dos conectores, presente em todo o comprimento inferior desta seção.

Figura 21 - Comparação da concentração de tensão (MPa) para cada grupo (vista inferior da PPF).



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os resultados da simulação mostram que os valores encontrados das tensões máximas não apresentam variação significativa entre os grupos estudados, sendo que em todos os casos as tensões máximas encontradas ficaram próximas a 6,3MPa.

5.2 Análise de Força de Fratura na Flexão

Os resultados encontrados nos ensaios mecânicos comprovam os resultados obtidos por meio da análise de elementos finitos, evidenciando que a resistência à fratura da PPF está diretamente ligada aos parâmetros de design utilizados na construção da mesma. Na Tabela 6 estão indicados os valores de força de fratura para cada uma das amostras dos grupos.

Tabela 6 - Forças de ruptura (N) para os grupos ensaiados.

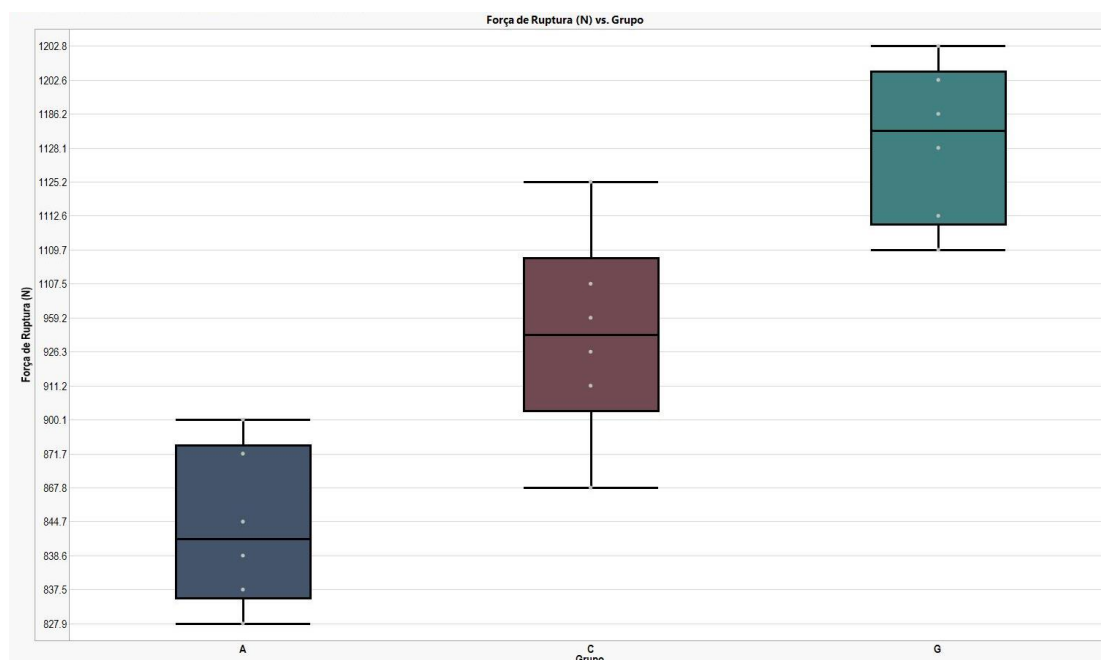
| Corpo de prova | Grupo G | Grupo A | Grupo C |
|-----------------------|----------------|----------------|----------------|
| 1 | 1.112,6 | 838,6 | 867,8 |
| 2 | 1.128,1 | 873,5 | 959,2 |
| 3 | 1.109,7 | 871,7 | 926,3 |
| 4 | 1.202,8 | 844,7 | 1.125,2 |
| 5 | 1.186,2 | 827,9 | 911,2 |
| 6 | 1.202,6 | 900,1 | 1.107,5 |
| Média | 1.157,0 | 859,4 | 982,9 |
| Desvio Padrão | 44,9 | 27,0 | 107,6 |
| Amplitude | 93,1 | 72,2 | 257,4 |

Fonte: Elaborado pelo autor.

O grupo G apresentou os valores mais elevados de força de ruptura (média de 1.157,0 N) entre os três grupos, além de ter apresentado um desvio padrão destes resultados também baixo. O Grupo A, com as menores áreas de conectores, apresentou valores de força de ruptura de 859,4 N, menores que os valores encontrados para o Grupo C, que apresentou uma média de força de ruptura de 982,9N. Assim como no grupo G, o grupo A teve um abaixo desvio padrão em seus

resultados, efeito que não foi presenciado no grupo C que apresentou o desvio padrão mais significativo entre os grupos, conforme também evidenciado na Figura 22.

Figura 22 - Box Plot dos resultados de Força de Ruptura (N) por Grupos



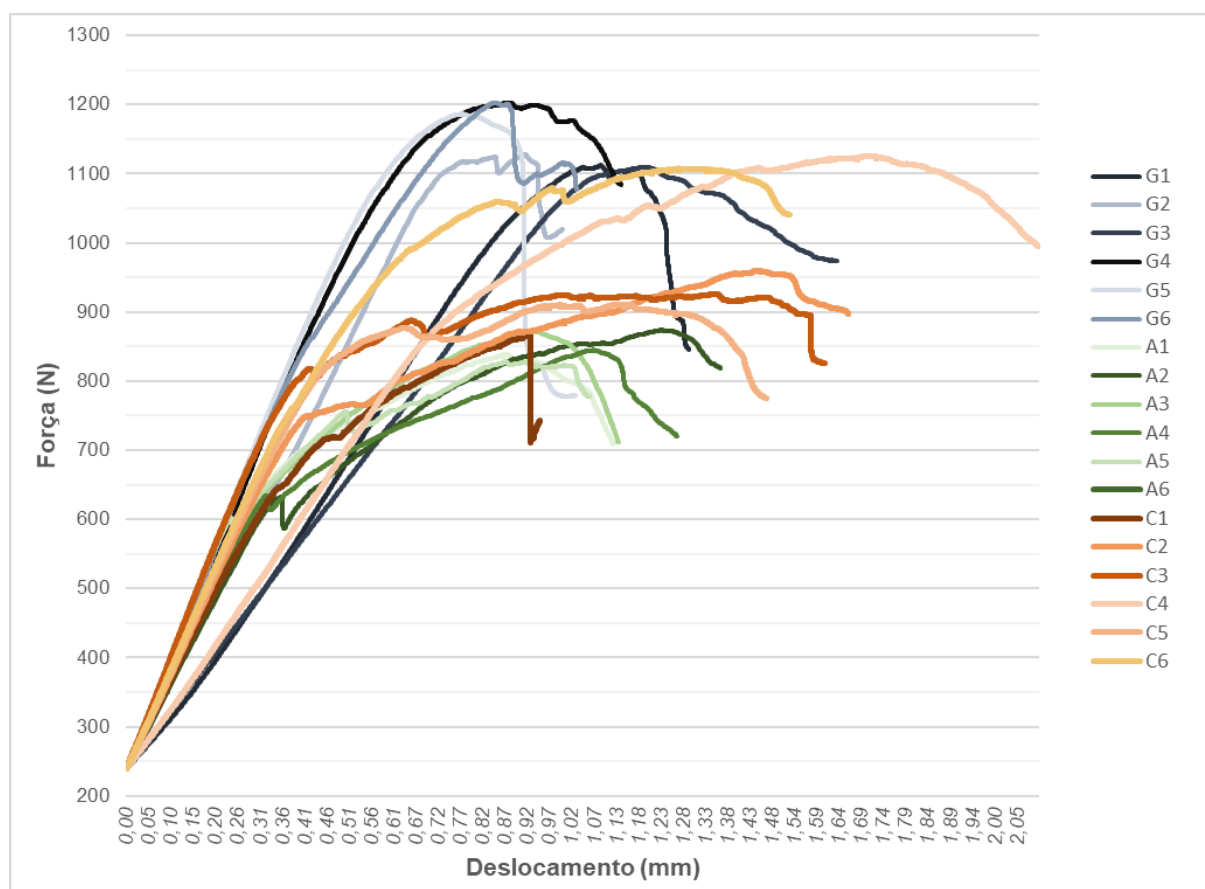
Fonte: Elaborado pelo autor.

