



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

ALINE SILVA FIRMINO

**EFEITO DE UMA MALHA DE NYLON CONTENDO SÍLICA COMO
REFORÇO EM PROTESES PARCIAIS FIXAS EM RESINA
COMPOSTA INDIRETA**

2017

ALINE SILVA FIRMINO

**EFEITO DE UMA MALHA DE NYLON CONTENDO SÍLICA COMO REFORÇO
EM PROTESES PARCIAIS FIXAS EM RESINA COMPOSTA INDIRETA**

Dissertação apresentada ao curso de Odontologia do 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 de Prótese Dentária.

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

São José dos Campos

2017

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2017]. 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).

Firmino, Aline Silva

Efeito de uma malha de nylon contendo sílica como reforço em próteses parciais fixas em resina composta indireta / Aline Silva Firmino. - São José dos Campos : [s.n.], 2017.

72 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, 2017.

Orientador: Tarcísio José de Arruda Paes Junior.

1. Prótese parcial fixa. 2. Reforço malha de nylon. 3. Resina composta indireta. 4. Análise de elementos finitos. 5. Teste de Materiais. I. Paes Junior, Tarcísio 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. Adj. Tarcisio José de Arruda Paes Junior (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Adj. Lafayette Nogueira Junior

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Doutora Sâmia Carolina Mota Cavalcanti Sacorague

São José dos Campos, 27 de janeiro de 2017

DEDICATÓRIA

Dedico este Trabalho:

A *Deus*, pelo dom da vida, por estar presente em cada momento dessa caminhada, me dando forças para enfrentar todos os obstáculos. Pela benção da família e os amigos que me foram dadas.

“Dêem graças em todas as circunstâncias, pois esta é a vontade de Deus para vocês em Cristo Jesus”.

Tessalonicenses 5:18

Aos meus Pais, *Anselmo Firmino e Wilma Firmino*,

Por nunca medirem esforços para realizar meus sonhos, e estiveram mais uma vez me apoiando nessa etapa. Obrigada por serem meus exemplos de vida, família e amor, por ser meu porto seguro. Um agradecimento especial, a minha mãe, que mesmo enfrentando momentos difíceis, sempre se mostra forte e guerreira. Amo vocês!

Ao meu irmão, *Bruno Firmino*.

Por toda amizade e incentivo, sei que você sempre estará do meu lado, assim como estarei ao seu. Obrigada por tudo!

Ao meu noivo, *Ricardo Fabbri*.

Obrigada por estar ao meu lado todos os dias, me apoiar, incentivar e ser meu melhor amigo. Obrigada por me estimular e não permitir que em momento algum eu pensasse em desistir. Te amo!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

*Ao meu querido orientador Professor **Tarcísio José de Arruda Paes Júnior**, Obrigada professor por sempre me ajudar, por cada palavra de incentivo, pela maneira calma, paciente de ser. Obrigada por ter acreditado em mim, por me estimular, ajudar em cada passo desse trabalho, pela disponibilidade que sempre teve quando precisei. Aprendi muito com o senhor e só tenho a agradecer o prazer da convivência, o senhor é um exemplo de professor e ser humano, com essa maneira serena, prestativa de lidar com cada obstáculo. Foi um prazer trabalhar com o senhor!*

*Ao Professor **Marco Antônio Bottino**,*

Um exemplo de profissional para todos que tem o prazer da convivência, um grande incentivador. Obrigada professor, por sempre tentar me ajudar, sempre foi uma pessoa muito presente. Admiro muito o senhor pela sua disponibilidade, assim como sua dedicação com a odontologia e a pesquisa, obrigada pela compreensão nos momentos em alguns momentos. Agradeço por ter tido o prazer em conhecê-lo e por toda convivência.

*Ao professor **Sigmar de mello Rode**,*

Querido professor e eterno orientador, o senhor fez parte de toda minha graduação, e esteve sempre presente na pós-graduação. Obrigada por sempre me incentivar, tenho certeza que levo um grande amigo para a vida. Obrigada por todo o ensinamento passado ao longo desses anos, por sempre estar presente.

*Ao professor **Alexandre Luiz Souto Borges**,*

Querido professor, grande orientador. Obrigada por sempre me estimular e ajudar, você sempre foi um exemplo de professor e um grande amigo, obrigada pelo prazer da convivência, tornando os momentos mais suaves, por sempre ser tão disponível e atencioso.

AGRADECIMENTOS

À **Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”**, em especial à Faculdade de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, em nome do Diretor **Prof. Tit. Estevão Kimpara**, por possibilitarem meu aprendizado nesta instituição de excelência.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora**, coordenado pelo **Prof. Alexandre Luiz Souto Borges**, e à Especialidade de Prótese Dentária, coordenada pelo Prof. Alexandre Borges e **Profa Renata Melo**.

Aos **Professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora**, pela contribuição na minha formação acadêmica e científica, durante esses anos.

Aos Professores do Departamento de Materiais Dentários e Prótese; **Prof. Tit. Estevão Kimpara**, **Prof. Ass Alberto Noriyuki Kojima**, **Prof. Ass Edurado Shigueyuki Uemura**, **Prof. Ass João Mauricio Ferraz da Silva**, **Prof. Osvaldo Daniel Andreatta Filho**, **Prof Tit Renato Sussumo Nishioka**, **Prof. Ass Rodrigo Maximo de Araujo**, **Profa Carolina Komori** e **Prof. Guilherme Saavedra**, por sempre me acolherem desde a minha graduação.

Ao **Prof. Adj Lafayette Nogueira Junior**, pelo ensinamento transmitido desde a graduação, e nesses dois anos de clínica na pós. Obrigada principalmente por aceitar compor a banca da minha defesa.

Ao **Prof. Ivan Balducci**, pela atenção e pela paciência. Agradeço pela disponibilidade na realização da análise estatística deste trabalho.

Aos funcionários do Departamento de Prótese do ICT – UNESP, à **Thaís Paradella**, **Juliane Damasceno**, **Márcio** por sempre estarem disponíveis a ajudar, por todo o cuidado que tem conosco.

Aos funcionários do laboratório, **Fernando Fontes e Marco Alfredo** grandes amigos e pessoas maravilhosas têm muito a agradecer, por cada momento que se dispuseram a me ajudar, com certeza vocês formam uma grande equipe tive muita sorte por poder contar com vocês. E a **Lilian Vilela**, que junto sempre esteve disponível a ajudar no que fosse necessário. Muito Obrigada!

Aos funcionários da seção de Pós Graduação do ICT - UNESP, **Rosemary Pereira, Bruno Tanaka e Ivan Damasceno**, por toda paciência dispensada com cada um de nós, por sempre nos orientarem com a parte burocrática.

À querida amiga **Jéssica Dias**, companheira de jornada, desde a graduação, muito obrigada pelas palavras de incentivo, por me apoiar, ajudar em cada momento de sufoco e de alegrias. Quero compartilhar muitos mais momentos com você, estarei sempre torcendo pelo seu sucesso, conte sempre comigo. Obrigada por dividir além do quarto, todo esse conhecimento.

As amigas de graduação, **Camila Girondi e Poliana Tanobe** obrigada por mais esse não de amizade, pelo companheirismo de sempre, vocês são pessoas essenciais, que felicidade poder dividir tantos momentos com vocês. Obrigada por sempre estarem presentes, seja por uma mensagem ou ligação.

Aos amigos que o mestrado me proporcionou **Aline Barcellos, Amanda Dal Piva, Dominique Yukie, Eliseo Chun, Gabriela Nishioka, João Paulo Trisbst, Larissa Alves, Patricia Elisety e Rodrigo Diniz** o caminho foi difícil cheio de altos e baixos, mas tenho certeza, vocês fizeram os dias serem mais serenos, espero dividir muito mais momentos com vocês.

Aos demais amigos do programa de pós-graduação **Bruna Lucatto, Pollyanna Nogueira, Ronaldo Luis, Karen Archangelo, Marcelo Gallo, Nathalia, Fernanda Papaiz, Gabriela Freitas, Nayara, Vinicius Anéas, Tabata Sato, Julio Luz, Dayana Campanelli, Regina Furbino, Jean Soares, Jaine Monteiro, Pedro Prado, Stefhany, Fernanda Abu-Izze, Leonardo Gomes, Ana Carolina, Anna Karina, Ana Flávia, Fernanda Campos, Carolina Martinelli.** A amiga **Ligia Tiaki**

que tive o prazer de melhor conhecer no segundo ano do mestrado, pessoa prestativa, desejo todo sucesso a você. **Hilton Riquieri** que cedeu tempo e abriu as portas do seu laboratório, esculpindo os dentes e escaneamento para realização desta pesquisa.

A colega **Dra. Sâmia Mota**, pelo prazer da convivência no primeiro ano do mestrado, por sempre estar disposta a ajudar. Obrigada também por aceitar compor a banca da defesa.

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

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (**CAPES**) pelo apoio financeiro concedido no início deste mestrado.

E a todos que direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho, MUITO OBRIGADA!!

***“Existem muitas hipóteses em ciência que estão erradas. Isso é
perfeitamente aceitável, elas são a abertura para achar as que
estão certas”.***
(Carl Sagan)

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	10
LISTA DE QUADROS E TABELAS.....	12
RESUMO.....	13
ABSTRACT.....	14
1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	19
2.1 Das Restaurações indiretas em próteses parciais fixas com pântico	19
2.2 Das fibras de reforço.....	24
2.3 Análise pelo método de elementos finitos (FEA)	28
3 PROPOSIÇÃO	32
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	33
4.1 Material.....	33
4.2 Método.....	34
4.2.5 Análise estatística	47
5 RESULTADO	49
5.1 Análise da distribuição de tensão na restauração	49
5.2 Análise in vitro para carga máxima de fratura	52
6 DISCUSSÃO	58
7 CONCLUSÃO	63
REFERÊNCIAS.....	64
ANEXO.....	72

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Amostra de estrutura da malha de nylon.....	34
Figura 2 – protótipos em ABS impressos 3D – primeiro pré-molar, primeiro molar e prótese.....	39
Figura 3 – Dentes Pilares revestidos na porção radicular por cera 7 vermelha ..	40
Figura 4 – Posicionamento do conjunto sobre o molde para inclusão dos pilares em resina de poliuretano.....	41
Figura 5 – Base de poliuretano com dentes epóxi simulando os pilares.....	41
Figura 6 – Representação gráfica dos grupos.....	42
Figura 7 – posicionamento da malha de nylon.....	44
Figura 8 – Confeção das próteses.....	45
Figura 9 – Resina aplicada para confecção da prótese parcial fixa, posicionada sobre os pilares.....	45
Figura 10 – Localização dos pontos de aplicação de carga no protótipo.....	46
Figura 11 – Posicionamento da ponta metálica no corpo de prova para realização do teste de fratura.....	47
Figura 12 – Vista da prótese após ensaio de carga máxima de fratura.....	52

Figura 13 – Gráfico de colunas (média \pm desvio padrão) dos dados obtidos, segundo as situações experimentais.....	54
Figura 14 – Curva normal dos valores resíduos do modelo ANOVA para verificar a distribuição dos resíduos (normalidade) pelo teste de Ryan-Joiner (RJ).....	55
Figura 15 – Diagrama de dispersão dos valores resíduos do modelo ANOVA em relação aos valores ajustados pelo modelo para verificar a uniformidade dos resíduos (homocedasticidade).....	56
Figura 16 – Gráfico de médias referente ao efeito da posição da malha nas condições de ausência (a) e presença (p) de ciclagem mecânica.....	57

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 – Nomes comerciais, tipos de materiais e fabricantes dos produtos utilizados nos experimentos.....	33
Quadro 2 – Desenho dos modelos convencionais e com reforço na posição horizontal e vertical para análise de elementos finitos.....	35
Quadro 3 - Geração das malhas nos modelos de prótese parcial fixa de 3 elementos	37
Quadro 4 - Exemplos de imagens dos conjuntos previamente e pós aplicação de carga onde se evidenciam as análises de coerências e de tensão nos modelos...	50
Quadro 5 - Tensão máxima principal [MPa] na restauração adesiva.....	51
Tabela 1 – Dimensões dos preparos.....	36
Tabela 2 – Módulo elástico e Poisson dos materiais utilizados na análise de elementos finitos.....	38
Tabela 3 – Grupos constituídos conforme variáveis propostas.....	43
Tabela 4 – Dados de resistência (N) obtidos segundo as condições experimentais.....	53
Tabela 5 – Estatística descritiva dos dados de resistência (N) obtidos segundo os grupos.....	54
Tabela 6 – ANOVA (2 fatores) para os dados (N) obtidos.....	56

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, São José dos Campos; 2017.

RESUMO

O presente estudo teve como objetivo avaliar as características mecânicas de próteses parciais fixas adesivas, confeccionadas em resina composta de uso indireto, reforçadas por uma malha de nylon. Para a confecção da matriz dos espécimes e estudo das tensões nas estruturas, foi realizada análise qualitativa progressiva análise de elementos finitos (FEA). A pesquisa in vitro simula uma prótese parcial fixa de três elementos com inserção entre os primeiros pré-molares e os primeiros molares superiores (n = 60; 10 por grupo). Três dos seis grupos passaram por ciclagem mecânica. Os grupos experimentais foram: G1-prótese fixa convencional; G2 - prótese convencional ciclada; G3 - prótese com reforço da malha posicionada na vertical; G4 – Prótese com reforço da malha posicionada na vertical ciclada; G5 – Prótese com reforço da malha posicionada na horizontal; G6 – Prótese com reforço da malha posicionada na horizontal ciclada. Todos os grupos passaram por ensaio de carga máxima a fratura (EMIC). Os resultados não apresentaram diferença estatística entre os grupos. Concluiu-se que a utilização da malha nylon proporcionou estabilidade, mesmo após a fratura da peça, pois as partes não se separam, além disso, os resultados obtidos in vitro puderam validar os dados in sílico.

Palavras-chave: Prótese parcial fixa. Reforço malha de nylon. Resina composta indireta. Análise de elementos finitos. Teste de Materiais.

Firmino AS. Effect of a nylon mesh containing silica as reinforcement on fixed partial dentures in indirect composite resin [dissertation]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology, São José dos Campos; 2017.

ABSTRACT

The present study aimed to evaluate the mechanical characteristics of adhesive fixed partial dentures, made from composite resin of indirect use, reinforced by a nylon mesh. A finite element analysis (FEA) was used to compile the specimen matrix and to study the stresses in the structures. In vitro research, simulated a fixed partial denture of three elements with insertion between the first premolars and the major maxillary molars (n = 60; 10 per group). Three of the six groups underwent mechanical cycling. The experimental groups were: G1 - conventional fixed prosthesis; G2 - conventional cyst prosthesis; G3 - prosthesis with reinforcement of the mesh positioned vertically; G4 - Prosthesis with reinforcement of the mesh positioned in the cycled vertical; G5 - Prosthetics with mesh reflux positioned horizontally; G6 - Prosthetics with mesh reinforcement positioned horizontally cycled. All groups underwent maximum fracture loading test (EMIC). The results do not present a statistic between the groups. It was concluded that the use of the nylon mesh provided stability, even after fracture of the part, as parts do not separate, besides, the results obtained in vitro could validate the data in silica.

Keywords: Fixed partial prosthesis. Reinforced nylon mesh. Indirect composite resin. Finite element analysis.

