



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

LEONARDO JIRO NOMURA NAKANO

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DE CARGA MÁXIMA DE FRATURA EM
PRÓTESES FIXAS ADESIVAS DE RESINA COMPOSTA INDIRETA
REFORÇADAS COM MALHA DE SÍLICA-NYLON SUBMETIDAS AO
PROCESSO DE ENVELHECIMENTO**

2020

LEONARDO JIRO NOMURA NAKANO

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DE CARGA MÁXIMA DE FRATURA EM PRÓTESES
FIXAS ADESIVAS DE RESINA COMPOSTA INDIRETA REFORÇADAS COM
MALHA DE SÍLICA-NYLON SUBMETIDAS AO PROCESSO DE
ENVELHECIMENTO**

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 ODONTOLOGIA RESTAURADORA.

Área: Prótese Dentária. Linha de pesquisa: Desenvolvimento de Materiais de Novas Tecnologias em Odontologia.

Orientador: Prof. Assoc. Tarcisio José de Arruda Paes Junior

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).

Nakano, Leonardo Jiro Nomura

Avaliação in vitro de carga máxima de fratura em próteses fixas adesivas de resina composta indireta reforçadas com malha de sílica-nylon submetidas ao processo de envelhecimento / Leonardo Jiro Nomura Nakano. - São José dos Campos : [s.n.], 2020.

86 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2020.

Orientador: Tarcisio José de Arruda Paes Junior.

1. Prótese adesiva. 2. Nylon. 3. Resinas compostas. 4. Análise de elemento finito. 5. Teste de materiais. I. Paes Junior, Tarcisio José de Arruda, 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.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Assoc. Tarcisio José de Arruda Paes Junior (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dra. Nathália de Carvalho Ramos

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dra. Fernanda de Cássia Papaiz Gonçalves

Universidade Braz Cubas

Campus Mogi das Cruzes

São José dos Campos, 29 de janeiro de 2020.

AGRADECIMENTOS

À Deus, por me sustentar, me dar saúde e força em todos os dias da minha vida.

*À minha família, minha mãe **Sonia Nakano**, meu pai **Eiji Nakano** e meu irmão **Yukio Nakano**, por todo apoio que me foi concedido, tanto financeiramente, quanto psicologicamente, por todo incentivo para continuar estudando e correr atrás dos meus sonhos, sem eles não seria possível concluir o curso de mestrado.*

*Ao meu orientador, professor **Tarcísio José de Arruda Paes Junior**, por todo ensinamento transmitido, por ser muito paciente e compreensível em todas as etapas da minha vida na faculdade, por me incentivar a realizar o curso de pós-graduação e me convidar para ser seu orientado, por ser um verdadeiro orientador não só nos assuntos referentes ao curso, mas em todos os aspectos da vida, por ser uma referência em termos de humanidade, sabedoria e conhecimento. Serei eternamente grato por tudo.*

*À minha namorada, **Fernanda Sales**, que esteve do meu lado em todos os momentos e me incentivou a sempre seguir em frente e não desistir, mesmo nas adversidades, que me deu total apoio psicológico, e que sem ela, seria praticamente impossível concluir este curso. Não tenho palavras para demonstrar o quão grato eu sou por tê-la em minha vida. Muito obrigado de coração.*

*Aos meus amigos de república, **Rafael Marques**, **Diego Perez** e **Luan Vieira**, que foram essenciais na minha graduação e que compartilharam*

momentos comigo que nunca esquecerei, sou eternamente grato por ter a oportunidade de conhecer pessoas tão boas e companheiras em minha vida. Vocês são demais.

*Aos meus amigos, **Jefferson Matos, Mateus Favero, Guilherme Scalzer, Murilo Rodrigues, Manassés Tércio, Rossana Pignataro, Pedro Prado, Elisa Kukulka, Joyce Rodrigues, Natália Rossi, Cristiane Inagati, Michelle de Sá, Leonardo Kamezawa** e todos os colegas de pós-graduação, que como uma família foram companheiros e sempre deram apoio em todos os momentos do curso. Muito obrigado a todos.*

*Às minhas amigas, **Ana Beatriz e Pamela Ricco**, que estiveram comigo desde a graduação e que também tive o prazer de ser colega de pós-graduação. Muito obrigado por tudo e desejo muito sucesso a vocês.*

*Aos professores do programa de pós-graduação, **Alexandre Borges, Lafayette Nogueira Junior, Guilherme Saavedra, Renato Nishioka, Marco Antonio Bottino e Renata Melo**, que contribuíram para o meu aprendizado e conhecimento obtido no curso de mestrado, e que me fez compreender que a UNESP possui um altíssimo nível em pesquisa justamente por ter professores de excelência. Muito obrigado a vocês.*

*Aos funcionários, **Thaís Paradella, Juliane Damasceno, Márcio Marques, Fernando Fontes, Marco Alfredo e Lilian Vilela**, por estarem sempre dispostos a me ajudar e serem tão prestativos e cuidadosos com tudo.*

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela concessão da Bolsa de Mestrado, através do Processo nº 88882.434238/2019-01, no período de 01/01/2018 a 31/01/2020.

*À empresa **Natmar Moldes e Plásticos Ltda**, pela confecção da malha de Nylon usada nesse estudo.*

*Às empresas **WILCOS do Brasil Ind. e Com. Ltda.** e **VOCO GmbH** pela doação dos materiais utilizados nessa pesquisa.*

E a todos que diretamente ou indiretamente ajudaram no desenvolvimento deste trabalho. Muito obrigado!

"Porque eu estou bem certo de que nem a morte, nem a vida, nem os anjos, nem os principados, nem as coisas do presente, nem do porvir, nem os poderes, nem a altura, nem a profundidade, nem qualquer outra criatura poderá separar-nos do amor de Deus, que está em Cristo Jesus, nosso Senhor."

Romanos 8:38,39

SUMÁRIO

RESUMO	9
ABSTRACT	10
1 INTRODUÇÃO	11
2 REVISÃO DE LITERATURA	16
2.1 Das resinas compostas indiretas	16
2.2 Das próteses fixas adesivas	18
2.3 Das fibras de reforço	19
2.4 Da Análise em Elementos Finitos (FEA)	23
3 PROPOSIÇÃO	25
4 MATERIAL E MÉTODOS	26
4.1 Materiais	26
4.1.1 Malha de nylon	27
4.2 Métodos	28
4.2.1 Delineamento experimental	28
4.2.2 Confeção dos espécimes	29
4.2.2.1 Pilares em resina epóxi	29
4.2.2.2 Simulação do ligamento periodontal, inclusão dos pilares em resina de poliuretano	32
4.2.2.3 Tratamento de superfície da malha de nylon	37
4.2.2.4 Posicionamento da malha de nylon	39
4.2.2.5 Confeção das próteses de resina composta indireta	40
4.2.2.6 Cimentação das próteses fixas adesivas	43
4.2.3 Processo de envelhecimento	44
4.2.4 Ensaio de resistência da carga máxima de fratura	45
4.2.5 Análise fractográfica	46
4.2.6 Análise em Elementos Finitos	47
4.2.6.1 Geração da geometria	48

4.2.6.2 Atribuição das propriedades dos materiais	50
4.2.6.3 Malha dos elementos finitos.....	51
4.2.6.4 Conexões, fixações e carregamentos.....	51
4.2.7 Análise estatística	52
5 RESULTADOS.....	53
5.1 Análises <i>in vitro</i> da carga máxima de fratura	53
5.1.1 Análise estatística	53
5.1.2 Análise fractográfica	58
5.1.2.1 Estereomicroscopia	58
5.1.2.2 Microscopia Eletrônica de Varredura	61
5.2 Análise em Elementos Finitos.....	65
5.2.1 Análise da tensão de von Mises e deformação total	66
5.2.2 Análise da tensão máxima principal	67
6 DISCUSSÃO	69
7 CONCLUSÃO	75
REFERÊNCIAS.....	76
ANEXO.....	86

Nakano L.J.N. Avaliação *in vitro* de carga máxima de fratura em próteses fixas adesivas de resina composta indireta reforçadas com malha de sílica-nylon submetidas ao processo de envelhecimento [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2020.

RESUMO

O uso de próteses fixas adesivas é uma opção de tratamento reabilitador em casos de ausência dentária. A resina composta é um material com boas características mecânicas e estéticas, mas se faz necessário a utilização de reforços para proporcionar maior resistência ao conjunto. O presente estudo teve como objetivo avaliar a carga máxima de fratura quando da utilização de um sistema de reforço de sílica-nylon em próteses fixas adesivas confeccionadas em resina composta indireta. O estudo *in vitro* simulou uma prótese fixa adesiva de três elementos anterior (A) e posterior (P). Dessa forma, foram confeccionados 80 espécimes distribuídos em 8 grupos experimentais (n=10), tendo como variáveis a presença do sistema de reforço em sílica-nylon (R) e a ciclagem mecânica da peça protética (C). O processo de envelhecimento foi realizado através da ciclagem mecânica por 10^6 ciclos a 4 Hz (ERIOS ER-11000 Plus, São Paulo, Brasil). As amostras foram submetidas ao ensaio de resistência à carga máxima de fratura na máquina de ensaio universal (EMIC DL 1000, EMIC, Brasil) com uma célula de carga de 1000 Kgf e foram feitas análises das amostras após a fratura em estereomicroscópio (Discovery V20 CarlZeiss, Jena, Alemanha) e Microscopia Eletrônica de Varredura (Inspect S 50, FEI Company, Brno, República Tcheca). A análise estatística foi constituída pela análise de variância (ANOVA) e teste Tukey 5%. O estudo *in silico* foi realizado através da Análise em Elementos Finitos (FEA), onde os dentes pilares e as próteses foram escaneados (Ceramill Map 400, Amann Girrbach) e transferidos para o software CAD Rhinoceros (version 4.0SR8; McNeel North America, Seattle, WA), para elaboração do modelo volumétrico 3D e posteriormente a análise foi feita através do Software Ansys 19.3 (ANSYS, Inc. Southpointe, Canonsburg, EUA). Os resultados de resistência à carga máxima de fratura foram (N): A=163,55; AC=184,48; AR=198,81; ARC=192,24; P=539,99; PC=359,61; PR=541,74 e PRC=608,74. Foi constatado que houve diferença estatística na presença do reforço tanto nos grupos da região anterior ($p=0,025$), quanto da região posterior ($p=0,001$). Os resultados de tensão máxima principal, obtidos no FEA, foram (MPa): A=53,24/122,40; AR=55,07/117,70; P=33,28/36,18 e PR=28,06/42,87. Concluiu-se que a incorporação da malha de sílica-nylon aumentou a resistência à carga máxima de fratura das próteses fixas adesivas, independente da área em que se encontra, e os resultados obtidos no FEA corroboraram com os encontrados no teste *in vitro* o que permite concluir que houve validação do teste *in silico*.

Palavras-chave: Prótese adesiva. Nylon. Resinas compostas. Análise de elemento finito. Teste de materiais.

Nakano LJN. *In vitro* evaluation of maximum fracture load in resin-bonded fixed dental prostheses of indirect composite resin reinforced by silica-nylon mesh submitted to the aging process [dissertation]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2020.

ABSTRACT

The use of resin-bonded fixed dental prostheses is a rehabilitative treatment option in cases of missing teeth. Composite resin is a material with good mechanical and aesthetic characteristics, but it is necessary to use reinforcements to provide greater resistance to the prosthesis. The present study aims to evaluate the maximum fracture load using a silica-nylon reinforcement system on resin-bonded fixed dental prostheses made of indirect composite resin. *In vitro* test simulated an anterior (A) and posterior (P) three-element resin-bonded fixed dental prostheses. Thus, 80 specimens were made in 8 experimental groups ($n = 10$), with variables the presence of the silica-nylon reinforcement system (R) and the mechanical cycling of the prosthesis (C). The aging process was performed through mechanical cycling for 10^6 cycles at 4 Hz (ERIOS ER-11000 Plus, São Paulo, Brazil). The samples were tested by maximum fracture load in the universal test machine (EMIC DL 1000, EMIC, Brazil) with a 1000 Kgf load cell and analyzed by stereomicroscope (Discovery V20 CarlZeiss, Jena, Germany) and Scanning Electron Microscopy (Inspect S 50, FEI Company, Brno, Czech Republic). Statistical analysis consisted of analysis of variance (ANOVA) and Tukey test 5%. *In silico* study was performed by Finite Element Analysis (FEA), where the abutment teeth and the prostheses were scanned (Ceramill Map 400, Amann Girrbach) and transferred to the CAD Rhinoceros (version 4.0SR8; McNeel North America, Seattle, WA) for the elaboration of the 3D volumetric model and the analysis test was made in the Ansys Software 19.3 (ANSYS, Canonsburg, PA, USA). The results of resistance to the maximum fracture load were (N): A=163,55; AC=184,48; AR=198,81; ARC=192,24; P=539,99; PC=359,61; PR=541,74 and PRC=608,74. It was found that there was a statistical difference in the presence of reinforcement in both the anterior region ($p=0,025$) and posterior region groups ($p=0,001$). The maximum main stress results obtained in the FEA were (MPa): A=53,24/122,40; AR=55,07/117,70; P=33,28/36,18 and PR=28,06/42,87. It was concluded that the incorporation of the silica-nylon mesh increased the resistance to maximum fracture load of the resin-bonded fixed dental prostheses regardless of the area it is located, and the results obtained in the FEA corroborated the results of *in vitro* test, which allows to conclude that the *in silico* test was validated.

Keywords: Resin-bonded denture. Nylon. Composite resins. Finite element analysis. Materials testing.

1 INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, o tratamento protético restaurador na odontologia tem apresentado diversas opções para reabilitar pacientes com ausência de um ou mais elementos dentais, no intuito de oferecer resultados cada vez mais satisfatórios em relação à função e estética. Dentre essas opções podemos citar o uso de próteses parciais removíveis (Nassani et al., 2013), próteses parciais fixas convencionais (Libby et al., 1997), próteses implanto-suportadas (Gaviria et al., 2014), prótese adesiva direta confeccionada com o próprio dente natural (Soares et al., 2006) e próteses fixas adesivas (Ahmed et al., 2017).

O tratamento realizado com próteses implanto-suportadas possui o maior número de etapas clínicas e laboratoriais, necessidade de realização de cirurgia para instalação do implante que depende dos fatores locais, como volume ósseo, e fatores sistêmicos do paciente, levando eventualmente a tratamentos mais longos. Além disso, em alguns casos pode haver falhas na osseointegração ou até mesmo ocorrência de peri-implantite, culminando no insucesso e perda do implante (van Velzen et al., 2015).

As próteses parciais removíveis são uma opção de tratamento com um custo inferior, porém a aceitação dos pacientes é relativamente baixa. Em parte, isso se deve aos efeitos deletérios, como hiperplasias e úlceras geradas por sobre extensão da prótese e mobilidade dentária causada pelo movimento de alavanca, causados pelo mau planejamento e preparo do tratamento reabilitador, o que pode causar desconforto aos pacientes, além do tratamento depender muito da cooperação do mesmo para higienização dos dentes e das próteses, sendo que em muitos casos ocorre a falha no tratamento pela perda de dentes causada pela doença periodontal (do Amaral et al., 2010; Benso et al., 2013).

Em comparação com as próteses parciais removíveis, as próteses fixas apresentam maior conforto e aceitação, principalmente por possuírem uma distribuição de carga exclusivamente dentária e na maioria dos casos por apresentarem boa estética. Sua configuração usual apresenta-se com dentes que funcionam como pilares em cada extremidade do espaço edêntulo e promovem sustentação à prótese. Para a produção desta podem ser utilizados alguns materiais

como metais, cerâmicas e resinas compostas. Estudos clínicos indicam que todos os materiais usados para pânticos do ponto de vista mecânico e biológico são tolerados igualmente (Shillingburg et al., 2007).

A conservação da estrutura dental tem sido um dos principais objetivos da odontologia restauradora. Os procedimentos convencionais para o preparo dos dentes pilares envolvem frequentemente uma remoção importante da estrutura dentária. Essa remoção de estrutura é aceitável caso os dentes já possuam restaurações prévias ou presença de cáries no local. Porém, quando o dente suporte é hígido, os procedimentos convencionais de preparo completo parecem bastante radicais e é difícil justificar a extensa redução dos dentes adjacentes para suportar uma prótese parcial fixa convencional. Procedimentos mais conservadores são mais indicados e as inovações recentes na técnica de condicionamento ácido e adesão levaram a novas alternativas ao tratamento tradicional de procedimentos estéticos e restauradores, como para a confecção de próteses fixas adesivas.

A Odontologia, nas últimas décadas, tem apresentado muitas opções restauradoras com o intuito de oferecer resultados cada vez mais satisfatórios aos pacientes. A restauração protética de pequenos espaços edêntulos representa um dilema quando os dentes adjacentes não necessitam de coroas. O implante unitário é uma opção de tratamento para pacientes com dimensões ósseas adequadas e que desejam realizar um procedimento cirúrgico. No entanto, os implantes orais não são o tratamento de escolha para muitos pacientes e a prótese parcial fixa adesiva é uma solução possível (Wyatt, 2007).

A prótese fixa adesiva é definida como uma prótese em que a ausência dentária é suprida por um ou mais dentes artificiais fixados nos dentes adjacentes ao espaço protético, com cimento resinoso utilizando-se ou não estrutura metálica (Jorge et al., 2011). O uso desse tipo de prótese foi idealizado, inicialmente, para estabilização de dentes comprometidos periodontalmente (Rochette, 1973). Posteriormente foi indicado para reabilitação de ausência de dentes anteriores e posteriores (Howe, Denehy, 1977). As vantagens desta técnica estão no menor desgaste da estrutura dentária quando comparado com os preparos para as próteses fixas convencionais, facilidade na execução do preparo, menor tempo clínico, excelente estética, reversibilidade do tratamento e menor custo. Este tipo de prótese possui algumas limitações, como pacientes com oclusão em sobremordida,

remanescente dentário insuficiente, espaço edêntulo extenso, dentes pilares com coroas clínicas curtas e pacientes com parafunção (Castro et al., 2006).

As próteses fixas adesivas podem atuar tanto como tratamento reabilitador protético temporário de longa duração, como para tratamento final. Com o avanço na pesquisa e desenvolvimento dos implantes ósseo-integrados, o uso destes para reabilitação de ausência dentária têm sido o de eleição em grande parte dos casos clínicos, porém o uso das próteses fixas adesivas é uma alternativa para casos onde os implantes não são indicados, além do custo financeiro do tratamento ser comparativamente menor. Pesquisas têm relacionado o estudo das próteses adesivas como tratamento reabilitador final (Ahmed et al., 2017; Dündar et al., 2010; Frese et al., 2014; Piemjai et al., 2016; Scribante et al., 2018; Shimizu et al., 2014; Vallittu, Sevelius, 2000; van Heumen et al., 2009; Wolff et al., 2018).

As resinas compostas são indicadas para confecção de próteses fixas adesivas por serem menos abrasivas, evitando dessa forma o desgaste do esmalte do dente antagonista, além de menor custo e maior facilidade de fabricação, se comparadas às cerâmicas, sendo possível confeccionar este tipo de prótese no consultório ou em laboratórios que não possuem elevada infraestrutura (Krämer et al., 2006).

Apesar das características aceitáveis das resinas compostas, vários trabalhos estudam a utilização de reforços para melhorar as propriedades mecânicas, como a resistência à fratura, sobretudo evitando falhas deste tipo de prótese (Altieri et al., 1994; Behr et al., 1999; Thompson et al., 2010). Para isso diferentes materiais têm sido utilizados com a finalidade de reforçar a prótese, como os compósitos reforçados por fibra que apresentam características melhoradas obtendo valores aceitáveis para rigidez contra forças mastigatórias, boa estética e resultados satisfatórios em relação à resistência a fratura (Hasani Tabatabaei et al., 2014; Kolbeck et al., 2002). Vários tipos de fibras podem ser utilizados, como fibras de vidro, polietileno e nylon.

O Nylon é um tipo de polímero termoplástico pertencente à classe das poliamidas, produzido pela reação de condensação entre uma diamina e um ácido dibásico. Apresenta menos de 85% de suas amidas ligadas a anéis aromáticos e é utilizado na confecção de fibras para reforço de resinas odontológicas devido à sua durabilidade e resistência (Vallittu, 1993). A utilização deste polímero para reforçar

resinas compostas foi analisada em estudos anteriores, e demonstraram resultados positivos como o aumento da resistência à flexão (Borges et al., 2015; Fong, 2004; Tian et al., 2007).

Recentemente, foi desenvolvida uma grade experimental de nylon para o reforço de próteses de resina acrílica e resina composta (ICT / UNESP, São José dos Campos, Patente nº: BR1020120281198). Esta grade é composta de nylon 6.0 (poliamida 6.0) e 0.5% do volume de sílica silanizada, que são injetados em uma matriz para a criação de uma malha, combinando as propriedades do nylon e da sílica. A presença da sílica tem como objetivo fazer com que a malha se ligue quimicamente aos materiais poliméricos (Hamanaka et al., 2017).

Em estudo realizado por Gonçalves (2012), esta malha de nylon foi utilizada para reforçar resina acrílica, obtendo resultados favoráveis, com melhores valores de resistência à flexão do material. Esse material voltou a ser estudado por Almeida et al. (2016), que avaliaram o seu comportamento e obtiveram como resultado o aumento da resistência à flexão e da carga máxima de fratura das próteses parciais fixas temporárias confeccionadas em resina bisacrílica.

Outros estudos foram feitos utilizando este sistema de reforço de nylon, como o realizado por Firmino (2017), onde foram confeccionadas próteses parciais fixas em resina composta e tiveram como resultado o impedimento de falha catastrófica nas próteses com o reforço. Em um trabalho realizado por Nakano et al. (2017) avaliou-se a resistência de união entre a fibra de nylon e resinas odontológicas, e concluiu-se que o jateamento com óxido de alumínio promoveu um aumento nessa propriedade. Gonçalves et al. (2018) utilizando este reforço para resina acrílica em prótese protocolo sobre implantes obtiveram resultados positivos, como o aumento nos valores de carga máxima de fratura.

Uma ferramenta significativa para análise do comportamento dos trabalhos restauradores e que auxilia no desenvolvimento dos testes *in vitro* é a análise de elementos finitos. A análise por elementos finitos (FEA) é uma metodologia numérica não invasiva amplamente utilizada com sucesso em muitas áreas de engenharia e bioengenharia, que provém resultados teóricos confiáveis da distribuição de tensões compressivas e de tração ao longo de estruturas complexas através de um software de engenharia assistida por computador. Atualmente, esta análise numérica computacional pode ser considerada um método abrangente, disponível para

calcular as condições complexas das distribuições de tensão encontradas em sistemas odontológicos. Essa metodologia pode ser realizada em modelos bidimensionais (Borges et al., 2014) e quando necessita-se de maior complexidade em modelos tridimensionais (Tribst et al., 2018).

Cargas aplicadas à estrutura geram tensões e deformações, e quando essas se tornam excessivas e ultrapassam o limite elástico dos materiais, podem causar falha estrutural (Kolbeck et al., 2002). Dessa maneira, os materiais restauradores devem apresentar propriedades mecânicas capazes de suportar as tensões causadas pelas cargas mastigatórias (Taskonak et al., 2004). Análises por elementos finitos e testes mecânicos, como a carga máxima de fratura, podem auxiliar a responder questionamentos que auxiliam na busca por materiais que cumpram melhor esses objetivos fisiológicos.