O box plot nos mostra que o aumento dos valores médios de força de ruptura nos grupos, evidenciando a direta relação entre áreas dos conectores e a resistência a ruptura da PPF. É possível também identificar neste gráfico o maior desvio padrão apresentado pelo grupo C, acentuado pelos seus valores máximo e mínimo encontrados, que estão distantes da média do grupo.

Através dos resultados de ensaio mecânico podemos também, a partir dos gráficos de tensão vs deformação, avaliar o comportamento do FCIB diante das várias geometrias propostas. No gráfico da Figura 23 estão representados o comportamento de todos os grupos, sendo possível visualizar a influência do conector na força de ruptura. Entretanto, os gráficos mostram que o comportamento do material sofre pouca alteração entre os grupos, sendo possível observar que nas regiões de força

até 600 – 700 N o material continua apresentando seu comportamento elástico característico, independente da geometria da peça.

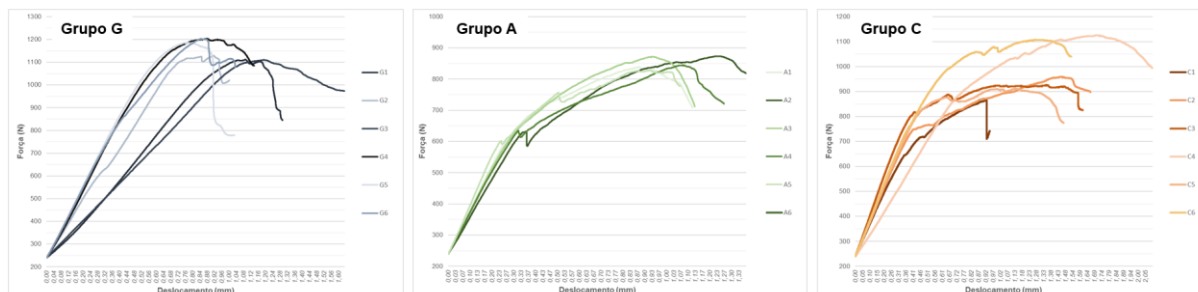
Figura 23 - Curva Força vs Deslocamento comparativo dos Grupos



Fonte: Elaborado pelo autor.

Ao observar o comportamento dos grupos isoladamente, através de três gráficos força vs deslocamento (Figura 24) verifica-se uma pequena variação de comportamento entre os grupos. No Grupo G apesar dos valores de ruptura serem mais elevados, a região de deformação plástica do material é menor. Já para os grupos A e C é possível notar uma clara transição entre o regime de deformação elástica e o de deformação plástica.

Figura 24 - Gráficos de Força vs Deslocamento dos grupos ensaiados



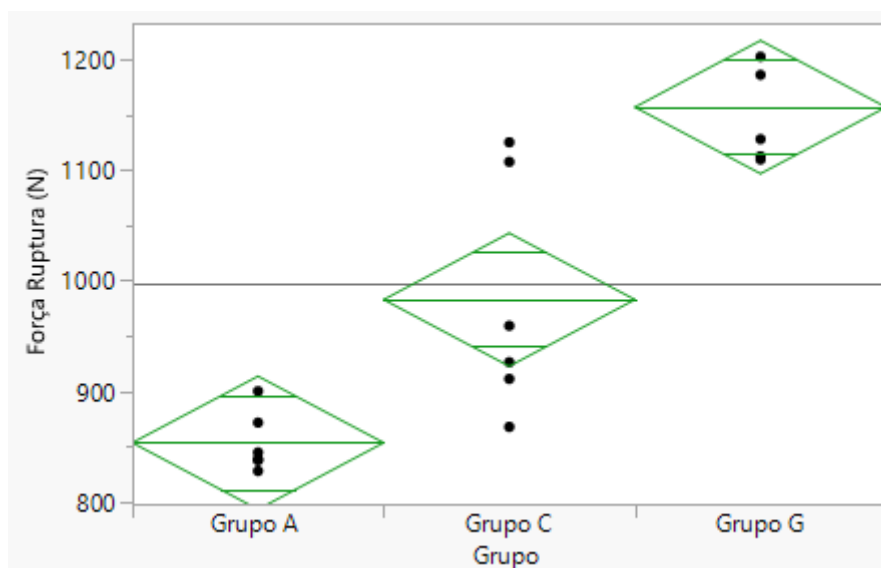
Fonte: Elaborado pelo autor.

O comportamento apresentado pelo FCIB, independentemente do tipo geometria adotado, indicada baixo risco de fratura do tipo frágil do material quando uso.

5.2.1 Análise de variância

A análise de variância (ANOVA) de 1 fator foi conduzida a partir das forças máximas de ruptura obtidas para cada uma das amostras dos três grupos estudados. No gráfico (Figura 25) estão demonstrados as médias e os valores de confiança para cada um dos três grupos.

Figura 25 - Valores de confiança da ANOVA de 1 fator



Fonte: Elaborado pelo autor.

O resultado da ANOVA de 1 fator mostra que existe diferença significativa entre os grupos estudados, sendo o valor p encontrado para esta análise menor que 0,0001. Os detalhamentos dos cálculos estão dispostos na Figura 26 que segue.

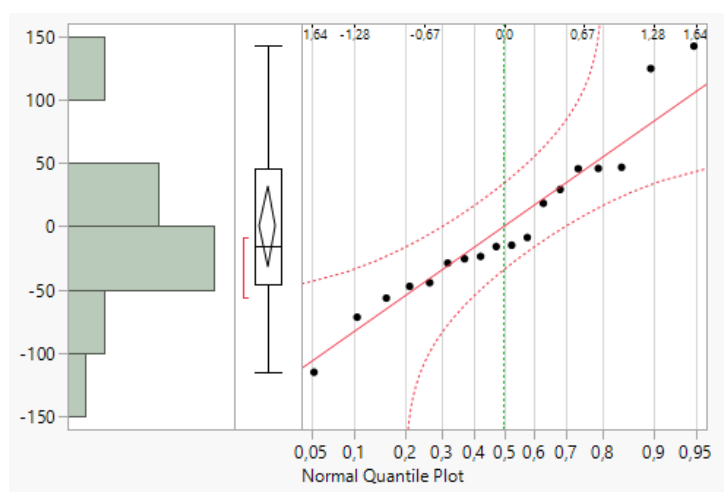
Figura 26 - Resultados da análise ANOVA de 1 fator

| Analysis of Variance | | | | | |
|----------------------|----|----------------|-------------|---------|----------|
| Source | DF | Sum of Squares | Mean Square | F Ratio | Prob > F |
| Grupo | 2 | 278485,12 | 139243 | 29,1239 | <,0001* |
| Error | 15 | 71715,66 | 4781 | | |
| C. Total | 17 | 350200,78 | | | |

Fonte: Elaborado pelo autor.

