



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

ISABELA VITELLI TANAKA

**EFEITO DO MATERIAL RESTAURADOR NA RESISTÊNCIA À
FADIGA E DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO EM FACETAS
PALATINAS EM CANINOS SUPERIORES**

ISABELA VITELLI TANAKA

**EFEITO DO MATERIAL RESTAURADOR NA RESISTÊNCIA À
FADIGA E DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO EM FACETAS
PALATINAS EM CANINOS SUPERIORES**

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

Área: Prótese Dentária. Linha de pesquisa: Materiais Odontológicos.

Orientador: Prof. Dr. Marco Antonio Bottino

Coorientadora: Profa. Dra. Lilian Costa Anami

São José dos Campos

2021

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2022]. 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).

Tanaka, Isabela Vitelli

Efeito do material restaurador na resistência à fadiga e distribuição de tensão em facetas palatinas em caninos superiores / Isabela Vitelli Tanaka. - São José dos Campos : [s.n.], 2021.
71 f. : il.

Dissertação (Mestrado) - Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia Aplicada à Odontologia - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2021.

Orientador: Marco Antonio Bottino
Coorientadora: Lilian Costa Anami

1. Canino. 2. Restauração. 3. Cerâmicas. 4. Fadiga. 5. Análise por elementos finitos. I. Bottino, Marco Antonio, orient. II. Anami, Lilian Costa, coorient. III. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. V. Universidade Estadual Paulista (Unesp). VI. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Marco Antonio Bottino (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Profa. Dra. Nathalia de Carvalho Ramos

Universidade São Francisco

Departamento de Odontologia

Campus de Bragança Paulista

Prof. Dr. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 10 de setembro de 2021.

DEDICATÓRIA

Primeiramente, dedico este trabalho a Deus, por sempre guiar meu caminho.

Aos meus pais, Eliseu e Vera, que são minhas referências como pessoas e profissionais.

A minha irmã, Aline, que mesmo morando longe sempre me apoia nas minhas decisões.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Dr. Marco Antonio Bottino por me orientar e acreditar que conseguiria superar minhas dificuldades durante essa jornada. Me sinto honrada em ser sua aluna e poder aprender com esse grande mestre da odontologia.

A minha coorientadora, a Profa. Dra. Lilian Anami, que idealizou comigo este projeto. Obrigada pelos ensinamentos e memórias incríveis durante a viagem para o EDMC 2019.

Ao colega Prof. Dr. João Tribst, que já admirava seu trabalho antes mesmo de conhecê-lo pessoalmente. João é um grande profissional e poder trabalhar ao lado dele foi muito engrandecedor (até mesmo quando ele me fez acreditar que drop salmiak era uma delícia... rs).

A colega Profa. Dra. Nathalia Ramos, que é um exemplo para todos nós da pós-graduação, que nunca mede esforços para nos ajudar e recebe todos de braços abertos (além de ser uma ótima companhia para caminhar 16km em um dia viagem).

As colegas Amanda Dal Piva, Ana Beatriz Gomes e Rossana Pignataro, por dividirem comigo memórias inesquecíveis durante nossa viagem ao EDMC 2019.

Ao meu colega e minha dupla na clínica durante a pós-graduação, Pedro Diamantino, que antes mesmo de entrar no mestrado já nos tornamos amigos.

Aos meus colegas de pós-graduação que dividiram comigo momentos de aprendizado que fizeram diferença durante meu curso, Amanda Ribeiro, Ana Carolina Silva, Jefferson Mattos, Laura Calvache, Guilherme Schimitt, Larissa Alves, Manasses Grangeiro.

Ao restante dos alunos da pós-graduação que compartilhamos tantos momentos juntos, na sala azul ou online, mas que mesmo assim foram enriquecedores.

Aos Professores Guilherme Saavedra, Lafayette Nogueira Jr., Renata Melo, Tarcísio Arruda Jr. por toda orientação e dedicação durante as clínicas e aulas teóricas do curso. São pessoas e professores incríveis e poder aprender com vocês foi enriquecedor.

Ao programa de pós-graduação em Odontologia Restauradora, coordenado pelo Professor Dr. Alexandre Luiz Souto Borges.

Aos demais professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, pela contribuição na minha formação acadêmica e científica.

A Faculdade Estadual Júlio de Mesquita Filho, UNESP, em São José dos Campos, que me recebeu tão bem durante a pós-graduação.

Aos funcionários do laboratório, clínica, e secretaria da pós-graduação, que sem eles nosso trabalho não seguiria em frente.

Aos meus professores durante a graduação e especialização, Prof. Dr. Eduardo Miyashita e a Profa. Dra. Valéria Giannini, que sempre acreditaram no meu potencial, me incentivaram e apoiaram a seguir a carreira acadêmica.

A Faculdade de Odontologia da Universidade Paulista, que através do banco de dentes, gentilmente doou os dentes para o presente trabalho.