No que se refere à malha de nylon citada anteriormente, ainda não se conhece o comportamento desta com o intuito de reforçar resinas compostas de uso indireto, na condição de uma prótese parcial fixa adesiva. Acredita-se que se faz necessário estudar o comportamento do sistema de reforço de nylon para aliar as características favoráveis deste material à resina composta, com a finalidade de proporcionar maior resistência mecânica ao conjunto. Dessa maneira, entende-se importante avaliar a distribuição de tensão dessas próteses bem como sua resistência à fratura.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Das resinas compostas indiretas

As resinas compostas indiretas são usadas para fabricar vários tipos de restaurações dentárias intracoronárias e extracoronárias, incluindo inlays, onlays, overlays e próteses fixas adesivas. Durante as décadas de 1960 e 1990, a primeira e a segunda geração de resinas compostas indiretas foram desenvolvidas para melhorar suas propriedades físicas e mecânicas. Para a segunda geração de resinas compostas indiretas, houve o aumento de cargas micro-híbridas e a diminuição da matriz orgânica, visando melhorar a resistência mecânica e diminuir a contração de polimerização desses materiais (Nandini, 2010).

Tradicionalmente, a escolha entre o uso de técnicas diretas e indiretas para resinas compostas em dentes posteriores é baseada no tamanho da cavidade a ser restaurada. Cavidades pequenas e médias geralmente são restauradas com restaurações diretas de resina composta. Por outro lado, em grandes cavidades, onde a largura do istmo excede dois terços da distância entre as pontas da cúspide vestibular e lingual, restaurações indiretas são indicadas (Cetin et al., 2013).

Uma revisão sistemática e meta-análise realizada por Veiga et al. (2016) avaliou a diferença na longevidade clínica de restaurações com resina composta direta e indireta em dentes posteriores permanentes. Após a seleção de diversos estudos, concluíram que não há diferença estatística na longevidade das restaurações em relação ao tipo de material e ao dente restaurado.

As restaurações dentárias feitas de resina composta indireta oferecem alguns benefícios em comparação com restaurações diretas. Dessa forma, ela é superior em algumas características em relação às resinas compostas diretas, como melhor desempenho mecânico, maior grau de polimerização, pela possibilidade de polimerização adicional por luz e calor e menos distância entre a fonte de luz e a resina composta, além de redução significativa da contração de polimerização. Portanto, elas, segundo autores, poderiam proporcionar maior tempo de serviço e

melhor estabilidade de cor além de reduzirem a sensibilidade pós-operatória (Hickel, Manhart, 2001).

A manipulação do material fora da cavidade bucal permite alcançar contatos proximais, oclusais, morfologias anatômicas ideais, integridade marginal e estética idela. A indicação clínica depende da avaliação do remanescente dental, condição intra-oral e custo (Gerdolle et al., 2005).

Restaurações inlays e onlays feitos com resina laboratorial são mais resistentes ao desgaste oclusal do que compósitos diretos, particularmente em áreas de contato oclusal. Eles oferecem fácil ajuste, baixo desgaste da dentição oposta, e possibilidade de reparo. Além disso, a polimerização extra-oral permite maior taxa de conversão, aumentando assim as propriedades mecânicas do compósito. Estes são menos resistentes ao desgaste do que as restaurações cerâmicas, não causando desgaste do dente antagonista (Türkmen et al., 2011).

Em comparação com materiais cerâmicos, as resinas compostas indiretas exibem melhor distribuição de tensões, maior facilidade de realização de reparo, menor custo e facilidade de manuseio (Soares et al., 2004). Devido ao seu baixo módulo elástico, os materiais compósitos de resinas apresentam uma maior capacidade de absorver as forças de compressão e reduzir as forças de impacto que a porcelana. Devido à composição similar da resina em relação ao cimento, a adaptação marginal da resina composta é melhor que a cerâmica, além de apresentar menor tendência ao lascamento marginal (Touati, Aidan, 1997). Por outro lado, as resinas compostas apresentam características inferiores em relação à rugosidade, a estética e são mais propensos a alterações de cor (Hirata et al., 2011).

Nos últimos anos, as resinas compostas indiretas ganharam mais popularidade devido ao seu desgaste semelhante ao dente natural e também pela facilidade de reparo comparado à porcelana de revestimento. Apesar da considerável melhora de resinas compostas indiretas, falhas clínicas ainda podem ocorrer, incluindo fraturas volumosas, lascamentos, infiltrações marginais, desgastes e alteração de cor. Em tais situações, pode ser necessário substituir ou reparar as restaurações existentes para restaurar a função e a estética. Um procedimento bem sucedido de reparação requer uma adesão adequada entre a resina remanescente e a nova. Vários métodos foram relatados para melhorar a reatividade dos compostos,

como o condicionamento ácido, abrasão a ar e o uso de solventes e silanos (Dall'oca et al., 2008).

Assim, Visuttiwattanakorn et al. (2017) realizaram um trabalho com o objetivo de investigar o efeito de tratamentos superficiais nas resistências de microtração resinas compostas, e concluíram que o jateamento com ou sem aplicação de silano poderia melhorar a resistência de união de resinas compostas indiretas reparadas a um compósito de resina direta convencional.

2.2 Das próteses fixas adesivas

O uso de prótese adesiva tem como vantagens o menor desgaste da estrutura dentária, quando comparada com os preparos para as próteses fixas convencionais, maior facilidade na execução do preparo, menor tempo clínico, excelente estética, reversibilidade do tratamento e menor custo. Possui algumas limitações, como quando da ocorrência de oclusão em sobremordida, espaço edêntulo extenso, dentes pilares com coroas clínicas curtas e pacientes com parafunção (Castro et al., 2006). Em casos de espaço protético amplo, existe a necessidade de se associar prótese adesiva com outros procedimentos como a ameloplastia e o acréscimo em resina composta, para proporcionar beleza e melhor aparência ao indivíduo (Mauro et al., 2003).

A prótese fixa adesiva é uma prótese em que a ausência dentária é suprida por um ou mais dentes artificiais fixados nos dentes adjacentes ao espaço protético, com cimento resinoso utilizando-se ou não estrutura metálica (Jorge et al., 2011). O advento das próteses parciais fixas adesivas teve início na França, na década de 70, com Rochette (1973) que utilizou uma estrutura metálica perfurada cimentada a dentes comprometidos periodontalmente com o objetivo de estabilizá-los. Posteriormente, Howe e Denehy (1977) adaptaram a prótese para reabilitação de ausência de dentes anteriores e posteriores. Os procedimentos iniciais eram conservadores, mas os problemas com a descolagem resultaram em uma taxa de sobrevivência de apenas 28% aos 7,5 anos (Creugers et al., 1992). E para aumentar a retenção e resistência das próteses, Livaditis (1980) recomendou a preparação de

superfícies guia paralelas nos aspectos proximais e linguais. Além disso, a ligação da resina com a fundição sólida de liga de metal foi melhorada, através da gravação electrolítica. Dessa forma, houve quase uma duplicação da taxa de sobrevivência para 64% aos 7,5 anos. Já nos anos de 1980 e 1990, ocorreram avanços significativos no tratamento das superfícies metálicas, adesão á dentina e cimentos resinosos melhoraram potencialmente a taxa de sucesso clínico das próteses fixas adesivas.

A literatura tem mostrado dois fatores importantes para confecção de próteses fixa adesivas: os preparos dos dentes suportes devem ser em forma de caixa porque proporcionam uma melhor qualidade de adaptação marginal, e a distância entre o pântico e os dentes suportes, que tem uma influência significativa na resistência a fraturas (Song et al., 2003; Göehring et al., 2001).

Um fator positivo que deve ser levado em consideração em relação à execução de próteses fixas adesivas é o baixo custo comparado aos outros procedimentos restauradores. Santana et al. (2010) relataram um caso clínico sobre uso de prótese adesiva para reabilitação bucal em serviço público odontológico, e escolheram esse tipo de tratamento por apresentar efetividade reabilitadora, fornecer a associação da resistência à tração das fibras de vidro com a resistência à compressão da resina composta, além de ser um procedimento conservador da estrutura dental, de rápida execução e de menor custo, o que torna possível sua realização dentro do serviço público odontológico.

2.3 Das fibras de reforço

Quando as próteses dentárias são exigidas por um longo tempo em cavidade oral, a resistência e estabilidade se tornam críticas em função do processo de fadiga a que são submetidas através dos ciclos mastigatórios ou uma eventual parafunção. Tentando aumentar sua resistência à flexão e diminuir o risco a fraturas, estudos propõem a utilização de reforços desses polímeros (Göhring et al.,1999; Ahmed et al., 2017).

Grant e Greener (1967) foram os primeiros autores a analisar o uso de

reforço, eles relataram que o reforço de “fibras” segue um princípio de que uma matriz dúctil e relativamente macia pode transferir carga a fibras através de sua interface, mostrando que as fibras seriam os principais componentes de suporte de carga.

Vallittu et al. (1995) e Jagger (2003) analisaram fatores diferentes que podem influenciar na característica final de reforço e que são a estrutura da fibra, orientação em relação à incidência da força aplicada e quantidade de fibra incorporada.

A adição de fibras para matriz de resina tem potencial para melhorar suas propriedades mecânicas. Mas para que se alcance o sucesso do reforço dos materiais são fatores fundamentais algumas variáveis, dentre elas o tipo de material utilizado no reforço, a porcentagem da fibra matriz, a existência ou não de aderência da fibra à matriz do material que será reforçado, distribuição e orientação das fibras (Jagger et al., 2001).

A evolução dos sistemas adesivos para esmalte e dentina associado à fibra de reforço, possibilitou o surgimento da prótese adesiva livre de metal. O sistema da Ivoclar Targis/Vectris é um exemplo de prótese sem metal. Ele é composto por um cerômero, chamado Targis, e uma fibra de vidro, chamado Vectris, que proporciona um reforço da estrutura dentária por meio da cimentação adesiva (Gomes et al., 2002).

Deste modo, os sistemas de fibras vêm sendo empregados como opção de procedimento restaurador para substituição de um ou dois elementos dentais perdidos, com o mínimo de desgaste da estrutura sadia. Com isso, a impregnação das fibras pelo sistema adesivo e a associação com resina composta permite a união da resistência à tração das fibras de reforço com a resistência à compressão da resina composta, culminando em menor índice de falhas (Jorge et al., 2011).

Segundo Karbhari e Strassler (2007) é crucial que a adequada seleção da arquitetura das fibras seja feita não só pela que possui maior resistência à fratura, mas também pela tolerância aos danos e a energia de absorção. Diferentes desenhos podem resultar em variados desempenhos e a apropriada seleção pode diminuir as chances de falhas prematuras. Além disso, realizou-se um estudo que avaliou experimentalmente resistência à flexão de três sistemas de fibras de reforço disponíveis para o uso odontológico e comparou o desempenho baseado nas

diferentes características, e verificou diferenças baseadas nos detalhes da arquitetura e do tipo da fibra. Foi constatado que a resina composta reforçada com fibra obteve aumento significativo na capacidade de absorção de energia em comparação à resina não reforçada.

Já para van Heumen et al. (2008) a arquitetura das fibras, trançada ou unidirecional, é mais importante do que o tipo de fibra em relação à resistência a flexão e seu módulo elástico. O uso de reforços com fibras em resinas compostas foi pesquisado por Bae et al. (2004) que realizaram um estudo referente à resistência a fadiga de compósitos reforçados com fibras, e concluíram que a adesão entre a fibra de reforço e resina e os correspondentes módulos elásticos são muito importantes nas propriedades mecânicas deste material.

Em seu trabalho, Vallittu (1995) avaliou a influência da orientação das fibras e constatou que há boas características mecânicas em fibras unidirecionais, sendo então, utilizadas em regiões para suportar grandes tensões. Fibras com mais de uma direção devem ser utilizadas para reforçar, desde que exista adesão química com a matriz polimérica. Essas fibras têm indicações possíveis para melhoria de propriedades mecânicas em próteses fixas, próteses parciais removíveis e próteses totais.

Podem ser utilizados diversos tipos de fibras de reforços, como fibras de vidro, malhas de nylon, aramida, carbono, polietileno, fios metálicos, entre outros que têm sido incorporados à resina.

John et al. (2001) compararam em seu estudo a resistência a flexão de resina acrílica convencional com resina acrílica reforçada com fibra de vidro, de aramida e de nylon. Foi constatada que todos os espécimes com reforço apresentaram maior resistência à fratura do que a resina sem reforço.

Doğan et al. (2007) realizaram um estudo para verificar a influência de alguns materiais para reforço de bases de próteses totais, onde se utilizou fibra de vidro, rayon, poliéster, nylon 6.0 e nylon 6/6. Os resultados demonstraram que espécimes com reforço de nylon obtiveram maior capacidade de absorção de energia do que o grupo sem reforço.

Gopichander et al. (2015) realizaram um estudo que avaliou as propriedades mecânicas de fibras de poliéster para reforço de resina acrílica termicamente ativada, resina acrílica quimicamente ativada e bisacrílica utilizadas como material

provisório de próteses parciais fixas. A resistência à flexão, o módulo de elasticidade, resistência à compressão e o grau de deflexão desses três diferentes materiais provisórios e seus reforços com fibra de poliéster foram avaliados e comparados. Foi concluído que o reforço com fibra de poliéster melhorou as propriedades mecânicas desses materiais.

Em um estudo feito por Nakagura et al. (2017) utilizaram a fibra de vidro e o nylon para reforçar próteses parciais removíveis sem metal, e tiveram como resultado aumento na densidade e na resistência à flexão das próteses.

Um sistema de reforço de nylon foi desenvolvido durante o trabalho de Gonçalves (2012) composto de nylon 6.0 (poliamida 6.0) e 0.5% do volume de sílica silanizada, que são injetados em uma matriz para a criação de uma malha, combinando as propriedades do nylon e da sílica. Este estudo avaliou o comportamento das resinas acrílicas quando reforçadas pelas fibras de nylon e concluiu que a adição da fibra de nylon aumentou substancialmente a resistência à flexão e diminuiu a alteração dimensional da resina acrílica.

Almeida et al. (2016) avaliaram a resistência à fratura de próteses parciais fixas temporárias de resina bisacrílica com e sem o sistema de reforço de nylon, além de colocá-lo em diferentes orientações (horizontal e vertical). Eles concluíram que a adição da malha de nylon influenciou positivamente, aumentando a resistência à fratura das próteses e que a posição da fibra no sentido horizontal apresentou melhores resultados. Dessa forma, o sistema de reforço foi considerado um método efetivo para aumentar a resistência de restaurações provisórias.

Outro estudo realizado por Firmino (2017) avaliou as características mecânicas de próteses parciais fixas adesivas reforçadas com a malha de nylon e os resultados não apresentaram diferença estatística entre os grupos com e sem reforço. Concluiu-se mesmo assim que a utilização da malha proporcionou estabilidade, não ocorrendo falha catastrófica, ou seja, separação das partes da prótese após a fratura.

Nessa mesma linha de pesquisa, Nakano et al. (2017) avaliaram a resistência de união entre a fibra de nylon e resinas odontológicas, e concluiu-se que o jateamento com óxido de alumínio promoveu um aumento nessa propriedade, sendo assim indicado a realização deste procedimentos para os trabalhos futuros.

Já Gonçalves et al. (2018) realizaram um estudo avaliando este mesmo

reforço de nylon em áreas de cantilever em prótese protocolo sobre implantes de resina acrílica, através do teste de carga máxima de fratura. Eles obtiveram resultados positivos, como o aumento nos valores de carga máxima de fratura, diminuindo a ocorrência de fratura nas áreas de cantilever.

2.4 Da Análise em Elementos Finitos (FEA)

A análise em elementos finitos (FEA) é uma ferramenta bastante utilizada na engenharia e vem sendo incorporada para avaliação de fenômenos na odontologia também (Borges et al., 2014; Dejack et al., 2003; Tribst et al., 2018). Para o desenvolvimento dessa análise uma estrutura formada por vários elementos, como fragmentos de um objeto, conectados por nós é criada, a partir dela é observado o comportamento do elemento em resposta a estímulos (Raper, Erbach, 1990).

É uma tarefa difícil avaliar clinicamente o comportamento da distribuição de tensões nas restaurações, pois há fatores que influenciam, como o processo de confecção das restaurações e o operador. Quando se utiliza a análise em elementos finitos é possível eliminar essas variáveis, sendo assim, uma metodologia bastante útil na observação da distribuição de tensões encontradas em sistemas odontológicos (Rekow et al., 2006).

A utilização do método de elementos finitos abrange várias áreas da odontologia, simulando diferentes situações de acordo com a necessidade de cada estudo, como expostos a seguir.

Vários estudos têm sido realizados na área da implantodontia, como o de Moraes et al. (2013) que avaliou a influência da altura de coroa de implantes no deslocamento e distribuição da tensão para o implante e o osso. Já Tribst et al. (2018) avaliaram a tensão gerada em uma prótese fixa de quatro elementos sob a aplicação de cargas axiais e não-axiais usando um modelo simplificado de prótese fixa implantossuportada.

Este método de análise também é utilizado para estudar situações de restaurações utilizando resina composta, como no estudo de Borges et al. (2014), na qual avaliaram o efeito da quantidade de resina composta, fator-C e geometria nas

restaurações de Classe V na tensão de contração após a polimerização. E também para simular tensões que ocorrem durante a mastigação, como no trabalho realizado por Dejak et al. (2003), onde analisaram a tensão induzida no dente molar inferior durante o apertamento e a mastigação, demonstrando assim, a possibilidade de estudar de maneira adequada cada local de interesse.

As próteses fixas adesivas também são estudadas através da análise em elementos finitos. Lin et al. (2015) fizeram um estudo comparando a distribuição de tensões de diferentes desenhos de retentores de formato e espessura para próteses fixas adesivas, e concluíram que o formato dos retentores influencia na distribuição de tensão nos dentes e na prótese.

Van Dalen et al. (2008) realizaram um estudo em que avaliaram o mecanismo de desunião de próteses parciais fixas adesivas e obtiveram como resultado que as próteses de dois elementos com cantilever e as próteses com três elementos mostraram uma maior carga máxima de fratura do que as próteses com formato curvo.

Já Yokoyama et al. (2012) investigaram os efeitos das propriedades mecânicas de cimentos resinosos sobre distribuições de tensões em próteses parciais fixas adesivas de resina reforçada com fibras, e os resultados dos testes revelaram que as diferenças nas propriedades mecânicas dos cimentos resinosos levaram a diferentes distribuições de tensão nas interfaces entre as próteses e os dentes pilares. E Lin et al. (2005) fizeram um estudo em que investigaram a biomecânica de múltiplos desenhos de retentores de dentes posteriores e suas interações utilizando a análise em elementos finitos. Esse estudo concluiu que os valores médios de tensão nos dentes pilares e da prótese diminuíram com o aumento da espessura do retentor e da altura do mesmo.

Assim, a análise em elementos finitos é uma ferramenta ampla, precisa e ilustrativa que auxilia na compreensão dos resultados da análise *in vitro*, desse modo, este método foi utilizado nesse estudo para avaliar a distribuição de tensões e prestar suporte aos resultados laboratoriais.

Diante dos estudos da literatura ainda faltam respostas que comprovem o efeito de reforço sobre as próteses, dessa forma, é importante avaliar a carga máxima de fratura de próteses fixas adesivas de resina composta indireta reforçadas com a malha de sílica-nylon.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar, *in vitro*, a carga máxima de fratura de próteses fixas adesivas de três elementos (região anterior e posterior) confeccionadas em resina composta indireta, considerando as variáveis:

- a) Presença do sistema de reforço de nylon;
- b) Processo de envelhecimento através da ciclagem mecânica da peça protética.

Avaliar, *in silico*, a distribuição de tensão pela análise de von Mises, deformação total e tensão máxima principal de próteses fixas adesivas de três elementos (região anterior e posterior) com ou sem o sistema de reforço em nylon.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Nesta seção serão expostos os materiais e os métodos para realização deste estudo.

4.1 Materiais

Os principais materiais utilizados nesta pesquisa estão listados no Quadro 1.

Quadro 1 - Tipos de materiais, nomes comerciais e fabricantes dos produtos utilizados nos experimentos

Material	Nome Comercial	Fabricante	Lote
Resina Composta Indireta	Nanolab Z	WILCOS do Brasil Ind. e Com. Ltda.	1702517
Malha de Nylon	Sistema NP	Natmar Moldes e Plásticos Ltda.	----
Cimento Resinoso	Bifix QM	VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha.	1824435
Adesivo Universal	Futurabond M	VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha.	1828246
Resina Epóxi	Resina Epóxi	DRAF Com. e Ind. Ltda.	00233
Resina Poliuretano	Resina F160	Axson Brasil Ind. e Com. Ltda.	VSK-001-0129-017
Silicone de adição	Variotime	Kulzer GmbH, Hanau, Alemanha.	66045038

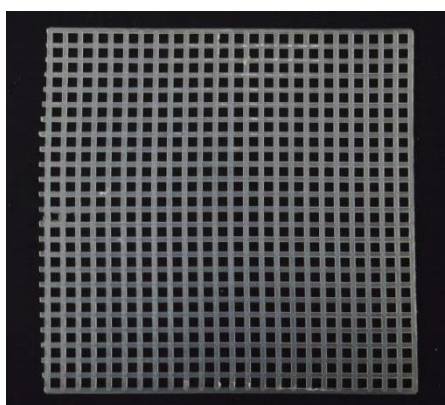
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.1.1 Malha de nylon

Para os grupos reforçados foram utilizados uma malha de nylon, composta de nylon 6.0 e partículas de sílica silanizadas em formato de grade, com 1mm de espessura, 1mm de altura e espaçadas em 3 mm de uma fibra a outra (Natmar Moldes e Plásticos Ltda., São Paulo, SP, Brasil) (Figuras 1 e 2). A variação na composição da fibra de nylon deu-se pela incorporação de sílica na proporção de 0,5% em volume de material.

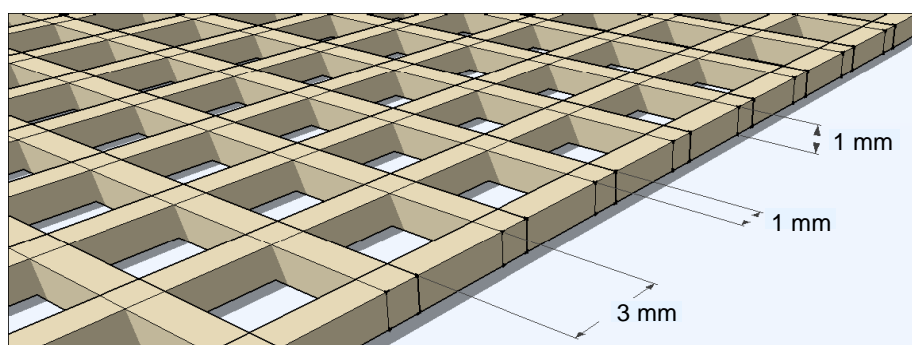
O projeto da malha foi desenvolvido durante a dissertação de mestrado de Gonçalves (2012) e teve o depósito de patente sob o número BR1020120281198. Os dados do projeto da malha podem ser verificados no Anexo A.

Figura 1 - Amostra de estrutura da malha de reforço



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 2 - Desenho (sem escala) demonstrando a forma e as dimensões da grade



Fonte: Gonçalves, 2012.

4.2 Métodos

4.2.1 Delineamento experimental

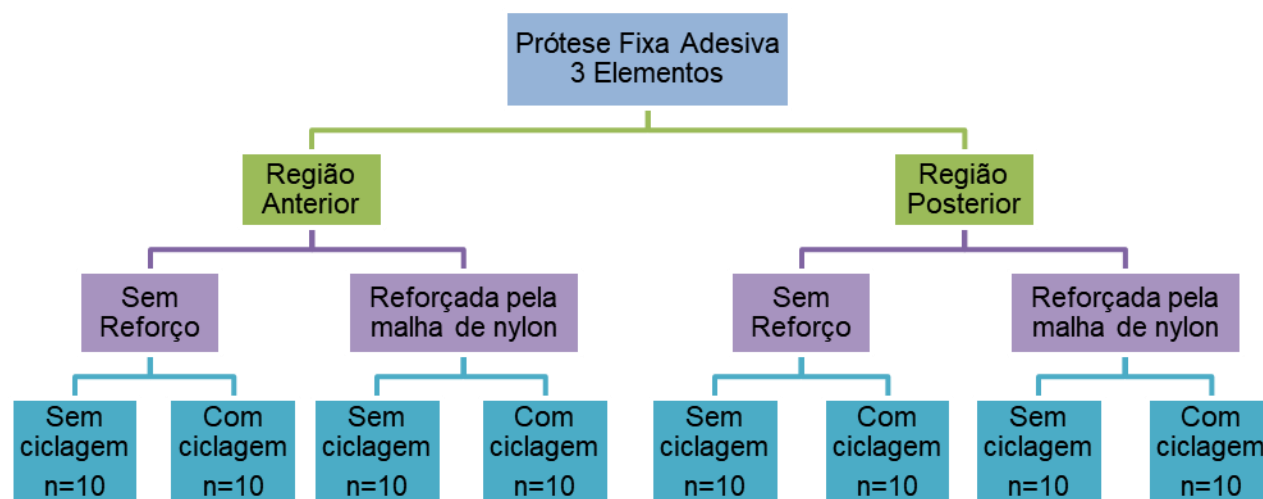
Os 80 modelos experimentais foram distribuídos em 8 grupos (n=10), de acordo com as variáveis apresentadas no Quadro 2 e exemplificadas através do fluxograma (Figura 3).