Para determinar se as premissas utilizadas para o cálculo da ANOVA estão corretos, os residuais foram plotados em um gráfico quartil normal (Figura 27), na qual é possível observar que os residuais estão distribuídos de forma compatível com a regressão linear.

Figura 27 - Distribuição dos valores residuais da análise ANOVA de 1 fator

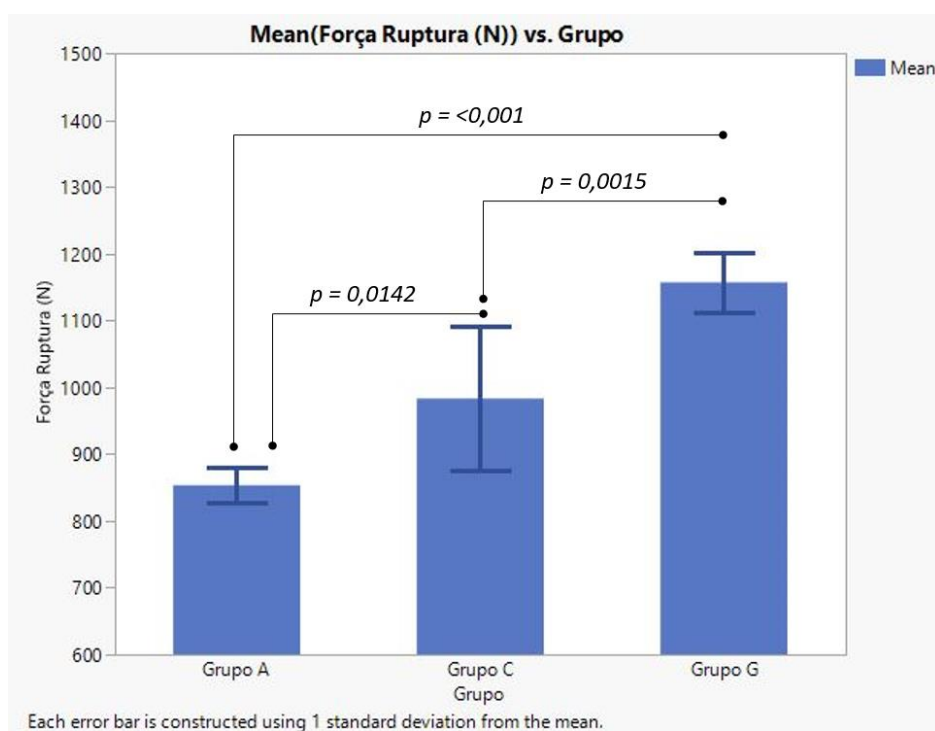


Fonte: Elaborado pelo autor.

Com os resultados da ANOVA é possível afirmar que existe direta relação então a força máxima de ruptura e a geometria da PPF.

5.2.2 Teste Tukey-Kramer

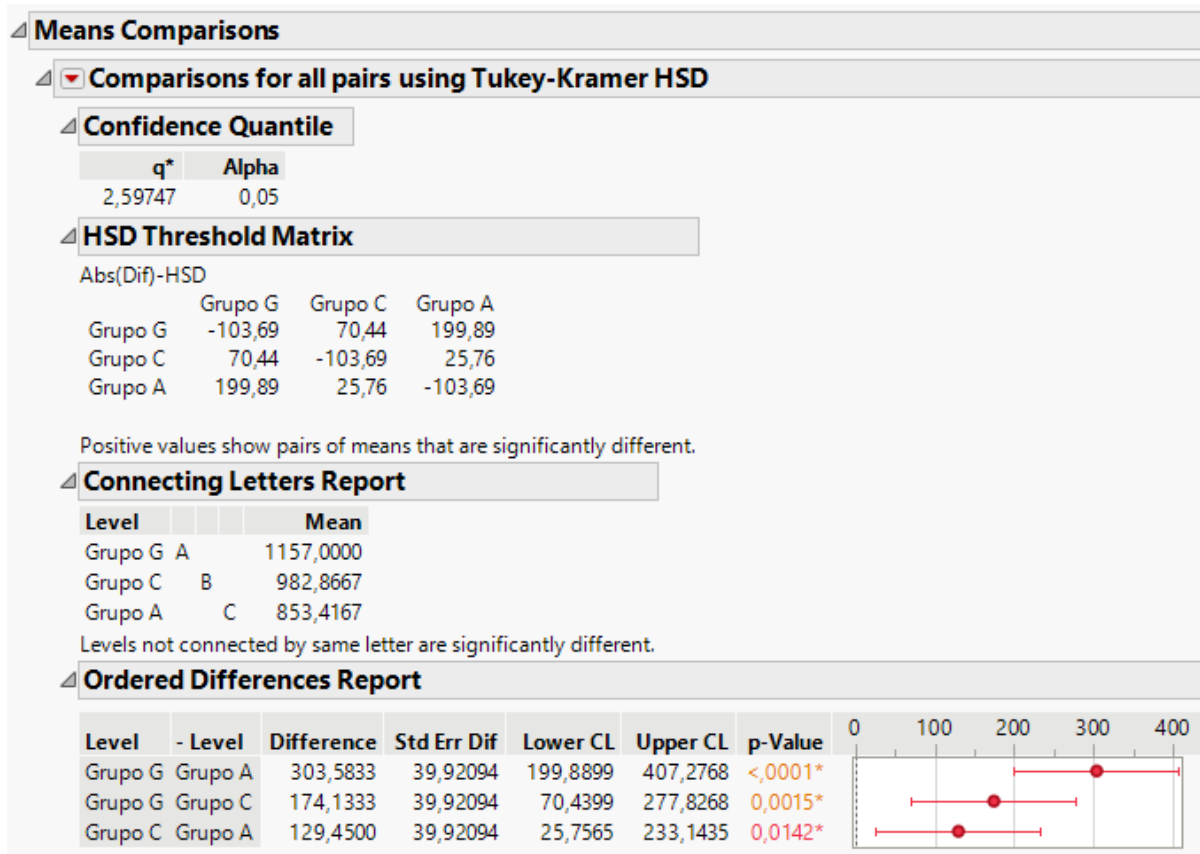
Os resultados encontrados mostram diferenças significativas entre os r grupos (Figura 28), com p menor que 0,05.

Figura 28 - Análise Tukey-Kramer

Legenda: Força de Ruptura para os Grupos A, C e G. Valores médios, desvio padrão são demonstrados juntamente com p values obtidos entre cada grupo a partir da análise Tukey-Kramer.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Os cálculos realizados através do JMP 17 estão dispostos na Figura 29, sendo possível verificar que todos os parâmetros da análise indicam diferença significativa entre os grupos.