Aos colegas Angélica, Damiani, Waldemar Motta pela colaboração para este trabalho.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	9
LISTA DE TABELAS.....	12
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	13
RESUMO	14
ABSTRACT	15
1 INTRODUÇÃO	16
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	19
2.1 Guias de desoclusão	19
2.2 Materiais restauradores para pacientes com desgaste dental.....	21
2.3 Odontologia minimamente invasiva.....	26
3 PROPOSIÇÃO	28
4 MATERIAL E MÉTODOS	29
4.1 Cimentação das restaurações	35
4.2 Teste monotônico	36
4.3 Teste de fadiga STEPWISE	39
4.4 Análise de fratura	43
4.5 Análise dos dados	43
4.6 Análise por Elementos Finitos	43
5 RESULTADO.....	46
5.1 Análise estatística	46
5.2 Análise por Elementos Finitos (FEA) das facetas palatinas	52
6 DISCUSSÃO.....	54
7 CONCLUSÃO	60
REFERÊNCIAS	61
ANEXO A	71

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Organograma do estudo.....	30
Figura 2 – Arquivo STL de uma das amostras	31
Figura 3 – Amostras de ZLS.....	34
Figura 4 – Delimitação da margem da faceta	34
Figura 5 – Amostras de YZHT	35
Figura 6 – Confecção da amostra de YZHT.....	35
Figura 7 – Máquina universal de ensaios - EMIC DL 1000	37
Figura 8 – Amostra de YZHT.....	38
Figura 9 – Gráficos do teste monotônico	39
Figura 10 – Média dos valores.....	40
Figura 11 – Fadiga CVRP	41
Figura 12 – Fadiga ZLS.....	42

Figura 13 – Fadiga YZHT	42
Figura 14 – Posicionamento das amostras	43
Figura 15 – FEA de uma das amostras.....	45
Figura 16 – Gráfico de sobrevivência CVRP	48
Figura 17 – Gráfico de probabilidade CVRP	48
Figura 18 – Gráfico de sobrevivência ZLS	49
Figura 19 – Gráfico de probabilidade ZLS	49
Figura 20 – Gráfico de sobrevivência YZHT.....	50
Figura 21 – Gráfico de probabilidade YZHT	50
Figura 22 – Gráfico de falhas	51
Figura 23 – Análise Fractográfica CVRP	52
Figura 24 – Análise Fractográfica ZLS.....	52
Figura 25 – Análise Fractográfica ZLS.....	52
Figura 26 – Análise Fractográfica YZHT	53

Figura 27 – Análise por Elementos Finitos	53
Figura 28 – Análise por FEA	54
Figura 29 – Análise por FEA	54

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Valores do teste monotônico	38
Tabela 2 – Propriedades mecânicas (Módulo elástico e Coeficiente de Poisson) dos materiais simulados no presente estudo.....	46
Tabela 3 – Módulo de Weibull	47

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD/CAM	Computer-Aided Design/ Computer-Aided Manufacturing
CVRP	Polymer-Reinforced Glassy Ceramic – VITA Enamic
GPa	Gigapascal
YZHT	High Translucent Yttrium Oxide-reinforced Tetragonal Zirconia – VITA YZ HT
ZLS	Zirconia-reinforced Lithium Silicate – VITA Suprinity

Tanaka IV. Efeito do material restaurador na resistência a fadiga e distribuição de tensão em facetas palatinas em caninos superiores [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2021.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi comparar, por meio de ensaio de resistência à fadiga, materiais cerâmicos de diferentes graus de dureza para confecção de facetas palatinas no restabelecimento da guia canina em caninos humanos e analisar a tensão superficial por elementos finitos. Foram confeccionados 45 preparos anatômicos padronizados com desgaste uniforme de 1,2 mm de espessura. Os preparos foram escaneados, as restaurações foram desenhadas e fresadas em cerâmica vítrea reforçada por polímero (CVRP, VITA Enamic), cerâmica à base de silicato de lítio reforçada por zircônia (ZLS, VITA Suprinity) ou zircônia tetragonal estabilizada por óxido de ítrio de alta translucidez (YZHT, VITA YZ HT). Os preparos dentais foram condicionados, as restaurações foram tratadas de acordo com as recomendações dos fabricantes, e cimentados adesivamente. Em seguida, 3 espécimes de cada grupo foram testados monotonicamente para determinação dos parâmetros de fadiga. As médias do teste monotônico foram respectivamente para CVRP, ZLS e YZHT os valores de 674,18N, 560,58N e 918,98N. Foi realizado o ensaio de vida acelerado *stepwise stress* até a fratura dos espécimes ou até a suspensão do ensaio após $1,2 \times 10^6$ ciclos. Em relação a sobrevivência, pelo método de Kaplan-Meier, CVRP apresentou resultados para média e mediana de 245,21 e 225, respectivamente; ZLS teve média de 175,76 e mediana de 168 e YZHT com média de 383,30 e mediana de 366. Em relação ao método de Weibull, CVRP apresentou resultados de 5,43 e 264 para forma e escala, respectivamente; ZLS teve 36,14 para forma e 380,67 para escala; e YZHT apresentou 4,95 para forma e 417,38 para escala. As facetas palatinas também foram avaliadas em modelos computacionais por meio da análise de elementos finitos. Sendo calculado maior valor de tensão para YZ HT, ZLS, CVRP respectivamente. É possível concluir que todos os materiais testados apresentam a possibilidade de serem utilizados para reabilitação na face palatina de caninos superiores.