1 INTRODUÇÃO

As próteses parciais fixas (PPF's) são uma opção de tratamento para pacientes que tiveram perda dental de um ou mais elementos, e apresenta-se como uma alternativa a implantes dentários. No Brasil o número de pacientes que necessitam de próteses parciais ainda é relevante. O levantamento feito pelo Projeto SB Brasil 2010: Pesquisa Nacional de Saúde Bucal mostrou que dentre os jovens de 15 a 19 anos que necessitam de tratamento dentário protético, 13,7% equivalem a próteses parciais. Para adultos com idade de 35 a 44 anos, constatou-se que 68,8% dessa população carece de próteses, sendo que 41,3% desses pacientes necessitavam de prótese parcial em pelo menos um quadrante e, 26,1% eram desprovidos de dentes em dois quadrantes (Brasil, 2011).

O tratamento realizado com próteses implantossuportadas é considerado mais invasivo, com maiores etapas clínicas e laboratoriais, levando a tratamentos mais longos (Keulemans et al., 2009). Comparada com próteses parciais removíveis, as próteses fixas apresentam conforto, pois nota-se uma distribuição de carga exclusivamente dentária e na maioria dos casos possui boa estética. Isso garante aceitação das próteses convencionais, pois oferecem um tratamento menos invasivo e muitas vezes com menor custo (van Heumen et al., 2010). Sua configuração usual apresenta-se com dentes que funcionam como pilarer em cada extremidade do espaço edêntulo e atribuem sustentação a prótese. Para o desenvolvimento desta podem ser utilizados alguns materiais como cerâmicas, metais e as resinas compostas. Estudos clínicos indicam que todos os materiais usados para pânticos, que substituem o elemento faltante do ponto de vista mecânico e biológico são tolerados igualmente (Shillingburg et al., 2007).

As resinas compostas são indicadas para confecção de próteses parciais fixas por serem menos abrasivas e traumáticas aos antagonistas, quando comparadas às cerâmicas (Özcan et al., 2012). A odontologia restauradora sempre se preocupou em utilizar materiais que apresentassem excelentes propriedades biológicas, mecânicas e estéticas e que pudessem ser empregados em preparos conservadores para proteger a biologia dos tecidos pulpares e periodontais e, preservar a estética dental (Pegoraro et al., 2013).

Quando chegou ao mercado, na década de 1980 as resinas compostas de uso indireto apresentavam em sua composição conteúdo de partículas inorgânicas limitado, o que favorecia falhas desse material, apresentando um material com resistência à flexão e ao desgastes baixos. Já na década de 1990 ela passou por mudanças, melhorando sua composição, que favoreceu os resultados melhores para as propriedades mecânicas, podendo então ser empregadas para confecção de inlays, onlays, coroas totais e próteses parciais fixas (Higash et al., 2012). Graças às melhorias dessas propriedades, os novos sistemas de restauração em resina indireta favoreceram o sucesso das restaurações, muito embora falhas ainda aconteçam, sobretudo em se tratando de fraturas do material.

Tentando evitar esse tipo de falha, mecanismos que aumentariam à resistência a fratura são empregados. Para isso diferentes materiais têm sido utilizados como reforço, por exemplo, com fibras de vidro, polietileno e nylon. Göhring et al. (1999) em seu estudo utilizaram de fibra de vidro para reforço de próteses conservadoras minimamente invasivas, onde o pântico estava ligado a inlays (pilares). Os resultados foram satisfatórios garantindo sucesso clínico e notaram que após um ano as restaurações estavam bem conservadas. Compósitos reforçados por fibra apresentam características melhoradas, obtendo valores aceitáveis para rigidez contra forças mastigatórias, boa estética, baixo peso e módulo elástico favorável (Hasani Tabatabaei et al., 2014).

Em estudo realizado por Van Heumen et al., em 2008, observou-se o comportamento das resinas compostas, quando nessas eram utilizadas fibras de reforço. Essas, sob condições específicas, tinham a resistência aumentada, além disso, esse estudo mostrou que a arquitetura de fibra parece ser mais importante do que o tipo de fibras no tocante a resistência à flexão e módulo de flexão (Van Heumen et al., 2008).

Uma grande variedade de materiais é utilizada como reforço, dentre eles, carbono, aramidas, fibras de vidro, nylon, fio de metal e outros (John et al., 2001; Kim, Watts, 2004; Dogan et al., 2008). Esses materiais foram desenvolvidos na necessidade de garantir uma melhor resistência à fratura, ao proporcionar uma maior longevidade aos tratamentos dentários, eles apresentam características particulares, que são responsáveis pela sua aplicação. As fibras de carbono apresentam estética desfavorável, já as fibras de vidro possuem uma diversificada

aplicação, as fibras de aramida perdem aplicabilidade, pois não possuem boa adesividade, as fibras de nylon são comprovadamente bem resistentes (Gonçalves, 2012).

O estudo realizado por Gonçalves (2012), analisou uma malha de nylon revestida de sílica, que foi utilizada para reforçar resina acrílica termicamente ativada, obtendo resultados favoráveis, com melhores valores de resistência à flexão da resina. Seus idealizadores quiseram associar as propriedades favoráveis do nylon com a sílica, que teve função de incrementar a união química da malha ao material polimérico. Esse material voltou a ser estudado por Almeida et al. (2016), que avaliou o comportamento do mesmo, quando utilizada com resina bis-acrílica, chegando a resultados satisfatórios para resistência à fratura.

Uma importante ferramenta para análise do comportamento dos trabalhos restauradores que auxiliam a comparação e desenvolvimento dos testes in vitro é a análise de elementos finitos. Desde a década de 50, o método matemático de análise por elementos finitos é utilizado por diversas áreas para avaliação da distribuição de tensão. Esse método consiste em uma ferramenta da engenharia, que utiliza um sistema de solução de equações através de uma análise numérica computacional como citado. Os resultados obtidos nessa análise, somado aos outros resultados obtidos através de experimentos laboratoriais, auxiliam na definição de novos parâmetros metodológicos que diminuem a necessidade de realização de mais experimentos (Kelly et al., 1995). Essa metodologia pode ser realizada em modelos bidimensionais (Sakaguchi et al., 1991) e também quando se necessita de maior complexidade, em modelos tridimensionais (Kamposiora et al., 1996; Lin et al., 2012).

Cargas aplicadas à estrutura geram deformações e tensões, e quando essas se tornam excessivas e ultrapassam o limite elástico, podem causar falha estrutural (Soares et al., 2012). Sendo assim, os materiais restauradores dentários devem apresentar propriedades mecânicas capazes de suportar as tensões causadas pelas forças mastigatórias (Taskonak et al., 2004). Análises como o FEA e testes mecânicos podem auxiliar a responder questionamentos que auxiliem na busca por materiais que cumpram melhor esses objetivos fisiológicos.

No que se refere à nova malha experimental, ainda não se conhece o comportamento desta quando utilizada com o intuito de reforçar resinas compostas

de uso indireto, na condição de uma prótese parcial fixa, entende-se fundamental avaliar a distribuição de tensão dessas próteses assim como sua resistência a fratura.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Das restaurações indiretas em próteses parciais fixas com pântico

Durante muitos anos, os metais foram os materiais mais utilizados para restaurações indiretas. Najafi et al. (2016) avaliaram através de um estudo clínico durante 20 anos, próteses parciais fixas em metal fundido cimentadas com resina, por ser uma opção de tratamento definitivo, ainda existia uma falta de estudos a longo prazo sobre o sucesso dessa técnica. O levantamento avaliou 209 próteses, cimentadas em 181 pacientes tratados pelo autor principal entre julho de 1993 a maio de 2012. Concluíram que em condições adequadas às próteses de metal eram uma opção viável de tratamento, com uma taxa de sobrevida aceitável. Entretanto o apelo estético atual é forte e o uso frequente de materiais estéticos tem levado ao estudo e idealização de próteses confeccionadas em materiais como resinas compostas e cerâmicas, ambos livres de metal.

Em 1973 buscando manter o conceito de odontologia minimamente invasiva, Ibsen e Rochette introduziram o modelo de próteses parciais fixas adesivas, onde os preparos se limitavam na remoção do tecido cariado, dessa maneira preservando os tecidos que se encontravam saudáveis (Chen et al., 2011).

Um estudo in vitro, de Song et al. (2003) investigou o efeito do desenho a preparação do dente proximal e a distância pântico na resistência à fratura, levando em consideração que as fraturas observadas em restaurações fixas adesivas inlay, podem estar relacionadas com a concepção de preparação dental. Utilizaram-se de dois modelos para preparação, onde havia caixa proximal com expulsividade adequada. Próteses parciais fixas adesivas, inlay reforçados com fibra, foram fabricadas pela utilização do sistema Targis / Vectris, cimentadas com agente de cimentação Variolink, aplicada uma carga no centro com velocidade de 1 mm/min, e carga de 10 N. Observou que a preparação do dente em forma de caixa e os grupos onde os pânticos apresentavam distância curta com resistência à fratura mais elevada do que o desenho em forma de banheira e distância pântico longo. Em termos de aplicação clínica, dentes preparados em forma de caixa apresentaram melhores resultados estatisticamente, sendo então consideradas como uma opção

para inlays em próteses parciais fixas adesivas.

Sabendo-se que as dimensões não padronizadas da caixa do preparo cavitário, para próteses parciais fixas retidas por inlays (PPF) pode resultar em distribuição não uniforme de forças, na região do conector Özcan et al. (2005) avaliaram o efeito dessas dimensões da caixa em prótese parciais em vinte e uma PPF's retidas por inlays preparadas usando FRC (everStick), foi utilizado reforço de fibra unidirecional entre primeiros pré-molares e primeiros molares inferiores. As caixas foram preparadas utilizando pontas diamantadas convencionais (Cerinlay), e pontas ultra-sônicas (SONICSYS). As dimensões da caixa foram medidas após a preparação com um micrômetro digital. Todas as restaurações foram submetidas a ciclos térmicos (6000 ciclos, 5°C -55°C). Teste de fratura foi realizado numa máquina de ensaios universal (1 mm / min). Sinais de emissão acústica foram monitorados durante o carregamento das amostras. Os valores de resistência à fratura iniciais e finais (ANOVA, Bonferron, $\alpha = 0,05$) e de falha tipos (teste exato de Fisher) foram comparados estatisticamente para cada grupo. A conclusão foi que, a dimensão da caixa padronizada não mostrou efeito significativo na resistência à fratura em uma ou outra falha inicial ou final das próteses reforçada por fibra. O tipo de falha observada após os testes de fratura foi principalmente lascamento da resina de revestimento.

O artigo de Wyatt (2007) apresenta um levantamento sobre sucesso e fracasso em próteses parciais fixas cimentadas por resina. Verificou-se que as tentativas iniciais resultaram em insucesso por sofrerem descolamento destas. Nesse levantamento o autor concluiu que as primeiras próteses parciais fixas em dente resultaram em fracasso precoce. A seleção dos pilares, a preparação para aumentar à resistência, a escolha da liga e metal apropriado, além de técnica apurada são as chaves para o sucesso. Concluiu-se que a taxa de sobrevivência de próteses fixas cimentadas com resina ainda é consideravelmente mais baixa do que a de próteses parciais fixas convencionais, embora essas possam ser usadas em ambas as regiões, anterior e posterior da boca para substituir 1 ou mais dentes ausentes.

Um trabalho realizado por Chen et al. (2011) avaliou in vitro se havia aumento ou modificações na resistência à fratura de prótese em compósito reforçada com fibra, quando apresentava um desenho modificado, no intuito de

minimizar as tensões interfaciais da estrutura com dentes. Os resultados foram favoráveis para as próteses que foram projetadas com um desenho adaptado, apresentando melhor resistência à fratura.

Keukemans et al. (2009) avaliaram a capacidade de suporte e tipos de falha em próteses fixas retidas por inlays, isoladamente ou quando havia o reforço com fibras de vidro. Utilizaram como pilares primeiros pré-molares e primeiros molares. Os resultados mostraram que não houve descolamento das próteses no preparo para inlay. As próteses feitas apenas com resina composta de preenchimento particulado, mostraram fratura catastrófica do pântico. Houve aderência suficiente para suportar forças de carga estática na interface de cimentação, uma vez que as falhas foram predominantemente no revestimento nas próteses reforçadas.

Embora não abordando estudos em resinas compostas, as pesquisas citadas a seguir mostram modelos de experimentos *in vitro* que possibilitaram a nós o entendimento de metodologias que poderiam ser aplicadas na proposta da pesquisa aqui realizada, isto considerando modelos de testes em PPFs, tipos de preparos dentais e, ciclagens realizadas.

Outros materiais são utilizados como próteses parciais fixas, dentre eles as cerâmicas, e vários estudos são realizados para avaliação dos mesmos. Costa AKF (2016) em sua tese avaliou através de geometrias simples e complexas se a tecnologia dos sistemas CAD/CAM possibilita comportamento biomecânico melhorado nas cerâmicas de cobertura, quando comparado à técnica convencional (estratificação). Os resultados revelaram que as coroas confeccionadas com cerâmica de dissilicato de lítio e material vítreo na interface infraestrutura/cerâmica de cobertura apresentaram menor concentração de tensão de tração quando comparadas aos modelos confeccionados pela técnica convencional, que demonstraram maior concentração de tensão de tração entre as camadas (cerâmica de cobertura, interface e infraestrutura). Quando avaliado em discos, os resultados mostraram que o acréscimo de material na interface cerâmica de cobertura/ infraestrutura tinha melhor resistência à fratura biaxial e melhor propagação de trinca entre as camadas de cerâmica. Outros fatos são que as coroas cicladas, não apresentaram falhas nos primeiros 500.000 ciclos, já as próteses confeccionadas com cerâmica feldspáticas apresentaram trincas a partir de 1106 ciclos, o que não ocorreu com as coroas confeccionadas na técnica Rapid Layer e CAD-on,

concluindo que as coroas multicamadas podem ser uma opção para evitar a propagação de trincas radicais em direção à superfície da restauração e que elas garantem melhora na tenacidade à fratura do material.

Campos (2012) em sua dissertação avaliou o efeito da aplicação da cerâmica de cobertura e do jateamento da infraestrutura (IE) cerâmica na região gengival dos conectores pânticos com partículas de alumina revestidas por sílica e com partículas alumina na resistência à fratura de próteses fixas. Os resultados mostraram que tanto o grupo controle, quanto os grupos onde a região dos conectores e pânticos não tiveram aplicação de cerâmica de cobertura e grupo sem aplicação de cobertura com jateamento de partículas de alumina revestidas por sílica (30 μm) apresentaram valores de resistência à fratura, semelhantes. O grupo que obteve menores valores foi o que não teve aplicação de cobertura com jateamento de partículas de alumina revestidas por sílica (45 μm), com resultados equivalentes aos grupos controle e o que recebeu jateamento de partículas de alumina revestidas por sílica (30 μm). A conclusão foi que a aplicação da cerâmica de cobertura na região gengival dos conectores e pânticos não contribuíram para a resistência à fratura dessas próteses parciais fixas e o jateamento com alumina da região gengival dos conectores e pânticos diminuiu a resistência à fratura das próteses. Outro fator observado foi a modificação da fase tetragonal para a monocíclica ao utilizar o jateamento.