Figura 29 - Resultados Tukey-Kramer



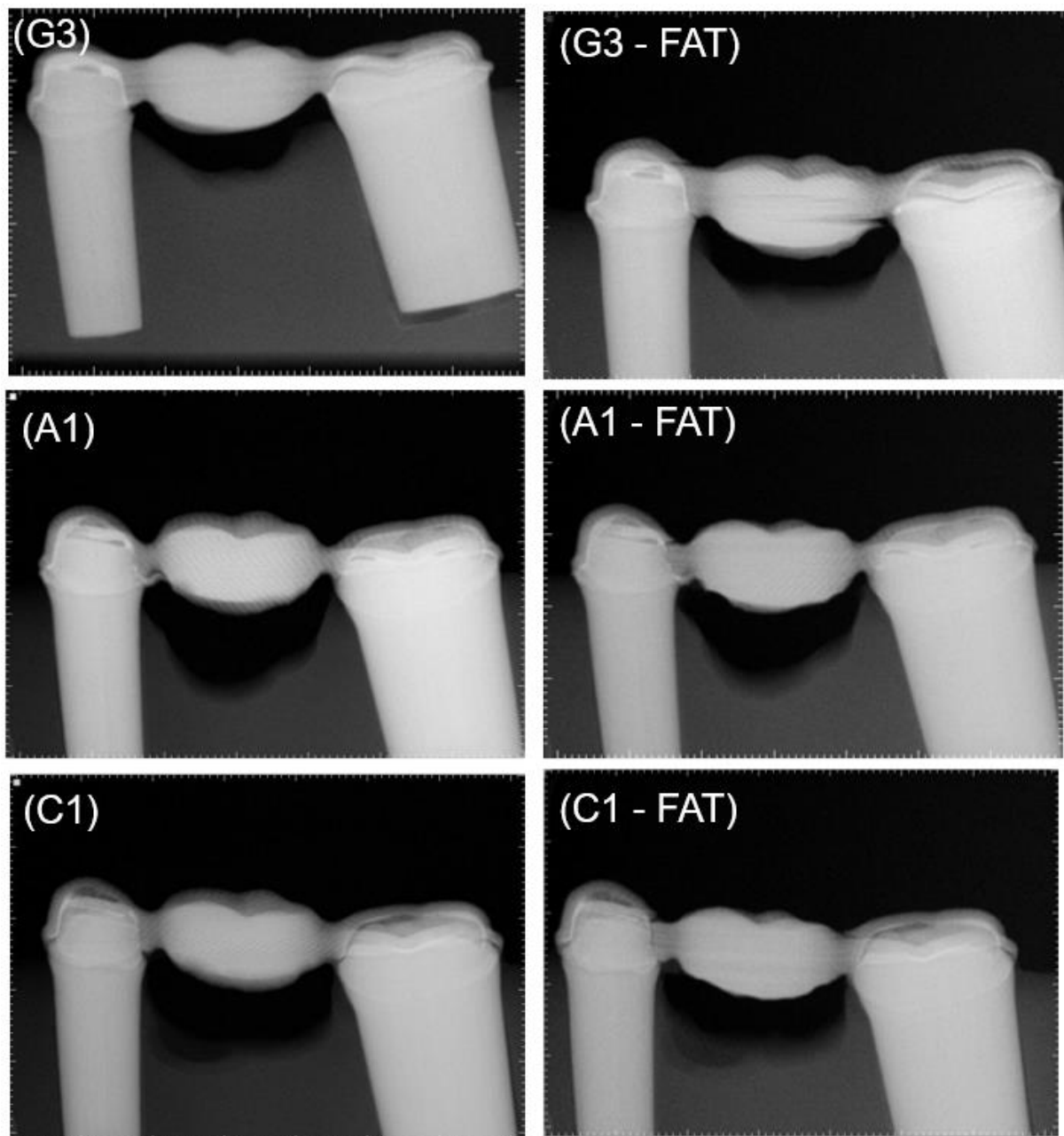
Legenda: Resultados de correlação entre os valores médios obtidos para cada grupo pelo teste de correlação de Tukey-Kramer.

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.3 Análise de Radiografia

Os resultados de radiografia mostram o padrão de falha do material (Figura 30), o qual mesmo fraturado mantém as partes conectadas, mantendo assim a integridade parcial da peça.

Figura 30 - Radiografias dos corpos de provas

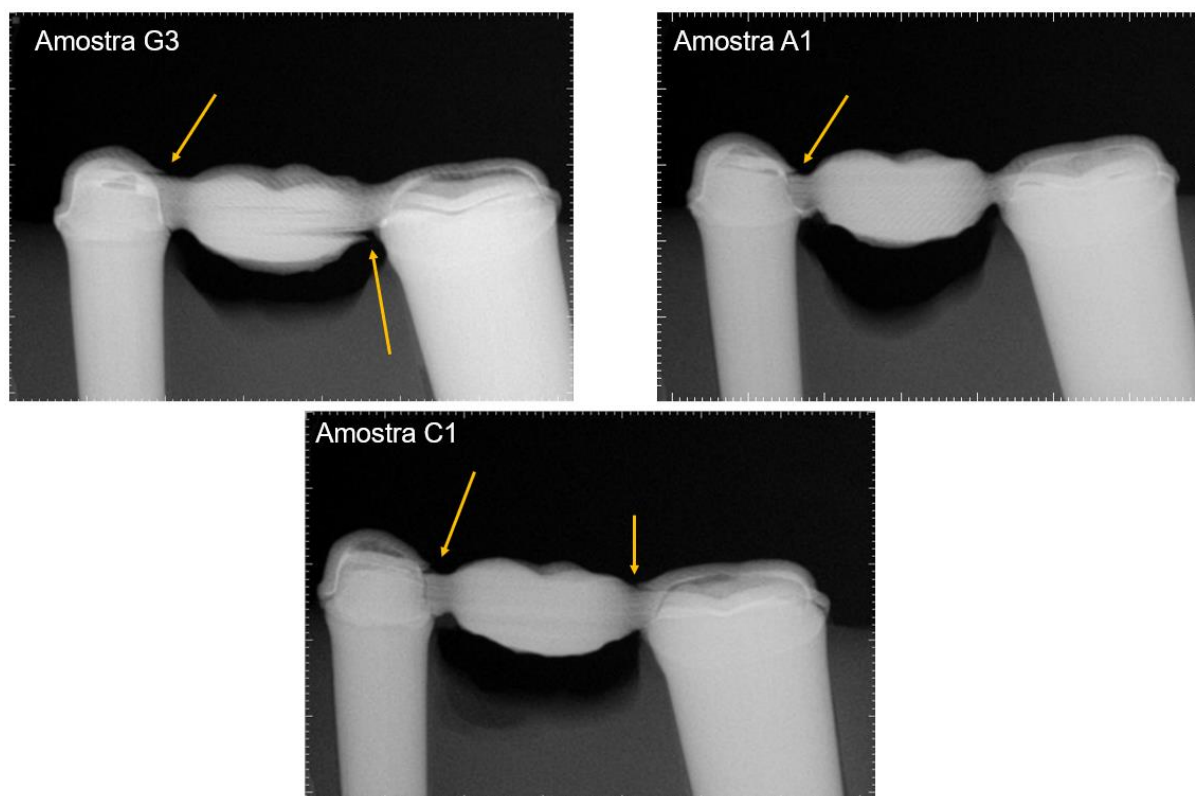


Legenda: Radiografias dos grupos em sua condição inicial (G3, A1, C1) comparada a radiografia dos mesmos grupos após o ensaio (G3-FAT, A1-FAT e C1-FAT)
Fonte: Elaborado pelo autor.