Palavras-chaves: Canino. Restauração. Cerâmicas. Fadiga. Análise por elementos finitos.

Tanaka IV. Effect of restorative material on fatigue resistance and stress distribution in palatal veneers in upper canines [dissertation]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2021.

ABSTRACT

The aim of this study was to compare, by means of a fatigue strength test, ceramic materials with different hardness levels to produce palatal veneers to restore canine guide for protection. Forty-five standardized anatomical preparations were made in healthy human canines with uniform 1.2 mm thickness. The samples were scanned, the restorations were designed and milled in polymer infiltrated ceramic network (PICN, VITA Enamic), zirconia-reinforced lithium silicate (ZLS, VITA Suprinity) and high translucent yttrium oxide-reinforced tetragonal zirconia (YZHT, VITA YZ HT). Dental preparations were conditioned, restorations were treated according to the manufacturers' recommendations, and adhesively cemented. Then, 3 samples of each group were monotonically tested to determine the fatigue parameters. The mean of the monotonic test was respectively for PRGC, ZLS and YZHT 674.18N; 560.58N and 918.98N. The stepwise stress accelerated life test (SSALT) was performed until specimen fracture or until suspension of the test after 1.2×10^6 cycles. Regarding survival, using the Kaplan Meir method, PRGC presented results for the mean and median of 245.21 and 225, respectively; ZLS had an average of 175.76 and a median of 168 and YZHT with an average of 383.30 and a median of 366. Regarding the Weibull method, PRGC showed results of 5.43 and 264 for form and scale, respectively; ZLS had 36.14 for form and 380.67 for scale; and YZHT presented 4.95 for form and 417.38 for scale. The palatal veneers were also evaluated in computational models through finite element analysis. The highest voltage value being calculated for YZ HT, ZLS, CVRP respectively. It is possible to conclude that all tested materials have the possibility of being used for rehabilitation on the palatal surface of upper canines.

Keywords: Canine. Restoration. Ceramics. Fatigue. Finite element analysis.

1 INTRODUÇÃO

O sistema estomatognático compreende três unidades funcionais com ações coordenadas pelo sistema nervoso central, sendo elas: a articulação temporomandibular, músculos da mastigação e a oclusão dental, que envolvem os componentes esqueléticos (maxila e mandíbula) e as arcadas dentárias. Esse conjunto de ações promovem funções básicas e funcionais como a deglutição, mastigação, sucção e fonação (Cuccia, Caradonna, 2009).

Para que essas estruturas atuem em harmonia, é necessário que exista as guias de desocclusão da dentição natural, que podem ocorrer pela guia canina ou em função em grupo. Na guia canina o contato durante o movimento lateral acontece somente pelo contato entre caninos superior e inferior, enquanto na guia em grupo observa-se o movimento na região posterior, com pelo menos dois pré-molares no lado de trabalho (Akören, Karaaçaçlıoğlu, 1995).

A guia de desocclusão no canino é o contato ideal em lateralidade no lado de trabalho já que o movimento executado atua como rompe-forças e diminui a atividade dos músculos elevadores da mandíbula evitando dores e parafunções (D'Amico, 1961). Esse evento é explicado pela localização do canino no arco, suas raízes volumosas, reforço ósseo, concavidade palatina e cúspide íngreme (D'Amico, 1961). Além de muitas funções importantes como a fala, a interação social, a mastigação e a deglutição, o principal papel da oclusão é assegurar função na mínima atividade muscular, protegendo, desse modo, o sistema estomatognático de disfunção e danos (Kulmer et al., 1999).

Atualmente, com a preservação dos elementos dentais e envelhecimento da população, as dentições extremamente desgastadas são consideradas grandes problemas clínicos e estéticos (Lopes et al., 2007). As facetas de desgaste dentárias podem ser características amplamente encontradas na população,

apresentando-se como desgastes que podem variar de pequenas proporções, localizadas somente em esmalte, até grandes destruições atingindo também a dentina. Essas facetas também podem variar quanto a localização pontual em um único dente ou generalizadas, em vários elementos (Lopes et al., 2007). Elas podem ocorrer por três mecanismos: a atrição que se caracteriza como o desgaste das estruturas duras do dente através do contato dentário; a abrasão que ocorre pela ação de agentes abrasivos entre as superfícies dentárias; e a erosão que significa a perda de estrutura dentária frente a agentes ácidos (Grippio et al., 2004; Lopes et al., 2007). O desgaste gradual das superfícies oclusais e incisais é considerado fisiológico desde que ocorra de forma lenta (Marqués Martínez et al., 2019).

Deste modo, o princípio da odontologia minimamente invasiva busca devolver a função e estética ao paciente com mínimo desgaste possível à estrutura dental através de técnicas conservadoras, o que é possível pela nova gama de materiais restauradores e agentes cimentantes. O sucesso clínico para casos realizados com esta filosofia ocorre pela correta indicação e planejamento, pois caso contrário, danos biológicos como inflamação gengival pelo sobre contorno da peça protética pode ser observado (Farias-Neto et al., 2015).