Quadro 2 - Grupos constituídos conforme variáveis propostas

Grupo (n=10)	Região	Reforço com Nylon	Ciclagem Mecânica
A	Anterior	Não	Não
AC	Anterior	Não	Sim
AR	Anterior	Sim	Não
ARC	Anterior	Sim	Sim
P	Posterior	Não	Não
PC	Posterior	Não	Sim
PR	Posterior	Sim	Não
PRC	Posterior	Sim	Sim

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 3 - Fluxograma dos grupos experimentais



Fonte: Elaborado pelo autor.

As condições experimentais *in vitro* previram a execução de próteses parciais fixas adesivas de três elementos que visassem a reposição de um elemento anterior (dente 21) ou posterior (dente 26), sendo os pânticos sustentados por dois pilares adjacentes aos espaços protéticos.

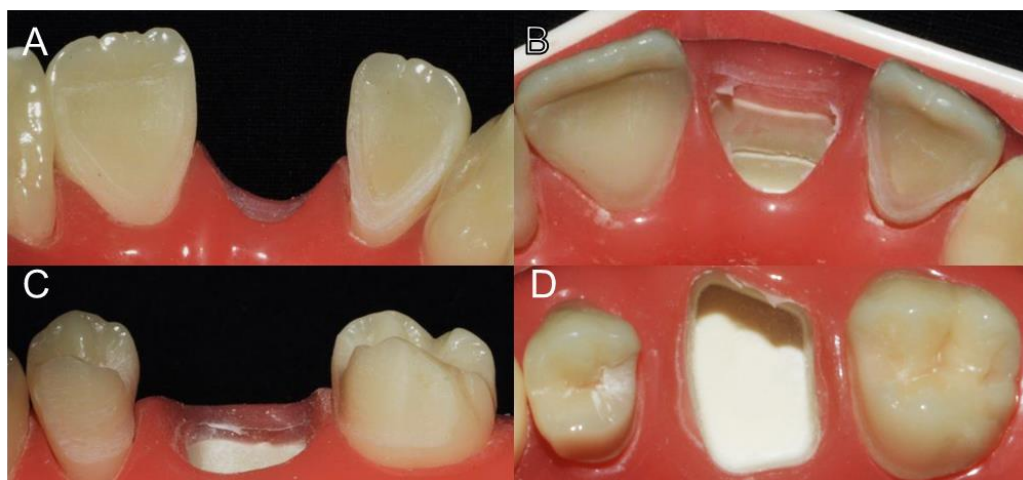
Para execução da metodologia, inicialmente foram realizados os nichos para a prótese fixa adesiva em um manequim odontológico, foram moldados para confecção dos pilares e posterior produção das próteses, para o teste *in vitro*, e escaneados com o propósito de realizar a análise em elementos finitos, para o teste *in silico*. Estas etapas serão descritas a seguir.

4.2.2 Confecção dos espécimes

4.2.2.1 Pilares em resina epóxi

Um manequim (P-Oclusal Mod. 08 Arc. Superior, São Paulo, Brasil) foi utilizado para realização dos preparos dentais. Os dentes 11, 22, 25 e 27 foram desgastados segundo o padrão de preparo dos nichos para prótese fixa adesiva (Shimizu et al., 2014; Sharma, Chitre, 2007) com o auxílio de pontas diamantadas 1012, 1013, 2215 e 3118 (KG Sorensen, São Paulo, Brasil), e caneta de alta-rotação (Kavo, Biberach, Alemanha). As características dos preparos dos dentes anteriores foram: redução lingual de 0,5 mm acompanhando contorno anatômico do dente, término em chanfro curto, dimensão ocluso-gengival de 1 mm acima da junção cimento-esmalte até 2 mm abaixo da borda incisal (Figura 4A e 4B). E as características dos preparos dos dentes posteriores foram: redução de 0,5 a 1 mm da face lingual e proximais paralelo ao longo eixo dos dentes, término em chanfro curto, dimensão ocluso-gengival de 2,5 a 3 mm, nicho oclusal em forma de V arredondado voltado para as proximais de 1 mm de profundidade, 2 mm de distância vestibulo-lingual e 1,5 mm mesio-distal (Figura 4C e 4D).

Figura 4 - Preparos para prótese fixa adesiva

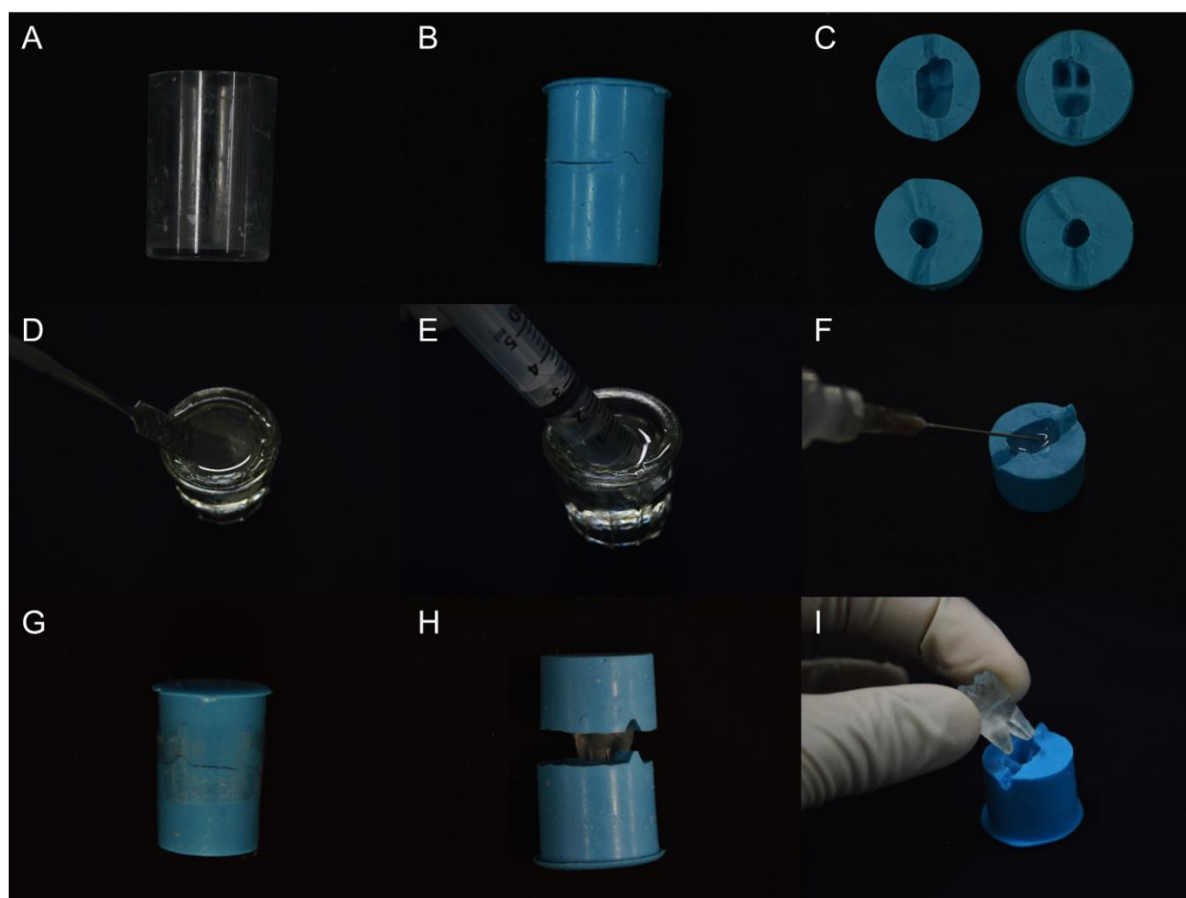


Legenda: A-B) preparo nos dentes 11 e 22, vista lingual e oclusal; C-D) preparo nos dentes 25 e 27, vista lingual e oclusal.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Os pilares preparados foram moldados com material polimérico à base de silicone (Borracha de silicone DRAF Comercial, São Paulo, Brasil) para a confecção de 160 pilares de resina epóxi (Epoxis LE 100 DRAF Comercial, São Paulo, Brasil), sendo 40 incisivos centrais, 40 incisivos laterais, 40 segundos pré-molares e 40 segundos molares superiores. Essa resina se apresenta em forma de líquido/ líquido e foi manipulada conforme as orientações do fabricante, em um pote dappen com a proporção 1:1, onde foi misturada com auxílio de uma espátula 24 e aplicada de forma gradual nos moldes com auxílio de uma seringa de 5ml e agulha hipodérmica, e aguardou-se o tempo de presa do material de 30 minutos para separação do molde (Figuras 5 e 6).

Figura 5 - Confeção dos pilares em resina epóxi



Legenda: A) recipiente utilizado para confecção do molde; B) molde do pilar em silicone; C) moldes seccionados em duas partes com marcações para padronização do reposicionamento; D) manipulação da resina epóxi; E) utilização de seringa de 5 ml para inserção da resina; F) aplicação da resina no molde; G) reposicionamento das duas partes do molde; H) separação das partes do molde após polimerização da resina; I) remoção do pilar em resina epóxi do molde de silicone.
 Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 6 - Dentes pilares confeccionados em resina epóxi



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.2.2 Simulação do ligamento periodontal, inclusão dos pilares em resina de poliuretano

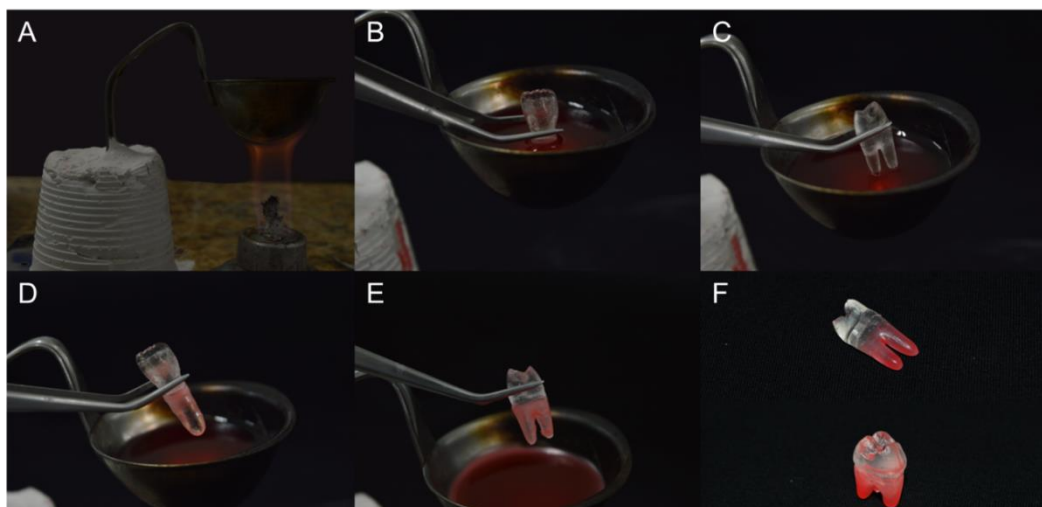
Com a finalidade de reproduzir a mobilidade fisiológica dos pilares em resina epóxi no alvéolo, foi simulado o ligamento periodontal utilizando um material elastomérico. Os pilares foram incluídos em resina de poliuretano (Resina F160 Axson, Cergy, França) e o ligamento periodontal simulado com silicone de adição (Variotime Kulzer GmbH, Hanau, Alemanha) (Soares et al., 2006). Primeiramente, os pilares foram demarcados com lápis distando 2 mm abaixo da junção amelo-cementária (Figura 7). Então, a porção radicular foi recoberta com uma cobertura uniforme de, aproximadamente, 0,3 mm de cera 7 fluida (Lysanda, São Paulo, Brasil), desde o ápice até a linha demarcada previamente, não invadindo a distância biológica. A fluidez constante da cera foi obtida com a utilização de uma concha metálica e lamparina a álcool, na qual a cera foi aquecida e plastificada (Figura 8).

Figura 7 - Demarcação do ligamento periodontal nos dentes pilares



Fonte: Elaborado pelo autor.

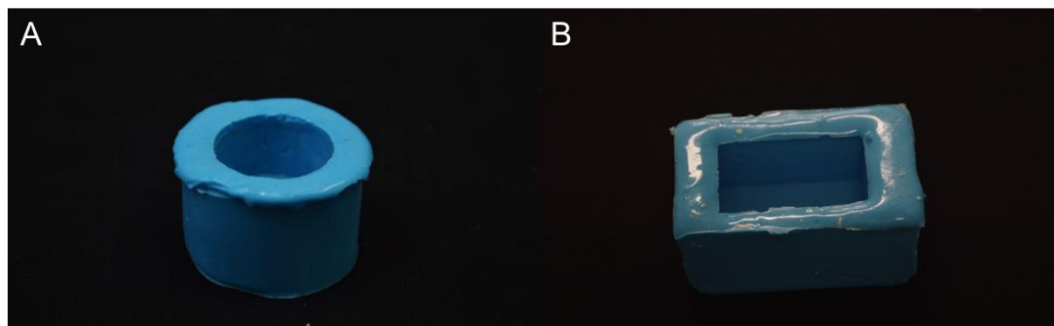
Figura 8 - Confeção da porção radicular em cera



Legenda: A) plastificação da cera através de uma concha metálica aquecida por lamparina a álcool; B-C) posicionamento dos dentes na cera fluida; D-E) raiz recoberta até a linha demarcada com grafite; F) dentes pilares após aplicação da cera na porção radicular.
Fonte: Elaborado pelo autor.

A partir da duplicação de dois padrões em alumínio, sendo um bloco retangular (comprimento: 35 mm; largura: 20 mm; altura: 15 mm) e um cilíndrico (diâmetro: 25 mm; altura: 15 mm), foram confeccionados moldes em silicone industrial (Borracha de silicone DRAF Comercial, São Paulo, Brasil) para posterior fixação dos pilares (Figura 9).

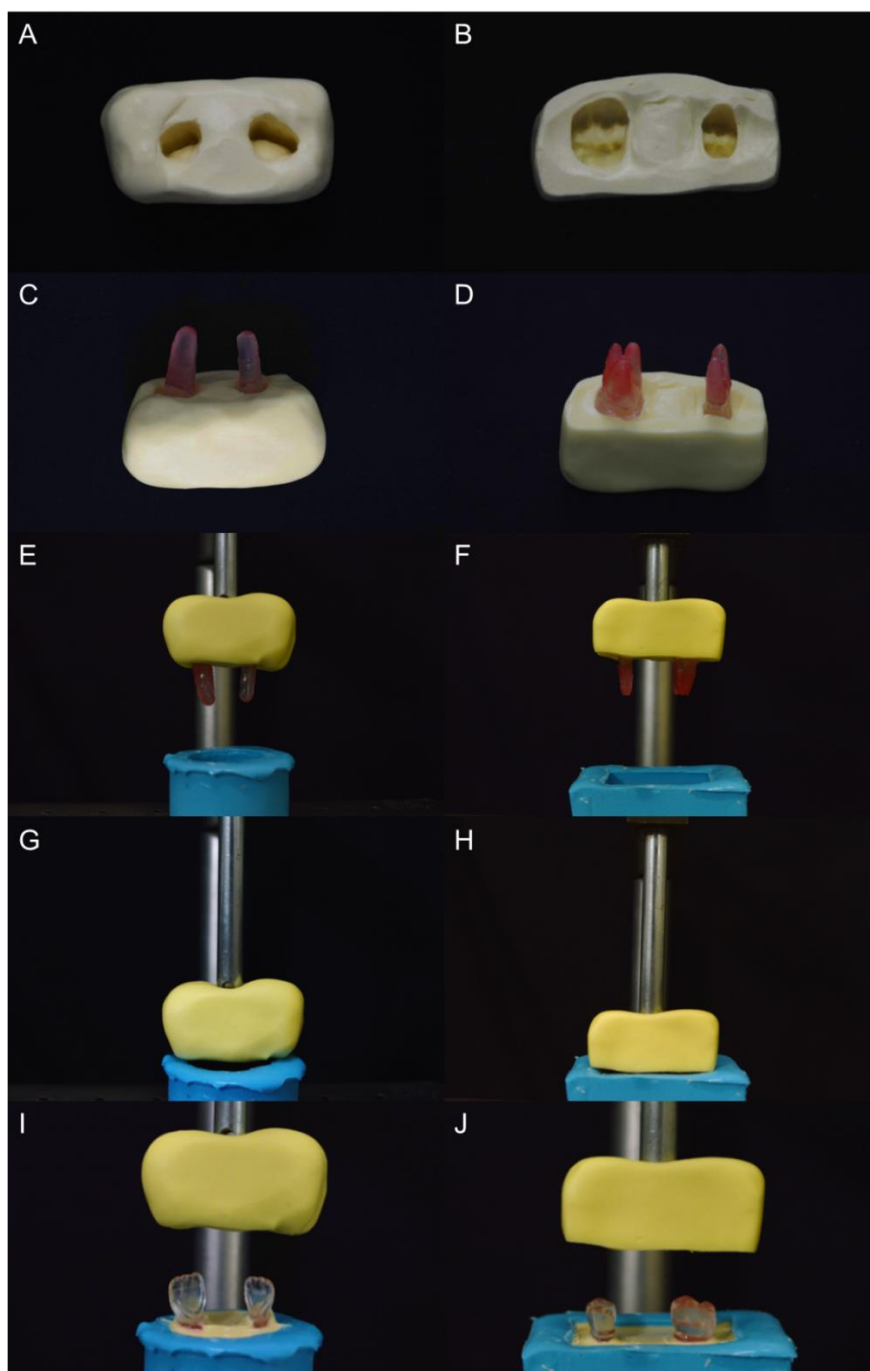
Figura 9 – Moldes de silicone para confecção das bases



Legenda: moldes de silicone para confecção das bases em poliuretano, cilíndrico (A) e retangular (B).
Fonte: Elaborado pelo autor.

O manequim foi moldado com material elastomérico (Optosil Kulzer GmbH, Hanau, Alemanha) e os dentes de resina epóxi foram posicionados no molde para servir de guia para a transferência da posição dos dentes para a base de poliuretano, mantendo a mesma inclinação e a distância entre os pilares. Com o auxílio de um delineador (Bio art, São Paulo, Brasil), o conjunto, molde e pilares, foi fixado à haste vertical móvel e incluído no molde de silicone contendo uma solução a base de resina de poliuretano que simulou a estrutura óssea que faz a sustentação dos dentes. Esta resina foi manipulada conforme as orientações do fabricante, em um pote paladon de vidro, na proporção 1:1, e misturada com uma espátula 24. Após o tempo de polimerização da resina, o conjunto foi retirado do molde de silicone (Figura 10).

Figura 10 - Inclusão dos dentes pilares em poliuretano

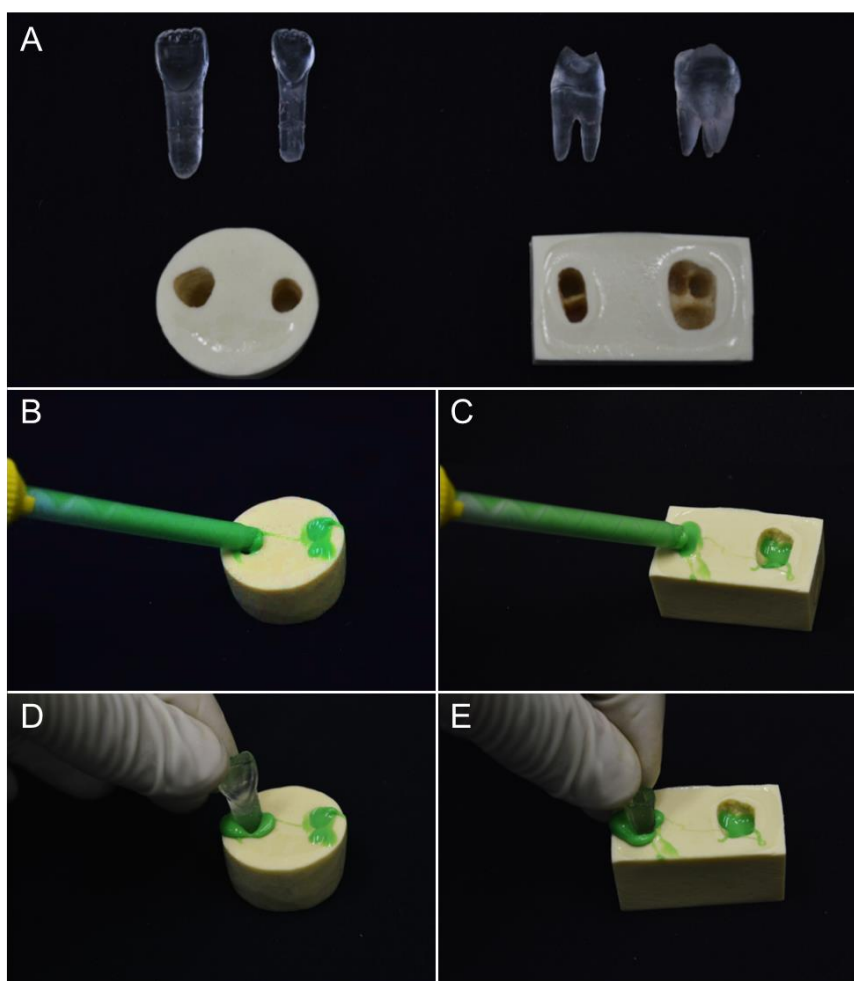


Legenda: A-B) moldes em silicone para padronização da posição dos dentes pilares; C-D) dentes posicionados nos moldes; E-F) conjunto molde e pilares posicionado no delineador; G-H) inclusão dos dentes em resina poliuretano; I-J) separação do conjunto após polimerização do poliuretano.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Depois disso, os pilares foram removidos dos alvéolos artificiais e limpos com água quente, para remoção da cera. O silicone de adição foi inserido no alvéolo e os pilares introduzidos sob pressão digital, até que a marcação de 2,0 mm do

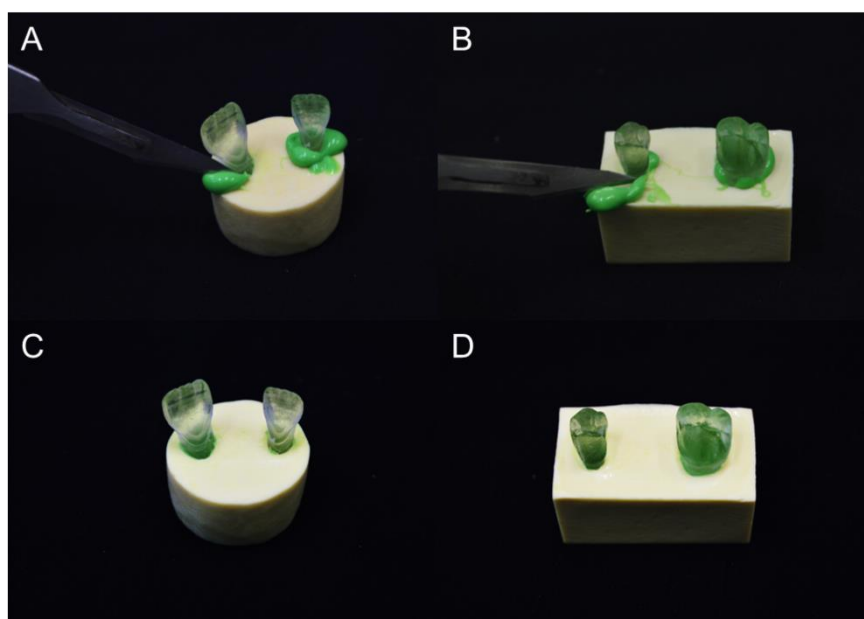
limite amelo-cementário coincidissem com a superfície da base de resina de poliuretano (Figura 11). Após a polimerização, os excessos foram removidos com lâmina de bisturi nº 11 (Figura 12).