Ao observar mais detalhadamente as regiões de fratura de cada um dos grupos (Figura 31) é possível identificar um padrão de falha para o material. As regiões de falha, por onde as trincas na peça se iniciam e se propagam, estão indicadas na

imagem pelas setas em amarelo. Em todas as geometrias estudadas, as falhas começaram na região dos conectores e então se propagaram. Outro fato importante, mostrado pelas radiografias, é que apesar da falha na região dos conectores, que se propagam para a região de cimentação da peça, não houve a decimentação das peças.

Figura 31 - Regiões de falha do teste *load bearing*



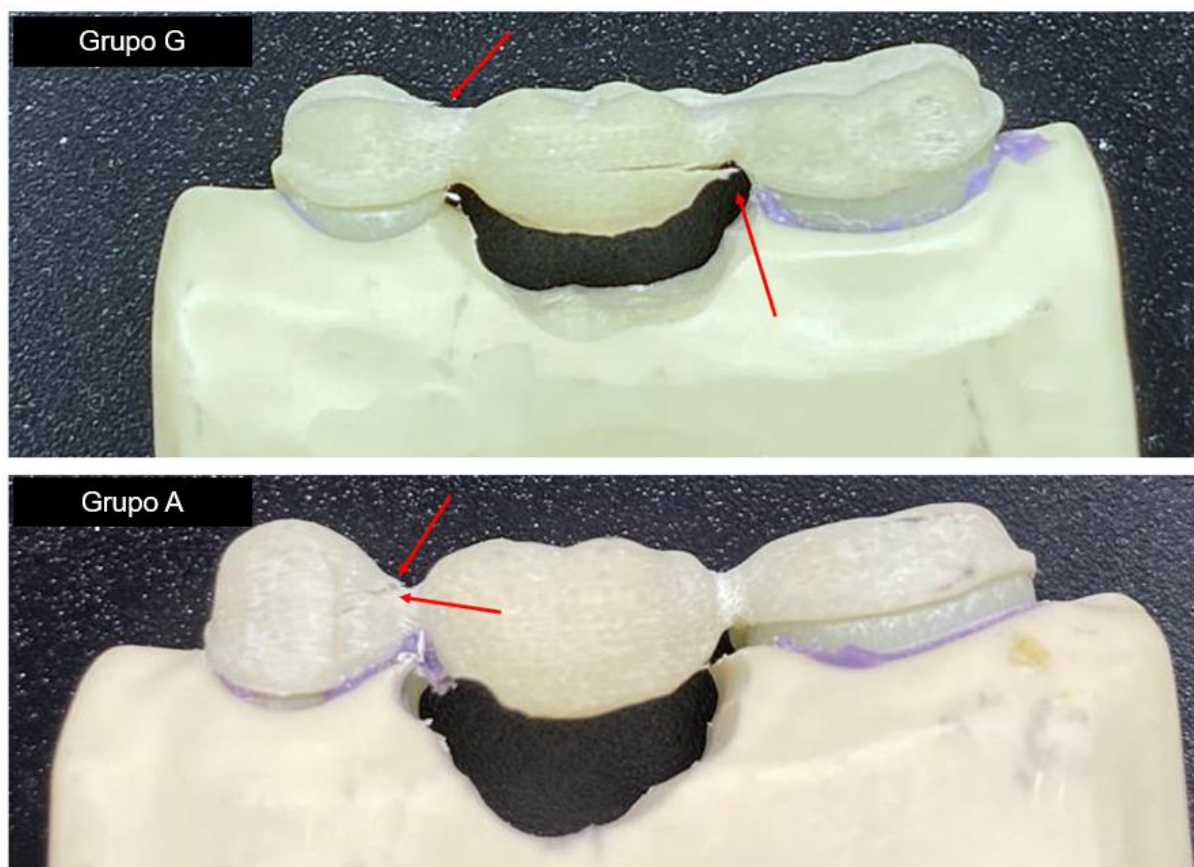
Fonte: Elaborado pelo autor.

Portanto, com os resultados das análises das radiografias, sabemos que as falhas de todos os grupos começam a partir da região dos conectores.

5.4 Análise de Microscopia Ótica

Analisando os corpos de prova ensaiados a olho nu, é possível notar a posição das fraturas no material, provenientes dos ensaios mecânicos. Na Figura 32 é possível identificar a origem das falhas nas regiões dos conectores, sendo possível ainda observar no grupo G que a trinca se propagou ao longo do pântico, gerando o descolamento das camadas de fibras de reforço.

Figura 32 - Falhas dos testes de *load bearing*



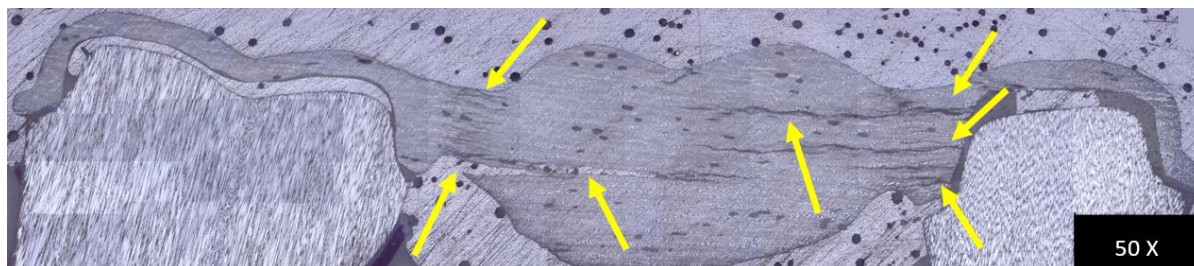
Legenda: Regiões de falha dos grupos G (superior) e A (inferior), indicadas pelas setas vermelhas

Fonte: Elaborado pelo autor.

Na microscopia com aumento de 50x é possível observar o padrão de falha do material. As trincas se iniciam nas regiões próximas aos conectores e se propagam

em direção ao pântico de maneira paralela ao sentido das camadas do tecido de fibra de vidro. Esse comportamento está evidenciado nas Figura 33 e Figura 34.

Figura 33 - MEV - 50x de aumento – Grupo G

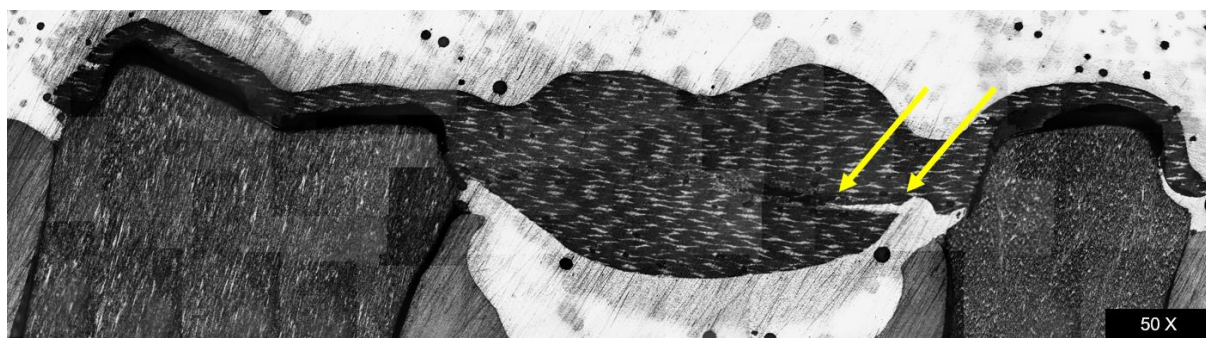


Fonte: Microscopia Panorâmica (50x de aumento) do corpo de prova do Grupo G com os pontos de início e propagação de falha indicados em amarelo.