A perda das guias de proteção merece atenção do cirurgião dentista, principalmente quando o paciente apresenta hábitos parafuncionais. Deste modo, a confecção de uma faceta lingual para correção ou criação de guias de desoclusão e recuperação estética de coroas protéticas perdidas pode ser então indicada (Miralles, 2016).

Uma das maneiras de se recuperar a estrutura dental perdida é através da utilização de biomateriais capazes de mimetizar as características do tecido dental. Neste sentido a face palatina desgastada pode ser recuperada através de materiais cerâmicos ou resinosos, ficando a escolha do material a critério da avaliação e planejamento do cirurgião dentista (Çaglar et al., 2011; Magne et al., 2007;

Schlichting et al., 2016). No entanto, como os diferentes materiais podem modificar a resposta mecânica de uma faceta palatina de caninos superiores ainda não foi relatado na literatura.

Como forma de reabilitar o paciente que perdeu as guias de proteção devido ao bruxismo, estão disponíveis no mercado algumas cerâmicas odontológicas que são indicadas por aliar estética e resistência em um mesmo material:

A VITA Suprinity é uma cerâmica à base de silicato de lítio reforçada com zircônia (ZLS) e apresenta propriedades mecânicas superiores em relação ao dissilicato de lítio (Elsaka, Elnaghy, 2016), material frequentemente utilizado na prática clínica. A ZLS possui distribuição de Weibull confiável para uso clínico (Elsaka, Elnaghy, 2016), e módulo elástico de 70 GPa (Tribst et al., 2020; Vita Zahnfabrik, 2019)

Já a zircônia de alta translucidez, VITA YZ HT, foi lançada com objetivo de aliar as boas propriedades microestruturais mecânicas da zircônia com melhorias ópticas, possui módulo elástico de 210 GPa (Vita Zahnfabrik, 2019b) e pode ser uma alternativa restauradora em relação às cerâmicas de maior conteúdo vítreo (Sen, Nazmiye, 2019).

A VITA Enamic, uma cerâmica vítrea reforçada por polímero (CVRP), apresenta comportamento mecânico semelhante a dentina, com módulo elástico de 30 GPa (Vita Zahnfabrik, 2019c). A CVRP ainda apresenta a vantagem de possuir resistência à superior em relação ao esmalte dentário, uma vez que a progressão de trincas nesse material é prevenida pela interface entre polímero e cerâmica (Ramos et al., 2016; Tribst et al., 2020).

Assim, o objetivo do presente estudo foi avaliar a resistência à fadiga de caninos humanos restaurados com facetas palatinas confeccionadas com diferentes materiais cerâmicos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Guias de desocclusão

Em uma oclusão ideal espera-se que o paciente Classe I de Angle, possua como guias de proteção, a guia anterior e a guia canina. A guia anterior ocorre quando as superfícies linguais dos dentes anteriores superiores se tocam com os dentes inferiores nos movimentos de abertura-protusão. A guia canina é determinada pelo deslizamento mandibular com toque da face vestibular do canino inferior com a face palatina do canino superior, e deve estar associada a desocclusão dos dentes posteriores para conforto e estabilidade funcional (Ramfjord, 1984).

Na oclusão mutuamente protegida, os dentes anteriores e posteriores apresentam funções distintas, já que quando em movimento mandibular de lateralidade, as incisais dos caninos devem se tocar e haver uma liberdade nos dentes posteriores, o que chamamos de guia canina; e em movimento mandibular de protrusão, deve-se ter o toque das incisais dos incisivos e nenhum toque posterior (Barbosa et al., 2004). De acordo com Barbosa De acordo com Barbosa et al. (2004), há maior evidência científica para estabilidade oclusal em pacientes dentados através da guia canina quando comparado à reabilitações em função de grupo.

No entanto, um fator que pode ocasionar a perda ou ineficiência das guias de desocclusão é a alteração anatômica da estrutura dental (Lavigne et al., 2008). Na clínica odontológica encontram-se pacientes com desgastes dentários causados por diferentes motivos. Os pacientes bruxistas ou que realizam apertamento dental constituem um grupo de pessoas geralmente sob situações de

estresse, ansiedade e até depressão (Grippo et al., 2004; Lopes et al., 2007). Existem ainda os pacientes com hábitos alimentares ácidos, refluxo gástrico e outros transtornos alimentares, que apresentam lesões corrosivas (Grippo et al., 2004; Lopes et al., 2007; Ribeiro-Lages, 2020) capazes de modificar a superfície dental, removendo tecido mineralizado e alterando a forma anatômica das vertentes e cúspides.

A reanatomização através de restauração direta ou indireta dos caninos pode melhorar a função mastigatória e a oclusão do paciente, já que proporcionam uma desoclusão posterior durante os movimentos excursivos. A ausência de guia canina pode resultar em desgaste dentário ou disfunção da articulação temporomandibular (Benitez Sellan, Bresciani, 2020).