Figura 11 - Simulação do ligamento periodontal



Legenda: A) pilares e bases de poliuretano após remoção da cera; B-C) aplicação do silicone de adição nos alvéolos para simulação do ligamento periodontal; D-E) inserção dos dentes nos alvéolos.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 12 - Acabamento do ligamento periodontal



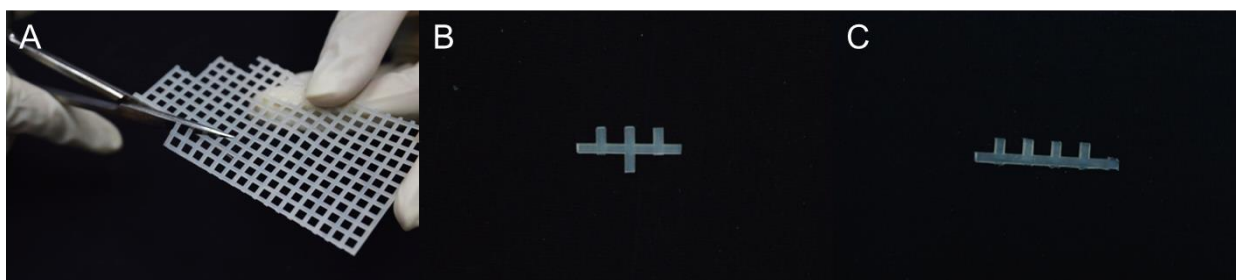
Legenda: A-B) remoção dos excessos de silicone com lâmina de bisturi; C-D) dentes pilares finalizados após inclusão e simulação do ligamento periodontal.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.2.3 Tratamento de superfície da malha de nylon

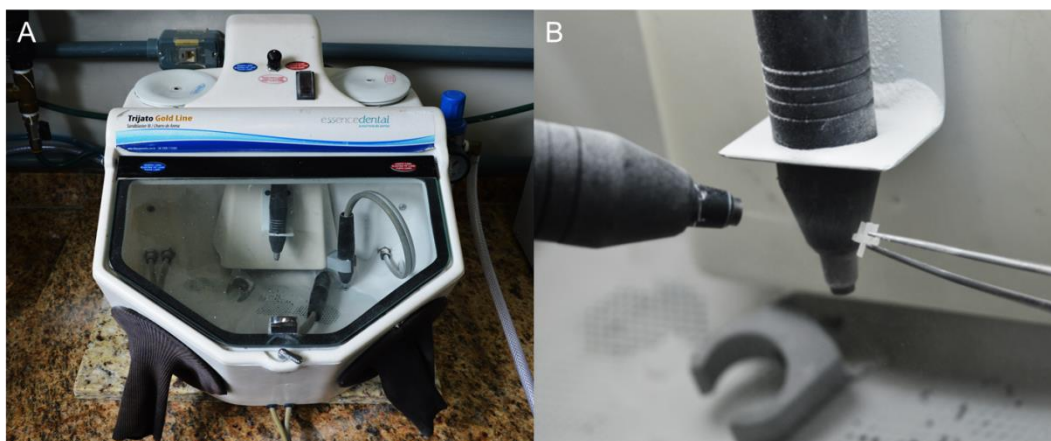
Em todos os grupos que receberam o sistema de reforço, a malha de nylon passou por tratamento de superfície com jateamento de óxido de alumínio (Bio-art, São Carlos, Brasil) através de jateador (Sandblaster III Trijato Goldline, Araraquara, Brasil). A malha de nylon foi cortada e sua dimensão foi padronizada de acordo com o espaço existente entre os dentes pilares na região anterior e posterior, visando que esse reforço esteja totalmente envolto da resina composta utilizada para confecção das próteses (Figura 13). Então, a malha foi jateada com óxido de alumínio granulação 50, pressão de 2,8 bar, com a ponta aplicadora a uma distância de 20 mm da superfície do material perpendicular ao mesmo (Figura 14). Depois disso, foi realizada a limpeza da malha com água destilada em cuba ultrassônica (BioWash, Bio-art, São Carlos, Brasil) durante 180 segundos e secagem com jato de ar (Figura 15).

Figura 13 - Padronização da malha de nylon



Legenda: A) recorte da malha de nylon; B) malha dimensionada para reforço da prótese anterior; C) malha dimensionada para reforço da prótese posterior.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 14 - Tratamento de superfície da malha de reforço



Legenda: A) jateador utilizado para realização do tratamento de superfície (Sandblaster III Trijato Goldline, Araraquara, Brasil); B) jateamento de óxido de alumínio realizado na malha de nylon.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 15 – Limpeza do reforço de nylon



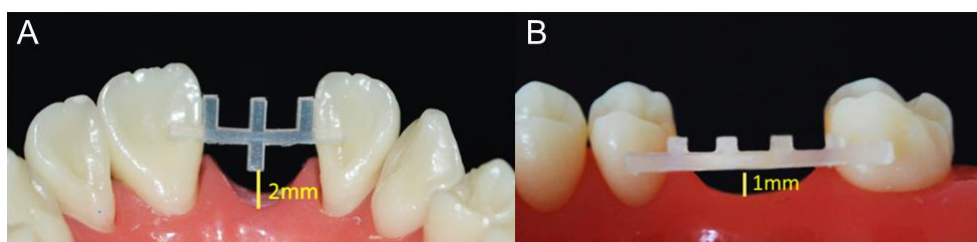
Legenda: A) cuba ultrassônica utilizada para limpeza da malha (BioWash, Bio-art, São Carlos, Brasil); B) malha de nylon imersa em água destilada na cuba ultrassônica; C) malha após lavagem e secagem.

Fonte: Elaborado pelo autor

4.2.2.4 Posicionamento da malha de nylon

Após o tratamento de superfície, a malha de nylon foi posicionada nos dentes pilares a 2 mm da margem gengival (prótese anterior) e 1 mm da margem gengival (prótese posterior) (Figura 16). O posicionamento da malha do primeiro espécime foi feito com o auxílio de um delineador de bancada, onde a malha de nylon foi fixada com cera utilidade na haste vertical móvel e foi realizada a confecção de um guia de silicone (Optosil Kulzer GmbH, Hanau, Alemanha) para padronizar a posição da malha em relação aos pilares, dessa forma, os seguintes posicionamentos das malhas foram feitos apenas com o guia de silicone (Figura 17).

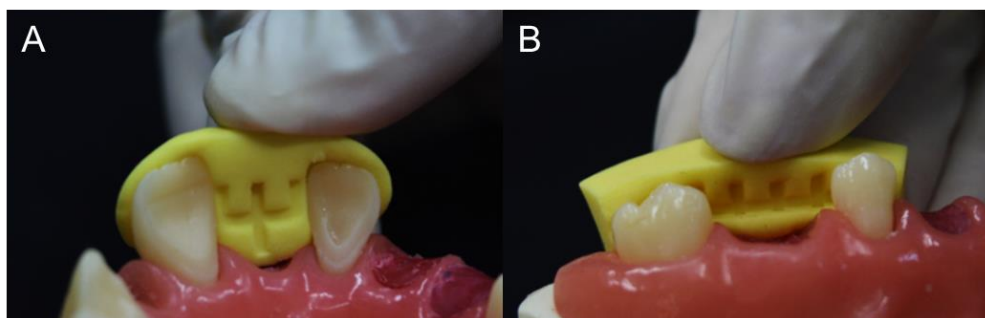
Figura 16 - Localização da fibra de nylon nos dentes pilares



Legenda: A) fibra a 2 mm da margem gengival (prótese anterior); B) fibra a 1 mm da margem gengival (prótese posterior).

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 17 - Padronização da localização da fibra de reforço nos dentes pilares



Legenda: moldes de silicone para padronização da posição da fibra de reforço nos dentes pilares, região anterior (A) e região posterior (B).

Fonte: Elaborado pelo autor

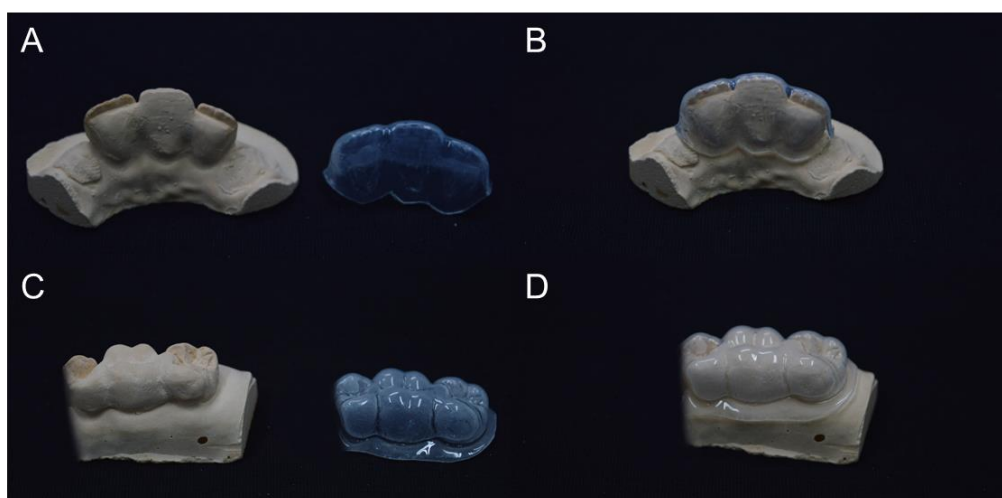
4.2.2.5 Confeção das próteses de resina composta indireta

Todos os espécimes foram confeccionados com resina composta nanohíbrida fotopolimerizável indireta (NanolabZ WILCOS, Petrópolis, Brasil), cor A2, indicada pelo fabricante para confecção de coroas e próteses fixas anteriores e posteriores, inlay, onlay e facetas laminadas.

Previamente a realização dos preparos, as regiões dos dentes anteriores e posteriores do manequim foram moldadas com material polimérico e as primeiras próteses foram confeccionadas em resina acrílica (VIPI Cor, São Paulo, Brasil) utilizando a técnica da pré-moldagem.

Primeiramente, após a obtenção de uma prótese anterior e posterior que foi utilizada como padrão, esta foi posicionada nos dentes pilares e inserida em uma plastificadora a vácuo para confecção de um guia, utilizando uma placa de silicone de 2 mm transparente (Whiteness FGM, Santa Catarina, Brasil) que após seu recorte, foi utilizada para correta padronização da confecção das peças de resina composta indireta (Figura 18).

Figura 18 - Padronização das próteses em resina composta indireta



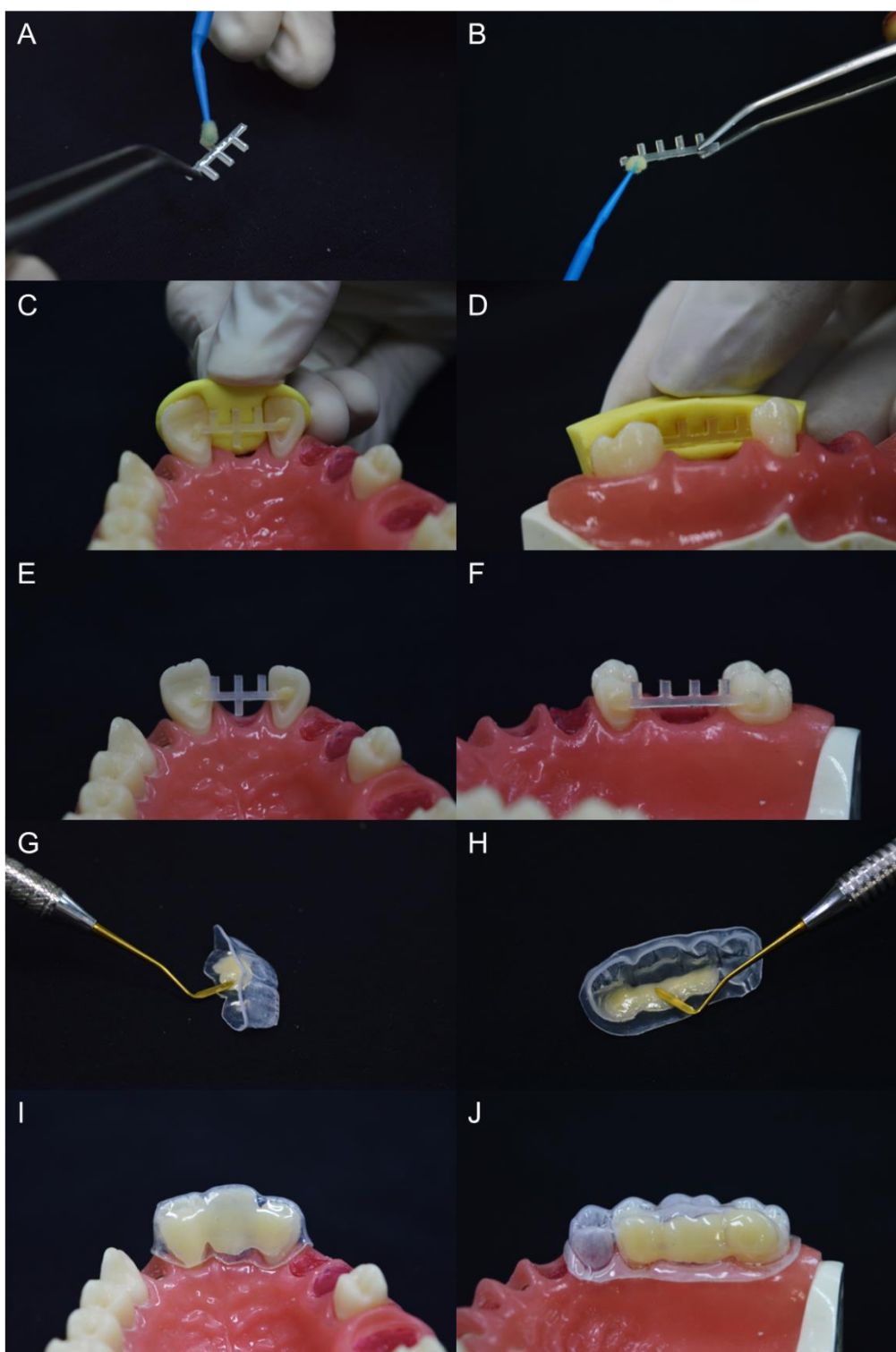
Legenda: moldes de silicone transparente (Whiteness FGM, Santa Catarina, Brasil) para padronização da confecção das próteses em resina composta indireta, região anterior (A-B) e região posterior (C-D).

Fonte: Elaborado pelo autor.

A resina composta foi aplicada em incrementos de 1,0 a 1,5 mm e fotopolimerizada durante um minuto cada incremento e a fotopolimerização final de dois minutos, conforme recomendação do fabricante, com o aparelho LED Bluephase (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Para verificar a intensidade de luz do aparelho, foi utilizado um radiômetro (Curing Radiometer Model 100 Demetron Research Corporation, California, EUA), na qual o fotopolimerizador apresentou 1000 mW/cm².

Já em relação à confecção das próteses com reforço, foi aplicado adesivo universal Futurabond M (VOCO, Cuxhaven, Alemanha) de forma ativa durante 20 segundos com auxílio de uma ponta aplicadora (microbrush) sobre malha de nylon, e posterior fotoativação. A aplicação dos incrementos da resina indireta foi realizada após estabilização da fibra nos nichos dos dentes pilares, sendo que para isso uma pequena porção de resina composta foi aplicada e fotopolimerizada entre a malha e o pilar (Figura 19).

Figura 19 - Confeccção das próteses em resina composta indireta

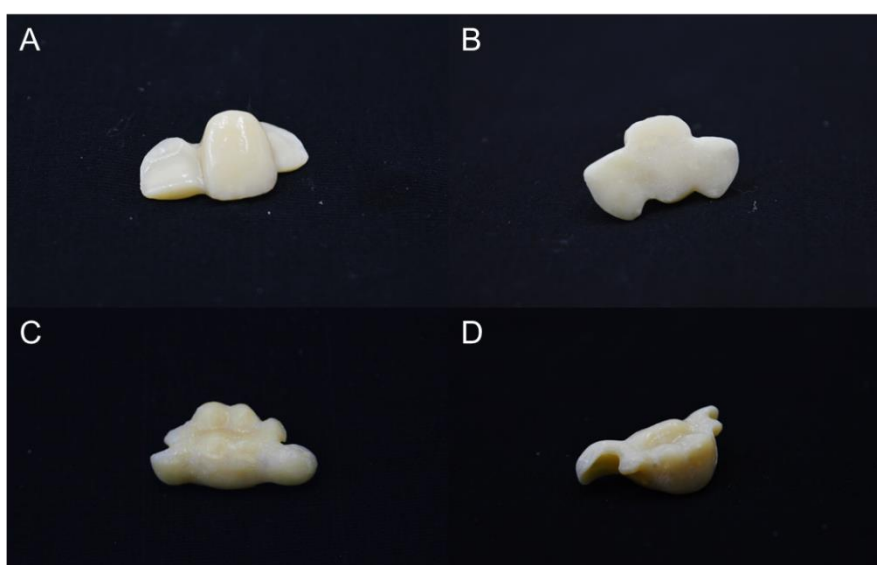


Legenda: A-B) aplicação do sistema adesivo na fibra de nylon; C-D) posicionamento da fibra com auxílio do guia de silicone e aplicação da resina composta para estabilização; E-F) fibras posicionadas nos dentes pilares; G-H) aplicação da resina composta nos guias de silicone transparente; I-J) posicionamento do guia contendo resina composta nos dentes pilares para posterior fotoativação.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Após a fotoativação das próteses, foi realizado o acabamento e polimento de acordo com as recomendações dos fabricantes, com pontas diamantadas a uma velocidade média de 10.000 RPM. Em seguida, foi utilizado pó fino de pedra pomes (Asfer, São Caetano do Sul, Brasil) com disco de pelo de cabra em peça de mão e o polimento final foi realizado com discos de lã e pasta para polir coroas e pontes (Poli Universal Asfer, São Caetano do Sul, Brasil) (Figura 20).

Figura 20 - Próteses confeccionadas em resina composta finalizadas

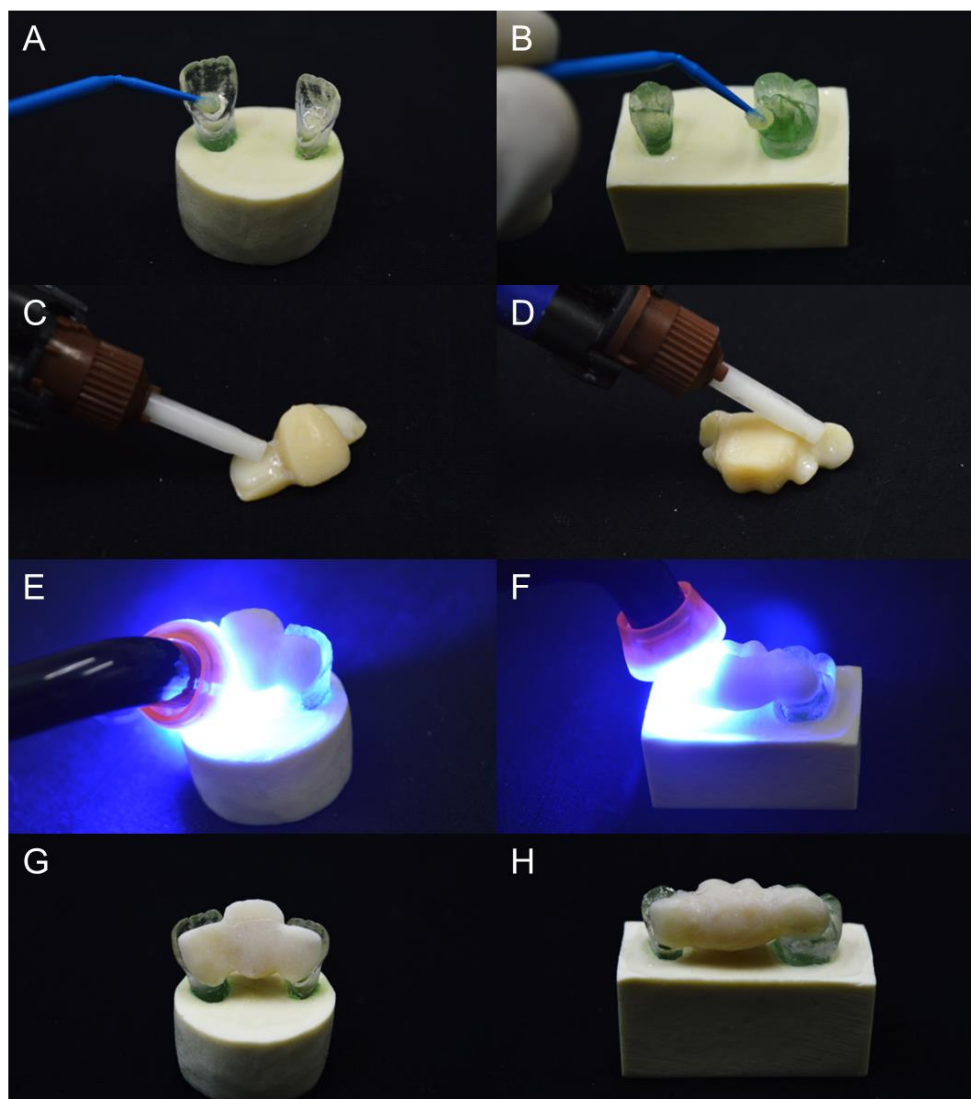


Legenda: prótese em resina composta finalizada, anterior (A-B) e posterior (C-D).
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.2.6 Cimentação das próteses fixas adesivas

Todos os passos da cimentação foram realizados seguindo as recomendações do fabricante do cimento que foi utilizado. Primeiramente, foi realizada a aplicação de forma ativa do adesivo Futurabond M (VOCO, Cuxhaven, Alemanha) por 20 segundos nos dentes pilares e leve jato de ar por 5 segundos. Então, foi espatulado o cimento resinoso dual BIFIX QM (VOCO, Cuxhaven, Alemanha), aplicado na restauração indireta e assentado em posição. O excesso de cimento foi removido com microaplicador e fotoativado por 20 segundos cada face (Figura 21).

Figura 21 - Processo de cimentação das próteses



Legenda: A-B) aplicação do sistema adesivo nos dentes pilares; C-D) aplicação do cimento resinoso nas próteses; E-F) fotoativação do cimento resinoso com as próteses em posição; G-H) próteses cimentadas nos dentes pilares.