Sundh et al. (2005) avaliaram a influência da ciclagem mecânica e da aplicação da cerâmica de cobertura na resistência à fratura de próteses parciais fixas (PPF) de zircônia parcialmente estabilizada por ítrio, confeccionadas utilizando o sistema CAD/CAM Cad. esthetics (Denzir) . Foram confeccionados dois preparos totais metálicos com dimensões 4,5 mm de altura; 3,1 mm de diâmetro na região oclusal; término do tipo chanfro largo 1,2 mm; 60° de expulsividade do preparo; esses foram estabilizados numa base metálica de forma a terem 17,5 mm de distância a partir dos seus centros. O conjunto representava uma prótese parcial fixa de três elementos sendo o segundo molar inferior o pântico. A estrutura foi duplicada e a partir dos modelos em gesso, confeccionadas as próteses. Essas foram submetidas a ensaio de resistência a flexão, com as variáveis: ciclagem mecânica, aplicação da cerâmica de cobertura. Após a ciclagem não se observou nenhum sinal de fratura e/ ou defeito nas amostras. Os autores chegaram à conclusão de que a

temperatura e a aplicação de cerâmica de cobertura tiveram influencia negativa na resistência das próteses fixas de ítrio-zircônia.

Att et al. (2007), em um estudo in vitro, avaliaram a influência da ciclagem mecânica na resistência à fratura de próteses parciais fixas de ítrio-zircônia confeccionadas por diferentes sistemas cerâmicos. Um modelo clinico foi construído a partir de 96 dentes humanos (48 molares e 48 pré-molares), eles simulavam uma prótese parcial fixa de três elementos, sendo os pilares os pré – molares e molares e o pântico perdido. Esses dentes foram incluídos em um bloco de resina acrílica, de maneira a ficarem a 11 mm de distancia entre si. Os dentes foram preparados em padrões de coroas totais: redução oclusal (1,5 mm), redução axial (1,5 mm) e término em chanfro largo (1,2 mm). Esses foram moldados e os modelos em gessos divididos aleatoriamente entre os grupos, de acordo com o tipo de sistema a ser utilizado para confecção das próteses, DCS, Procera e Cerec. Após confecção e ajustes essas foram cimentadas nos preparos. Metade das amostras de cada grupo foi submetida à ciclagem termomecânica. Todas as amostras passaram pro ensaio mecânico de resistência à compressão realizada sobre a superfície oclusal do pântico. A conclusão foi que todos os sistemas estudados têm capacidade de resistir às forças oclusais, sendo uma alternativa viável para confecção de PPFs na região posterior.

Apesar de apresentar boas propriedades, as cerâmicas ainda são consideradas tratamentos de alto custo, quando em comparação a resina composta. As cerâmicas, em geral, apresentam estética satisfatória, conseguida pelo alto nível de translucidez, opacidade e valor; estabilidade de cor; resistência ao desgaste; habilidade de condicionamento com ácido hidrofúorídrico, que aumenta a eficiência de fixação e a biocompatibilidade. Porém, como desvantagem, as cerâmicas apresentam susceptibilidade à fratura previamente à cimentação e ausência de resiliência, fazendo com que as tensões sejam concentradas na interface adesiva, e produzirem desgaste nos dentes antagonistas devido à sua alta dureza (Touati, 1996).

A busca por alternativas de tratamento restauradores por uso de materiais compósitos ainda merece atenção da comunidade científica e das industrias que os desenvolvem.

2.2 Das fibras de reforço

Mesmo passando por constantes ciclos de mastigação ao longo do tempo é importante para o material restaurador, no caso a resina composta, manter suas características de resistir à propagação de trincas, a densidade e a dureza. (Gegauff, Pryor, 1987; Covey et al., 1992; Burns et al., 2003). Na tentativa de aumentar a resistência de plásticos há tempos à incorporação de fibras é estudada (Tirapelli, 2004). Há fatores que devem ser observados para a utilização das fibras de reforço dentre eles destacam-se: a estrutura das fibras, a orientação em relação à incidência da força aplicada, a quantidade que deve ser incorporada e a aderência ao material restaurador (Vallittu et al., 1995; Jagger et al., 2003).

Em seu trabalho Vallittu et al., (1995) avaliou a influência da orientação das fibras no material e constatou que há boas características mecânicas em fibras unidirecionais, sendo então, utilizadas em regiões que suportam grandes tensões. Para melhoria de polímeros, fibras com mais de uma direção podem 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 removíveis, em alguns casos, como também próteses totais.

Muitos estudos são desenvolvidos na atualidade, que apresentam uma grande variedade de materiais de reforços como o carbono, aramidas, fibras de vidro, nylon, fios de metal, entre outros (John et al., 2001; Kim, Watts, 2004; Dogan et al., 2008). Esses materiais foram desenvolvidos, na necessidade de garantir uma melhor resistência à fratura, e maior longevidade aos tratamentos dentários. Apresentam características particulares, responsáveis pela sua aplicação. As fibras de carbono mostram uma estética desfavorável, já as fibras de vidro possuem uma diversificada aplicação, as fibras de aramida perdem aplicabilidade, pois não possuem uma boa adesividade, as fibras de nylon são comprovadamente bem resistentes (Gonçalves, 2012).

Em um relato de caso clínico, Iglesia–Puig e Arellano-Carbornero 2003, exemplificaram a utilização de próteses parciais fixas cimentadas por adesivos e mostraram ser uma alternativa clínica para a restauração de dentes posteriores em falta. A introdução de resinas compostas reforçadas com fibras e a melhoria

contínua dos sistemas adesivos e agentes de cimentação fazem este tipo de restauração possível, por oferecerem bons resultados estéticos e funcionais. O procedimento é minimamente invasivo e conservador. O relatório clínico analisa os fatores que influenciam o diagnóstico e as indicações clínicas para uma prótese parcial fixa. A seleção dos pacientes para uma técnica inlay em PPF's é um requisito essencial para o sucesso clínico. Cada situação deve ser avaliada para determinar se a substituição de um único dente posterior é possível, ter uma condição clínica saudável dos demais elementos, presença dos pilares. A oclusão do tratamento pretendido deve ser avaliada numa base individual, porque uma maior incidência de descolagem tem sido observada em pacientes com hábitos parafuncionais.

Em estudo realizado por Van Heumen et al. (2008), foi feito um levantamento sistemático na literatura sobre testes in vitro de compósitos reforçados por fibras, este estudo incidiu sobre a questão fundamental se a incorporação das fibras tem um efeito sobre as propriedades mecânicas de resina composta. O levantamento feito numa base de dados eletrônica (Medline), com limite nos anos de 1950 a dezembro de 2006, e também em resumos de congresso IADR (The International and American Association for Dental Research) no site do *Journal of Dental Research*, com limites anos 2000-2007, as Palavras chaves utilizadas foram: fibra, composto, força, prótese parcial fixa e três pontos de teste de flexão, e foram levantados 1.427 títulos. Observaram que sob condições específicas, as fibras aumentam a resistência desses compósitos. Além disso, a arquitetura de fibra parece ser mais importante do que o tipo de fibras para a resistência e módulo de flexão.

Num estudo realizado por Antonopoulou et al. (2012), foram avaliada as falhas de próteses parciais fixas confeccionadas por compósitos reforçados por fibras, testando a resistência ao cisalhamento e o modo de falha entre as resinas indiretas e o substrato. Chegaram ao resultado de que a resistência ao cisalhamento aumenta quando é utilizada a resina composta indireta com reforços.

Kharade et al. (2012) realizaram um estudo clínico onde afirmaram que uma prótese fixa sustentada por dois pilares, realizada com resina composta híbrida reforçada com fibra de polietileno, permaneceu intacta, sem descoloração ou danos avaliados nos controles, embora não tenha resultados em longo prazo. Este método de substituição de dentes é visto como um meio rápido de baixo custo, simples, de

substituição de dentes anteriores.

Monaco (2012) relatou uma abordagem clínica, conservadora e os detalhes da preparação da cavidade para substituição de um primeiro molar superior utilizando uma preparação minimamente invasiva. O canino e o segundo pré-molar foram utilizados como pilares para essa prótese indireta de 3 elementos, confeccionada em resina composta reforçada por fibra de vidro. Os resultados após 5 anos de acompanhamento são satisfatórios.

Özcan et al. (2012), avaliaram a capacidade de suporte de carga e tipos de falha de próteses parciais fixas retidas por inlays, feitas em compósitos particulados, sem ou com reforços de fibra de vidro. As próteses fixas retidas por inlays indiretas foram feitas entre primeiros pré-molares e primeiros molares (N = 30, 10 / por grupo). As peças foram revestidas por sílica e silanizada e os espécimes foram cimentados com cimento resinoso dual-polimerizado sob vibrações ultra-sônicas. Os espécimes foram mantidos em água destilada a 37 °C durante um mês e depois submetido a teste de resistência. Conclui-se que os grupos que foram reforçados com a fibra, apresentaram valores estatisticamente melhores para resistência. As peças que não foram reforçadas mostraram fratura catastrófica na região de pântico.

Um material experimental para reforço, foi desenvolvido durante o trabalho de Gonçalves (2012) constituído principalmente por nylon, que é um material polimérico de baixo módulo elástico, e visou uma melhora na união com a resina acrílicas, que por sua vez mostra uma resistência a flexão relativamente baixa (Newel, 2010). Ao nylon foram incorporados 0,5% de sílica por volume do material de modo que a malha experimental possuísse uma melhor união química. Diferente de outros materiais utilizados para reforço encontrados no mercado, que são formados por fibras trançadas, esta malha se apresenta em corpo único, o que garante uma boa distribuição da carga, por toda sua estrutura. O estudo realizado por Gonçalves (2012) comparou o comportamento de duas resinas acrílicas uma termoativada e outra ativada quimicamente utilizada como reembasador, estas foram reforçadas por uma malha de nylon, que apresentava em sua composição nylon e partículas de sílica silanizadas. Foi avaliado seu comportamento à resistência à flexão e alteração dimensional, para isso, foram confeccionados corpos de prova em formato de barra e no formato de próteses totais superiores, seguindo a instruções definidas pelos fabricantes para cada tipo de resina. Algumas amostras

passaram por uma ciclagem termomecânica. Dos resultados obtidos o autor pode concluir que a adição da malha de nylon aumentou consideravelmente os valores de resistência à flexão e diminuiu a alteração dimensional das próteses avaliadas.

Anusavice (2005) descreveu que as fibras de nylon são poliamidas com menos de 85% dos grupos amidas ligados a anéis aromáticos. Estas fibras são duráveis e muito resistentes, embora não sejam tão resistentes quanto às aramidas. Elas são também facilmente tingidas e repuxadas. Os grupos polares amida na estrutura da fibra de nylon permitem que cadeias adjacentes façam ligações de hidrogênio umas com as outras, melhorando significativamente a resistência e a cristalinidade das fibras.

Almeida et al. (2016) também obteve resultados promissores, quando utilizou a mesma malha experimental de nylon e sílica em testes com resina bis-acrílica para próteses fixas temporárias de quatro elementos. Os resultados mostraram que a incorporação da malha influenciou de maneira positiva na resistência à fratura. Um fator importante observado foi a disposição da malha na prótese, quando posicionada horizontalmente chegou a maiores valores desta propriedade. O trabalho foi desenvolvido em duas etapas, na primeira, os testes foram nos modelos de próteses, que foram confeccionadas sobre um dispositivo que replicava um preparo do coroa total no primeiro pré-molar e segundo molar, deixando como pântico o segundo pré-molar e primeiro molar. Na segunda etapa foram confeccionadas barras em resina bis-acrílica a fim de embasar os resultados obtidos nos testes com as próteses provisórias, os resultados mostraram que a incorporação da malha experimental gerou um aumento do valor de resistência à flexão das barras.

Hasani Tabatabaei et al. (2014) estudaram o efeito sobre a cor de resinas compostas quando essas eram reforçadas por de fibras de vidro e polietileno, as amostras foram avaliadas contra um fundo branco usando um espectrofotômetro e comparadas com o grupo controle que não foram incorporadas fibras. Os resultados sugeriram que as restaurações testadas não exibiram nenhuma diferença de cor, quando comparadas com o grupo controle, mostrando que as fibras não influenciaram na mudança de cor. Entende-se nesse aspecto, que a malha de nylon experimental é incolor e não influenciará negativamente no aspecto de cor da resina composta fator esse preponderante em uma das justificativas para utilizar esse material.

Frese et al. (2014) mostraram em seu estudo que a utilização de próteses reforças por fibras são uma opção de tratamento confiável para dentes perdidos em área anterior. As próteses avaliadas foram consideradas de boa qualidade depois de um período médio de acompanhamento de 4,5 anos. Vinte e quatro participantes foram incluídos onde onze indivíduos tinham próteses na maxila e treze na mandíbula.

Estudo in vitro, realizado por Kapri (2015) avaliou os valores de carga de fratura de próteses parciais fixas provisórias com diferentes locais de reforço de fibras oclusal, médio ou terço cervical. Para isso foram confeccionados 30 provisórios divididos em grupos (n=10), de acordo com a posição da fibra de reforço, testadas para resistência a fratura em máquina universal de ensaios. O autor concluiu que a melhor localização para o reforço ser fixada é na porção oclusal.

Gopichander et al. (2015) investigaram a eficácia do reforço com fibra de poliéster em diferentes materiais para próteses parciais fixas provisórias. Foram confeccionados trinta espécimes em resina bis-acrílica, resina acrílica quimicamente e termicamente ativada. Os resultados mostraram que a fibra de poliéster aumenta as propriedades mecânicas para todas as resinas testadas.

2.3 Análise pelo método de elementos finitos (FEA)

Na engenharia o método de elementos finitos é uma ferramenta bastante utilizada e vem sendo incorporada para avaliação de fenômenos na odontologia também (Dejack et al., 2003; Imanishi et al., 2003; Rekow et al., 2006). Para o desenvolvimento dessa análise em elementos finitos uma estrutura formada por vários elementos, como fragmentos de uma estrutura, conectados por nós é criada, a partir dela é observado o comportamento do elemento em resposta a um estímulo (Raper, Erbach, 1990; Cook, 1995).

Avaliar clinicamente o comportamento da distribuição de tensões nas restaurações é uma tarefa difícil, pois há muitos fatores que influenciam além de haver outras razões como a variação na etapa de fabricação (Burke, 1996). Quando utilizamos a análise de elementos finitos conseguimos eliminar essas variáveis que

estão associadas ao processo de confecção das restaurações e ao operador, sendo assim, uma metodologia bastante útil na observação da distribuição de tensões (Imanishi et al., 2003).

Ausiello et al. (2004) teve como objetivo em seu estudo investigar o efeito das diferenças no módulo de elasticidade de cimentos resinosos sobre a transmissão de estresse para as restaurações em inlays restauradas com resina e cerâmicas durante a carga oclusal. Observou que nos modelos que utilizaram cerâmica a maior tensão estava nas paredes laterais, vestibular e lingual da caixa. Restaurações em resina composta indireta tiveram melhor desempenho em termos de dissipação de stress.