Estes episódios que culminam no desgaste de estruturas dentárias, podem afetar somente esmalte ou se estender até a dentina, e atingem todas as faixas etárias, incluindo os jovens. Espera-se que o desgaste fisiológico destas estruturas seja um processo que deveria ocorrer de forma lenta e gradual com o passar dos anos (Li et al., 2018; Lopes et al., 2007; Schlichting et al., 2016; Tribst et al., 2019), no entanto por fatores já mencionados o desgaste dental pode ser acelerado.

Outras características clínicas observadas nos pacientes que perderam as guias de proteção são os contatos prematuros posteriores, que geram falta de estabilidade oclusal, sensibilidade dental, perda de dimensão vertical de oclusão que pode ainda em casos mais graves levar à perda da curva de Spee e/ou Wilson e até mesmo problemas na ATM (Tumenas et al., 2014).

Além dos desgastes incisais, o excesso da força oclusal também leva a progressão das lesões cervicais não cariosas, caracterizadas com defeitos em formato de cunha na região cervical dos dentes. Isso acontece devido à concentração de tensão na região cervical, que leva a fratura e perda de estrutura (Costa et al., 2017; Peck, 2016).

Pacientes que perderam as guias de proteção, e em casos mais severos, apresentaram a perda da dimensão vertical de oclusão, necessitam de uma reabilitação oral, que envolverá dentes posteriores e anteriores e a escolha do material restaurador deve ser minuciosa para o melhor prognóstico possível (Moreira et al., 2019).

Deve-se considerar as vantagens e desvantagens dos materiais cerâmicos durante o planejamento reabilitador desse paciente levando em consideração principalmente como pontos positivos a resistência à fratura aprimorada, estabilidade de cor, suavidade da superfície e resistência ao desgaste que as cerâmicas apresentam. Já as resinas compostas podem ser preferidas devido ao seu módulo de elasticidade mais baixo e, possivelmente, um menor custo para o paciente (Benitez Sellan, Bresciani, 2020).

2.2 Materiais restauradores para pacientes com desgaste dental

A perda de estrutura dentária já é estudada há alguns anos e diversos fatores podem contribuir para isso ocorrer. Muito já se foi falado sobre a atrição durante a escovação, mas hoje sabemos que um meio bucal ácido combinado com movimentos sucessivos de atrição dental é muito mais erosivo para a perda de esmalte/dentina (Wiegand et al., 2017). Deste modo, diferentes tecidos dentários podem estar disponíveis como substrato para a restauração indireta que será realizada, e devem ser avaliados quanto à resistência adesiva com o material planejado para reabilitar o caso.

Deste modo, pacientes que perdem as guias de proteção necessitam de intervenção e acompanhamento odontológico. Uma alternativa para a restauração

da guia canina é a confecção de facetas linguais de modo direto ou indireto (Çaglar et al., 2011; Magne et al., 2007; Schlichting et al., 2016).

Mesmo com um alto potencial de abrasividade ao esmalte dental, as cerâmicas odontológicas são os materiais de eleição para a reabilitação oral devido à combinação dos fatores biomecânicos e estéticos, (Rupawala et al., 2017) que cada vez mais buscam alcançar propriedades similares ao esmalte natural (Lei et al., 2020).

Em um estudo comparativo entre resina e cerâmicas, mesmo com os avanços tecnológicos de ambos os materiais odontológicos, a confecção das facetas de modo indireto ainda se sobressaem em relação a resina, sendo a principal vantagem delas a resistência mecânica (Diegues, 2017).

Sendo assim, a seleção do material restaurador deve ser seguida conforme suas indicações, características e vantagens. Além disso, a seleção adequada dos materiais restauradores é importante para preservação da função e harmonia oclusal (Monasky, 1971).

Por muitos anos, o material de escolha dos cirurgiões dentistas para a confecção de próteses fixas foi o ouro, devido a sua resistência ao desgaste e ao desgaste mínimo que causam no esmalte antagonista (Monasky, 1971). Diferente das cerâmicas, que apresentam grande abrasividade ao esmalte dental por não apresentarem o mecanismo de deformação plástica do metal (Fisher et al., 1983; Jagger, Harrison, 1995; Rolim et al., 2013). No entanto o uso de ligas metálicas é cada vez mais raro devido aos avanços dos materiais cerâmicos, tanto em forma estrutural como na técnica de preparo, deixando de lado assim o que era considerado sua desvantagem, a resistência (Faria et al., 2016).

Por serem friáveis, as cerâmicas se fraturam antes de atingirem a deformação plástica e são mais propensas a lascar, produzindo partículas potencialmente abrasivas ao dente antagonista (Oh et al., 2002). A gravidade desta abrasão pode ser acentuada por uma oclusão desbalanceada, por exemplo. Assim,

observa-se que uma oclusão em cerâmica com função de grupo pode causar maior desgaste em comparação com a mesma oclusão protegida por guia canina em esmalte (Barbosa et al., 2004; Wiley, 1989).