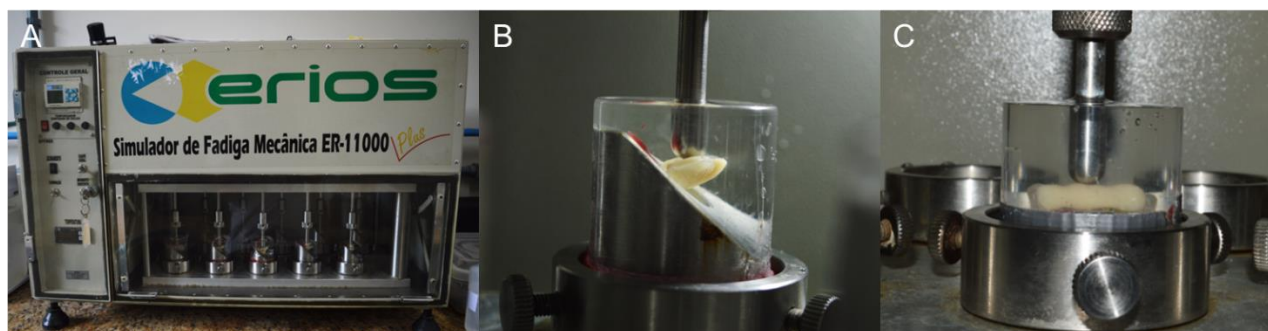
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.3 Processo de envelhecimento

O ensaio de fadiga foi realizado com uma ponta de aço em inox de 6mm de diâmetro em um simulador de ciclos mastigatórios (cicladora mecânica ERIOS, Modelo: ER-11000 Plus, São Paulo, Brasil), em ambiente úmido (não contrastando a

temperatura da água que permaneceu em cerca de $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$) que teve como objetivo simular o ambiente bucal, sobretudo no tocante a condição mecânica. Os espécimes foram posicionados sobre uma base metálica, para formar um ângulo de 90° entre o plano horizontal e a ponta. A ponta aplicadora de carga foi posicionada na região central do pântico e foi aplicada uma carga de 100 N (prótese anterior) e 200 N (prótese posterior) a 4 Hz por 1.000.000 ciclos, o que equivale aproximadamente 4 anos em ambiente bucal (Kaizer et al., 2019) (Figura 22). Após a ciclagem, as próteses foram submetidas ao ensaio de resistência à carga máxima de fratura.

Figura 22 - Ciclagem mecânica das amostras



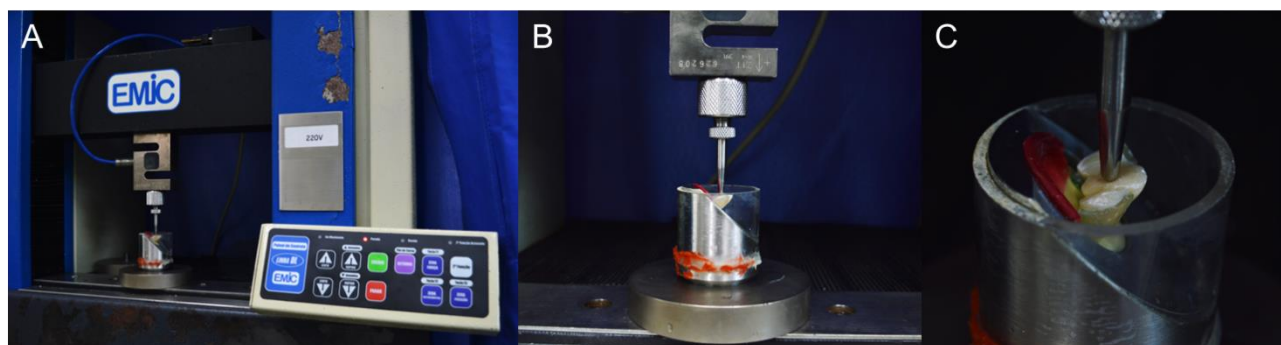
Legenda: A) cicladora mecânica utilizada para o ensaio de fadiga (ERIOS ER-11000 Plus, São Paulo, Brasil); B) prótese anterior posicionada em 45° em relação ao plano horizontal em imersão; C) prótese posterior posicionada na cicladora mecânica.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.4 Ensaio de resistência da carga máxima de fratura

O ensaio de resistência à carga máxima de fratura foi realizado em uma máquina universal de testes (EMIC DL 1000, EMIC, Brasil). A célula de carga (1000 Kgf) foi acoplada, e as amostras foram posicionadas e através de uma ponta metálica de diâmetro de 6,0 mm a carga foi exercida gradualmente com uma velocidade de 1,0 mm/min, aplicada na região oclusal do pântico da prótese fixa adesiva posterior e na região central palatina do pântico da prótese adesiva anterior (Figura 23). Dessa forma, os espécimes foram submetidos à carga compressiva até a fratura e seus valores de carga máxima foram registrados.

Figura 23 - Ensaio de resistência à carga máxima de fratura

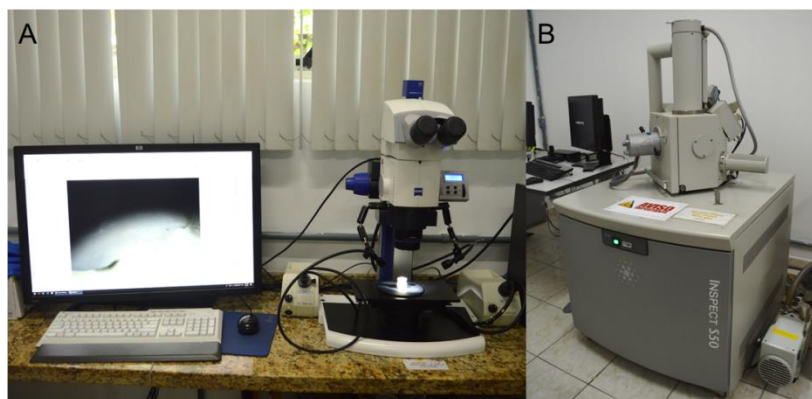


Legenda: A) máquina universal de testes (EMIC DL 1000, EMIC, Brasil); B) amostra posicionada para o ensaio; C) ponta metálica posicionada na região central do pântico.
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.5 Análise fractográfica

Após a realização do ensaio de resistência à carga máxima de fratura alguns espécimes de cada grupo foram analisados através de estereomicroscopia (Discovery V20 CarlZeiss, Jena, Thuringia, Alemanha) e Microscopia Eletrônica de Varredura (Inspect S 50, FEI Company, Brno, República Tcheca) para avaliar as características das fraturas e origem das mesmas (Figura 24).

Figura 24 – Equipamentos utilizados para análise de fratura das amostras

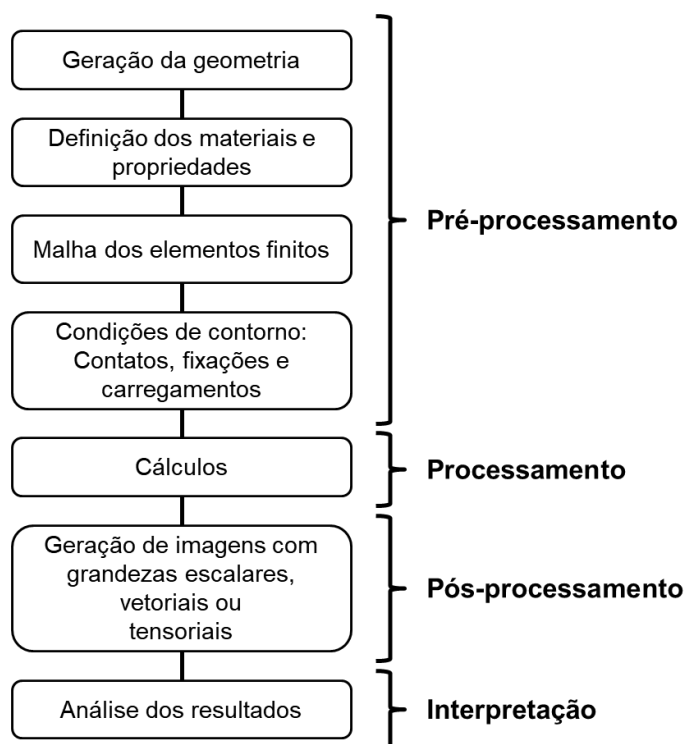


Legenda: A) estereomicroscópio (Discovery V20 CarlZeiss, Jena, Thuringia, Alemanha); B) microscópio eletrônico de varredura (Inspect S 50, FEI Company, Brno, República Tcheca).
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.6 Análise em Elementos Finitos

A análise em elementos finitos envolve diversas etapas que devem ser seguidas para uma correta execução e obtenção de resultados fidedignos. A sequência dessas etapas está representada na Figura 25.

Figura 25 – Sequência de execução da análise em elementos finitos



Fonte: Elaborado pelo autor.

Para a análise do experimento em elementos finitos, foi obtida a geração da geometria, a atribuição das propriedades dos materiais, a definição dos contatos, fixações e carregamentos. Estes procedimentos serão descritos a seguir.

4.2.6.1 Geração da geometria

Os dentes pilares preparados (dentes 11, 22, 25 e 27) do manequim (P-Oclusal Mod. 08 Arc. Superior) e as próteses anterior e posterior confeccionadas foram escaneadas por um escâner de bancada (Ceramill Map 400, Amann Girrbach, Áustria) e geraram-se arquivos em formato aberto (.stl). Depois disso, esses arquivos foram transferidos para o software CAD Rhinoceros (version 4.0SR8; McNeel North America, Seattle, WA) para elaboração do modelo volumétrico 3D, no qual os modelos foram produzidos dentro do protocolo BioCAD (Noritomi et al., 2011).

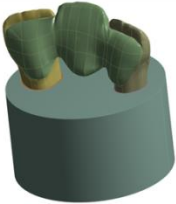
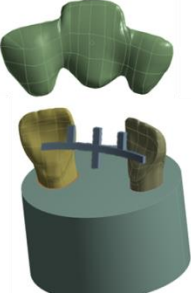
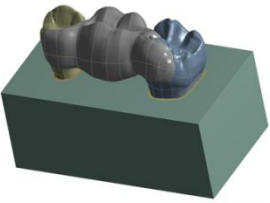
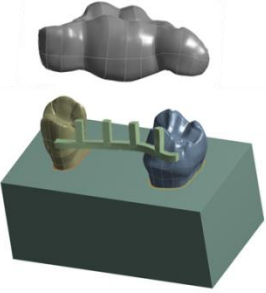


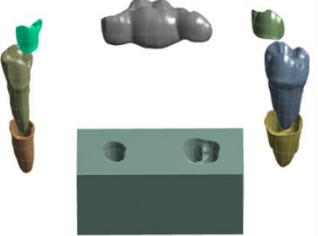
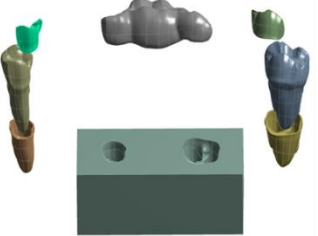
Foi considerada a título de simulação de necessidade protética, na região anterior, a ausência do incisivo central superior esquerdo (21), local no qual o pântico foi localizado, utilizando como pilares os dentes 11 e 22. Na região posterior, a ausência ocorreu do primeiro molar superior direito (26), local no qual o pântico foi localizado, utilizando como pilares os dentes 25 e 27. Assim, simulou-se a prótese de três elementos semelhante ao que foi realizado *in vitro*.

Para a construção dos padrões de dimensão do ligamento periodontal, médias da anatomia humana foram utilizadas e o desenho foi realizado com a espessura de 0,3 mm (Hohmann et al., 2011). Já as películas de cimento foram realizadas de acordo com aceitabilidade clínica, com a espessura de 50 µm (Contrepolis et al., 2013).

Foram modeladas quatro situações distintas (Quadro 3):

- a) Prótese fixa adesiva sem a fibra de nylon (região anterior);
- b) Prótese fixa adesiva reforçada com a fibra de nylon (região anterior);
- c) Prótese fixa adesiva sem a fibra de nylon (região posterior);
- d) Prótese fixa adesiva reforçada com a fibra de nylon (região posterior).

Quadro 3 – Desenhos modelados das amostras e seus respectivos componentes para a análise de elementos finitos

		Grupo Experimental			
		Prótese anterior s/ reforço	Prótese anterior c/ reforço	Prótese posterior s/ reforço	Prótese posterior c/ reforço
Geometria					
		Componentes			
					

Fonte: Elaborado pelo autor.

Após a modelagem dos desenhos, foi realizada a exportação da geometria, onde se transformaram as superfícies criadas em sólidos para delimitação das estruturas e, então exportadas em formato STP (Standard for the Exchange of Product Model Data), para o software (Ansys 19.3 - ANSYS, Inc. Southpointe, Canonsburg, EUA) onde foram realizados o pré-processamento, o processamento e o pós-processamento para posterior análise e interpretação dos resultados.

As estruturas consideradas foram: dentes preparados, ligamento periodontal, base de poliuretano, prótese fixa adesiva, cimento resinoso e malha de nylon.

4.2.6.2 Atribuição das propriedades dos materiais

Após o término da edição dos modelos, foram atribuídas as propriedades de cada material. Nesta etapa é importante verificar a consistência das grandezas físicas utilizadas no modelo junto à homogeneidade de sistemas métricos.

Neste estudo, a maneira adequada para representar o ensaio de carga máxima de fratura foi a análise estática estrutural, no qual no mínimo duas propriedades, dentre elas o módulo de elasticidade longitudinal (E) e o coeficiente de Poisson, devem ser informadas. Assim, cada geometria possui propriedades específicas que caracterizam seu comportamento para o ensaio dentro dos limites de linearidade.

As propriedades dos materiais foram obtidas através de dados encontrados na literatura e listadas no Quadro 4. Todos os materiais presentes na composição do sistema foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos.

Quadro 4 - Módulo elástico e coeficiente de Poisson dos materiais utilizados na análise de elementos finitos

Material	Módulo elástico (GPa)	Coeficiente de Poisson	Referência
Resina Nanolab Z	12,825	0,26	Firmino et al., 2017
Malha de nylon	1,9	0,17	Firmino et al., 2017
Cimento resinoso	8,3	0,24	Dal Piva et al., 2019
Resina Epóxi	2,31	0,49	Firmino et al., 2017
Poliuretano	3,6	0,3	Firmino et al., 2017
Silicone de adição	0,068	0,45	Firmino et al., 2017

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.6.3 Malha dos elementos finitos

Posteriormente, foi realizada a confecção das malhas, sendo que a densidade dessas foram ajustadas para se obter resultados suficientes e precisos. Para isso foi utilizado o Software Ansys 19.3 (ANSYS, Inc. Southpointe, Canonsburg, EUA) onde se empregou malhas de elementos tetraédricos quadráticos, caracterizados por pirâmides de base triangular, com um nó em cada vértice e outro no centro de cada aresta, totalizando 10 nós por elemento. Este tipo de elemento de volume é o mais indicado para reproduzir geometrias complexas e curvas, como as estruturas dentárias, pois se adapta melhor espacialmente, sendo assim, uma ferramenta bastante poderosa para representação de volumes de geometrias anatômicas.

4.2.6.4 Conexões, fixações e carregamentos

Para simplificação do modelo de estudo, todas as conexões entre os elementos (prótese, malha de nylon, cimento, dente, ligamento periodontal e base) foram consideradas contatos colados. A superfície inferior da base foi fixada em todas as direções com deslocamento zero, sendo definido dessa forma as condições de contorno.

Em relação ao carregamento, com o intuito de proceder à simulação das situações clínica e de forma semelhante à carga aplicada na ciclagem mecânica da análise *in vitro*, foi realizada a aplicação de uma carga estática de 100 N na região central da face palatina do pântico da prótese anterior e uma carga de 200 N na região oclusal do pântico da prótese posterior.

Após o preenchimento de todas as etapas necessárias para o pré-processamento, foi realizada a análise em elementos finitos propriamente dita e obteve-se os valores da distribuição de tensão na restauração.

4.2.7 Análise estatística

No delineamento deste experimento foram consideradas como variáveis experimentais, ou fatores em estudo, a presença da malha e ciclagem. Sendo a variável resposta o valor de resistência (N) obtido no ensaio de resistência à carga máxima de fratura.

A unidade experimental foi o sistema formado por uma prótese fixa (com ou sem reforço de Nylon) e seus respectivos pilares, denominado corpo-de-prova.

A estatística descritiva foi constituída no cálculo de médias e desvios padrão. A estatística inferencial consistiu no teste de análise de variância (ANOVA) dois fatores (presença da malha e ciclagem), efeito fixo, e a análise estatística foi feita por meio dos programas computacionais: MINITAB (Minitab, version 17.1.0, 2013) e PRISM (version 6.01, GraphPad, 2012).

As hipóteses estatísticas: nulidade (H_0) e alternativa (H_1), foram:

H_0 A: A presença do sistema de reforço não influenciará na resistência da carga máxima de fratura das próteses fixas adesivas.

H_1 A: A presença do sistema de reforço causará diferença na resistência da carga máxima de fratura das próteses fixas adesivas.

H_0 B: A ciclagem mecânica não influenciará na resistência da carga máxima de fratura das próteses fixas adesivas.

H_1 B: A ciclagem mecânica causará diferença na resistência da carga máxima de fratura das próteses fixas adesivas.

H_0 AB: A associação da presença do sistema de reforço e a ciclagem mecânica não influenciará na resistência da carga máxima de fratura das próteses fixas adesivas.

H_1 AB: A associação da presença do sistema de reforço e a ciclagem mecânica causará diferença na resistência da carga máxima de fratura das próteses fixas adesivas.

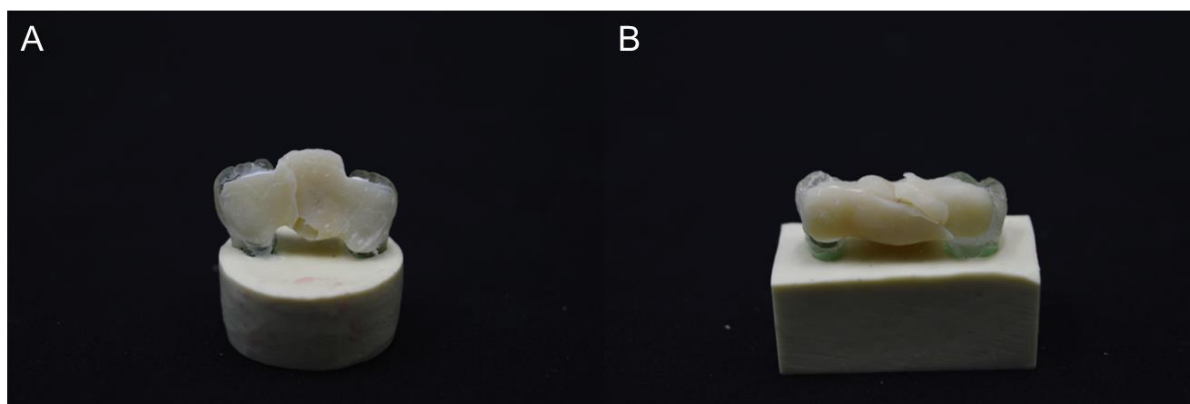
5 RESULTADOS

5.1 Análises *in vitro* da carga máxima de fratura

5.1.1 Análise estatística

Nesta seção serão expostos os dados obtidos referentes às condições experimentais que são apresentados na Tabela 1, e a estatística descritiva na Tabela 2. Além disso, a Figura 26 exemplifica as condições da amostra após o ensaio de carga máxima de fratura.

Figura 26 – Espécimes após ensaio de resistência à carga máxima de fratura



Legenda: Próteses fraturadas na região dos conectores após ensaio de resistência à carga máxima de fratura, prótese anterior (A) e prótese posterior (B).

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 1 - Dados de resistência (N) obtidos segundo as condições experimentais

Amostras	Presença de Ciclagem							
	Região anterior				Região posterior			
	Ausência da malha		Presença da malha		Ausência da malha		Presença da malha	
Grupos	A	AC	AR	ARC	P	PC	PR	PRC
1	150,93	201,35	225,69	202,39	633,26	348,45	457,99	437,48
2	166,23	222,22	157,19	179,79	497,64	336,63	459,04	547,02
3	126,23	217,35	180,14	205,18	509,11	453,47	541,11	602,66
4	165,88	177,7	224,65	153,71	511,2	434,69	588,82	496,94
5	152,66	160,66	236,82	194,39	689,6	260,47	516,76	666,65
6	134,23	182,57	228,13	191,96	600,92	394,35	534,85	670,12
7	214,56	140,49	182,92	242,04	549,45	441,3	609,27	677,77
8	146,75	142,58	222,56	197,87	371,75	315,07	565,1	721,24
9	158,23	196,83	182,22	177,7	437,48	310,54	548,76	589,79
10	219,78	203,09	147,8	177,35	599,53	301,16	595,7	677,77

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 2 - Estatística descritiva dos dados de resistência (N) obtidos segundo os grupos

Grupos	Média	Desvio padrão	Coeficiente de variação (%)	Mínimo	Mediana	Máximo
A	163,55	30,94	18,92	126,23	155,44	219,78
AC	184,48	29,05	15,75	140,49	189,70	222,22
AR	198,81	32,44	16,31	147,80	202,74	236,82
ARC	192,24	23,24	12,09	153,71	193,18	242,04
P	539,99	94,76	17,55	371,75	530,33	689,60
PC	359,61	67,18	18,68	260,47	342,54	453,47
PR	541,74	52,50	9,69	457,99	544,94	609,27
PRC	608,74	91,50	15,03	437,48	634,66	721,24

Fonte: Elaborado pelo autor.

Para avaliar estatisticamente os dados, primeiramente, os grupos da região anterior e posterior foram analisados separadamente, pois a forma anatômica dos mesmos e a aplicação de carga foram realizadas de maneira distintas, assim, não sendo possível realizar uma comparação adequada entre os grupos.

Com a finalidade de avaliar a influência da ciclagem mecânica e da presença da malha de reforço quanto à resistência à fratura, os dados obtidos foram submetidos à análise de variância (ANOVA), sendo a variável dependente, a carga máxima de fratura e as variáveis independentes, a presença da malha e a ciclagem mecânica. Nos casos em que houve diferenças estatísticas ($p < 0,05$), foi realizado teste Tukey 5%.

Na Tabela 3, observa-se a análise de variância das amostras da região anterior e apenas a variável reforço apresentou diferença estatística significativa ($p < 0,05$).

Tabela 3 – ANOVA dois fatores para os dados obtidos das amostras da região anterior

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de quadrados	Quadrado médio	Razão - F	p-valor
Reforço	1	4626	4626	5,453	0,025225
Ciclagem mecânica	1	516	516	0,608	0,440706
Reforço*Ciclagem mecânica	1	1892	1892	2,230	0,144058
Error	36	30542	848		

Fonte: Elaborado pelo autor.

Assim, realizou-se o teste Tukey 5% para verificar a diferença entre os grupos, onde se constatou que os grupos com a presença do reforço apresentaram resultados estatisticamente superiores aos grupos sem reforço, ou seja, maior resistência à carga máxima de fratura (Tabela 4).

Tabela 4 – Teste Tukey 5% em relação à presença de reforço das amostras da região anterior

Reforço	Média Carga máxima de fratura	1	2
Não	174,0160	****	
Sim	195,5250		****

Fonte: Elaborado pelo autor.

Já na Tabela 5, observa-se a análise de variância das amostras da região posterior e todas as variáveis (reforço, ciclagem mecânica, e interação reforço com ciclagem mecânica) apresentaram diferenças estatísticas significantes ($p < 0,05$).

Tabela 5 – ANOVA dois fatores para os dados obtidos das amostras da região posterior

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de quadrados	Quadrado médio	Razão - F	p-valor
Reforço	1	157348	157348	25,564	0,000013
Ciclagem mecânica	1	32136	32136	5,221	0,028312
Reforço*Ciclagem mecânica	1	152998	152998	24,857	0,000016
Error	36	221586	6155		

Fonte: Elaborado pelo autor.

Dessa maneira, realizou-se o teste Tukey 5% para verificar a diferença entre os grupos. Para facilitar a visualização e compreensão dos dados, foram realizados os testes separadamente de cada variável e da interação entre as mesmas.

Na Tabela 6, verifica-se que os grupos com a presença do reforço apresentaram resultados estatisticamente superiores aos grupos sem reforço, ou seja, maior resistência à carga máxima de fratura.

Tabela 6 – Teste Tukey 5% em relação à presença de reforço das amostras da região posterior

Reforço	Média Carga máxima de fratura	1	2
Não	449,8035	****	
Sim	575,2420		****

Fonte: Elaborado pelo autor.