Burak et al. (2011) propôs nesse estudo analisar a distribuição das tensões nas áreas de ligação das estruturas de próteses parciais fixas a dentes e a implantes quando projetada em ambas, cargas oclusais verticais e estáticas oblíquas. Para isso utilizaram quatro modelos para análise de elementos finitos 2D. O implante foi instalado na região de segundo molar, proporcionando uma prótese suportada por dente/implante. A eficiência desse desenho variou em função da direção da carga aplicada.

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

Thompson et al. (2013) avaliaram através do método de elementos finitos próteses parciais fixas de cerâmica pura suportada por inlay, observaram que a sensibilidade das pontes para variações de posição de carregamento foi prevista com precisão pelo XFEA, em conjunto com a mudança na origem da fratura de molar e pré-molar nas ameias. Com isso, os autores acreditam que eles forneceram uma validação convincente, tanto qualitativa como quantitativa, de uma prótese dentária anatomicamente realizada.

Bergoli et al. (2014) estudaram a taxa de sobrevida, carga para fratura e distribuição de tensões em incisivos centrais e caninos superiores restaurados com facetas cerâmicas variando o tipo de preparo. Os grupos foram divididos em quatro com um n= 15, que variava de acordo com o preparo e tipo de dente: Gr1 - Incisivo central com preparo conservador; Gr2 - Incisivo central com preparo convencional e chanfro palatino; Gr3 - Canino com preparo conservador; Gr4 - Canino com preparo convencional e chanfro palatino. As facetas foram confeccionadas em cerâmicas

(IPS. emax. Press, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lietchenstein) e cimentadas adesivamente sobre os espécimes. Passaram por ciclagem mecânica e os espécimes que sobreviveram após 500.000 ciclos passaram por teste de carga para fratura. Do modelo usado no laboratório foram simulados bidimensionalmente (Rhinceros® 4.0) e o comportamento mecânico avaliado pelo *software* (MSC.Patran 2005r2 e.MSC.Marc 2005r2) através dos critério de análise de Tensão Máxima Principal. Todos os grupos apresentaram taxas de 100% de sobrevida, não havendo diferença estatística entre eles. O teste *T – Student* não mostrou diferença estatística para os diferentes desenhos de preparo. A análise de elementos finitos mostrou maior concentração de tensões de tração na faceta cerâmica para os grupos submetidos ao preparo com chanfro palatino.

O método de análise por elementos finitos é utilizado na odontologia para averiguações de varias situações laboratoriais e clinicas como Gerami et al. (2016) que avaliaram a influência dos retentores ortodônticos fixos, se eles podem exercer forças patológicas no tecidos ao redor dos dentes ferulizados, avaliando como a inclinação dos dentes anteriores inferiores podem afetar o deslocamento dentário e alterar as direções das cargas oclusais. Foram feitos quatro modelos da parte anterior da mandíbula, todos continham uma contenção do lado lingual a inclinação variou de acordo com os grupos, G1- 80°; G2- 90°; G3- 100°; G4- 110° em relação ao plano horizontal e foram avaliados os deslocamentos e estresse. Os resultados mostraram que ao aumentar o ângulo dos dentes, a tensão no ligamento periodontal aumentou. Os autores concluíram que a inclinação labial, pode prejudicar principalmente os incisivos centrais, seguidos pelos laterais.

No estudo desenvolvido por de Kok et al., (2016) observando à necessidade do uso de uma odontologia minimamente invasiva e procuraram avaliar o efeito de uma adesão mecânica, causada por uma ranhura na superfície da dentina para restaurações em cerâmica e resinas. Foram realizados testes *in vitro* e complementados com o método de elementos finitos, para analisar a distribuição de tensões. Os resultados mostraram que a ranhura melhorou a resistência ao cisalhamento das restaurações cerâmicas, nas restaurações em resina composta, observou um menor modulo elástico, e o sulco não teve efeito significativo sobre a resistência ao cisalhamento, ao mesmo tempo em que aumentou a tensão de cisalhamento ao longo da interface dentina-restauração de resina composta.

Diante do exposto até aqui se entende importante avaliar aspectos de ordem mecânica em próteses parciais fixas de resinas compostas, ao empregar-se em associação um material que possa propiciar reforço estrutural a prótese.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 Objetivo Geral

Avaliar a influência da utilização de uma malha de nylon experimental, em próteses parciais fixas adesivas confeccionadas em resina composta indireta, por análise in vitro e simulação in sílico

3.2 Objetivos específicos

Avaliar, in sílico, a distribuição de tensão em próteses fixas, em resina composta indireta de três elementos reforçada ou não por uma malha de nylon experimental.

Avaliar, in vitro, a carga máxima de fratura que uma prótese parcial fixa em resina composta indireta suporta, considerando as variáveis:

- a) Presença da malha experimental;
- b) Disposição da malha na prótese (vertical ou horizontal);
- c) Ciclagem mecânica da peça protética.

4 MATERIAL E MÉTODOS

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

4.1 Material

Os materiais utilizados nesta pesquisa estão listados no Quadro 1.

Quadro 1- Nomes comerciais, tipos de material e fabricantes dos produtos utilizados nos experimentos

Material	Nome Comercial	Fabricante
Resina Composta Indireta	Nanolab Z	WILCOS do Brasil Ind. e Com. Ltda.
Malha de Nylon	Experimental	Natmar Moldes e Plásticos Ltda.
Poliéter	Impregun F	3M ESPE
Resina Epóxi	Resina Epóxi	VALGLASS Com. e Ind. Ltda.
Resina F16	Poliuretano	Axson – Brasil

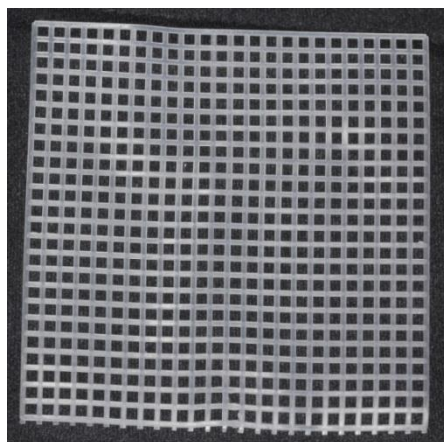
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.1.1 Malha de Nylon

Para os grupos reforçados foi utilizada uma malha de nylon experimental, composta de nylon 6.0 e partículas de sílica silanizadas em formato de grade, com 0,6 de espessura e espaçadas em 3 mm de uma fibra a outra (Natmar Moldes e Plásticos Ltda., São Paulo, SP, Brasil).

O projeto da malha foi desenvolvido durante a dissertação de mestrado de Gonçalves (2012) e teve o depósito de patente sob o número BR1020120281198.

Figura 1- Amostra de estrutura da malha de nylon



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os dados do projeto da malha podem ser verificados no (ANEXO A).

4.2 Método

Para execução da metodologia, inicialmente desenvolveu-se modelos virtuais para que a partir desses fossem impressas em 3D, matrizes que serviram de referência para a confecção dos corpos de prova, para teste in vitro. Estas etapas serão descritas a seguir.

4.2.1 Geração da Geometria

A obtenção dos modelos 3D, foi baseada em modelo de arcada superior, cedida pelo laboratório Hilton Riquieri (Bragança Paulista –SP), onde os dentes pré-molar e molar superior apresentavam a porção coronária e radicular com dimensões baseadas nas medidas médias encontradas na literatura.

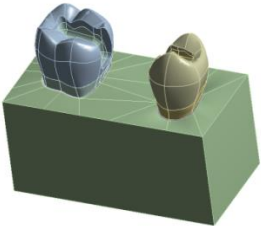
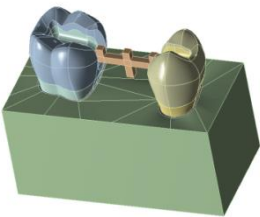
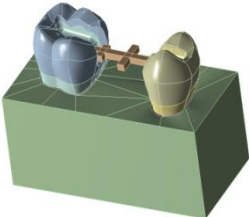



O conjunto foi escaneado pelo Ceramill Map 300 Scanner (AmannGirrbach, Áustria) gerando uma imagem em formato STL (Estereolitografia), que foi transferida para um software CAD (Computer Aided Design), Rhinoceros 4.0 (McNeel North

America – Seattle – EUA), no qual os modelos foram produzidos dentro do protocolo BioCAD (Noritomi et al., 2011). Nesta etapa, os modelos foram gerados a partir de linhas traçadas sobre a imagem em STL, na qual se escolhem os principais marcos anatômicos, gerando linhas sobre eles, as quais referenciam a superfície.

Foram modeladas três situações distintas:

- Prótese convencional, sem a fibra de nylon;
- Prótese convencional, reforçada com a fibra de Nylon na posição vertical;
- Prótese convencional, reforçada com a fibra de Nylon na posição horizontal (Quadro 2).

Quadro 2 - Desenho dos modelos convencionais e com reforços na posição horizontal e vertical, para a análise de elementos finitos

		Grupo Experimental		
		Controle	Fibra Vertical	Fibra Horizontal
Geometria				
				
		Componentes		
				

Fonte: Elaborada pelo autor.

Entre os pilares havia uma distância de 8,5 mm e os preparo para inlay apresentavam as dimensões que seguem na Tabela 1.

Tabela 1- Dimensões dos preparos

Dente	Caixa oclusal		Caixa proximal	Istmo oclusal
	Comprimento	Profundidade		
1º premolar	5,0 mm	2,0 mm	4,0 mm	2,3 mm
1º molar	8,0 mm	2,0 mm	4,0 mm	3,0 mm

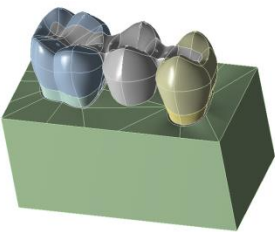
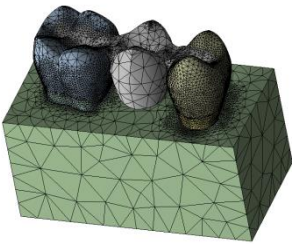
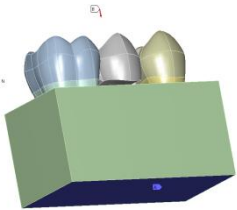
Fonte: Elaborado pelo autor.

Inicialmente foi feita 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 16.0 - ANSYS, Inc. Southpointe, Canonsburg, EUA) onde foram realizados o pré e pós-processamento para posterior análise por meio da técnica de elementos finitos.

As estruturas consideradas para a modelagem foram: preparo em resina epóxi (porção coronária e radicular), ligamento periodontal, resina de poliuretano, resina composta laboratorial, malha de nylon.

Após importação das geometrias foi realizada a confecção das malhas, a densidade dessas foram ajustadas para se obter resultados suficientes e precisos. Para isso foi utilizado o Software Ansys 16.0 (ANSYS, Inc. Southpointe, Canonsburg, EUA) onde empregam-se 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 (Quadro 3).

Quadro 3 - Geração das malhas nos modelos de prótese parcial fixa de 3 elementos

		Malha		Carregamento e fixações
Pre-processamento				
		Elementos	Nos	
		238,939	423,520	

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.2 Atribuição das propriedades dos Materiais

Terminada a edição dos modelos, foram atribuídas suas propriedades específicas. Nesta etapa é importante verificar a consistência das grandezas físicas utilizadas no modelo junto à homogeneidade de sistemas métricos.

Neste estudo a análise adequada para representar o ensaio de fratura foi realizada pela análise estática estrutural, no qual no mínimo duas propriedades, dentre eles o módulo de elasticidade longitudinal (E), módulo de cisalhamento (G) e Poisson, devem ser informadas. Assim, cada geometria possuiu propriedades específicas que caracterizaram seu comportamento para um ensaio dentro dos limites de linearidade.

As propriedades dos materiais foram obtidas através de dados encontrados na literatura e, também por medição direta realizada no laboratório de Bioengenharia e Biomateriais do ICT-SJC- UNESP com o auxílio do equipamento Sonelastic® (Atcp Engenharia Física – São Carlos – Brasil), para a caracterização não destrutiva dos módulos elásticos e Poisson, a partir das frequências (torcional e flexional), naturais de vibração obtidas pela técnica de excitação por impulso (Tabela 2).

Para realização deste método, foram confeccionadas barras de dimensões

65 mm x 12 mm x 4mm, que posteriormente foram polidas com lixa de granulação de P600, 800 e 1200 para regularização da superfície, essa foi submetida à leitura, onde o pulso eco foi emitido em uma ponta da barra e o dispositivo de detecção acústica que captura a resposta sonora transmitida na outra ponta. Esta técnica baseia-se nas frequências naturais de vibração do material que ao sofrer um leve impacto mecânico, o corpo de prova emite um som característico que depende de suas dimensões, massa e propriedades elásticas. A atenuação e as frequências presentes nesta resposta acústica permitem a determinação precisa dos módulos elásticos e do amortecimento.

Tabela 2 - Módulo elástico e Poisson dos materiais utilizados na análise de elemento finito

Material	Módulo elástico (GPa)	Poisson	Referência
Resina Nanolab Z	12,825	0,256	Dados do Sonelastic
Malha de Nylon	1,9	0,17	Dados Sonelastic
Resina Epóxi	2,31	0,49	Dados do Sonelastic
Poliuretano	3,6	0,3	Dados do Sonelastic
Poliéter	0,068	0,45	Holmes et al.,1996

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.3 Definição dos Contatos

Os contatos determinam a transmissão das tensões existentes de um elemento para o outro na região de interface, para este estudo a relação das geometrias foram consideradas perfeitamente unidos (*bonded*).

4.2.4 Confeção dos espécimes

4.2.4.1 Pilares em Resina Epóxi

Os desenhos realizados no Rhinoceros 4.0 (McNeel North America – Seattle – EUA) foram confeccionados por uma impressora 3D (Projet 1000 – 3D Systems) em um polímero denominado ABS e, geraram o primeiro pré-molar e molar superior com seus preparos para inlay nas caixas proximais, distal e proximal respectivamente, assim como a prótese, que foi utilizada para determinar a distância padrão dos dentes na sua inclusão no poliuretano (figura 2). Esses protótipos foram então copiados com material de moldagem, e nesse foi vertida a resina epóxi (VALGLASS Com. e Ind. Ltda). Essa resina apresenta-se em forma de líquido/ líquido o fabricante indica proporção de 1 frasco da resina para 1 frasco do endurecedor. Foram confeccionados 120 pilares, divididos entre primeiros molares e molares.

Figura 2 - protótipos em ABS impressos 3D – primeiro pré-molar, primeiro molar e prótese



Fonte: Elaborado pelo autor.

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

Com o objetivo de reproduzir a mobilidade fisiológica dos pilares em resina epóxi no alvéolo, foi simulado o ligamento periodontal utilizando um material elastomérico. O pilar foi incluído em resina de poliuretano e o ligamento periodontal simulado com material de moldagem à base de poliéster, Impregum-F (3M-ESPE) (Soares, 2000). Para isso a porção radicular foi recoberta com cera 7 para escultura vermelha (Kota Imp), os pilares foram demarcados previamente com lápis distando 2 mm apicalmente, da junção amelo-cementária (figura 3).