O avanço da tecnologia CAD/CAM (*Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing*) foi acompanhado com o desenvolvimento de novos materiais cerâmicos, com diferentes composições e propriedades físicas, o que contribuiu para que estes materiais agregassem não somente no fator estético, como também em função (Huang et al., 2020). Um exemplo é a zircônia que apresenta resistência mecânica alta (Correia et al., 2006; Hidalgo Calvente, 2019), bastante superior às demais cerâmicas.

Entretanto, uma grande vantagem obtida graças à introdução da tecnologia CAD/CAM foi o desenvolvimento de materiais monolíticos de cerâmicas puras, ao invés dos sistemas de duas camadas.

Estas cerâmicas são caracterizadas por altos valores de dureza e resistência ao desgaste; no entanto, eles não possuem deformação elástica uma vez que os módulos elásticos são muito superiores em relação aos módulos dos tecidos dentários (Goujat et al., 2018) que varia entre 11 a 20 GPa para dentina e 9 a 90 GPa para esmalte (Marshall et al., 2001).

Assim, as restaurações de zircônia monolítica de alta resistência são indicadas por alguns autores como o tratamento de escolha em pacientes com bruxismo devido à sua resistência em áreas de alta carga (Levartovsky et al., 2019).

A zircônia de alta translucidez, VITA YZ HT, é um material que proporciona alta resistência mecânica e estética (Souza et al., 2018) e possui módulo de elasticidade de 210 GPa (Vita Zahnfabrik, 2019b). Inicialmente a zircônia era indicada apenas para a fabricação de infraestruturas de coroas e próteses fixas posteriores por conta de sua alta resistência à fratura e capacidade de mascarar substratos escurecidos. No entanto, alterações microestruturais na sua

composição possibilitaram o aumento da translucidez mantendo sua resistência à fratura em valores aceitáveis para as forças mastigatórias, expandindo assim suas indicações clínicas.

Assim, a zircônia de alta translucidez pode ser indicada para fabricação de coroas anteriores e posteriores, próteses fixas monolíticas, incluindo laminados e facetas ultrafinas (Souza et al., 2018)

De modo intermediário entre as resinas compostas e as cerâmicas policristalinas, encontram-se as cerâmicas vítreas com reforço. Como exemplo, a VITA Suprinity (ZLS) é uma cerâmica à base de silicato de lítio reforçada com zircônia indicada para restauração dentária CAD/CAM através da confecção de facetas, *inlays*, *onlays*, coroas unitárias e parciais sobre dente e/ou implantes. Apresenta uma estrutura de granulação fina e homogênea especial que garante a qualidade do material e alta capacidade de carga, e módulo de elasticidade de 70 GPa (Vita Zahnfabrik, 2019a). Em relação a estética, observa-se grande translucidez, fluorescência e opalescência. É possível considerar, assim, que a ZLS combina as características positivas de zircônia (ZrO_2) e da cerâmica vítrea. As partículas de zircônia são incorporadas para reforçar a estrutura cerâmica por interrupção de trincas. Supõe-se que a estrutura obtida após a cristalização tenha propriedades mecânicas aprimoradas e atenda aos mais altos requisitos estéticos (Elsaka, Elnaghy, 2016).

No entanto, foi relatado que as partículas de zircônia parecem não reforçar a tenacidade à fratura quando comparados com materiais cerâmicos como feldspática, dissilicato de lítio, silicato de lítio e cerâmica infiltrada por polímero (Ramos et al., 2016).

Além do mais, a rugosidade superficial deste material parece ser um fator crítico para sua resistência à fadiga, pois é comprovado que superfícies que não são submetidas ao polimento cerâmico apresentam uma menor probabilidade de sobrevivência (Dal Piva et al., 2020).

Comparando a adesão da YZ HT e ZLS, um estudo anterior (Dal Piva et al., 2018) encontrou que a YZ HT quando polida tem maior energia livre comparado a ZLS, o que significa que em termos de adesão a YZ HT apresenta melhores resultados até mesmo em grupos envelhecidos (Dal Piva et al., 2018).

Além dos materiais descritos, atualmente existem materiais formados por mais de um tipo de material. É o caso da VITA Enamic, uma cerâmica híbrida reforçada por uma rede polimérica indicada para coroas posteriores e tratamentos minimamente invasivos de espessuras reduzidas. Pode-se dizer que é um material que abrange as propriedades positivas de uma cerâmica e dos compósitos, apresentando um módulo de elasticidade relativamente baixo de 30 GPa (Vita Zahnfabrik, 2019c).

Também sendo um material promissor para restaurações sobre implante pois é comprovado que materiais com menor módulo de elasticidade apresentam melhor comportamento mecânico se eles foram usados com pilares semelhantes, como abutments híbridos feitos com blocos de cerâmica (Datte et al., 2018).

Por ser um material de características próximas à dentina, ele resiste às forças da mastigação sem causar um desgaste excessivo no antagonista (Pereira, 2019). A Cerâmica híbrida não apresenta uma carga para fratura elevada, mas resiste à fadiga cíclica com melhor desempenho que outras cerâmicas, como as feldspáticas, devido a sua rede polimérica (Nishioka et al., 2018).