Já na Tabela 7, verifica-se que os grupos em que foi realizada a ciclagem mecânica apresentaram resultados estatisticamente inferiores aos grupos sem ciclagem, ou seja, menor resistência à carga máxima de fratura.

Tabela 7 – Teste Tukey 5% em relação à ciclagem mecânica das amostras da região posterior

Ciclagem mecânica	Média Carga máxima de fratura	1	2
Não	540,8670	****	
Sim	484,1785		****

Fonte: Elaborado pelo autor.

E na Tabela 8, nota-se que o grupo sem a presença de reforço e que foi realizada a ciclagem mecânica apresentou os menores resultados, e os grupos com a presença de reforço juntamente com o grupo sem reforço e sem ciclagem apresentaram maiores resultados de resistência à carga máxima de fratura, porém não apresentaram diferença estatística entre si.

Tabela 8 – Teste Tukey 5% em relação à interação do reforço e ciclagem mecânica das amostras da região posterior

Reforço	Ciclagem mecânica	Média	1	2
		Carga máxima de fratura		
Não	Sim	359,6130		****
Não	Não	539,9940	****	
Sim	Não	541,7400	****	
Sim	Sim	608,7440	****	

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.1.2 Análise fractográfica

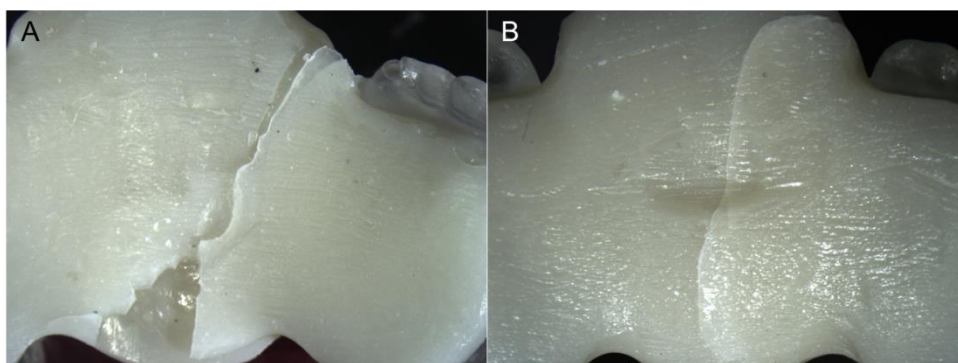
Para avaliar características das fraturas, algumas amostras de cada grupo foram analisadas em estereomicroscópio e microscópio eletrônico de varredura e os resultados serão descritos a seguir.

5.1.2.1 Estereomicroscopia

Inicialmente, serão descritas as imagens obtidas das amostras fraturadas da região anterior.

Na Figura 27, verificam-se duas imagens de tipos de falhas nas amostras anteriores, onde na Figura 27A é possível ver que após a fratura há uma solução de descontinuidade, já na Figura 27B, mesmo após a falha, a prótese permaneceu sem ocorrer uma fratura catastrófica, mostrando que a presença do reforço auxilia na contenção das partes fraturadas.

Figura 27 – Próteses adesivas anteriores, com e sem reforço, fraturadas

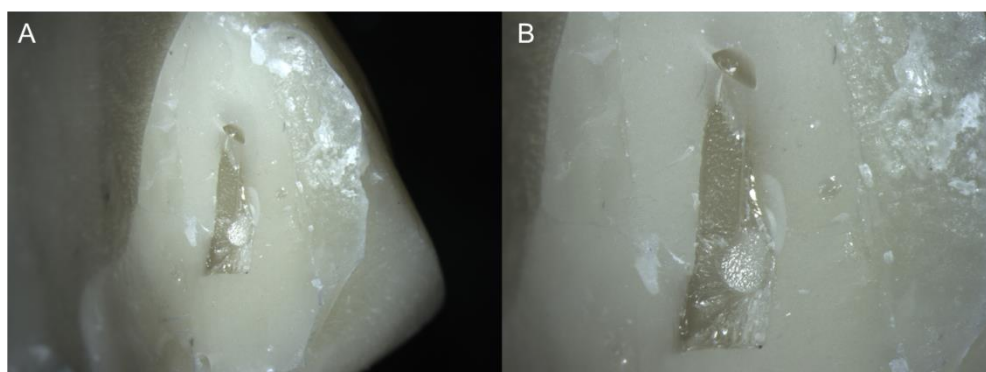


Legenda: A) Fratura na região de conector e pântico de uma amostra do grupo A; B) Fratura sem separação de nenhuma das partes na região de pântico de uma amostra do grupo AR. Imagem em estereomicroscópio com aumento de 7,5x.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Figura 28, é possível visualizar a região do pântico da prótese com reforço. Nessa imagem é importante destacar que a malha de nylon possui um contato íntimo com a resina composta, o que indica a correta adesão entre os dois materiais.

Figura 28 – Prótese adesiva anterior com reforço fraturada



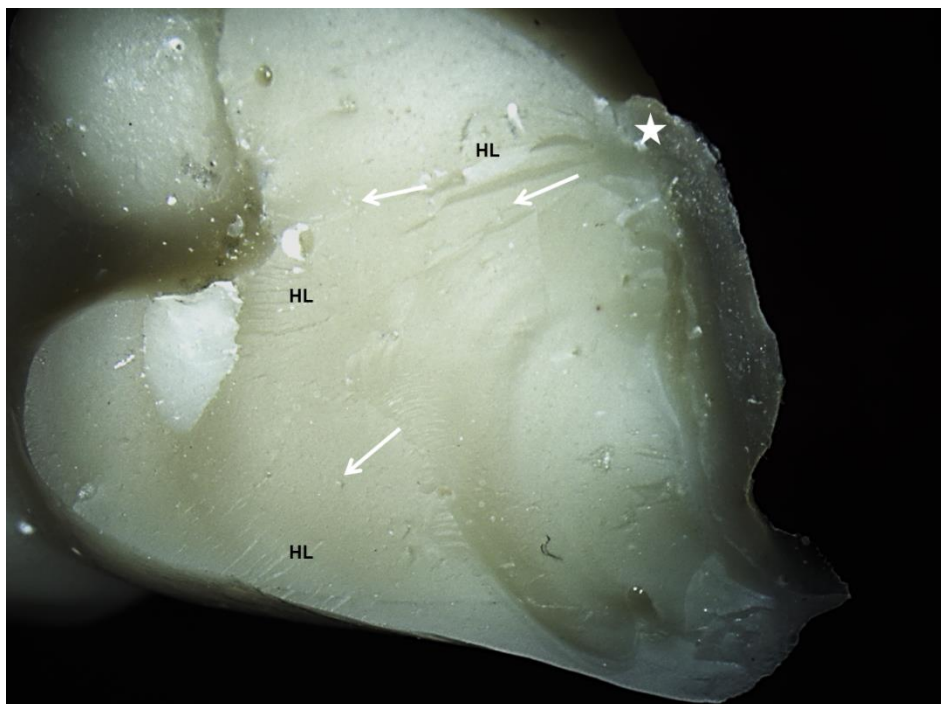
Legenda: A) Imagem em estereomicroscópio de uma amostra do grupo ARC mostrando a fibra de nylon contida na resina composta, aumento de 10x; B) Mesma amostra em aumento de 20x, mostrando o íntimo contato entre a fibra de reforço e a resina composta.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Em relação às amostras da região posterior, na Figura 29, é possível visualizar a fratura que ocorreu na região entre pântico e conector do molar. Nesta imagem, evidencia-se as marcas de fratura e as ondas de tensões que levaram à

falha da prótese, além da origem da fratura, que foi na região inferior e vestibular do pântico próximo ao conector do molar.

Figura 29 – Imagem da superfície de fratura da prótese adesiva posterior na região de pântico e conector do molar



Legenda: Imagem em estereomicroscópio em aumento de 7,5x da superfície fraturada de uma amostra da região posterior. Estrela branca: origem da fratura; Setas brancas: direção de propagação de trincas; HL: *hackle lines*.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Figura 30, verifica-se a imagem da superfície fraturada de uma amostra posterior com reforço. Semelhantemente à figura anterior, é possível analisar as marcas das trincas e origem da fratura, que ocorreu na mesma localização da amostra sem reforço, além disso, evidencia-se a presença do reforço de nylon e sua união com a resina composta.

Figura 30 – Imagem da superfície de fratura da prótese adesiva posterior com reforço, na região de pântico e conector do molar



Legenda: Imagem em estereomicroscópio em aumento de 7,5x da superfície fraturada de uma amostra da região posterior com reforço de nylon. Estrela branca: origem da fratura; Setas brancas: direção de propagação de trincas; HL: *hackle lines*; Triângulo branco: interface do nylon com resina composta.

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.1.2.2 Microscopia Eletrônica de Varredura

Após a análise realizada em estereomicroscópio, as amostras foram posicionadas em uma plataforma de alumínio (stub) com o auxílio de uma fita dupla face de carbono. Então, as amostras foram metalizadas com uma camada fina de ouro por meio de vaporização iônica na máquina metalizadora.

Depois disso, as imagens em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) foram obtidas por meio do princípio de reflexão de feixes de elétrons, no qual os elétrons são projetados sobre a superfície da amostra e as imagens são captadas por meio de um microscópio eletrônico de varredura.

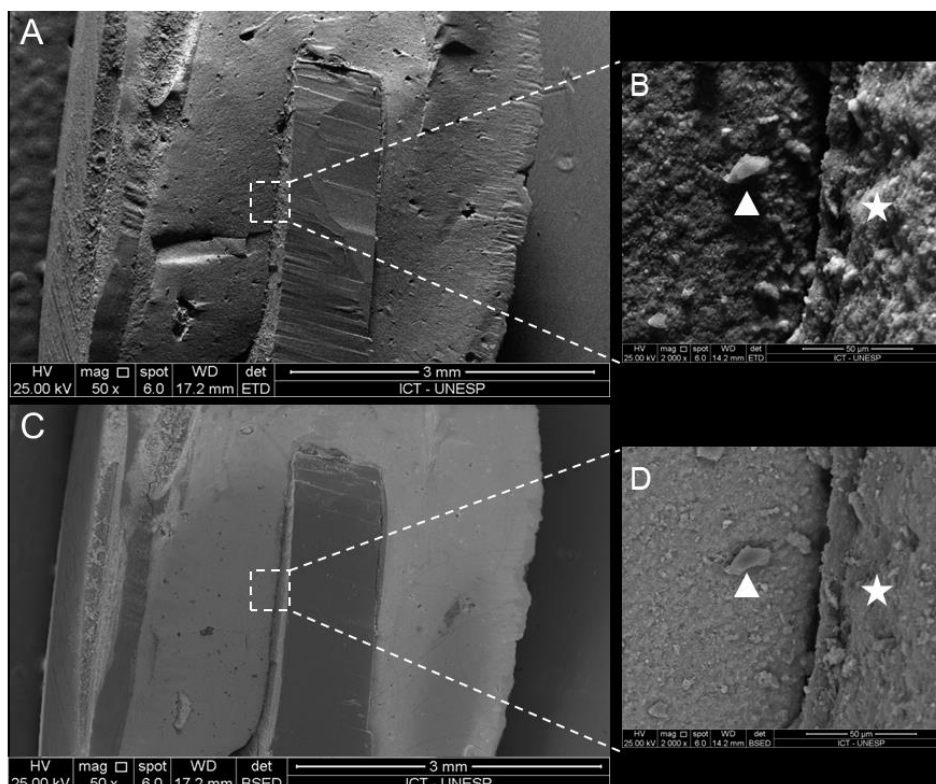
Estas imagens podem ser obtidas através de dois detectores distintos, o Detector de Elétrons Secundários (ETD), na qual é capaz de formar, na tela, a imagem da microestrutura da superfície pela captação de elétrons secundários, e o

Detector de Elétrons Retroespalhados (BSED) que é capaz de detectar elétrons com mais energia, e desse modo gerar imagens com diferentes tons de cinza de acordo com o tipo de material.

As imagens obtidas neste estudo serão descritas a seguir, iniciando com as amostras da região anterior e depois da região posterior.

Na Figura 31, apresentam-se imagens da superfície de fratura da prótese adesiva anterior com reforço. Através do aumento de 2000x da interface entre o nylon e a resina composta, é possível visualizar que as características apresentadas são muito semelhantes, isso pode ser justificado pela presença de adesivo na superfície do nylon e, conseqüentemente, a existência de matriz resinosa neste local.

Figura 31 – Imagem da superfície de fratura em MEV da prótese adesiva anterior com reforço

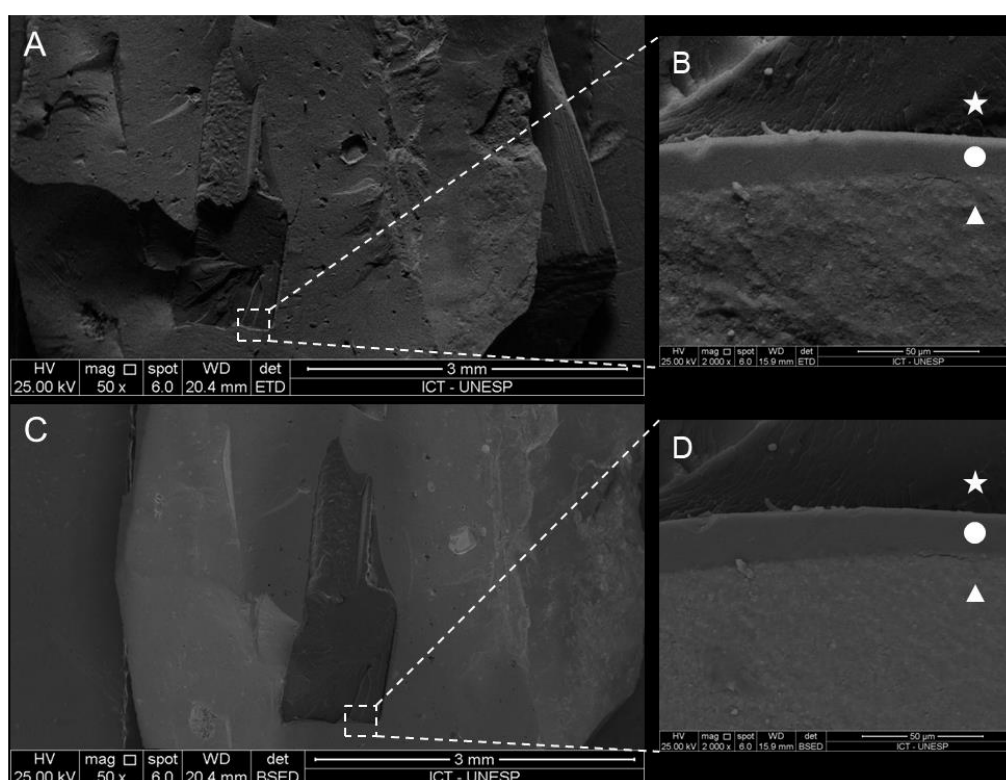


Legenda: Imagens em MEV da superfície fraturada de uma amostra da região anterior com reforço de nylon. Estrela branca: nylon + adesivo; Triângulo branco: resina composta. A-B) Detector de Elétrons Secundários, aumento de 50x e 2000x, respectivamente. C-D) Detector de Elétrons Retroespalhados, aumento de 50x e 2000x, respectivamente.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Já na Figura 32, também se apresentam imagens da superfície de fratura da prótese adesiva anterior com reforço, porém, nesta amostra foi possível visualizar os materiais presentes na interface nylon - resina composta através de diferentes tons de cinza (nylon, adesivo e resina composta).

Figura 32 – Imagem da superfície de fratura em MEV da prótese adesiva anterior com reforço, evidenciando a interface nylon - resina composta

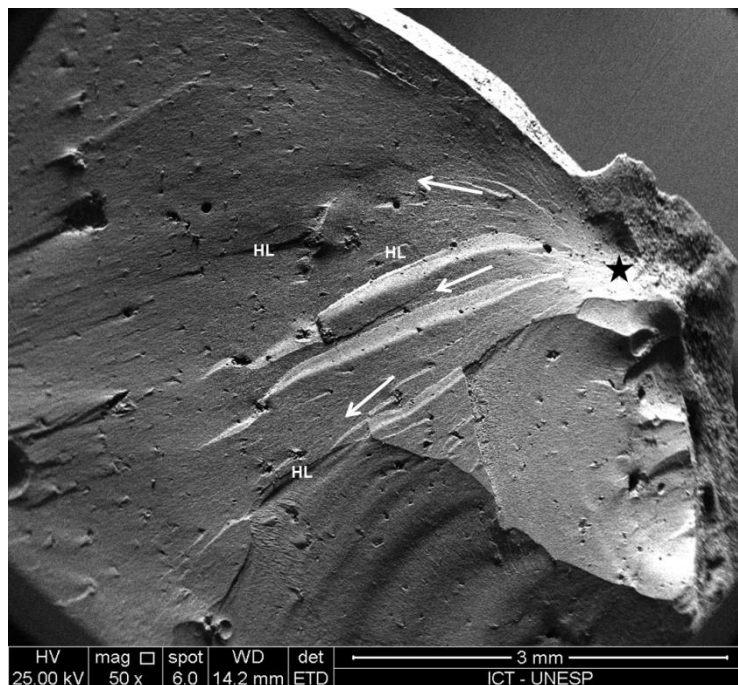


Legenda: Imagens em MEV da superfície fraturada de uma amostra da região anterior com reforço de nylon. Estrela branca: nylon; Circulo branco: adesivo; Triângulo branco: resina composta. A-B) Detector de Elétrons Secundários, aumento de 50x e 2000x, respectivamente. C-D) Detector de Elétrons Retroespalhados, aumento de 50x e 2000x, respectivamente.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Figura 33, foi obtida a imagem em MEV da mesma amostra da Figura 29, onde foi possível uma melhor visualização das características da fratura, como a sua origem, a direção de propagação das trincas, e as ondas de tensões, chamadas *hackles lines*.

Figura 33 – Imagem da superfície de fratura em MEV da prótese adesiva posterior na região de pântico e conector do molar

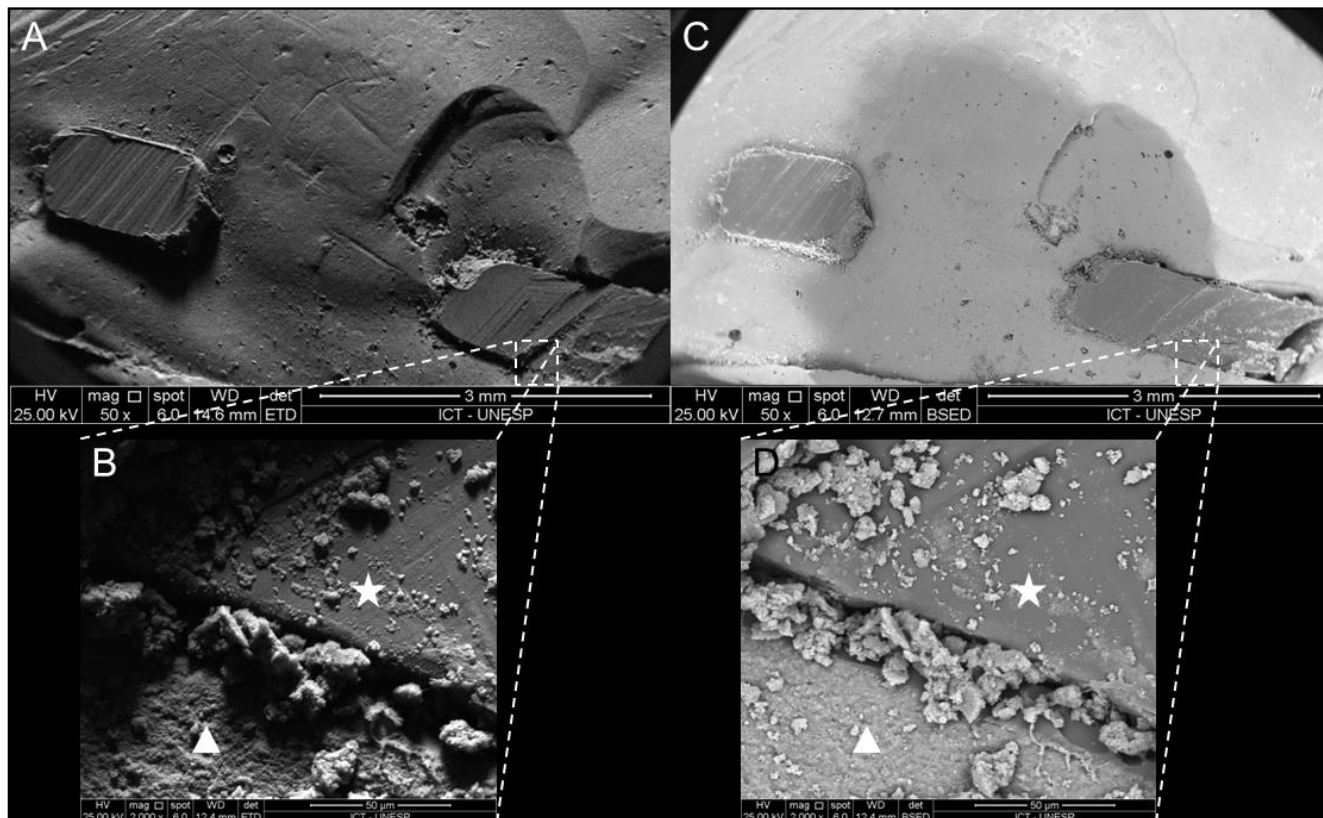


Legenda: Imagem em MEV, em aumento de 50x, da superfície fraturada de uma amostra da região posterior. Estrela preta: origem da fratura; Setas brancas: direção de propagação de trincas; HL: *hackle lines*.

Fonte: Elaborado pelo autor.

A Figura 34 apresenta imagens da superfície de fratura em MEV da prótese adesiva posterior com reforço. Na Figura 34A e 34C, é possível verificar a presença do reforço de nylon envolto pela resina composta, em aumento de 50x. Já na Figura 34B e 34D, a interface entre nylon e resina composta foi aumentada em 2000x, sendo possível ver o contato entre as estruturas.

Figura 34 – Imagens da superfície de fratura em MEV da prótese adesiva posterior com reforço, evidenciando a superfície do nylon e da resina composta



Legenda: Imagens em MEV da superfície fraturada de uma amostra da região posterior com reforço de nylon. Estrela branca: nylon; Triângulo branco: resina composta. A-B) Detector de Elétrons Secundários, aumento de 50x e 2000x, respectivamente. C-D) Detector de Elétrons Retroespalhados, aumento de 50x e 2000x, respectivamente.

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.2 Análise em Elementos Finitos

Os resultados obtidos pela etapa de processamento (cálculos) são analisados na etapa de pós-processamento onde os resultados são visualizados em imagens contendo uma escala de cores, na qual cada tonalidade representa uma faixa de tensões ou deformações geradas nas estruturas avaliadas.

Para verificar se a análise ocorreu de maneira correta, foram feitos testes de convergência e de coerência. Um teste de convergência de malha de 10% foi realizado no software de análise para reduzir o erro durante o processamento dos

resultados, dessa forma, mesmo alterando o tamanho da malha (número de elementos e nós), os resultados foram semelhantes. Já para o teste de coerência, foram realizadas análises da tensão de von Mises e deformação total, com a finalidade de verificar a fidedignidade dos contatos, fixações e carregamentos

Após estes testes, a tensão máxima principal foi estudada na região do pântico, sendo que valores positivos correspondem a tensões de tração e os negativos, a compressão.

Para facilitar a compreensão dos resultados, primeiramente, serão descritos os testes de coerência, e posteriormente, os resultados da tensão máxima principal.

5.2.1 Análise da tensão de von Mises e deformação total

Através da análise da tensão de Von Mises (MPa) e deformação total (mm) observou-se um fluxo de energia distorcional distribuído por todos os componentes, demonstrando que os contatos pré estabelecidos funcionaram e foram coerentes. Observou-se valores semelhantes independente da presença da malha de reforço, isto pode ser atribuído ao caráter isotrópico das estruturas relacionadas.