Figura 3 - Dentes pilares revestidos na porção radicular por cera 7 vermelha.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A partir da duplicação de um padrão em alumínio (comprimento: 35 mm; largura: 20 mm; altura: 20 mm), foi confeccionado um molde em silicone de adição. Utilizando a prótese, que foi impressa junto com os dentes, manteve-se a mesma inclinação e a distância entre os pilares. Com o auxílio de um delineador (Bio art - São Carlos - São Paulo), o conjunto foi fixado à haste vertical móvel com cera pegajosa, cada conjunto de pilares em resina epóxi foi incluído no molde de silicone contendo uma solução a base de resina de poliuretano (Resina F160, Axson, São Paulo, Brasil) (Figura 4).

Figura 4 - Posicionamento do conjunto sobre o molde para inclusão dos pilares em resina de poliuretano



Fonte: Elaborado pelo autor.

Decorridos 20 minutos até a resina de poliuretano polimerizar, o conjunto foi retirado do molde de silicone (Figura 5).

Figura 5 - Base de poliuretano com dentes em époxi simulando os pilares dentais



Fonte: Elaborado pelo autor.

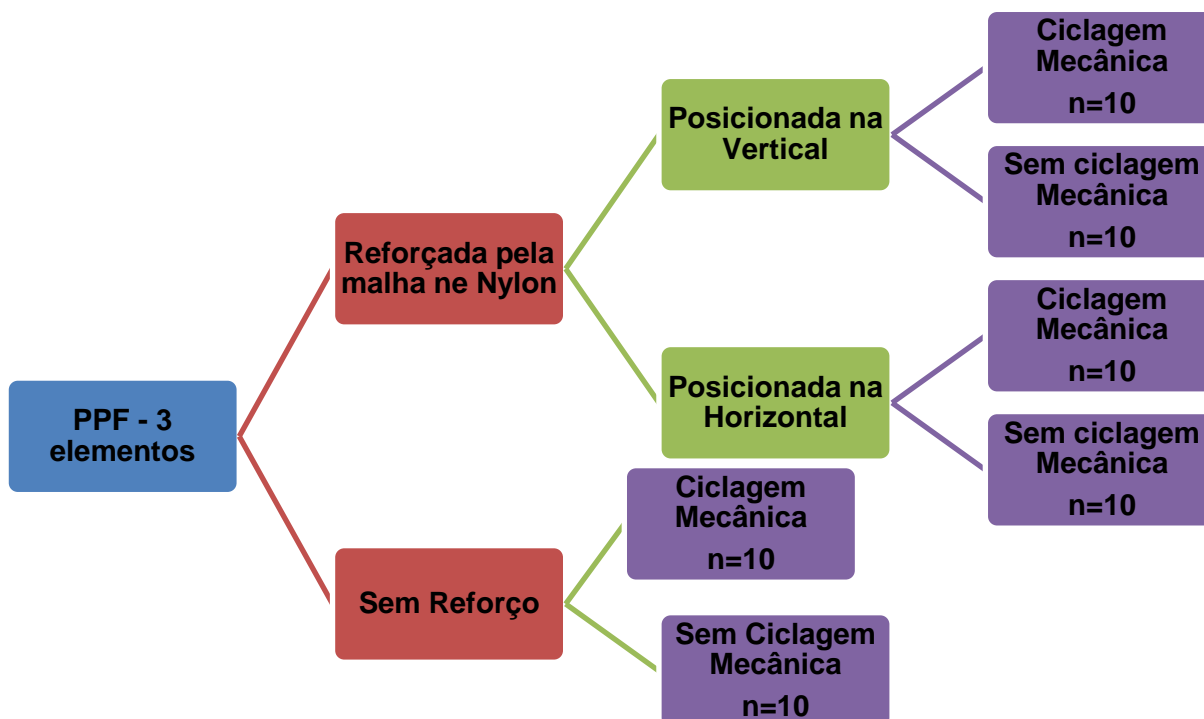
Os pilares foram removidos dos alvéolos artificiais e limpos com água

quente, para remoção da cera. O material de moldagem Impregum F (3M-ESPE – Minnesota, EUA) foi inserido no alvéolo e o pilar introduzido sob pressão digital, até que a marcação de 2,0 mm do limite amelo-cementário coincidissem com a superfície do cilindro de resina de poliuretano. Após a polimerização, os excessos foram removidos com lâmina de bisturi nº 11.

4.2.4.3 Delineamento experimental

Os 60 modelos experimentais foram distribuídos em 6 grupos (n=10), de acordo com as variáveis apresentadas na tabela 3, exemplificadas através do fluxograma (Figura 6)

Figura 6 - Representação gráfica da divisão dos grupos



Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 3 - Grupos constituídos conforme variáveis propostas

Grupo n=10	Reforço com Nylon	Posição da malha	Ciclagem Mecânica
G1	Não	Não	Não
G2	Não	Não	Sim
G3	Sim	Vertical	Não
G4	Sim	Vertical	Sim
G5	Sim	Horizontal	Não
G6	Sim	Horizontal	Sim

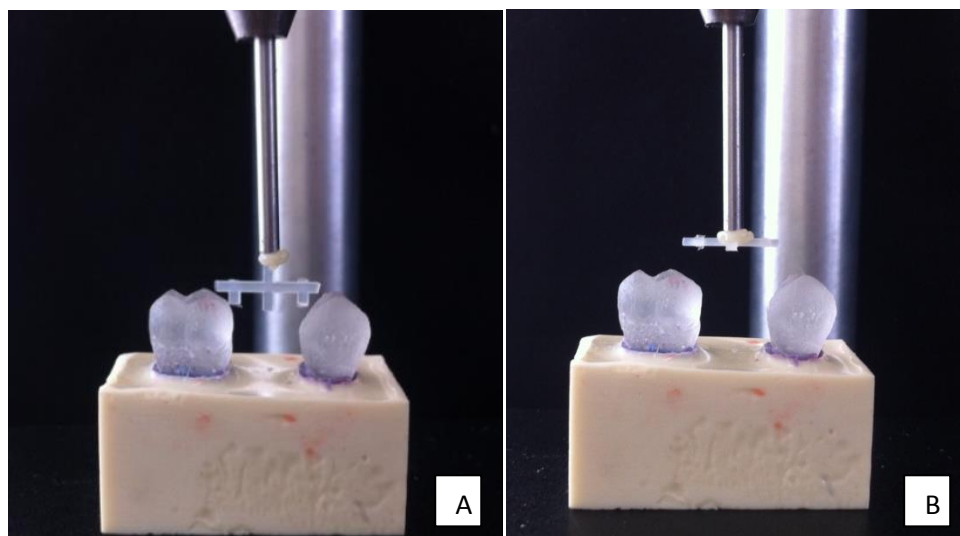
Fonte: Elaborado pelo autor

4.2.4.4 Posicionamento da malha de nylon

Nos grupos reforçados, a malha de nylon apresentava-se em duas posições distintas, onde era posicionada na vertical ou na horizontal e recortados conforme orientação do desenho realizado previamente no programa Rhinoceros. Todos os reforços foram centralizados entre os retentores e posicionados dentro das caixas proximais dos preparos para inlay dos dentes pilares de forma similar ao descrito ao FEA, sem haver contato da estrutura reforço nas paredes do preparo.

Com o auxílio de um delineador de bancada a malha de nylon era posicionada e uma pequena porção da resina fotoativada, utilizada para a confecção da prótese, era usada para estabilizar a mesma (Figura 7).

Figura 7 - posicionamento da malha de nylon



Legenda: A) horizontal e B) vertical.

Fonte: Elaborado pelo autor.

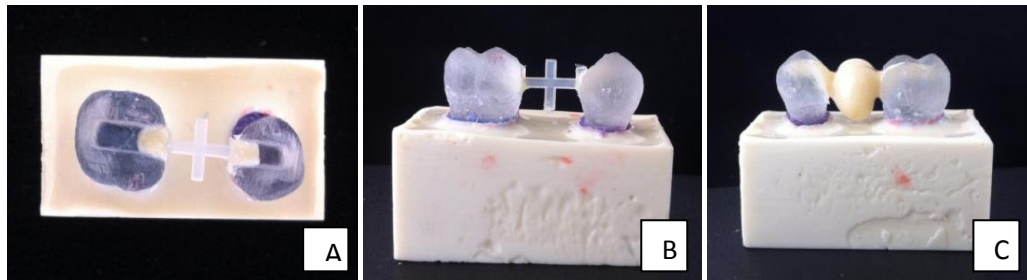
4.2.4.5 Confeção das próteses em resina composta indireta laboratorial.

Todos os espécimes foram confeccionados com resina composta indireta laboratorial NanolabZ (WILCOS do Brasil Ind. e Com. Ltda.), que é indicada pelo fabricante para confecção de coroas e pontes anteriores e posteriores, inlay, onlay e facetas laminadas.

As próteses foram fabricadas seguindo um padrão que foi elaborado com uma placa de acetato. A resina era depositada em incrementos e, fotoativadas, realizada através de Bluephase N (Ivoclar Vivadent Ltda.), como os pilares foram confeccionados com resina transparente, favoreceu a passagem da luz.

Para as próteses reforçadas com a malha de nylon, a aplicação dos incrementos da resina NanolabZ se dava após estabilização da fibra no preparo (Figura 8).

Figura 8 - Confeção das próteses



Legenda: A) malha fixada horizontal; B) malha fixada na vertical; C) resina composta fotoativada (formato do pântico).

Fonte: Elaborado pelo autor.

Decorrido a fotoativação as próteses passavam por acabamento e polimento, seguindo as orientações do fabricante (Figura 9).

Figura 9 - Resina aplicada para confecção da prótese parcial fixa, posicionada sobre os pilares



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.3 Ciclagem Mecânica

As amostras dos grupos PC, PRVC e PRHC foram submetidas à ciclagem mecânica. O ensaio de fadiga foi realizado com uma ponta de aço em inox de 6 mm de diâmetro em um simulador de ciclos mastigatórios (cicladora mecânica ERIOS, Modelo: ER-11000 Plus, São Paulo, Brasil). 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 ficou posicionada na região central do pântico, na região de aresta transversal das vertentes triturantes, foi aplicada uma carga de 200 N a 4 Hz por 1.000.000 ciclos. Após a ciclagem as próteses foram submetidas ao ensaio de resistência à carga máxima de fratura.

4.2.4 Ensaio de resistência à 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, especificamente em dois pontos localizados nas vertentes internas das cúspides e na região de aresta transversal do pântico (Figura 10).

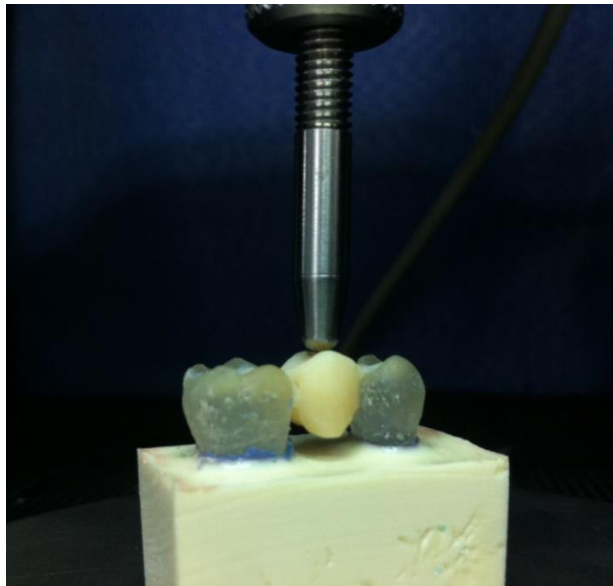
Figura 10 - Localização dos pontos de aplicação de carga no protótipo



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os espécimes foram submetidos à carga compressiva até a fratura e tiveram seus valores de carga máxima foram registrados na figura 11.

Figura 11 - Posicionamento da ponta metálica no corpo de prova para realização do teste de fratura



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.5 Análise estatística

No delineamento do nosso experimento, que segue um esquema fatorial tipo 2 x 2, foram consideradas como variáveis experimentais, ou fatores em estudo, Influência da Posição da Malha (horizontal e vertical) e o tipo de Ciclagem (presença ou ausência de ciclagem mecânica). Sendo a variável resposta o valor de resistência de união (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) denominado corpo-de-prova.

Os corpos-de-prova foram designados, aleatoriamente, às quatro condições experimentais estabelecidas pelas duas variáveis experimentais.

Obteve-se 39 dados (de um total de quarenta), ou seja, quatro condições experimentais sob dez repetições, os quais foram submetidos à análise estatística por meio dos programas computacionais: MINITAB (Minitab, version 17.1.0, 2013) e PRISM (version 6.01, GraphPad, 2012).

A estatística descritiva consistiu no cálculo de médias e desvios padrão. A estatística inferencial consistiu no teste de análise de variância (ANOVA) dois fatores (Posição da malha e Ciclagem), efeito fixo.

O modelo estatístico da análise de variância, ANOVA (dois fatores), considera três possíveis efeitos: a existência de diferença estatisticamente significativa sobre a posição da malha de nylon e entre a presença ou ausência de ciclagem mecânica e a interação entre os dois fatores.

Desta forma, as hipóteses estatísticas: nulidade (H_0) e alternativa (H_1), foram às seguintes:

H_0 A: A resistência à carga máxima de ruptura é igual para a malha na horizontal e na vertical;

H_1 A: A resistência à carga máxima de ruptura é diferente na horizontal e na vertical;

H_0 B: A resistência à carga máxima de ruptura é igual para presença e ausência de ciclagem mecânica;

H_1 B: A resistência à carga máxima de ruptura é diferente para presença ou ausência de ciclagem mecânica;

H_0 AB: Não há interação dos efeitos;

H_1 AB: Existe interação dos efeitos.

O estudo do efeito interação foi visualizado por meio do gráfico de médias.

O nível de significância escolhido foi o valor convencional de 5%.

5 RESULTADO

5.1 Análise da distribuição de tensão na restauração

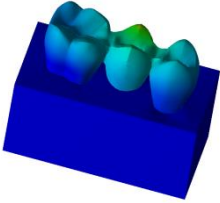
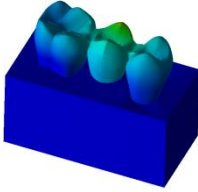
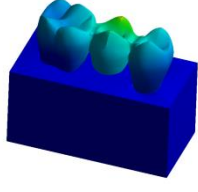
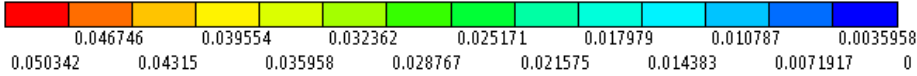
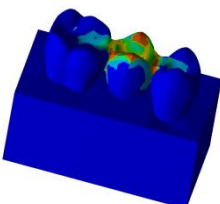
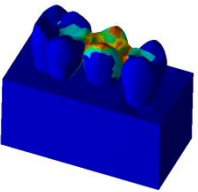
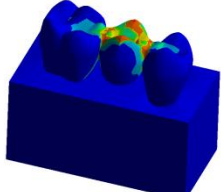
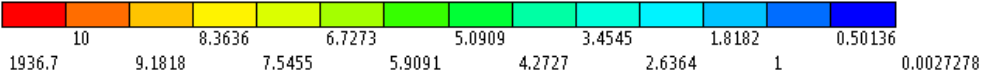
Os resultados são mostrados de forma qualitativa, por meio de mapa de cores, que representa a distribuição de tensões nas estruturas (Quadro 4 e 5)

5.1.1 Pós-processamento

Os resultados obtidos por meio de análise de elementos finitos são visualizados em uma escala de cores, onde cada tonalidade representa uma faixa de tensões ou deformações geradas nas estruturas avaliadas.