Fonte: Elaborado pelo autor.

É possível notar uma diferença entre os grupos G e C, sendo que no grupo G as trincas iniciam nas regiões próximas aos conectores, todas mostrando o mesmo comprimento de falha no sentido paralelo aos do reforço mecânico do material.

Figura 34 - MEV - 50x de aumento – Grupo C

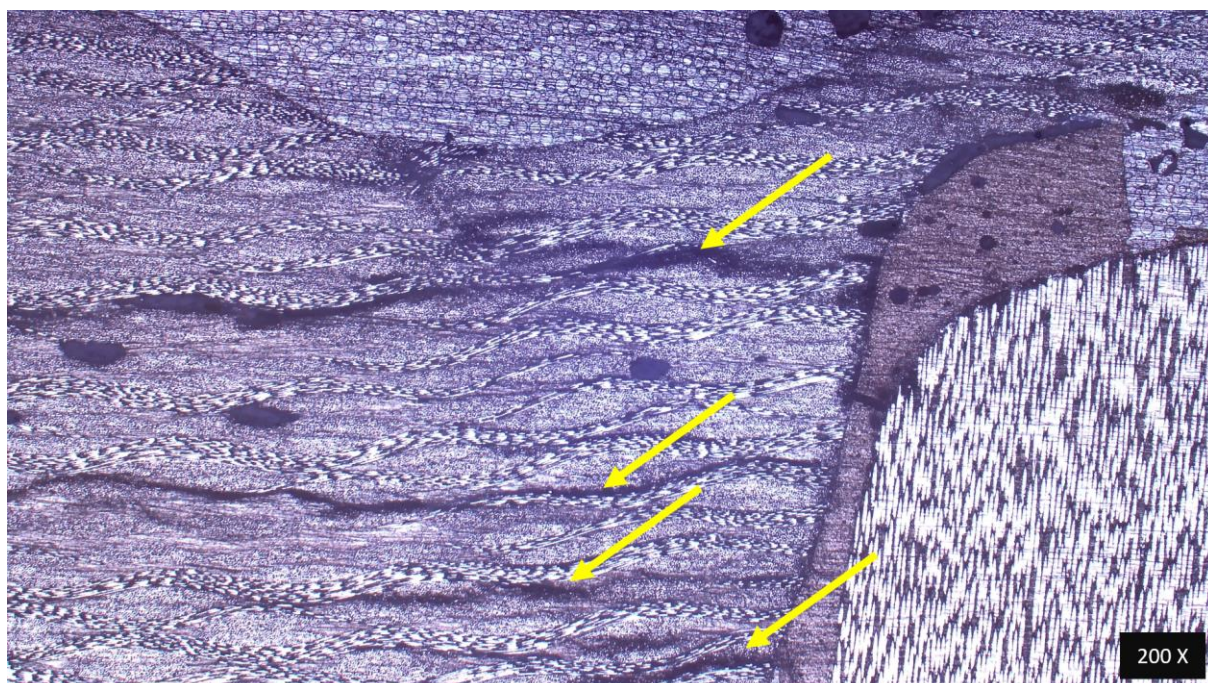


Legenda: Microscopia Panorâmica (50x de aumento) do corpo de prova do Grupo C com pontos de início da fratura indicado em amarelo.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Com as micrografias obtidas com aumento de 200x, é possível observar as características das trincas formadas. Entre as camadas dos tecidos é possível perceber regiões escurecidas que seguem o padrão das camadas dos tecidos (Figura 35). Estas imagens indicam que as camadas de tecido estão apresentando descolamento, como resultado as forças flexurais aplicadas.

Figura 35 - MEV - 200x de aumento

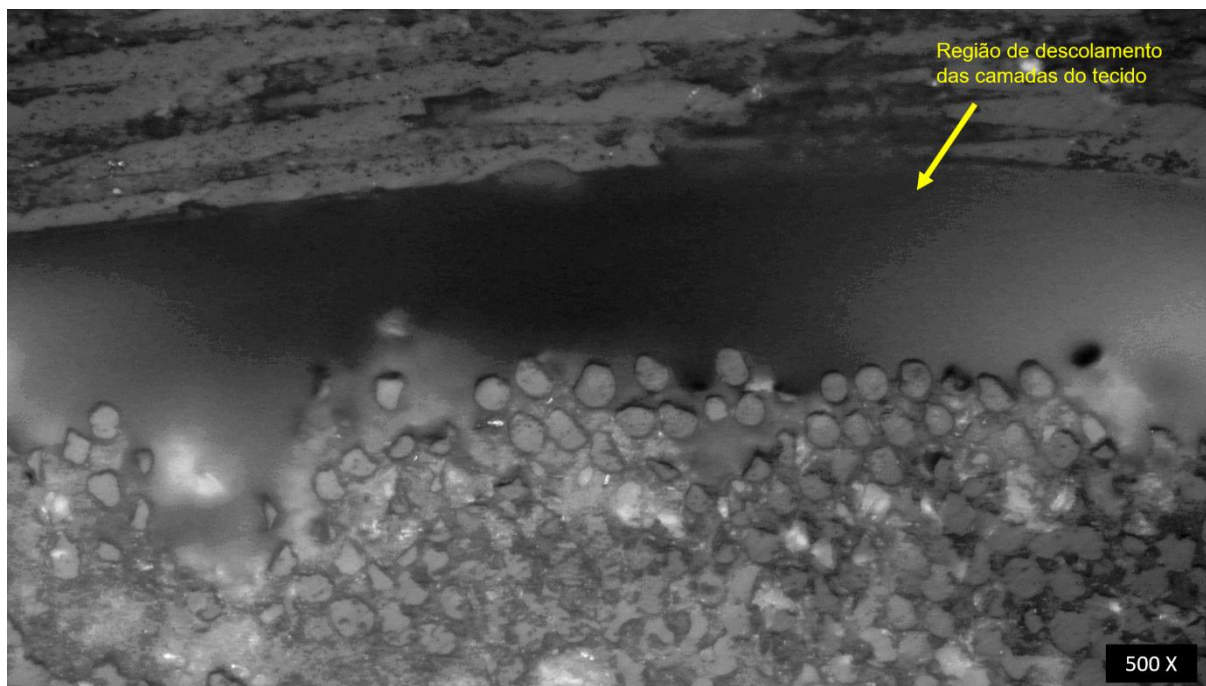


Legenda: Microscopia (200x de aumento) do corpo de prova do Grupo G com indicação (setas amarelas) dos pontos de descolamento das camadas do tecido.

Fonte: elaborado pelo autor.

Ao analisarmos o local da falha com 500x de aumento, conseguimos identificar o descolamento entre as camadas do tecido, conforme evidenciado na Figura 36.

Figura 36 – MEV - 500x de aumento



Legenda: Microscopia (500x de aumento) mostrando o espaçamento gerado entre as camadas da fibra após a fratura do material
Fonte: Elaborado pelo autor.

6 DISCUSSÃO

6.1 Comportamento Mecânico do FCIB

Os dados encontrados, em especial, de resistência à fratura indicam que o design escolhido para a PPF, em particular a dimensão dos conectores, tem influência direta na resistência da peça.