Comparando os três materiais descritos, na indicação de coroas totais é relatado que todos apresentam um bom comportamento mecânico devido a alta resistência. Porém a cerâmica híbrida se destaca, mesmo em espessuras ultrafinas de 0,5mm, entregando alta confiabilidade e translucidez com baixa concentração de tensões (Dal Piva et al., 2021).

No entanto, apesar desse comportamento mecânico, a cerâmica híbrida não apresenta uma boa longevidade nas camadas de glaze e maquiagem extrínseca. O

que não seria desvantagem para utilização em facetas palatinas (Dal Piva et al., 2020).

2.3 Odontologia minimamente invasiva

O conceito da odontologia minimamente invasiva está ligado à promoção de saúde, onde se busca preservar o máximo de estruturas dentais a fim de diminuir os desgastes excessivos das estruturas dentais, dando mais longevidade aos tecidos envolvidos e promovendo um trans e pós-operatório mais tranquilo (Tyas et al., 2000).

A doença cárie é a mais falada nos termos em odontologia minimamente invasiva, e o acordo em comum é que deve ser tratada de forma conservadora e sempre que possível, evitada, em primeira instância e os procedimentos de remoção de tecido realizados apenas em último caso (Mirsiaghi et al., 2018).

Diferentes áreas na odontologia podem utilizar esse conceito, como por exemplo na remineralização e monitoramento de lesões não-cavitadas, a confecção de preparos conservadores, facetas ou *onlays* preferencialmente à confecção de coroas totais.

Seguindo essa filosofia de trabalho e com a constante busca da harmonização do sorriso, aliando estética e função, casos encontrados na literatura são realizados de forma minimamente invasiva também devido à evolução dos materiais cerâmicos e agentes cimentantes (Boitelle, 2019; Geštakovski, 2019; Vailati et al., 2012; Wang et al., 2013) já que os conceitos de retenção mecânica nos preparos protéticos não são mais essenciais (Boitelle, 2019).

A odontologia adesiva pode ser considerada um parâmetro minimamente invasivo, quando falamos em devolução de estruturas que foram perdidas, como

é o caso dos procedimentos para remineralização de lesões ativas de cáries, onde materiais que apresentam uma alta concentração e liberação de flúor, como o cimento de ionômero de vidro, é recomendado (Murdoch-Kinch, McLean, 2003).

Deste modo, a introdução de tecnologias adesivas previsíveis levou a um grande salto no interesse na odontologia minimamente invasiva (Ericson, 2004), que através dos materiais cerâmicos ou das resinas compostas, são capazes de devolver a estética e função do sorriso através de facetas de 0,3mm - 0,5mm consideradas ultra finas ou até mesmo sem preparos chamadas de no-prep (D'Arcangelo et al., 2018; Ravinthar, Jayalakshmi, 2018; Reis et al., 2017).

Outra grande vantagem dos preparos minimamente invasivos é a maior adesão do material restaurador, direto ou indireto, quando ainda em esmalte o que resulta em maior longevidade do trabalho restaurador (Farias-Neto et al., 2019) além de recuperar sorrisos saudáveis, funcionais e estéticos (Bahadır et al., 2018).

A Vita Enamic (CVRP) é considerada um bom material por apresentar reconstruções minimamente invasivas como inlays, onlays pela quantidade de desgaste envolvida assim como adaptação do material ao preparo dental devido sua característica de apresentar uma menor concentração de matriz de vidro e uma quantidade maior de Al_2O_3 e menor translucidez quando comparado a materiais de matriz vítrea (Sonmez et al., 2018).

Um outro ponto muito importante a ser reforçado com os pacientes que passam por qualquer tipo de intervenção ou reabilitação, sendo minimamente invasivas ou não, é o cuidado e manutenção da saúde bucal. De nada adianta realizar um trabalho minimamente invasivo e não haver a conscientização do paciente para mudança de hábitos alimentares saudáveis associado à introdução de uma rotina de higiene bucal (Newton, Asimakopoulou, 2017).

Afinal, apesar de hoje ser possível de se realizar uma odontologia muito mais moderna e minimamente invasiva, nada substitui as estruturas naturais do nosso organismo (Rayapudi, Usha, 2018).