A tensão de von Mises e deslocamento foram utilizadas para avaliar a coerência da simulação realizada em relação aos contatos, fixação e carregamento. Após esta análise, a tensão máxima principal foi estudada na região do pântico, sendo que valores positivos correspondem a tensões de tração e os negativos, a compressão.

Quadro 4 - Exemplos de imagens dos conjuntos pré e pós aplicação de carga onde evidenciam-se as análises de coerências e de tensão nos modelo

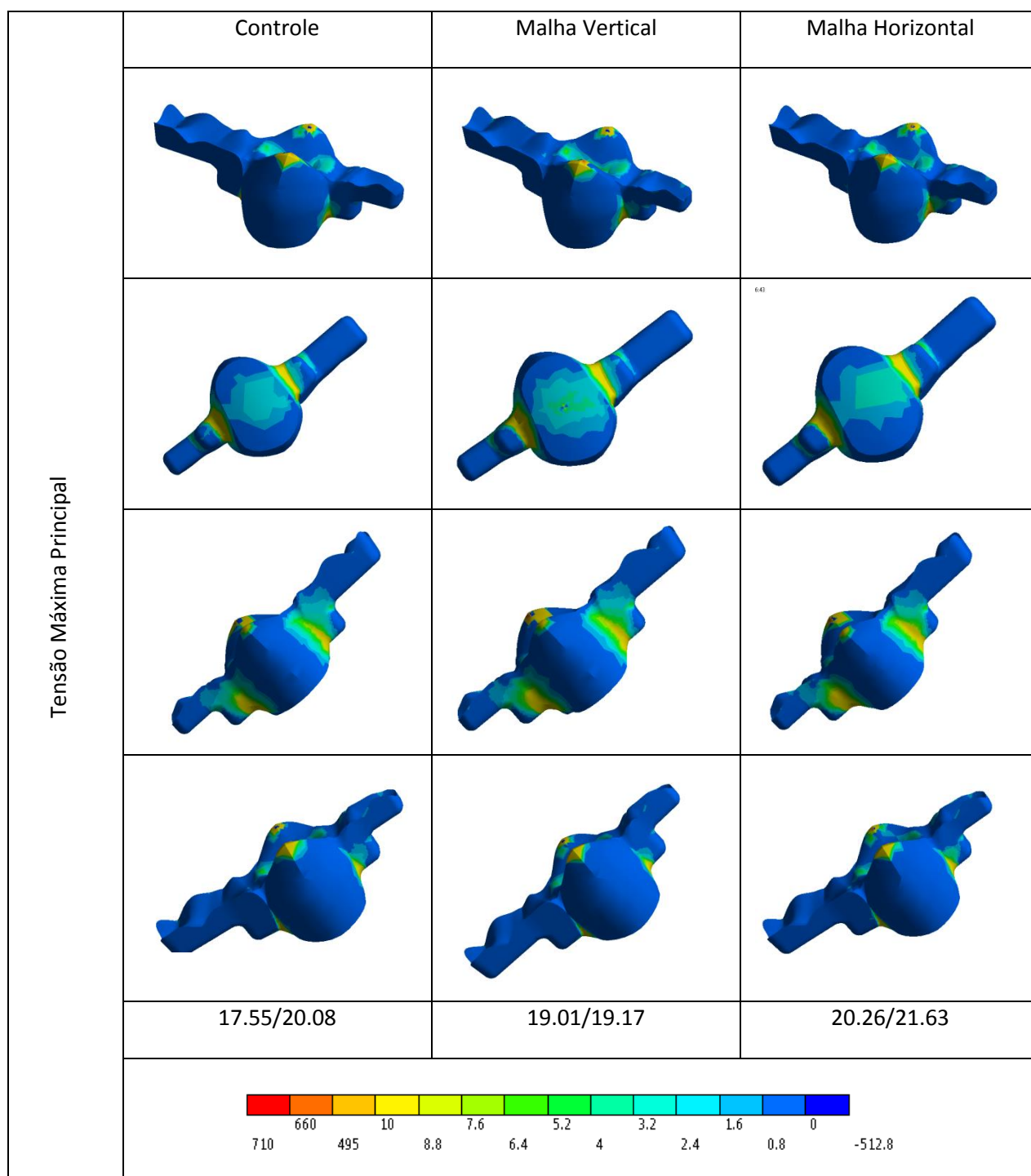
		Deslocamento total [μm]		
		Controle	Fibra Vertical	Fibra Horizontal
Coerencia				
		0.049	0.050	0.050
				
		Von Mises stress [MPa]		
				
		2025.4	1936.7	1976.4
				

Fonte: Elaborado pelo autor.

Por meio da análise de tensão de Von Mises (MPa) observamos um fluxo de energia distorcional distribuído por todas as geometrias demonstrando que os contatos pré estabelecidos estão funcionando e coerentes. Observa-se valores semelhantes independente da presença da malha ou de sua disposição, isto pode ser atribuído ao caráter isotrópico das estruturas relacionadas.

Tensões de compressão foram evidenciadas em maior magnitude na região de conectores na fase oclusal e, também nas regiões de aplicação de carga (vermelho ou alaranjado).

Quadro 5 - Tensão máxima Principal [MPa] na restauração adesiva



Fonte: Elaborado pelo autor.

As imagens obtidas por meio da tensão máxima principal (TMP) sugeriram que as concentrações foram muito parecidas, os valores nominais foram próximos do limite de convergência de 10% obtidos definição da quantidade de elementos finais que compõe a malha.

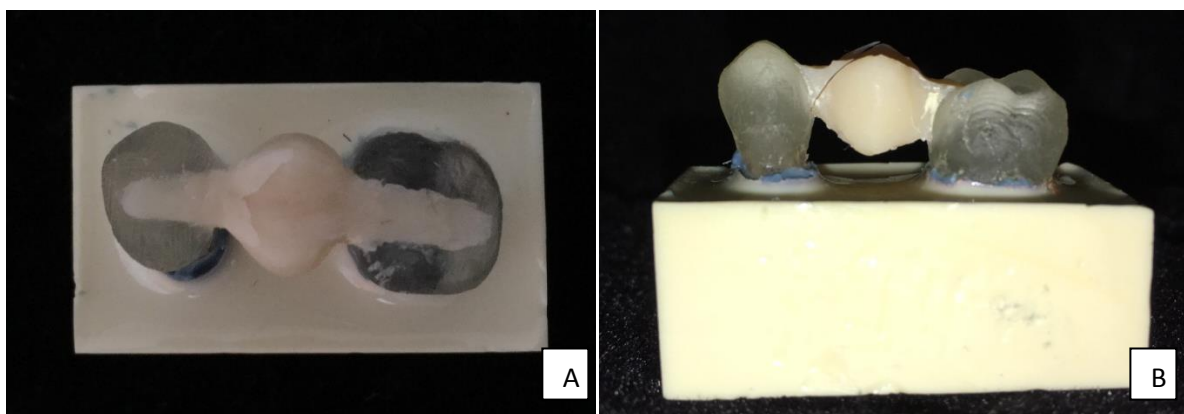
Os valores de TMP mostrados no quadro 4 são correspondentes ao máximo valor de tração na região da conexão com o pântico entre o molar e pré-molar respectivamente.

É possível assumir que nos ensaios monotônicos laboratoriais a probabilidade de ocorrer fraturas na região de conexão com o pré molar foi maior que no molar independente dos grupos, porém ao se usar a fibra no sentido vertical a tensão de tração foi diminuída em relação ao grupo controle, sugerindo uma tenacificação do sistema restaurador.

5.2 Das análises in vitro para carga máxima de fratura

Os dados obtidos referentes às condições experimentais são apresentados na Tabela 4 e, a seguir a estatística descritiva, Tabela 5 e a representação gráfica, Figura 12.

Figura 12 - Vista da prótese após ensaio de carga máxima de fratura



Legenda: A) vista horizontal e B) vista vertical, mostrando a falha na região de conector (pré-molar)

Tabela 4 - Dados de resistência (N) obtidos segundo as condições experimentais

Ausência de Ciclagem			Presença de Ciclagem		
Ausência de Malha	Presença de Malha		Ausência de Malha	Presença de Malha	
	Horizontal	Vertical		Horizontal	Vertical
181,88	356,45	253,86	307,41	553,97	299,76
271,60	197,18	243,43	280,74	438,52	330,02
324,11	215,96	204,83	335,58	246,91	151,97
295,94	302,89	547,02	309,85	267,08	351,58
291,42	194,39	351,23	402,00	434,69	263,95
284,81	381,89	238,66	320,01	322,72	427,60
260,82	261,16	206,57	259,08	275,77	491,03
244,47	342,54	327,93	276,56	368,27	236,13
393,91	181,18	228,13	298,26	266,38	231,26
237,36	243,43	-	301,88	460,43	169,01
G1	G2	G3	G4	G5	G6

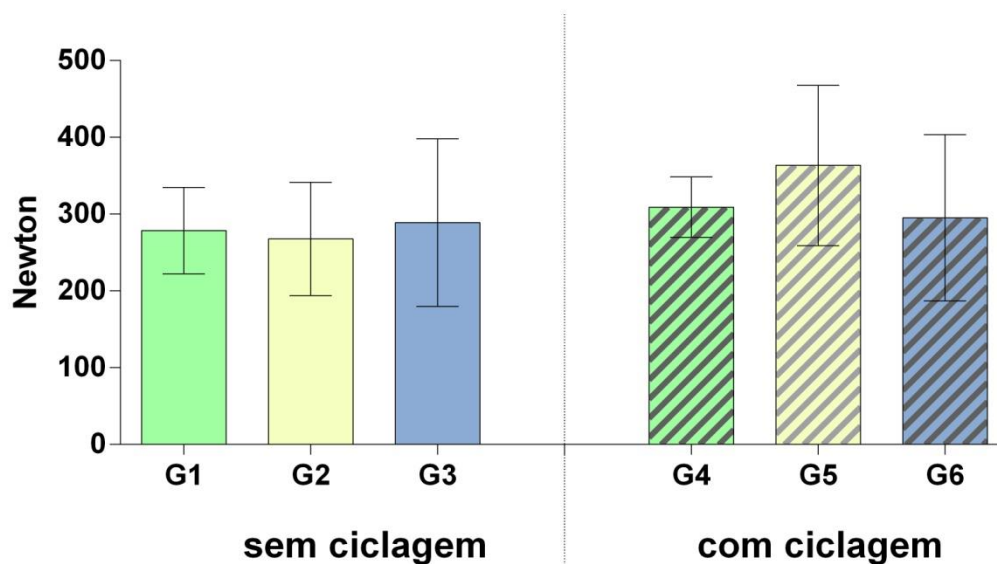
Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 5 - Estatística descritiva dos dados de resistência (N) obtidos segundo os grupos

Grupos	Média	dp	CV(%)	mínimo	mediana	Máximo
G1	278,6	56,2	20,18	181,9	278,2	393,8
G2	309,1	39,4	12,75	259,1	304,6	402,0
G3	267,7	73,7	27,53	181,2	252,3	381,9
G4	363,5	104,4	28,72	246,9	345,5	554,0
G5	289,1	109,2	37,77	204,8	243,4	547,0
G6	285,2	108,2	36,64	152,0	281,9	491,0

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 13 - Gráfico de colunas (média \pm desvio padrão) dos dados obtidos, segundo as condições experimentais



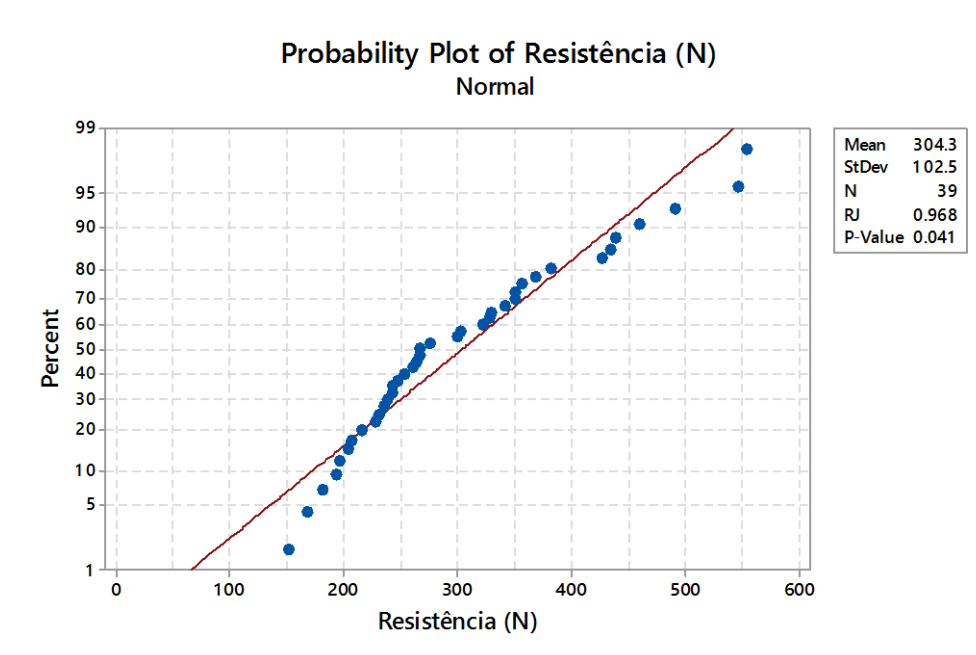
Fonte: Elaborado pelo autor.

Para avaliar a influência da ciclagem mecânica sobre a posição da malha quanto à resistência, os dados obtidos em nosso experimento, foram submetidos ao

modelo estatístico da análise de variância, ANOVA, após ser considerada a distribuição dos resíduos.

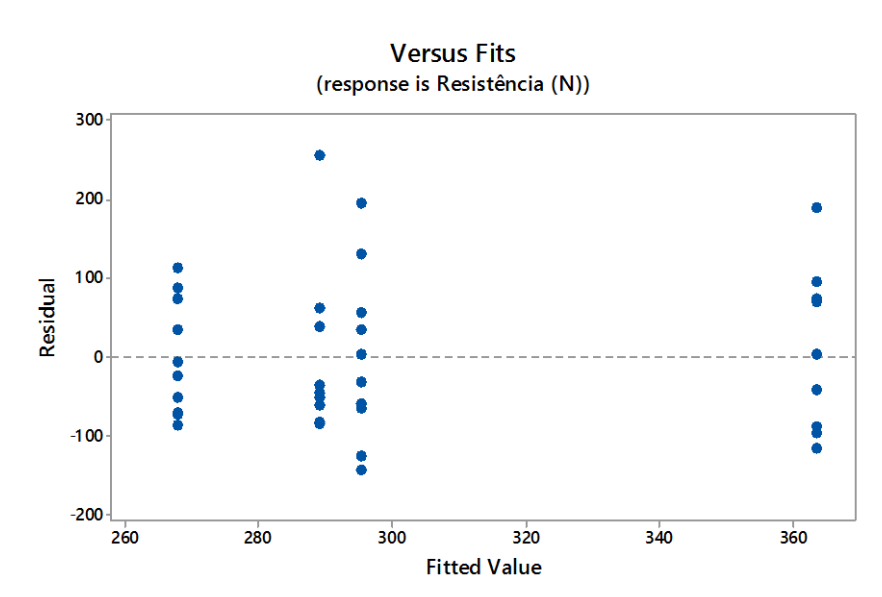
Os valores resíduos, decorrentes do ajuste desse modelo adotado, foram examinados para avaliar a adequabilidade do modelo para inferências estatísticas válidas. Sendo determinado que os dados originais propiciassem um adequado ajuste, pois os dados se ajustam a uma distribuição normal de probabilidade (p-valor acima de 1%) (Figura 14). Também foi verificada a uniformidade dos resíduos (homocedasticidade) por meio do gráfico dos valores resíduo em relação aos valores ajustados (Figura 15).