O comportamento mecânico observado para o FCIB mostra que não há risco de uma fratura do tipo frágil na PPF, o que reduziria uma possível falha catastrófica do conjunto. Devido a disposições das fibras de vidro dentro do material, a força é propagada ao longo dos eixos desta fibra, fazendo com que o material seja capaz de absorver parte da energia deformando plasticamente.

Os grupos com os três conectores apresentaram média de força de ruptura significativamente diferentes, sendo que o cenário mais conservador estudado apresentou uma força máxima de ruptura 35% maior que o grupo com a menor áreas de conectores.

6.2 Resultados dos estudos *in sílico vs in vitro*

Os resultados de todas as simulações demonstraram que haveria uma maior concentração de tensões nas regiões de ambos os conectores da PPF. Essa concentração de tensão foi confirmada com os resultados de testes de *load bearing*, que mostraram forças de rupturas menores para os grupos com menor área de conectores. Estes também são os grupos que apresentam na simulação as maiores áreas de concentração de tensão. Os padrões de falha encontrados também mostram que as trincas no material, foram todas originadas na região de conectores.

O modelo utilizado foi capaz de prever a localização de concentração de tensões em todas as geometrias propostas, havendo comprovação pelas análises por radiografia e microscopia ótica. Com isso podemos afirmar que os modelos podem ser aplicados para estudo de outros casos envolvendo o FCIB.

6.3 Comportamento de Falha do FCIB

As análises realizadas ao longo do trabalho indicam um comportamento elástico do FCIB, um comportamento esperado para o material que apresenta módulo de elasticidade na flexão entre 32 e 37 GPa, de acordo com o ponto de aplicação da carga em relação as fibras. Esta propriedade do material garante que não haja falha dos tipos frágeis no material, o que poderia levar ao desprendimento de um dos conectores.

Em nenhum dos 18 corpos de prova ensaiados ocorreu o descolamento da PPF dos dentas em Nema G10, sendo o modo de falha sempre a ruptura da peça nos conectores. Isso indica que o protocolo de cimentação proposto para o estudo foi eficiente.

Mesmo para condições clínicas que disponham de um menor espaço para conectores, o material ainda sim apresenta uma satisfatória força de ruptura compatível a opções de tratamentos já utilizados, como o PEEK e outras opções de fibras para reforços (Cekic-Nagas et al., 2018).

Por meio da análise das micrografias obtidas, é possível notar o descolamento das camadas entre os tecidos, que se propaga da região dos conectores para a região do espaço protético. Este fenômeno que pode estar associado a diferença de área nos conectores, sendo que o grupo G tem áreas entre o 37-36 e 36-35 de, respectivamente, 10,46mm² e 11,92mm², enquanto o grupo C apresenta nas mesmas regiões áreas de 9,00mm² e 8,89mm². Esta hipótese é corroborada pelos resultados da FEA, que indicam justamente esses pontos como os locais de concentração de tensão.

As análises de radiografia da PPF mostram os mesmos fenômenos que as análises de microscopia ótica, evidenciando trincas que parte dos conectores e se propagam para o espaço protético, fato que corrobora os resultados das simulações de elementos finitos, que indicam o acúmulo de tensão nestas regiões.

7 CONCLUSÕES

Com os resultados *in vitro* e *in sílico*, levando em consideração as limitações desta metodologia de estudos podemos concluir que:

- a) O modelo desenvolvido para a análise de elementos finitos do Fiber Cad – Implant & Bridge foi capaz de prever com precisão a localização da falha do material nas geometrias propostas;
- b) Os testes mecânicos mostraram que a maior concentração de tensão ocorre na área dos conectores das PPF, conforme demonstrado nas análises de elemento finito;
- c) Os procedimentos de preparação e cimentação das peças protéticas foram eficientes em garantir a não decimentação dos corpos de prova durante o ensaio;
- d) Os ensaios mecânicos mostraram ainda que existe uma boa relação direta entre a força de ruptura e a dimensão do conector, sendo comprovado pelas análises complementares, por radiografia e microscopia ótica, da região de falha que o comportamento da fratura é sempre plástico.

REFERÊNCIAS

Abduo J. Fit of CAD/CAM Implant Frameworks: A Comprehensive Review. *Journal of Oral Implantology*. 2014;40(6):758–66. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-12-00117.

Bathala L, Majeti V, Rachuri N, Singh N, Gedela S. The Role of Polyether Ether Ketone (Peek) in Dentistry – A Review. *J Med Life*. 2019;12(1):5–9. doi: 10.25122/jml-2019-0003.

Bechir F, Bataga SM, Tohati A, Ungureanu E, Cotrut CM, Bechir ES, et al. Evaluation of the behavior of two cad/cam fiber-reinforced composite dental materials by immersion tests. *Materials*. 2021;14(23). doi: 10.3390/ma14237185.

Biris C, Bechir ES, Bechir A, Mola FC, Caraiane A, Badiu AV, et al. Trinia reinforced polymer as core for implants superstructure. *Materiale Plastice*. 2017;54(4):764–7. doi: 10.37358/mp.17.4.4941.

Blatz MB, Conejo J. The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. *Dent Clin North Am*. 2019;63(2):175–97. doi: 10.1016/j.cden.2018.11.002.

Bonfante EA, Suzuki M, Carvalho RM, Hirata R, Lubelski W, Bonfante G, et al. Digitally produced fiber-reinforced composite substructures for three-unit implant-supported fixed dental prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(2):321–9. doi: 10.11607/jomi.3892.

Ce P, Ercoli C, Rispoli L, Maiorana C, Esposito M. Metal-free materials for fixed prosthodontic restorations (Review). *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2017;(12):1–68. doi: 10.1002/14651858.CD009606.pub2.

Cekic-Nagas I, Egilmez F, Ergun G, Vallittu PK, Lassila LVJ. Load-bearing capacity of novel resin-based fixed dental prosthesis materials. *Dent Mater J*. 2018;37(1):49–58. doi: 10.4012/dmj.2016-367.

Cevik P, Schimmel M, Yilmaz B. New generation CAD-CAM materials for implant-supported definitive frameworks fabricated by using subtractive technologies. *Biomed Res Int.* 2022;2022:1–11. doi: <https://doi.org/10.1155/2022/3074182>.

Davidowitz G, Kotick PG. The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dent Clin North Am.* 2011;55(3):559–70. doi: [10.1016/j.cden.2011.02.011](https://doi.org/10.1016/j.cden.2011.02.011).

Elsubeihi ES, Aljafarawi T, Elsubeihi HE. State of the Art Contemporary Prefabricated Fiber-Reinforced Posts. *Open Dent J.* 2020;14(1):313–23. doi: [10.2174/1874210602014010313](https://doi.org/10.2174/1874210602014010313).

Gaspar Junior A de A, Lopes MWF, Gaspar G da S, Braz R. Comparative study of flexural strength and elasticity modulus in two types of direct fiber-reinforced systems. *Braz Oral Res.* 2009;23(3):236–40. doi: [10.1590/s1806-83242009000300003](https://doi.org/10.1590/s1806-83242009000300003).

Gonzalez AM, Piedra-Cascón W, Zandinejad A, Revilla-León M. Fiber-reinforced composite fixed dental prosthesis using an additive manufactured silicone index. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* 2020;32(7):626–33. doi: [10.1111/jerd.12628](https://doi.org/10.1111/jerd.12628).