Tensões de compressão foram evidenciadas em maior magnitude na região onde foi aplicada a carga na face oclusal ou incisal dos pânticos, e foram distribuídas para os demais componentes (Quadro 5).

Quadro 5 – Resultados das análises de tensão de von Mises e deformação total em imagens com escala de cores

					Tensão de von Mises (MPa)					
					Prótese anterior s/ reforço	Prótese anterior c/ reforço	Prótese posterior s/ reforço	Prótese posterior c/ reforço		
Coerência										
	332,80		325,06		1112,90		1215,30			
						Deformação total (mm)				
0,312		0,311		0,058		0,057				

Fonte: Elaborado pelo autor.

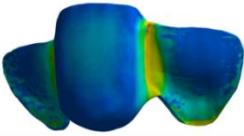
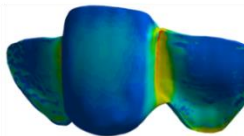
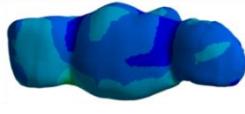
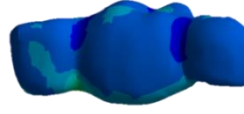
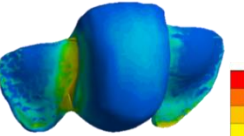
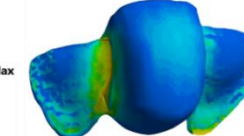
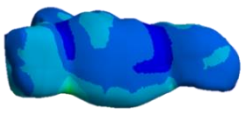
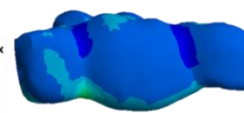
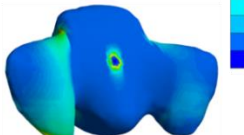
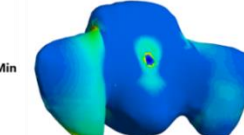
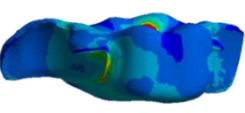
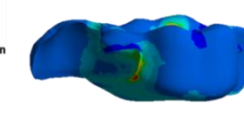
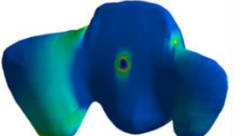
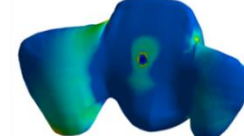
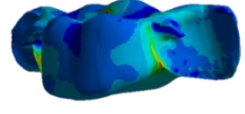
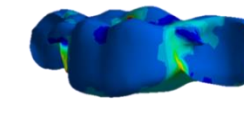
5.2.2 Análise da tensão máxima principal

As imagens obtidas por meio da tensão máxima principal (TMP) sugeriram que as concentrações entre os grupos sem e com o reforço foram semelhantes.

Os valores de TMP mostrados no Quadro 6 são correspondentes ao máximo valor de tração na região da conexão com o pântico entre o incisivo lateral e incisivo central (prótese anterior), e pré-molar e molar (prótese posterior), respectivamente.

É possível assumir que nos ensaios monotônicos laboratoriais a probabilidade de ocorrer fraturas na região de conexão com o incisivo central e com o molar foram maior que no incisivo lateral e pré-molar, independente dos grupos.

Quadro 6 – Resultados das análises de tensão máxima principal (MPa) em imagens com escala de cores na prótese fixa adesiva

Tensão Máxima Principal (MPa)			
Prótese anterior s/ reforço	Prótese anterior c/ reforço	Prótese posterior s/ reforço	Prótese posterior c/ reforço
			
			
			
			
53,24/122,4	55,07/117,7	33,28/36,18	28,06/42,87

Fonte: Elaborado pelo autor.

6 DISCUSSÃO

As próteses fixas adesivas são uma opção de tratamento para repor um elemento dentário perdido. Alguns materiais podem ser utilizados, como as metalocerâmicas, as totalmente cerâmicas e as resinas compostas (Ahmed et al., 2017; Perea et al., 2014). As resinas compostas possuem como vantagens o menor custo comparado às cerâmicas, módulo de elasticidade semelhante ao dente, menor abrasividade ao dente antagonista, e estética agradável (Freilich et al., 1998; Krämer et al., 2006). Porém, é necessário que os materiais utilizados sejam capazes de resistir às forças mastigatórias e as falhas causadas por cargas oclusais. Por esse motivo, diversos autores buscaram mecanismos para aumentar a resistência à fratura desses materiais, como o uso de fibras de reforço, por exemplo, fibras de vidro, aramida e nylon (Doğan et al., 2007; Gomes et al., 2002; John et al., 2001).

A busca por meios de melhorar as propriedades mecânicas deste tipo de prótese foi o motivo principal na investigação do uso da malha de nylon como reforço para resistência de carga máxima de fratura para próteses fixas adesivas em resina composta indireta do estudo aqui apresentado.

Este trabalho, por ser um estudo *in vitro*, apresenta algumas limitações que são compreensíveis e que mesmo assim são utilizados materiais e métodos para que o estudo seja o mais semelhante possível das situações que ocorrem clinicamente, no ambiente bucal, e que possuem diversos fatores como temperatura, pH, hábitos, cargas oclusais, entre outros, que vão variar de indivíduo para indivíduo, dependendo da cultura. Dentre as limitações, pode-se citar a etapa de confecção dos dentes pilares, na qual foi utilizada a resina epóxi como substituição da resina G10 para diminuir custos do estudo e apresenta valores inferiores de módulo elástico (Firmino et al., 2017). Outro fator limitante foi o fato da prótese ser confeccionada através de incrementos de resina composta, que mesmo sendo a recomendação do fabricante, isso pode implicar na existência de bolhas entre os incrementos, o que prejudica a resistência do material e a propagação de falhas internas na estrutura da prótese.

Porém, mesmo com essas limitações, foram utilizados materiais para que os modelos do estudo *in vitro* fossem o mais próximo da situação clínica. A exemplo

disso foi utilizado, para simular o ligamento periodontal, o silicone de adição em espessura semelhante (Silicone – 0,3 mm e ligamento periodontal – 0,25 mm) (Hin et al., 2013; Lindhe et al., 2005; Soares et al., 2006). Além disso, as bases das amostras foram feitas de resina de poliuretano, em razão dele ser isotrópico e o módulo de elasticidade ser semelhante ao osso medular (Poliuretano – 3,6 GPa e osso medular – 4,0 a 4,5 GPa) (Moretti Neto et al., 2011; Rubo et al., 2008).

A análise em elementos finitos é um método numérico, bastante utilizado em engenharia, para resolver problemas analíticos com muita semelhança aos resultados obtidos experimentalmente. Ele basicamente consiste em transformar uma geometria complexa em finitos elementos de geometria conhecida, como pirâmides, hexágonos, e dessa forma ser capaz de executar cálculos matemáticos e transformar em imagens com diferentes escalas de cor, como no Quadro 5. Neste tipo de análise, são minimizados problemas existentes no teste *in vitro*, como padronização das amostras, possíveis erros na manipulação dos materiais, ausência de defeitos, tensões residuais internas e nas interfaces, entre outros fatores que podem influenciar nos resultados obtidos, porém, por ser uma análise computacional, é utilizado um modelo simplificado que simula as características dos materiais e suas respectivas geometrias. Neste trabalho em específico, as geometrias utilizadas para a análise em elementos finitos foram originadas do escaneamento das amostras do estudo laboratorial, permitindo assim, maior fidedignidade, em termos de anatomia, entre as análises *in silico* e *in vitro*. Desta maneira, a realização tanto do estudo *in silico*, através da análise de elementos finitos, quanto do estudo *in vitro*, são essenciais para um resultado concreto e legítimo.

O processo de envelhecimento através da ciclagem mecânica tem o objetivo de simular a fadiga do material de forma semelhante ao que aconteceria em função. Basicamente, é necessário ajustar à força aplicada nas amostras, a quantidade de ciclos, ou seja, quantas repetições a máquina realiza o movimento, e a frequência (Hz), que é a quantidade de ciclos por segundo. Na literatura, encontram-se diversos estudos com grande variação dos valores para a carga mastigatória, devido à dificuldade de mensurar esses valores e a diferença entre os métodos (Bakke, 2006; Braun et al., 1995; Singh et al., 2011; Shimada et al., 2012; Palinkas et al., 2019). A força durante a mastigação, em indivíduos saudáveis, varia em torno de 70 a 200 N

(Anderson, 1956). Por esse motivo, a carga utilizada para a realização da ciclagem mecânica foi de 100 N para a região anterior e 200 N para a região posterior. Os locais onde as cargas foram aplicadas não correspondem exatamente a área dos contatos oclusais, pois a máquina de ciclagem só exerce a carga em apenas um ponto, o que não condiz às condições clínicas, dessa forma, foi considerada uma limitação deste estudo. Sendo que na região anterior, a carga foi aplicada na região central palatina do pântico, simulando algum alimento entreposto entre os incisivos superiores e inferiores, e na região posterior, a carga foi aplicada na região do tripoidismo do 1º molar superior (vertentes triturantes das cúspides méso-vestibular, disto-vestibular e méso-palatina) simulando o local de oclusão normal (Okeson, 2008).

Em relação à quantidade de ciclos realizados nas amostras, foi realizado 1.000.000 de ciclos, o que corresponde aproximadamente 4 anos em ambiente bucal (Coffey et al., 1985; Kaizer et al., 2019; Sakaguchi et al., 1986), além de ser realizado imerso em água na temperatura de 37°C, o que corresponde à temperatura bucal (Ozcan et al., 2010). No que diz respeito à frequência, foi utilizada 4 Hz o que se assemelha a frequência fisiológica realizada durante a mastigação, em torno de 3 a 4 Hz (DeLong, Douglas, 1983).

Esta ciclagem mecânica pode influenciar no desenvolvimento de trincas nas áreas de concentração de carga e no interior das amostras, que ao serem submetidas a muitas repetições, essas trincas podem se fundir e enfraquecer o corpo da prótese, facilitando a sua falha na ocasião de maiores esforços (Fairhurst et al., 1993; Koutayas et al., 2000). Sabendo disso, em alguns grupos foi realizado o processo de envelhecimento para simular o esforço repetitivo da mastigação e, assim, induzir o material a alterações em sua estrutura pelo processo de fadiga e a possível formação de trincas, o que levaria à fratura em cargas menores do que os grupos que não foram submetidos à ciclagem. Isso foi comprovado neste estudo, onde na Tabela 7 é possível verificar que a ciclagem mecânica afetou negativamente a resistência à carga máxima de fratura nas amostras da região posterior.

É importante destacar a limitação das medições de resistência à carga máxima de fratura em testes *in vitro*, visto que há forças de diversas direções durante a mastigação, não apenas axiais como utilizado nos testes, e durante a

mastigação a carga não é apenas exercida em um único ponto de contato no dente, mas é distribuída em todos os contatos oclusais, tornando assim, a comparação limitada (Özcan et al., 2012). Para analisar estatisticamente os dados obtidos, os resultados da região anterior não foram comparados à região posterior, por diversos motivos, como a anatomia diferente das amostras, diferentes cargas aplicadas durante a ciclagem mecânica, local de aplicação da carga, e se comparado à situação clínica, em máxima intercuspidação, os dentes posteriores possuem mais contatos oclusais e recebem mais carga mastigatória do que os dentes anteriores, que em uma oclusão normal há apenas um contato mínimo, (Korioth, Hannam, 1990).

Através dos resultados e análises estatísticas de carga máxima de fratura, pode-se inferir que a presença do reforço melhorou a resistência do material sob ensaio monotônico em carga axial, tanto nas próteses anteriores como nas posteriores (Tabela 4 e 6), pois analisando esse fator isoladamente, verificou-se diferença estatística significativa para ambos os casos, resultados estes que corroboram com estudos de Almeida et al. (2016) e Gonçalves et al. (2018) que utilizaram o mesmo material de reforço. Este resultado pode ser explicado pela presença da malha no interior da prótese permitir com que as cargas exercidas sejam absorvidas pelo material e dissipadas de maneira mais uniforme, sugerindo então uma tenacificação do sistema restaurador. Nos grupos da região anterior, não houve diferença estatística em relação à influência da ciclagem mecânica, fator este que pode ser considerado como positivo, se considerar que mesmo após o envelhecimento, as próteses se comportaram de forma íntegra. E nos grupos da região posterior, mesmo apresentando diferença estatística quando avaliado o fator envelhecimento isoladamente (Tabela 7), onde a ciclagem diminuiu a resistência do material, ao comparar a correlação reforço-ciclagem mecânica (Tabela 8) a realização da ciclagem não foi um fator preponderante. Estes resultados estão de acordo com Firmino (2019).

Ao analisar a Tabela 2, verifica-se que as próteses posteriores reforçadas apresentaram resultados significativos, comparados às próteses sem reforço. Isso pode ser explicado pela direção de incidência da carga aplicada sobre o reforço de sílica-nylon. Neste caso, a malha foi aplicada no sentido vertical e a carga foi exercida no mesmo sentido, dessa maneira, pela própria arquitetura da malha,

houve uma maior resistência à flexão deste material. No caso da prótese anterior, a malha também foi aplicada no sentido vertical, porém a carga foi exercida a 45°, o que promoveu uma maior flexão do reforço e, conseqüentemente, menor capacidade de fortalecer a prótese. Estudos anteriores corroboram com essa informação de que a arquitetura e a direção da incidência das forças influenciam na resistência à fratura do material (van Heumen et al., 2008; Karbhari, Strassler, 2007). Porém, em um estudo realizado por Almeida et al. (2016), em que foram avaliadas próteses fixas temporárias de resina bisacrílica, a fibra no sentido horizontal apresentou melhores resultados, o que contradiz com os resultados obtidos nesse estudo. Essa disparidade pode ter sido causada pela diferença de material de confecção das próteses e anatomia das mesmas.

Em relação aos valores de carga máxima de fratura, não há um consenso da força máxima aplicada em ambiente bucal. Diversos estudos apresentam metodologias e valores diferentes, porém a média encontrada foi de 100 a 200 N na região de incisivos, e de 300 a 600 N na região de molares (Bakke, 2006; Braun et al., 1995; Orchardson, Cadden, 2009). Os valores obtidos neste estudo estão de acordo com as cargas encontradas na literatura e seriam capazes de suportar as forças submetidas em ambiente bucal, ainda mais considerando que normalmente as cargas oclusais não são aplicadas em apenas um dente, mas são distribuídas para os dentes em oclusão.

Os locais de fratura mais comum estão apresentados na Figura 26, onde na região anterior, a fratura ocorreu na região de conector entre o pântico e o incisivo central, e na região posterior, a fratura ocorreu no conector entre o pântico e o molar. Isso foi comprovado através da análise de elementos finitos (Quadro 6), onde os locais de maior concentração de tensão foi no conector do incisivo central e no conector do molar. Isso pode ser explicado pelo formato e presença de ângulos mais agudos nessas regiões das próteses, mostrando assim que não apenas a espessura influencia na resistência do material, mas também a anatomia da prótese pode levar à concentração de tensões e, conseqüentemente, à fratura da mesma (Perea et al., 2014).

Através desse estudo, verificou-se que a presença do reforço de nylon no interior das próteses adesivas, ocasiona em uma fratura mais favorável, não ocorrendo separação das partes da peça (Figura 27). Dessa forma, em uma

situação clínica, o paciente mesmo com a falha da prótese permaneceria com ela sem prejuízos estéticos e ainda poderia ser utilizada por um curto período, como um “elemento temporário” até a troca da mesma. Com a falha ocorrendo apenas em resina e a malha permanecendo intacta, pode-se inferir que não houve falha catastrófica nas próteses reforçadas, o que corrobora com estudos anteriores (Almeida et al., 2016; Firmino, 2019).

Nas análises de fratura obtidas através de estereomicroscópio e microscopia eletrônica de varredura, pode-se verificar o íntimo contato entre a fibra de sílica-nylon e a matriz resinosa (Figura 28) e a adesão formada na interface nylon-adesivo-resina composta (Figura 32). Esta união já foi verificada em estudo anterior onde tratou-se a superfície do nylon com jateamento de óxido de alumínio para aumentar a adesão entre o nylon e a resina composta (Nakano, 2017) e o mesmo tratamento foi realizado neste trabalho. Além disso, tanto nas imagens em estereomicroscópio (Figura 29 e 30), quanto em MEV (Figura 33), é possível ver a direção de propagação das trincas, do lado de tração (região inferior e vestibular) para o lado de compressão (região superior e palatina) e o local de origem da fratura, que foi comprovado através da análise em elementos finitos (Quadro 6) (Ankyu et al., 2016; Aurélio et al., 2018; Nishioka et al., 2018).

Além disso, os resultados obtidos da análise *in silico* mostraram similaridade ao encontrado no teste *in vitro*, principalmente em relação aos locais de fratura, dessa forma, é possível inferir que houve validação do método por análise em elementos finitos para a metodologia utilizada neste estudo, e que a utilização do reforço de sílica-nylon influencia positivamente na resistência à carga máxima de fratura das próteses fixas adesivas de resina composta indireta. Assim, para melhor compreensão do comportamento desse tipo de prótese, é necessário a realização de novos trabalhos, como estudos clínicos, para elucidar e consolidar os resultados obtidos até o momento.

7 CONCLUSÃO

Com base na proposta deste estudo, pode-se concluir que:

- a) A incorporação da malha de nylon aumentou a resistência à carga máxima de fratura das próteses fixas adesivas, independente da área em que se encontra (região anterior e posterior);
- b) O processo de envelhecimento influenciou negativamente nos valores de carga máxima de fratura apenas nos grupos da região posterior;
- c) Os resultados obtidos na análise de elementos finitos corroboraram com os encontrados no teste *in vitro* o que permite concluir que houve validação do teste *in silico*.

REFERÊNCIAS*

Ahmed KE, Li KY, Murray CA. Longevity of fiber-reinforced composite fixed partial dentures (FRC FPD) - Systematic review. *J Dent*. 2017 Jun;61:1-11. doi: 10.1016/j.jdent.2016.08.007. Epub 2017 Mar 26. Review. PubMed PMID: 28356189.

Almeida CS, Amaral M, Gonçalves FCP, Paes-Junior TJA. Effect of an experimental silica-nylon reinforcement on the fracture load and flexural strength of bisacrylic interim partial fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 2016 Mar;115(3):301-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.08.009. PubMed PMID: 26548883.

Altieri JV, Burstone CJ, Goldberg AJ, Patel AP. Longitudinal clinical evaluation of fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a pilot study. *J Prosthet Dent*. 1994 Jan;71(1):16-22. PubMed PMID: 8120839.

Anderson DJ. Measurement of stress in mastication. I. *J Dent Res*. 1956 Oct;35(5):664-70. PubMed PMID: 13367282.

Ankyu S, Nakamura K, Harada A, Hong G, Kanno T, Niwano Y, Örtengren U, Egusa H. Fatigue analysis of computer-aided design/computer-aided manufacturing resin-based composite vs. lithium disilicate glass-ceramic. *Eur J Oral Sci*. 2016 Aug;124(4):387-95. doi: 10.1111/eos.12278. Epub 2016 May 20. PubMed PMID: 27203408.

Aurélio IL, Dorneles LS, May LG. Extended glaze firing on ceramics for hard machining: Crack healing, residual stresses, optical and microstructural aspects. *Dent Mater*. 2017 Feb;33(2):226-40. doi: 10.1016/j.dental.2016.12.002. Epub 2017 Jan 6. PubMed PMID: 28069245.

Bae JM, Kim KN, Hattori M, Hasegawa K, Yoshinari M, Kawada E, et al. Fatigue strengths of particulate filler composites reinforced with fibers. *Dent Mater J*. 2004 Jun; 23(2):166-74. PubMed PMID: 15287563.

Bakke M. Bite Force and Occlusion. *Seminars in Orthodontics*. 2006 Jun;12(2):120-6. doi: 10.1053/j.sodo.2006.01.005.

Behr M, Rosentritt M, Leibrock A, Schneider-Feyrer S, Handel G. In-vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced adhesive fixed partial inlay dentures. *J Dent*. 1999 Feb;27(2):163-8. PubMed PMID: 10071475.

Benso B, Kovalik AC, Jorge JH, Campanha NH. Failures in the rehabilitation treatment with removable partial dentures. *Acta Odontol Scand*. 2013 Nov;71(6):1351-5. doi: 10.3109/00016357.2013.777780. Epub 2013 Jul 9. Review. PubMed PMID: 23834529.

Borges AL, Borges AB, Xavier TA, Bottino MC, Platt JA. Impact of quantity of resin, C-factor, and geometry on resin composite polymerization shrinkage stress in Class V restorations. *Oper Dent*. 2014 Mar-Apr;39(2):144-51. PubMed PMID: 23786611.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 04 nov 2015; acesso em 07 maio 2019]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Borges AL, Münchow EA, de Oliveira Souza AC, Yoshida T, Vallittu PK, Bottino MC. Effect of random/aligned nylon-6/MWCNT fibres on dental resin composite reinforcement. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2015 Aug;48:134-44. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.03.019. PubMed PMID: 25933169.

Braun S, Bantleon HP, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE. A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *Angle Orthod*. 1995;65(5):367-72. PubMed PMID: 8526296.

Castro JCM, Castro MAM, Pedrini D, Panzarini SR, Pelielo AR. Adhesive prosthesis: an esthetic, conservative and functional option. *RGO*. 2006 Jul-Sep;54(3):225-9.

Cetin AR, Unlu N, Cobanoglu N. A five-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite resin restorations in posterior teeth. *Oper Dent*. 2013 Mar-Apr;38(2):E1-11. doi: 10.2341/12-160-C. PubMed PMID: 23215545.

Coffey JP, Goodkind RJ, DeLong R, Douglas WH. In vitro study of the wear characteristics of natural and artificial teeth. *J Prosthet Dent*. 1985 Aug;54(2):273-80. PubMed PMID: 3863936.

Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2013 Dec;110(6):447-454.e10. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.08.003. Epub 2013 Oct 10. Review. PubMed PMID: 24120071.

Creugers NH, Käyser AF, Van't Hof MA. A seven-and-a-half-year survival study of resin-bonded bridges. *J Dent Res*. 1992 Nov;71(11):1822-5. PubMed PMID: 1401445.

Dal Piva AMO, Tribst JPM, Saavedra GSFA, Souza ROA, de Melo RM, Borges ALS, Özcan M. Short communication: Influence of retainer configuration and loading direction on the stress distribution of lithium disilicate resin-bonded fixed dental prostheses: 3D finite element analysis. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019 Dec;100:103389. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.103389. Epub 2019 Aug 5. PubMed PMID: 31398693.

Dall'oca S, Papacchini F, Radovic I, Polimeni A, Ferrari M. Repair potential of a laboratory-processed nano-hybrid resin composite. *J Oral Sci* 2008;50:403-12. PubMed PMID: 19106467.

Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. *J Prosthet Dent*. 2003; 90(6):591-7. doi: 10.1016/S0022391303005900.

DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res*. 1983 Jan;62(1):32-6. PubMed PMID: 6571851.

do Amaral BA, Barreto AO, Gomes Seabra E, Roncalli AG, da Fonte Porto Carreiro A, de Almeida EO. A clinical follow-up study of the periodontal conditions of RPD abutment and non-abutment teeth. *J Oral Rehabil*. 2010 Jul;37(7):545-52. doi: 10.1111/j.1365-2842.2010.02069.x. Epub 2010 Mar 10. PubMed PMID: 20337867.

Doğan OM, Bolayir G, Keskin S, Doğan A, Bek B, Boztuğ A. The effect of esthetic fibers on impact resistance of a conventional heat-cured denture base resin. *Dent Mater J*. 2007 Mar; 26(2):232–9. PubMed PMID: 17621939.

Dündar M, Ozcan M, Cömlekoğlu ME, Güngör MA. A preliminary report on short-term clinical outcomes of three-unit resin-bonded fixed prostheses using two adhesive cements and surface conditioning combinations. *Int J Prosthodont*. 2010 Jul-Aug;23(4):353-60. PubMed PMID: 20617226.

Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD, Twiggs SW. Dynamic fatigue of feldspathic porcelain. *Dent Mater*. 1993 Jul;9:269- 73.

Firmino AS. Efeito de uma malha de nylon contendo sílica como reforço em próteses parciais fixas em resina composta indireta [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2017.

Fong H. Electrospun nylon 6 nanofiber reinforced Bis-GMA/TEGDMA dental restorative composite resins. *Polymer*. 2004 Mar;45(7):2427–32.

Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. *J Prosthet Dent* 1998;80:311-318.

Frese C, Schiller P, Staehle HJ, Wolff D. Fiber-reinforced composite fixed dental prostheses in the anterior area: a 4.5-year follow-up. *J ProsthetDent*. 2014 Aug;112(2):143-9. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.10.019. Epub 2014 Feb 12. PubMed PMID: 24529838.

Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL. Current trends in dental implants. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2014;40(2):50–60. doi:10.5125/jkaoms.2014.40.2.50.

Gerdolle DA, Mortier E, Loos-Ayav C, Jacquot B, Panighi MM. In vitro evaluation of microleakage of indirect composite inlays cemented with four luting agents. *J Prosthet Dent*. 2005 Jun;93(6):563-70. PubMed PMID: 15942618.

Göhring TN, Mörmann WH, Lutz F. Clinical and scanning electron microscopic evaluation of fiber-reinforced inlay fixed partial dentures: Preliminary results after one year. *J Prosthet Dent* 1999;82:662-8. PubMed PMID: 10588802.

Göehring TN, Peters OA, Lutz F. Marginal adaptation of inlay-retained adhesive fixed partial dentures after mechanical and thermal stress: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2001 Jul;86(1):81-92. PubMed PMID: 11458266.

Gomes JC, Cavina DA, Moreira AG, Trierweiler MI, Romanini JC. Prótese adesiva metal free – sistema Targis/Vectris. *JBD*. 2002 Jan-Mar;1(1):42-9.

Gonçalves FCP, Amaral M, Borges ALS, Gonçalves LFM, Paes-Junior TJA. Fracture load of complete-arch implant-supported prostheses reinforced with nylon-silica mesh: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2018 Apr;119(4):606-10. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.05.018. PubMed PMID: 28709676.

Gonçalves FCP. Influência da utilização de uma fibra de nylon modificada na resistência à flexão e alteração dimensional de resinas acrílicas [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2012.

Gopichander N, Halini Kumarai KV, Vasanthakumar M. Effect of polyester fiber reinforcement on the mechanical properties of interim fixed partial dentures. *Saudi Dent J*. 2015 Oct;27(4):194-200. doi: 10.1016/j.sdentj.2015.03.002. PubMed PMID: 26644754.

Grant AA, Greener EH. Whisker reinforcement of polymethyl methacrylates denture base resins. *Aust Dent J*. 1967; (12):29-33.

Hamanaka I, Shimizu H, Takahashi Y. Bond strength of a chairside autopolymerizing relined resin to injection-molded thermoplastic denture base resins. *J Prosthodont Res*. 2017 Jan;61(1):67-72. doi: 10.1016/j.jpor.2016.04.006. PubMed PMID: 27238884.

Hasani Tabatabaei M, Hasani Z, Ahmadi E. In vitro evaluation of veneering composites and fibers on the color of fiber-reinforced composite restorations. *J Dent (Tehran)*. 2014 Jul;11(4):473-80. PubMed PMID: 25584060.

Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent*. 2001 Spring;3(1):45-64. PubMed PMID: 11317384.

Hin ES, Wu MK, Wesselink PR, Shemesh H. Effects of self-adjusting file, Mtwo, and ProTaper on the root canal wall. *J Endod*. 2013 Feb;39(2):262-4. doi: 10.1016/j.joen.2012.10.020. Epub 2012 Nov 22. PubMed PMID: 23321242.

Hirata M, Koizumi H, Tanoue N, Ogino T, Murakami M, Matsumura H. Influence of laboratory light sources on the wear characteristics of indirect composites. *Dent Mater J*. 2011;30(2):127-35. PubMed PMID: 21415552.

Hohmann A, Kober C, Young P, Dorow C, Geiger M, Boryor A, Sander FM, Sander C, Sander FG. Influence of different modeling strategies for the periodontal ligament on finite element simulation results. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011 Jun;139(6):775-83. doi: 10.1016/j.ajodo.2009.11.014. PubMed PMID: 21640884.

Howe DF, Denehy GE. Anterior fixed partial dentures utilizing the acid-etch technique and a cast metal framework. *J Prosthet Dent.* 1977 Jan;37(1):28-31. PubMed PMID: 318693.

Jagger D, Harrison A, Vowles R, Jagger R. The effect of the addition of surface treated chopped and continuous poly (methyl methacrylate) fibres on some properties of acrylic resin. *J Oral Rehabil.* 2001 Sep;28(9):865-72. PubMed PMID: 11580826.

Jagger D. The effect of the addition of poly(methyl methacrylate) fibers on some properties of high strength heat-cured acrylic resin denture base material. *J Oral Rehabil.* 2003; 30(3):231-5. PubMed PMID: 12588493.

John J, Gandadhar SA, Shah I. Flexural strength of heat polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *J Prosthet Dent.* 2001; 86(4):424-7. PubMed PMID: 11677538.

Jorge JH, Neppelenbroek KH, Campanha NH, Segalla JCM, Giampaolo ET. General considerations on resin-bonded fixed partial denture. *Arq Odontol.* 2011;Jul-Sep;47(3):170-7.

Kaizer MR, Moraes RR, Cava SS, Zhang Y. The progressive wear and abrasiveness of novel graded glass/zirconia materials relative to their dental ceramic counterparts. *Dent Mater.* 2019 May;35(5):763-71. doi:10.1016/j.dental.2019.02.022.

Karbhari VM, Strassler H. Effect of fiber architecture on flexural characteristics and fracture of fiber-reinforced dental composites. *Dent Mater.* 2007 Aug; 23(8):960-8. PubMed PMID: 17084889.

Kolbeck C, Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of polyethylene-fibre-reinforced-composite versus glass-fibre-reinforced-composite fixed partial dentures. *J Oral Rehabil.* 2002 Jul;29(7):668-74. PubMed PMID: 12153457.

Korioth TW, Hannam AG. Effect of bilateral asymmetric tooth clenching on load distribution at the mandibular condyles. *J Prosthet Dent.* 1990 Jul;64(1):62-73. PubMed PMID: 2384899.

Koutayas SO, Kern M, Ferrareso F, Strub JR. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: an in vitro study in a dual-axis chewing simulator. *J Prosthet Dent.* 2000 May;83(5):540-7. Erratum in: *J Prosthet Dent* 2000 Jul;84(1):112. Stub, JR [corrected to Strub, JR]. PubMed PMID: 10793386.

Krämer N, Kunzelmann KH, Taschner M, Mehl A, Garcia-Godoy F, Frankenberger R. Antagonist enamel wears more than ceramic inlays. *J Dent Res.* 2006 Dec;85(12):1097-100. PubMed PMID: 17122161.

Libby G, Arcuri MR, LaVelle WE, Hebl L. Longevity of fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1997 Aug;78(2):127-31. PubMed PMID: 9260128.

Lin CL, Hsu KW, Wu CH. Multi-factorial retainer design analysis of posterior resin-bonded fixed partial dentures: a finite element study. *J Dent.* 2005 Oct;33(9):711-20. PubMed PMID: 16199279.

Lin J, Zheng Z, Shinya A, Matinlinna JP, Botelho MG, Shinya A. Structural stability of posterior retainer design for resin-bonded prostheses: a 3D finite element study. *Odontology.* 2015 Sep;103(3):333-8. doi: 10.1007/s10266-014-01732.

Lindhe J, Karring T, Lang NP. *Tratado de Periodontia Clínica e Implantodontia Oral.* 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2005.

Livaditis GJ. Cast metal resin-bonded retainers for posterior teeth. *J Am Dent Assoc.* 1980 Dec;101(6):926-9. PubMed PMID: 7005289.

Mauro SJ, Brogini EC, Sundfeld RH. Plástica dental: um recurso para promoção de saúde. *J Bras Dent Estet.* 2003 Jan-Mar;2(5):15-27.

Moraes SL, Verri FR, Santiago JF Jr, Almeida DA, de Mello CC, Pellizzer EP. A 3-D finite element study of the influence of crown-implant ratio on stress distribution. *Braz Dent J.* 2013 Nov-Dec;24(6):635-41. doi: 10.1590/0103-6440201302287.

Moretti Neto RT, Hiramatsu DA, Suedam V, Conti PC, Rubo JH. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant-supported prosthesis--compression tests. *J Appl Oral Sci.* 2011 Jan-Feb;19(1):47-51. doi: 10.1590/s1678-77572011000100010. PMID: 21437469; PMCID: PMC4245863.

Nagakura M, Tanimoto Y, Nishiyama N. Effect of fiber content on flexural properties of glass fiber-reinforced polyamide-6 prepared by injection molding. *Dent Mater J.* 2017 Jul 26;36(4):415-21. doi: 10.4012/dmj.2016-252. PubMed PMID: 28190814.

Nakano LJJ, Firmino AS, Paes Junior TJA. *Análise da resistência de união entre uma estrutura de reforço em nylon e resinas odontológicas [tcc].* São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2017.

Nandini S. Indirect resin composites. *J Conserv Dent.* 2010 Oct;13(4):184-94. doi: 10.4103/0972-0707.73377. PubMed PMID: 21217945; PubMed Central PMCID: PMC3010022.

Nassani MZ, Tarakji B, Baroudi K, Sakka S. Reappraisal of the removable partial denture as a treatment option for the shortened dental arch. *Eur J Dent.* 2013 Apr;7(2):251-6. doi: 10.4103/1305-7456.110199. PubMed PMID: 24883037.

Nishioka G, Prochnow C, Firmino A, Amaral M, Bottino MA, Valandro LF, et al. Fatigue strength of several dental ceramics indicated for CAD-CAM monolithic

restorations. *Braz Oral Res.* 2018 Jun 11;32:e53. doi: 10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0053.

Noritomi PY, Xavier TA, Silva JVL. A comparison between BioCAD and some known methods for finite element model generation. In: Bártolo PJ. *Innovative Developments and Physical Prototyping*. Boca Raton: CRC Press; 2011. p. 685-90.

Okeson, JP. *Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão*. 6. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2008.

Orchardson R, Cadden SW. Mastication and swallowing: 1. Functions, performance and mechanisms. *Dent Update*. 2009 Jul-Aug;36(6):327-30, 332-4, 337. PubMed PMID: 19743662.

Özcan M, Cura C, Brendeke J. Effect of aging conditions on the repair bond strength of a microhybrid and a nanohybrid resin composite. *J Adhes Dent*. 2010 Dec;12(6):451-9. doi: 10.3290/j.jad.a17857. PubMed PMID: 20157647.

Özcan M, Koekoek W, Pekkan G. Load-bearing capacity of indirect inlay-retained fixed dental prostheses made of particulate filler composite alone or reinforced with E-glass fibers impregnated with various monomers. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2012 Aug;12:160-7. doi: 10.1016/j.jmbbm.2012.02.023. Epub 2012 Mar 3. PubMed PMID: 22732482.

Palinkas M, Borges TF, Junior MT, Monteiro SAC, Bottacin FS, Mestriner-Junior W, Regalo IH, Siéssere S, Semprini M, Regalo SCH. Alterations in masticatory cycle efficiency and bite force in individuals with periodontitis. *Int J Health Sci (Qassim)*. 2019 Jan-Feb;13(1):25-29. PubMed PMID: 30842715; PubMed Central PMCID: PMC6392481.

Perea L, Matinlinna JP, Tolvanen M, Lassila LV, Vallittu PK. Fiber reinforced composite fixed dental prostheses with various pontics. *J Adhes Dent*. 2014 Apr;16(2):161-8. doi: 10.3290/j.jad.a30755. PubMed PMID: 24179988.

Piemjai M, Özcan M, Garcia-Godoy F, Nakabayashi N. A 10-Year Clinical Evaluation of Resin-Bonded Fixed Dental Prostheses on Non-Prepared Teeth. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2016 Jun;24(2):63-70. PubMed PMID: 27424337.

Raper RL, Erbach DC. Prediction of soil stresses using the finite element method. *Trans ASAE*. 1990;33(3):725-30.

Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent Mater*. 2006; 22(2):125-32. PubMed PMID: 16000218.

Rochette AL. Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. *J Prosthet Dent*. 1973 Oct;30(4 Pt 1):418-23. PubMed PMID: 4582856.

Rubo JH, Souza EA. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol*. 2008;34(5):248-55. doi: 10.1563/1548-1336(2008)34[249:FEAOSI]2.0.CO;2. PubMed PMID: 19170290.

Sakaguchi RL, Douglas WH, DeLong R, Pintado MR. The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater*. 1986 Dec;2(6):235-40. PubMed PMID: 3468027.

Santana IL, Carmo CDS, Galvão LCC, Pereira AFV. Reconstrução estética utilizando prótese adesiva como forma de reabilitação oral em serviço público. *Odontol Clín Cient*. 2010 Jul-Sep;9(3):271-4.

Scribante A, Vallittu PK, Özcan M, Lassila LVJ, Gandini P, Sfondrini MF. Travel beyond Clinical Uses of Fiber Reinforced Composites (FRCs) in Dentistry: A Review of Past Employments, Present Applications, and Future Perspectives. *Biomed Res Int*. 2018 Oct 22;2018:1498901. doi: 10.1155/2018/1498901. PMID: 30426003; PubMed Central PMCID: PMC6217899.

Sharma N, Chitre V. Resin-bonded prosthesis: Modifications in design. *J Indian Prosthodont Soc*. 2007;7:66-70.

Shillingburg Jr HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentos de Prótese Fixa*. 4. ed. São Paulo: Quintessence Editora; 2007.

Shimada A, Yamabe Y, Torisu T, Baad-Hansen L, Murata H, Svensson P. Measurement of dynamic bite force during mastication. *J Oral Rehabil*. 2012 May;39(5):349-56. doi: 10.1111/j.1365-2842.2011.02278.x. Epub 2012 Jan 30. PubMed PMID: 22288929.

Shimizu H, Kawaguchi T, Takahashi Y. The current status of the design of resin-bonded fixed partial dentures, splints and overcastings. *Jpn Dent Sci Rev*. 2014 Oct;50(2):23-8.

Singh S, Utreja AK, Sandhu N, Dhaliwal YS. An Innovative Miniature Bite Force Recorder. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2011 May-Aug;4(2):113-8. doi: 10.5005/jp-journals-10005-1093. Epub 2010 Apr 15. Review. PubMed PMID: 27672249; PubMed Central PMCID: PMC5030496.

Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JM, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. *Quintessence Int*. 2004 Apr;35(4):281-6. PubMed PMID: 15119713.

Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 2006 Jun;95(6):421-9. PubMed PMID: 16765154.

Soares PBF, Castro CG, Santos Filho PCF, Gervásio AM, Soares CJ. Prótese adesiva imediata direta confeccionada com dente natural e reforço de fibra de vidro: relato de caso clínico. *Rev Odontológica de Araçatuba*. 2006 Jul;27(2):113-8.

Song HY, Yi YJ, Cho LR, Park DY. Effects of two preparation designs and pontic distance on bending and fracture strength of fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2003 Oct;90(4):347-53. PubMed PMID: 14564289.

Taskonak B, Anusavice KJ, Mecholski JR. Role of investment interaction layer on strength and toughness of ceramic laminates. *Dent Mater*. 2004; 20(8):701-8. PubMed PMID: 15302450.

Thompson MC, Thompson KM, Swain M. The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. Part 1. Ceramic inlay preparation design: a literature review. *Aust Dent J*. 2010 Jun;55(2):120-7; quiz 231. doi:10.1111/j.1834-7819.2010.01214.x.

Tian M, Gao Y, Liu Y, Liao Y, Xu R, Hedin NE, et al. Bis-GMA/TEGDMA Dental Composites Reinforced with Electrospun Nylon 6 Nanocomposite Nanofibers Containing Highly Aligned Fibrillar Silicate Single Crystals. *Polymer (Guildf)*. 2007 Apr 24;48(9):2720-8. PubMed PMID: 17940586.

Touati B, Aidan N. Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. *J Esthet Dent*. 1997;9(3):108-18. PubMed PMID: 9468859.

Tribst JPM, Rodrigues VA, Borges ALS, Lima DR, Nishioka RS. Validation of a Simplified Implant-Retained Cantilever Fixed Prosthesis. *Implant Dent*. 2018 Feb;27(1):49-55. doi: 10.1097/ID.0000000000000699. PubMed PMID: 29341975.

Türkmen C, Durkan M, Cimilli H, Öksüz M. Tensile bond strength of indirect composites luted with three new self-adhesive resin cements to dentin. *Journal of Applied Oral Science*. 2011;19(4):363-9. doi:10.1590/S1678-77572011005000011. PubMed PMID: 21710095.

Vallittu PK, Vojtkova H, Lassila VP. Impact strength of denture polymethyl methacrylate reinforced with continuous glass fibers or metal wire. *Acta Odontol Scand*. 1995 Dec;53(6):392-6. PubMed PMID: 8849874.

Vallittu PK. Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibres and acrylic denture base material. *J Oral Rehabil* 1993;20:533-9. PubMed PMID: 10412475.

Vallittu PK. The effect of void space and polymerization time on transverse strength of acrylic-glass fiber composite. *J Oral Rehabil*. 1995;22:257-61. PubMed PMID: 7769523.

Vallittu PK, Sevelius C. Resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a clinical study. *J Prosthet Dent*. 2000 Oct;84(4):413-8. PubMed PMID: 11044848.

van Dalen A, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. In vitro exploration and finite element analysis of failure mechanisms of resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthodont*. 2008 Oct;17(7):555-61. doi: 10.1111/j.1532-849X.2008.00349.x.

van Heumen CC, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Lesaffre E, Creugers NH. Fiber reinforced dental composites in beam testing. *Dent Mater*. 2008 Nov; 24(11):1435-43. doi: 10.1016/j.dental.2008.06.006. Epub 2008 Aug 9. Review. PubMed PMID: 18692230.

van Heumen CC, van Dijken JW, Tanner J, Pikaar R, Lassila LV, Creugers NH, et al. Five-year survival of 3-unit fiber-reinforced composite Fixed partial dentures in the anterior area. *Dent Mater*. 2009 Jun;25(6):820-7. doi: 10.1016/j.dental.2009.01.103. PubMed PMID: 19339043.

van Velzen FJ, Ofec R, Schulten EA, Ten Bruggenkate CM. 10-year survival rate and the incidence of peri-implant disease of 374 titanium dental implants with a SLA surface: a prospective cohort study in 177 fully and partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res*. 2015 Oct;26(10):1121-8. doi: 10.1111/clr.12499. Epub 2014 Nov 5. PubMed PMID: 25370914.

Veiga AM, Cunha AC, Ferreira DM, da Silva Fidalgo TK, Chianca TK, Reis KR, et al. Longevity of direct and indirect resin composite restorations in permanent posterior teeth: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2016 Nov;54:1-12. doi: 10.1016/j.jdent.2016.08.003. PubMed PMID: 27523636.

Visuttiwattanakorn P, Suputtamongkol K, Angkoonsit D, Kaewthong S, Charoonanan P. Microtensile bond strength of repaired indirect resin composite. *J Adv Prosthodont*. 2017;9(1):38-44. doi:10.4047/jap.2017.9.1.38.

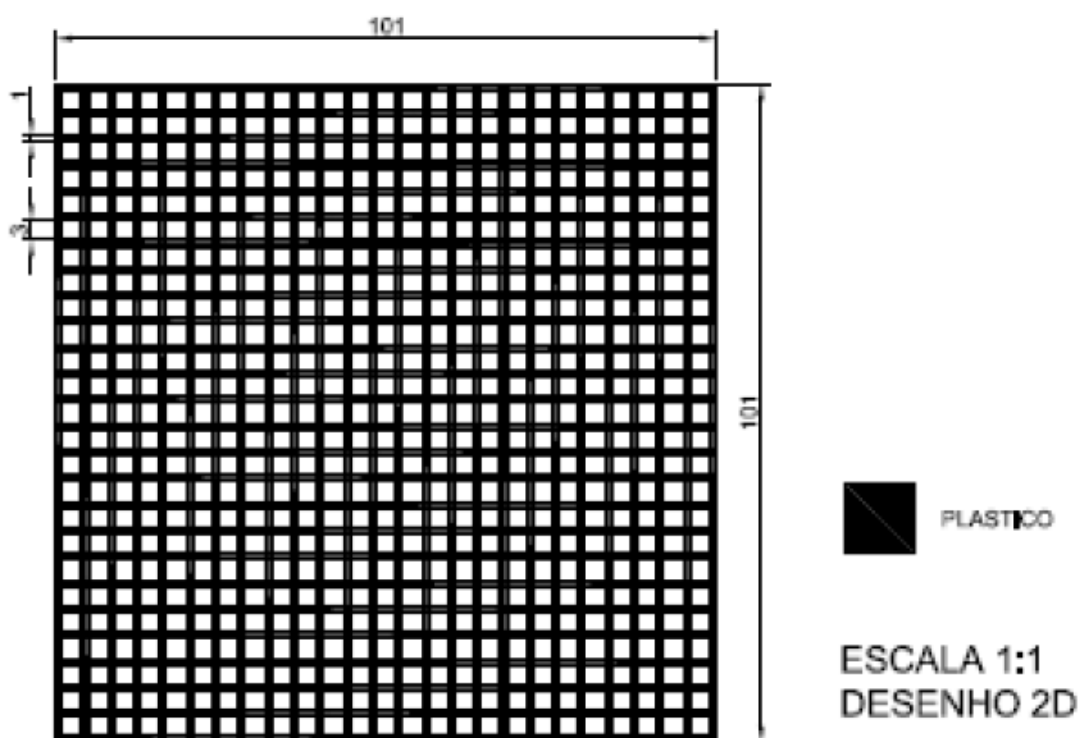
Wolff D, Wohlrab T, Saure D, Krisam J, Frese C. Fiber-reinforced composite fixed dental prostheses: A 4-year prospective clinical trial evaluating survival, quality, and effects on surrounding periodontal tissues. *J Prosthet Dent*. 2018 Jan;119(1):47-52. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.02.008. PubMed PMID: 28506655.

Wyatt CC. Resin-bonded fixed partial dentures: what's new? *J Can Dent Assoc*. 2007 Dec;73(10):933-8. PubMed PMID: 18275695.

Yokoyama D, Shinya A, Gomi H, Vallittu PK, Shinya A. Effects of mechanical properties of adhesive resin cements on stress distribution in fiber-reinforced composite adhesive fixed partial dentures. *Dent Mat J*. 2012;31(2):189-96. doi: <https://doi.org/10.4012/dmj.2011-104>.

ANEXO A - Dados do projeto da malha de nylon

Natmar Moldes e Plasticos Ltda.
 CNPJ - 58.835.299/0001-84 Inscrição Estadual - 112.093.048.111 - ME
 Rua: Cristóvão de Gouveia, 434 - Parque São Domingos - CEP 05120-020 São Paulo - SP
 Fones: (11) 3621-4366 / (11) 3621-2329 / (11) 3621-3030
 Fax: (11) 3622-3578 e-mail: natmar@natmar.com.br



COMPRIMENTO 101 MM (100 MM APÓS CONTRAÇÃO)
 LARGURA 101 MM (100 MM APÓS CONTRAÇÃO)
 ESPESSURA 1 MM

NATMAR MOLDES E PLASTICOS LTDA
 CLIENTE: TARCISIO
 PRODUTO: TELA EM NYLON
 MATERIAL: NYLON
 DESENHO N°: 23/2011 DATA:03/05/2011
 RESPONSÁVEL: PEDRO SANTOS DE PASCHÔA