Figura 14 - Curva normal dos valores resíduos do modelo ANOVA para verificar a distribuição dos resíduos (normalidade) pelo teste de Ryan-Joiner (RJ)



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 15 - Diagrama de dispersão dos valores resíduos do modelo ANOVA em relação aos valores ajustados pelo modelo para verificar a uniformidade dos resíduos (homocedasticidade)



Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 6 - ANOVA (2 fatores) para os dados (N) obtidos

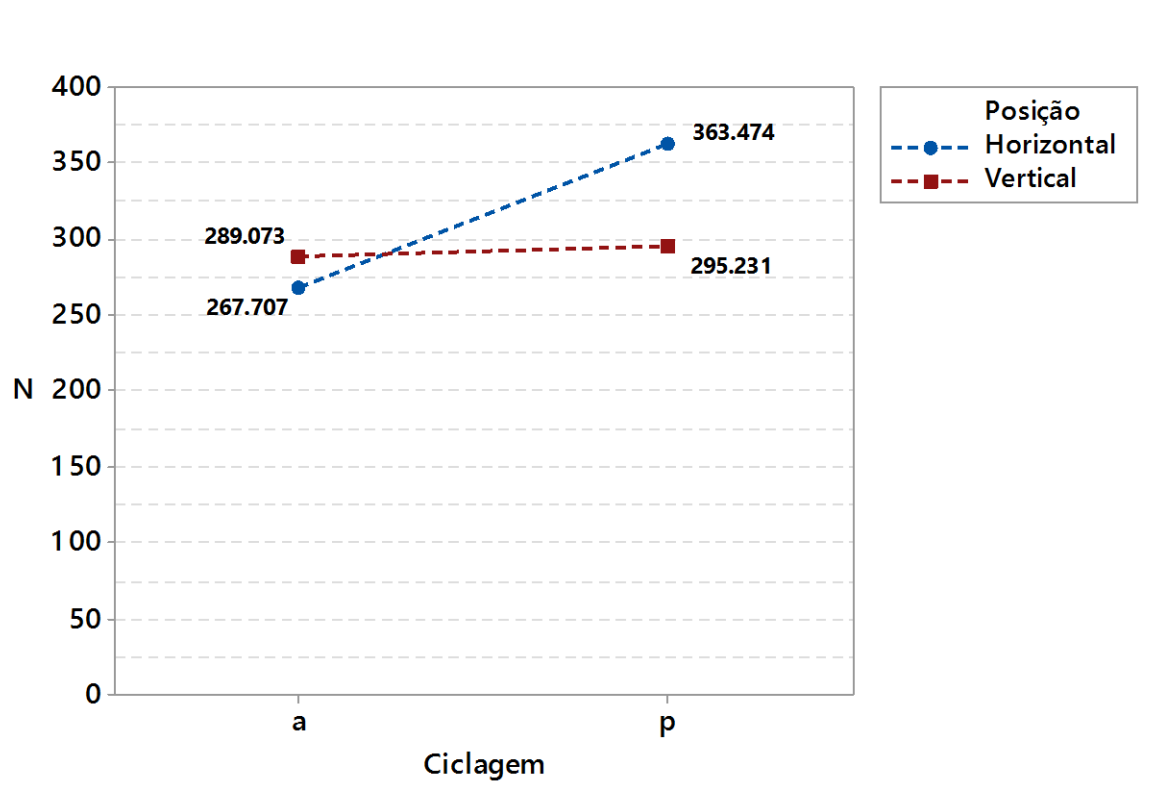
Fonte de variação	Graus de Liberdade	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Razão - F	p-valor
Posição	1	5345	5345	0,54	0,468
Ciclagem	1	25270	25270	2,54	0,120
Interação	1	19532	19532	1,97	0,170
Resíduo	35	9933	9933		
Total	38				

Fonte: Elaborado pelo autor

O resultado do teste (Tabela 6), indica que não se pode rejeitar as hipóteses de nulidade, pois os p-valores obtidos foram superiores ao nível de significância de 5%. Assim, verificou-se que os efeitos principais e o efeito interação foram estaticamente não significantes.

O efeito interação não significativo indica que a alteração da resistência em razão da ciclagem mecânica (CM) (diferença dos valores: horizontal – vertical: $363,474 - 295,231 = 68,243$ MPa) não difere estatisticamente da alteração constatada para a condição sem ciclagem ($289,073 - 267,707 = 21,36$ MPa) (Figura 15).

Figura 16 - Gráfico de médias referente ao efeito da posição da malha nas condições de ausência (a) e presença (p) de ciclagem mecânica



Fonte: Elaborada pelo autor.

Para a prótese fixa, sem reforço da malha de Nylon foi avaliada a influência da Ciclagem. Em termos de resistência média, a condição com ciclagem ($322,6 \pm 91,6$ N) difere estatisticamente da condição sem ciclagem ($278,1 \pm 79,0$ N), segundo o teste t-Student de amostras independentes ($t = 2,0$; $gl = 56$; $p\text{-valor} = 0,05 \leq 0,05$).

6 DISCUSSÃO

É necessário elevado valor de flexão para prótese parcial fixa, para resistir às falhas causadas por cargas oclusais. Esse fato impulsionou o desenvolvimento e estudo de fibras que possibilitassem uma melhor resistência para as resinas compostas (Tirapelli, 2004). Este fato foi um dos motivadores na investigação da malha de nylon como reforço, para resistência de carga máxima de fratura para próteses em resina composta indireta do estudo aqui apresentado. Apesar das cerâmicas apresentarem uma estética satisfatória, boa estabilidade de cor, resistência ao desgaste e possibilidade de condicionamento com ácido fluorídrico, o que aumenta a eficiência de retenção e biocompatibilidade (Costa A et al., 2014), elas apresentam desvantagens como susceptibilidade à fratura antes da cimentação, potencial de desgaste dos antagonistas (dentes naturais) devido à sua elevada dureza e concentração de tensões na interface adesiva porque não é um material resiliente (Touati, 1996), sendo a resina composta indireta uma excelente alternativa estética à cerâmica devido à facilidade de construção no laboratório (Touati, 1996; Nandini, 2010), sendo polimerizadas fora da boca (Saridag et al., 2015) e, finalmente, menos abrasivo e atraumático (Özcan et al., 2012).

O tratamento protético para substituição de um ou mais elementos dentários, é uma prática corriqueira, sabe-se que existe um número relevante de pacientes que necessitam próteses parciais. No Brasil, como mostrou a pesquisa realizada em 2010 pelo projeto SB Brasil, dentre os jovens nota-se uma parcela razoável com indicação para tratamento com próteses parciais fixas. O que motivou este estudo, tentando oferecer com qualidade e durabilidade, tratamentos com menor custo.

Tentando evitar falhas, mecanismos que aumentariam à resistência a fratura são empregados, e diferentes materiais têm sido utilizados como reforço para esse propósito e podem ser confeccionados, por exemplo, com fibras de vidro, polietileno e nylon. Göhring et al. (1999) em seu estudo utilizaram de fibra de vidro para reforço de próteses conservadoras minimamente invasivas, onde o pântico estava ligado a inlays (pilares), os resultados foram satisfatórios garantindo sucesso clínico e notaram que após um ano as restaurações estavam bem conservadas. Compósitos reforçados por fibra apresentam características melhoradas, obtendo valores

aceitáveis para rigidez contra forças mastigatórias, boa estética, baixo peso e módulo elástico favorável (Hasani Tabatabaei et al., 2014).

As próteses onde se empregou a malha de nylon e sílica e que não sofreram ciclagem térmica mostraram diferenças para os valores de resistência a carga máxima de fratura, supostamente isso se deve ao fato da posição que a malha se encontrava. Quando posicionada na vertical, os valores foram inferiores ao posicionado na horizontal, fator que também interage ao formato que foi possível incrementar a malha, visto que ela se apresenta em corpo único e deve ser adaptada através de cortes como foi mostrado no Quadro 1. Fato que pode estar relacionado à diminuição do conteúdo de resina e o corte da malha na posição vertical que perdeu dimensão, na posição horizontal, apesar da diminuição do compósito, a fibra mostrou melhor adaptação, sem perda abrupta do seu desenho. Por sua vez a região de conector das próteses é uma área de incidência de forças, sobretudo de tração na sua região cervical e, de menor espessura, assim, a resina sem reforço pôde mostrar valores de resistência similares aquelas próteses reforçadas tendo como possível influência as dimensões restritas para caixas dos preparos consideradas neste estudo.

A análise por elementos finitos foi realizada para as distintas situações, e pode esclarecer melhor o comportamento e as possíveis fraturas em próteses parciais fixas de três elementos. Nesta análise, são minimizados problemas encontrados no ensaio in vitro, como padronização, ausência de defeitos, tensões residuais acumuladas internamente ou na interface, pois para esta análise computacional foi utilizado um modelo simplificado. Assim, após sua validação é possível utilizar sempre o mesmo modelo matemático para diferentes situações.

Ao utilizar a ferramenta FEA, foi possível recortar a fibra de maneira que a mesma se adaptasse perfeitamente ao preparo planejado, isso nos garantiu padronização dos elementos estudados, a malha era totalmente revestida pela resina, tornando a prótese previsível na sua confecção. Apesar disso, a duplicação dos pilares, que foram confeccionados em resina epóxi, como substituição do G10 para diminuir custos do projeto foi um fator limitante, pela forma que o material se apresenta, fluido que escoava facilmente das moldeiras, também por apresentar valores inferiores de módulo elástico. Outro fator limitante foi o fato da confecção da prótese através de mock-up, que apesar da padronização não garante a inexistência

de bolhas entre os incrementos.

Os resultados deste estudo não mostraram diferença significativa, entre os grupos, negando a hipótese de que a incorporação da malha melhoraria os valores de resistência a carga máxima de fratura. É importante destacar que a incorporação da malha experimental, garantiu que após a fratura da prótese não houvesse a separação das partes da peça. Portanto, havendo uma fratura, o paciente mesmo com o elemento "funcional" debilitado, não teria prejuízos estéticos. A prótese ainda poderia ser utilizada como "elemento temporário" para eventual necessidade de troca da mesma. Ao observar as próteses, notou-se que não houve falha catastrófica nas próteses reforçadas com a malha de nylon, como esperado a falha ocorreu na resina, permanecendo a malha intacta, dando ao clínico uma possível chance de reparo. Ao observar as falhas, verificou-se que a incidência mais freqüente, está no lado de junção com o pré-molar, com pequena amostra fraturando do lado da junção com o molar, isto pode ser devido à variação na distribuição de força na oclusal. Mesmo que as dimensões do pântico, da caixa, a polimerização, acabamento e polimento tenham sido realizados em condições padrão, pequenas variações no contato da célula de carga de aço e da mesa oclusal podem alterar a direção das forças. Um aspecto importante a ser ressaltado é que as peças não foram cimentadas aos preparos, uma vez que a intenção não era de realizar nenhuma análise de adesão entre substratos.

Encontra-se hoje uma grande variação de valores para força mastigatória, devido à grande dificuldade em mensurar esses valores e a grande disparidade de métodos e testes (Özcan et al., 2012). Para a região de molares, pré molares, caninos encontramos valores para estresse aplicado sobre uma restauração durante a mastigação de 441-981 N, 245-491 N, 147-368 N e 98-270 N respectivamente (Rosentritt et al., 2011).

Outro fator importante destacar é a dificuldade das medições de resistência a fratura em testes in vitro, visto que há forças diferentes durante a mastigação, não apenas axiais, como utilizado para os testes, tornando a comparação entre a mastigação in vivo e in vitro difícil (Özcan et al., 2012).

Fairhurst et al. (1993) e Wiskott et al. (1995), afirmaram que a falha por fadiga é explicada pelo desenvolvimento de trincas microscópicas em áreas de concentração de cargas. Com a reincidência de cargas, estas fusionam com fissuras

pré-existentes, enfraquecendo o corpo do material. Desta forma, a fratura é resultante de ciclos de forças que excede a capacidade mecânica da porção íntegra do material remanescente. Sabendo disso, os grupos passaram por ciclagem mecânica, tentando simular o esforço repetitivo da mastigação induzindo o material a alterações estruturais pelo processo de fadiga e o possível aparecimento de trincas, que são responsáveis pelo enfraquecimento, e até mesmo à sua fratura, como declaram Fissore et al. (1991), Fairhurst et al. (1993), Myers et al. (1994), Wiskott et al. (1995), White et al. (1993), Correr Sobrinho et al. (1998), Ohyama et al. (1999), Drummond et al. (2000) e Koutayas et al. (2000)

Estudos prévios Gonçalves (2012), Almeida (2014) mostraram resultados favoráveis para a incorporação da malha de nylon, para resina acrílica e bis-acrílica respectivamente. Apesar das limitações desse trabalho, a malha garantiu que não houvesse ruptura da prótese. Desse modo, é aconselhável, novos estudos com a resina composta, numa situação não tão extrema, pântico na região de molar fixado apenas por inlays, e possivelmente nova configuração da malha, que talvez possa ser confeccionada com dimensões menores, assim como caracterização dessa malha, simulando com materiais distintos seu comportamento.

Outro método escolhido para analisar parcialmente a degradação dos materiais, de forma a simular o envelhecimento sofrido ao decorrer do tempo, pela mastigação foi a ciclagem mecânica. Foi utilizada uma frequência de 4 Hz, que se aproxima a frequência fisiológica, que seria de no máximo entre 3 e 4 Hz, visto que o tempo de aplicação de carga durante a mastigação seria de 1/4 a 1/3 de segundo (DeLong, Douglas, 1983). A simulação da mastigação pela aplicação repetitiva de carga é um meio de testar novos materiais ou indicações antes de levá-los a uso clínico (Rosentritt et al., 2011).

Um acompanhamento clínico de vários anos nos mostraria um real desempenho das próteses, mas esse tipo de estudo depende diretamente da colaboração do paciente (Hickel et al., 2007), tornando-o dispendiosos quando comparados aos estudos laboratoriais. Tentando aproximar os valores in vitro com os estudos clínicos, podemos utilizar recursos que simulam em ambiente laboratorial o que ocorre em ambiente oral, como a armazenagem em água a temperatura de 37 °C, que corresponde a temperatura corporal (Ozcan et al., 2010), a ciclagem mecânica, carga aplicada durante a mastigação (Rosentritt et al., 2011), e a variação

da temperatura ou termociclagem, que simula as variações de temperatura ocorridas em ambiente oral (Passos et al., 2010).

Entendeu-se ainda que a similaridade de dados obtidos in vitro ao compararem-se com os dados in sílico permite inferir que houve a validação do método em FEA para a metodologia empregada neste trabalho.