Joda T, Zarone F, Ferrari M. The complete digital workflow in fixed prosthodontics: a systematic review. *BMC Oral Health.* 2017;17(1):124. doi: [10.1186/s12903-017-0415-0](https://doi.org/10.1186/s12903-017-0415-0).

Jovanović M, Živić M, Milosavljević M. A potential application of materials based on a polymer and CAD / CAM. *J Prosthodont Res.* 2021;65:137–47. doi: https://doi.org/10.2186/jpr.JPOR_2019_404.

Kapos T, Evans C. CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 Suppl:117–36. doi: 10.11607/jomi.2014suppl.g2.3.

Kelly JR. Developing meaningful systematic review of CAD/CAM reconstructions and fiber-reinforced composites. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18(SUPPL. 3):205–17. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01443.x.

Kumbuloglu O, Özcan M. Clinical survival of indirect, anterior 3-unit surface-retained fibre-reinforced composite fixed dental prosthesis: Up to 7.5-years follow-up. *J Dent*. 2015;43(6):656–63. doi: 10.1016/j.jdent.2015.04.006.

LIMA AEC de, FALCÃO FILHO HBL, PARANHOS H de FO. Evaluation of mechanical properties of CAD/CAM ceramic systems: literature review. *RGO - Revista Gaúcha de Odontologia*. 2020;68. doi: 10.1590/1981-863720200003820200009.

Mendoza-Carrasco I, Hotta J, Sugio CYC, Procópio ALF, Urban VM, Mosquim V, et al. Nonmetal clasp dentures: What is the evidence about their use? *J Indian Prosthodont Soc*. 2020;20(3):278–84. doi: 10.4103/jips.jips_459_19.

Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J*. 2011;56(SUPPL. 1):97–106. doi: 10.1111/j.1834-7819.2010.01300.x.

Monteiro JB, Dal Piva AM de O, Tribst JPM, Borges ALS, Tango RN. The effect of resection angle on stress distribution after root-end surgery. *Iran Endod J*. 2018;13(2):188–94. doi: 10.22037/iej.v13i2.19089.

do Nascimento WF, de Andrade GS, Tribst JPM, Uemura ES, Saavedra GSFA. One-piece, CAD/CAM, fiber-reinforced composite post and core: a case report. *Gen Dent.* 2021;69(6):64–8.

de Oliveira Lino LF, Machado CM, de Paula VG, Vidotti HA, Coelho PG, Benalcázar Jalkh EB, et al. Effect of aging and testing method on bond strength of CAD/CAM fiber-reinforced composite to dentin. *Dental Materials.* 2018;34(11):1690–701. doi: 10.1016/j.dental.2018.08.302.

Omaish HHM, Abdelhamid AM. Comparison of the strain developed around implants with angled abutments with two reinforced polymeric CAD-CAM superstructure materials : An in vitro comparative study. *J Prosthet Dent.* 2022;1–8. doi: 10.1016/j.prosdent.2022.01.014.

Passaretti A, Petroni G, Miracolo G, Savoia V, Perpetuini A, Cicconetti A. Metal free , full arch , fixed prosthesis for edentulous mandible rehabilitation on four implants. *J Prosthodont Res.* 2017;2–5. doi: 10.1016/j.jpor.2017.10.002.

Perea L, Matinlinna JP, Tolvanen M, Lassila L V, Vallittu PK. Fiber-reinforced composite fixed dental prostheses with various pontics. *J Adhes Dent.* 2014;16(2):161–8. doi: 10.3290/j.jad.a30755.

Petersen R, Liu P-R. 3D-WOVEN FIBER-REINFORCED COMPOSITE FOR CAD/CAM DENTAL APPLICATION. *Sampe J.* 2016;1–19.

Poggio CE, Ercoli C, Rispoli L, Maiorana C, Esposito M. Metal-free materials for fixed prosthodontic restorations. *Cochrane Database of Systematic Reviews.* 2017;2019(11). doi: 10.1002/14651858.CD009606.pub2.

Pordeus MD, Santiago Junior JF, Venante HS, Bringel da Costa RM, Chappuis Chocano AP, Porto VC. Computer-aided technology for fabricating removable partial

denture frameworks: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2022;128(3):331–40. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.06.006.

Sailer I, Strasding M, Valente NA, Zwahlen M, Liu S, Pjetursson BE. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(March):184–98. doi: 10.1111/clr.13277.

Shiozawa M, Tsuchida Y, Suzuki T, Takahashi H. Discoloration of fiber-reinforced composite resin disc for computer-aided design/computer-aided manufacturing after immersion in coffee and curry solutions. *Dent Mater J.* 2023;42(1):64–71. doi: 10.4012/dmj.2022-121.

Shrivastava SP, Dable R, Raj APN, Mutneja P, Srivastava SB, Haque M. Comparison of Mechanical Properties of PEEK and PMMA: An In Vitro Study. *J Contemp Dent Pract.* 2021;22(2):179–83.

Skorulska A, Piszko P, Rybak Z, Szymonowicz M, Dobrzyński M. Review on Polymer, Ceramic and Composite Materials for CAD/CAM Indirect Restorations in Dentistry—Application, Mechanical Characteristics and Comparison. *Materials.* 2021;14(1592).

Solanki N, Kishan KV, Saklecha P, Parikh M. Comparison of fiber-reinforced composite and nanohybrid resin impregnated with glass fibers as postendodontic restoration in molars - A clinical study. *J Conserv Dent.* 2021;24(5):514–8. doi: 10.4103/jcd.jcd_147_21.

Suganna M, Kausher H, Tarek Ahmed S, Sultan Alharbi H, Faraj Alsubaie B, Ds A, et al. Contemporary Evidence of CAD-CAM in Dentistry: A Systematic Review. *Cureus.* 2022;14(11):e31687. doi: 10.7759/cureus.31687.

Suzaki N, Yamaguchi S, Hirose N, Tanaka R, Takahashi Y, Imazato S, et al. Evaluation of physical properties of fiber-reinforced composite resin. *Dental Materials*. 2020;36(8):987–96. doi: 10.1016/j.dental.2020.04.012.

Suzaki N, Yamaguchi S, Nambu E, Tanaka R, Imazato S, Hayashi M. Fabricated CAD/CAM post-core using glass fiber-reinforced resin shows innovative potential in restoring pulpless teeth. *Materials*. 2021;14(20). doi: 10.3390/ma14206199.

Takaichi A, Fueki K, Murakami N, Ueno T, Inamochi Y, Wada J, et al. A systematic review of digital removable partial dentures. Part II: CAD/CAM framework, artificial teeth, and denture base. *J Prosthodont Res*. 2022;66(1):53–67. doi: 10.2186/jpr.JPR_D_20_00117.

Taufer C, Della Bona A. Edge chipping resistance of ceramics bonded to a dentine analogue. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019;90(November 2018):587–90. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.11.010.

Tribst JPM, Piva AMDOD, Shibli JA, Borges ALS, Tango RN. Influence Of Implantoplasty On Stress Distribution Of Exposed Implants At Different Bone Insertion Levels. *Braz Oral Res*. 2017;31:1–7. doi: 10.1590/1807-3107bor-2017.vol31.0096.

Vallittu PK. An overview of development and status of fiber-reinforced composites as dental and medical biomaterials. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2018;4(1):44–55. doi: 10.1080/23337931.2018.1457445.