7 CONCLUSÃO

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

- a) A incorporação da malha de nylon, não influenciou na carga máxima de fratura da prótese;
- b) A ciclagem mecânica não influenciou nos valores de carga máxima a fratura;
- c) Os dados obtidos em FEA foram corroborados com os achados do teste in vitro o que permite entender que houve validação do teste in silico.

REFERÊNCIAS*

Almeida CS, Amaral M, de Cássia Papaiz Gonçalves F, de Arruda Paes-Junior TJ. 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. Epub 2015 Nov 6.

Almeida CS. Avaliação da resistência à fratura de próteses fixas temporárias reforçadas por uma malha experimental [dissertação]. São José dos Campos: Instituto de Ciência e tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2014.

Antonopoulou A, Papadopoulos T, Hatzikyriakos A. In vitro evaluation of shear bond strength and mode of failure of the interface between an indirect composite bonded to fiber-reinforced composite substructures. *J Prosthodont*. 2012 Aug;21(6):451-9. doi: 10.1111/j.1532-849X.2012.00851.x. Epub 2012 Apr 18.

Anusavice KJ. *Phillips science of dental materials*. 11^a ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.

Att W, Grigoriadou M, Strub JR. ZrO₂ three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabil*. 2007;34(4):282-90. doi: 10.1111/j.1365-2842.2006.01705.x

Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dent Mater*. 2004 Nov;20(9):862-72. doi: 10.1016/j.dental.2004.05.001

Bergoli C, Meira J, Valandro L, Bottino M. Survival rate, load to fracture, and finite element analysis of incisors and canines restored with ceramic veneers having varied preparation design. *Oper Dent*. 2014; 39(5):530-40. doi: 10.2341/13-179. Epub 2014 Feb 6.

Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Departamento de Atenção Básica. Projeto SBBrazil 2010: Pesquisa Nacional de Saúde Bucal – Resultados Principais - Brasília: Ministério da Saúde; 2011. 92 p. Série C. Projetos, Programas e Relatórios.

Burak Özcelik T, Ersoy E, Yilmaz B. Biomechanical evaluation of tooth- and implant-supported fixed dental prostheses with various nonrigid connector positions: a finite element analysis. *J Prosthodont*. 2011 Jan;20(1):16-28. doi: 10.1111/j.1532-849X.2010.00654.x.

* 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 25 jan 2016]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Burke FJ. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns: the effect of increased tooth preparation. *Quintessence Int.* 1996;27(2):115-21.

Burns DR, Beck DA, Nelson SK. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the committee on research in fixed prosthodontics of the academy of fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2003;90:474-97. doi: 10.1016/S0022391303002592

Campos F. Resistência à fratura de próteses parciais fixas de zircônia: efeito da aplicação da cerâmica de cobertura e do jateamento na região gengival dos conectores e pânticos [dissertação]. São José dos Campos (SP): Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2012.

Chen Y, Li H, Fok A. In vitro validation of a shape-optimized fiber-reinforced dental bridge. *Dent Mater.* 2011;27:1229–37. doi: 10.1016/j.dental.2011.08.402.

Cook RD. Finite element modeling for strength analyses. New York: John Wiley & Sons; 1995.

Correr Sobrinho L, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 1998;11(3):255-62.

Costa A, Xavier T, Noritomi P, Saavedra G, Borges A. The influence of elastic modulus of inlay materials on stress distribution and fracture of premolars. *Oper Dent.* 2014 Jul-Aug;39(4):E160-70. doi: 10.2341/13-092- L.

Costa AKF. Comportamento biomecânico de estruturas multicamadas em restaurações protéticas [tese]. São José dos Campos: Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita Filho” Instituto de Ciência e Tecnologia - Campus de São José dos Campos; 2016.

Covey DA, Tahaney SR, Davenport JM. Mechanical properties of heat-treated composite resin restorative materials. *J Prosthet Dent.* 1992;68:458-61.

de Kok P, de Jager N, Veerman IA, Hafeez N, Kleverlaan CJ, Roeters JF. Effect of a retention groove on the shear bond strength of dentin-bonded restorations. *J Prosthet Dent.* 2016 Apr 22. pii: S0022-3913(16)00154-2. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.01.032. [Epub ahead of print]

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.

Doğan OM, Bolayir G, Keskin S, Doğan A, Bek B. The evaluation of some flexural properties of a denture base resin reinforced with various aesthetic fibers. *J Mater Sci Mater Med.* 2008;19(6):2343-9. doi: 10.1007/s10856-007-3343-8

Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater.* 2000 May;16:226-3

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

Fissore B, Nicholls JI, Yodelis RA. Load fatigue of teeth restored by a dentin bonding agent and a posterior composite resin. *J Prosthet Dent.* 1991 Jan;65(1):80-5.

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 Prosthet Dent.* 2014 Aug;112(2):143-9. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.10.019. Epub 2014 Feb 12.

Gegauff AG, Pryor HG. Fracture toughness of provisional resins for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1987;58:23-9.

Gerami A, Dadgar S, Rakhshan V, Jannati P, Sobouti F. Displacement and force distribution of splinted and tilted mandibular anterior teeth under occlusal loads: an in silico 3D finite element analysis. *Prog Orthod.* 2016 Dec;17(1):16. doi: 10.1186/s40510-016-0129-x. Epub 2016 Jun 1.

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.

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): Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista; 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. Epub 2015 Sep 1.

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. Epub 2014 Jul 31.

Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjor IA, Peters M, et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Clin Oral Investig*. 2007 Mar;11(1):5-33.

Higashi C, Arita C, Gomes JC, Hirata. Estágio Atual das Resina Indiretas [Internet]. Curitiba (PR): Roberto Higashi [acesso em 2016 Mar 10]. Disponível em: http://www.ronaldohirata.com.br/wp_content/uploads/2012/09/03_estagio-atual-das-resinasok.Pdf

Ibsen RL. Fixed prosthetics with a natural crown pontic using an adhesive composite. Case history. *J South Calif Dent Assoc*. 1973 Feb;41(2):100-2.

Iglesia-Puig MA, Arellano-Cabornero A. Inlay fixed partial denture as a conservative approach for restoring posterior missing teeth: a clinical report. - *J Prosthet Dent*. 2003 May;89(5):443-5. doi: 10.1016/S0022391303001173

Imanishi A, Nakamura T, Ohyama T, Nakamura T. 3-D Finite elemento analysis of all-ceramic posterior crowns. *J Oral Rehabil*. 2003; 30(8):818-22.

Isgro G, Addison O, Fleming GJ. Transient and residual stresses induced during the sintering of two dentin ceramics. *Dent Mater*. 2011;27(4):379-85. doi: 10.1016/j.dental.2010.11.018. Epub 2010 Dec 16.

Jagger D, Harrison A, Jagger R, Milward P. The effect of the addition of poly(methyl methacrylate) fibres on some properties of high strength heat-cured acrylic resin denture base material. *J Oral Rehabil*. 2003;30(3):231-5.

John J, Gangadhar 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. doi: 10.1067/mpr.2001.118564

Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int*. 1996;27(10):701-6.

Kapri SC. Comparison of fiber reinforcement placed at different locations of pontic in interim fixed partial denture to prevent fracture: an in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2015 Apr-Jun;15(2):142-7.

Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res*. 1995;74(6):1253-8.

Keulemans F, Lassila LV, Garoushi S, Vallittu PK, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The influence of framework design on the load-bearing capacity of laboratory-made inlay-retained fibre-reinforced composite fixed dental prostheses. *J Biomech*. 2009 May 11;42(7):844-9. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.01.037.

Kharade P, Sharma S, Banerjee A, Gupta T. Indirect resin-bonded fiber-reinforced composite anterior bridge: a case report. *Gen Dent*. 2012 May-Jun;60(3):e170-2.

Kim SH, Watts DC. Effect of glass-fiber reinforcement and water storage on fracture toughness (KIC) of polymer-based provisional crown and FPD materials. *Int J Prosthodont*. 2004;17: 318–22.

Koutayas SO, Kern M, Ferraresco F, Stub 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.

Lin TM, Liu PR, Ramp LC, Essig MR, Givan DA, Pan YH. Fracture resistance and marginal discrepancy of porcelain laminate veneers influenced by preparation design and restorative material in vitro. *J Dent*. 2012;40(3):202-9.

Monaco C. A clinical case report on indirect, posterior three-unit resin-bonded FRC FPD. *J Adhes Dent*. 2012 Aug;14(5):479-83. doi: 10.3290/j.jad.a25686.

Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD. Fatigue characteristics of a high strength porcelain. *Int J Prosthodont*. 1994;7(3):253-7.

Najafi A, Ashraghi M, Chou JC, Morton D, Zandinejad A. Survival of cast-metal, resin-bonded fixed partial dental prostheses after nearly 20-year follow-up: a retrospective study. *J Prosthet Dent*. 2016 May 4.

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

Newell JA. *Fundamentos da moderna engenharia e ciência dos materiais*. Rio de Janeiro: LTC; 2010.

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.

Ohshima T, Yoshinari M, Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. *Int J Prosthodont*. 1999;12(1):28-37

Ozcan 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.

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.

Özcan M, Breuklander MH, Vallittu PK. The effect of box preparation on the strength of glass fiber-reinforced composite inlay-retained fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2005 Apr;93(4):337-45.

Passos SP, May LG, Barca DC, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Adhesive quality of self-adhesive and conventional adhesive resin cement to Y-TZP ceramic before and after aging conditions. *Oper Dent.* 2010 Nov- Dec;35(6):689-96.

Pegorado LF, et.al. *Prótese fixa: bases para o planejamento em reabilitação oral.* 2. ed. São Paulo: Artes Médicas; 2013

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.

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

Rosentritt M, Behr M, Scharnagl P, Handel G, Kolbeck C. Influence of resilient support of abutment teeth on fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2011 Sep-Oct;24(5):465-8.

Sakaguchi RL, Brust EW, Cross M, DeLong R, Douglas WH. Independent movement of cusps during occlusal loading. *Dent Mater.* 1991;7(3):186-90.

Saridag S, Helvacioğlu-Yigit D, Alniacik G, Özcan M. Radiopacity measurements of direct and indirect resin composites at different thicknesses using digital image analysis. *Dent Mater J.* 2015;34(1):13-8. doi: 10.4012/dmj.2014-181. Epub 2015 Jan 17.

Shillingburg Jr HT, et al., *Fundamentos de prótese fixa.* 4. ed. São Paulo: Santos Quintessence Editora Ltda; 2007.

Soares CJ, Versluis A, Valdivia ADCM, Bicalho AA, Veríssimo C, Barreto BCF, et al. Finite Element Analysis in Dentistry - Improving the Quality of Oral Health Care, Finite Element Analysis - From Biomedical Applications to Industrial Developments, Dr. David Moratal (Ed.), InTech, DOI: 10.5772/37353. Available from: <http://www.intechopen.com/books/finite-element-analysis-from-biomedical-applications-to-industrial-developments/finite-element-analysis-in-dentistry-improving-the-quality-of-oral-health-care>

Soares CJ. Adaptação marginal e resistência à fratura de inlays confeccionados em cerâmica e compósito laboratorial. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP; 2000.

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.

Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater.* 2005 May;21(5):476-82. Epub 2004 Dec 2.

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.

Thompson M, Zhang Z, Field C, Li Q, Swain M. The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. Part 5. Extended finite element analysis validation. *Aust Dent J.* 2013 Dec;58(4):434-41. doi: 10.1111/adj.12107.

Tirapelli C. Avaliação da resistência ao impacto e à flexão de resinas acrílicas reforçadas com fibra de vidro [dissertação]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo – USP; 2004.

Touati B. The evolution of aesthetic restorative materials for inlays and onlays: a review. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1996 Sep;8(7):657-66; quiz 668.

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.

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

van Heumen CC, Tanner J, van Dijken JW, Pikaar R, Lassila LV, Creugers NH, Vallittu PK, Kreulen CM. Five-year survival of 3-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures in the posterior area. *Dent Mater.* 2010 Oct;26(10):954-60. doi: 10.1016/j.dental.2010.05.010. Epub 2010 Jul 17.

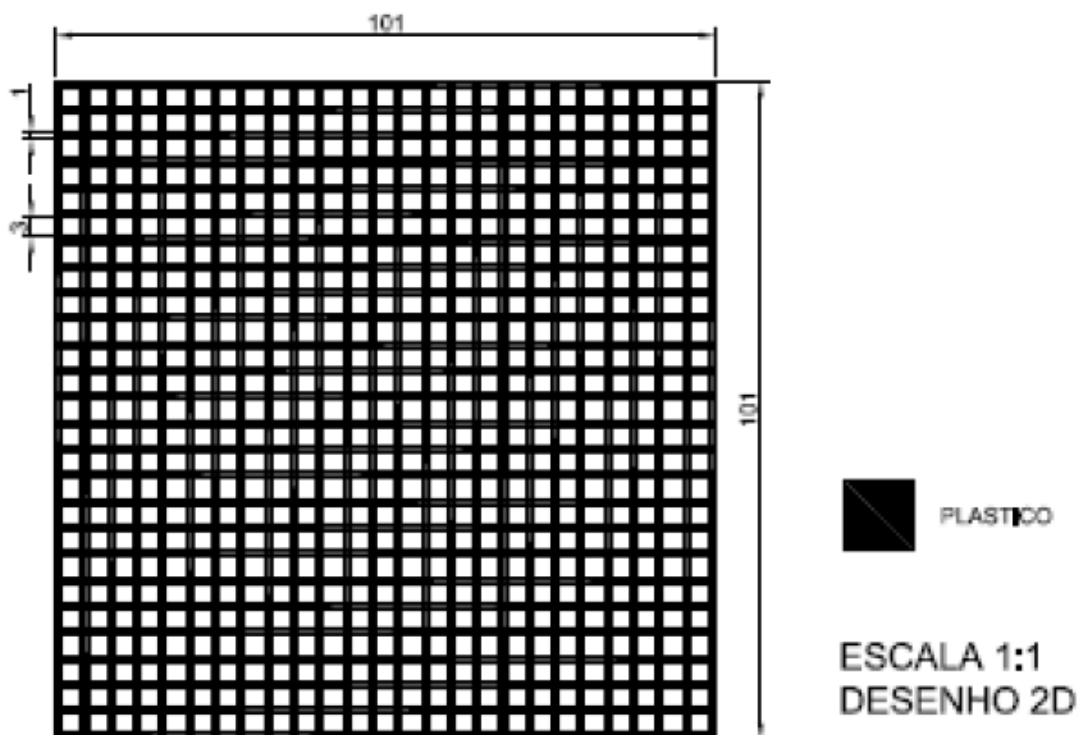
White SN. Mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Dent Mater.* 1993 Jul;9:260-4.

Wiskott A, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont.* 1995;8(2):105-16

Wyatt CC. Resin-bonded fixed partial dentures: what's new? *J Can Dent Assoc.* 2007;73:933-8.

ANEXO A - Dado do projeto da malha de nylon

Natmar Moldes e Plasticos Ltda.
 CNPJ - 58.835.299/0001-84 Inscrição Estadual - 112.098.048.111 - ME
 Rua: Cristóvão de Gouveia, 484 - Parque São Domingos - CEP 05120-020 São Paulo - SP
 Fones: (11) 3621-4866 / (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