3 PROPOSIÇÃO

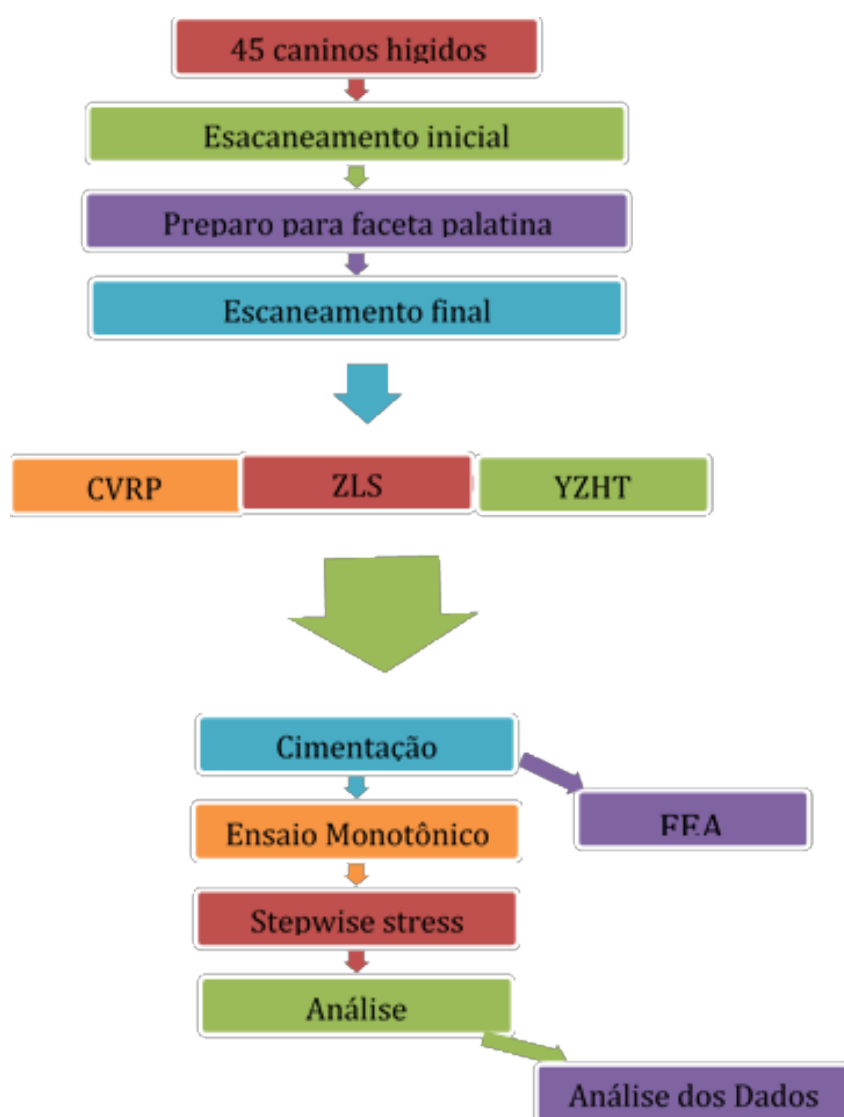
Este projeto teve como objetivo:

- a) Comparar por meio de resistência à fadiga, materiais cerâmicos de diferentes graus de dureza para confecção de facetas palatinas no reestabelecimento da guia canina;
- b) Analisar pelo método dos elementos finitos, a influência de diferentes materiais restauradores no comportamento biomecânico de facetas palatinas no restabelecimento da guia canina.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Este projeto foi submetido ao Comitê de Ética e Pesquisa do Instituto de Ciência e Tecnologia da UNESP São José dos Campos (ANEXOS), onde foi aprovado e realizado de acordo com o organograma abaixo (Figura 1).

Figura 1 – Organograma do estudo



Legenda: Organograma detalhado das diferentes fases e execuções do estudo
 Fonte: Elaborada pelo autor.

Os caninos humanos utilizados neste estudo, foram doados pelo Banco de Dentes Humanos da Universidade Paulista (Unip) e selecionados com o critério de estarem íntegros e sem qualquer tipo de restauração. Todos os dentes já vieram limpos e armazenados em meio aquoso em refrigeração abaixo de 5°.

Antes de iniciar o preparo das facetas, todos os dentes foram escaneados com scanner intraoral (CS3600, Carestream, Atlanta, EUA) (Figura 3) para que assim fosse obtida a anatomia anterior ao preparo e depois fosse possível sobrepor as imagens finais. Então foram confeccionados 45 preparos anatômicos padronizados por um único operador, em caninos humanos hígidos com desgaste uniforme de 1,2 mm de espessura, utilizando contra ângulo multiplicador 1: 4,5 com refrigeração (Alegra Led G, Wilcos, Petrópolis, RJ) com pontas montadas diamantadas em formato esférico e chama de vela (KG Sorensen, Cotia, SP).

Durante a execução dos procedimentos, todos dentes foram randomicamente separados, não havendo assim, seleção prévia para cada grupo.

Figura 2 – Arquivo STL de uma das amostras



Legenda: Amostra escaneada antes e depois do preparo.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Depois de realizados os preparos, todos os dentes foram novamente escaneados com o scanner intraoral (CS3600, Carestream, Atlanta, EUA). O arquivo STL foi enviado ao software CAD (Dental CAD - Exocad GmbH, Darmstadt, Alemanha) onde se realizou o delineamento do término do preparo e definição do eixo de inserção da restauração no computador e as restaurações foram desenhadas sob os preparos. Todas as restaurações apresentaram um alívio interno de 70 µm. Em seguida, as estruturas virtuais foram enviadas para unidade fresadora (Cerec MC XL, Dentsply Sirona, Erlangen, Alemanha) para serem usinadas em diferentes materiais restauradores. Os preparos e respectivos desenhos em CAD foram aleatoriamente divididos em 3 grupos experimentais, de acordo com o material cerâmico.

Foram fresadas facetas palatinas em cerâmica vitrea reforçada polímero, CVRP (VITA Enamic, Vita Zahnfabrik, Alemanha), cerâmica à base de silicato de lítio reforçado por zircônia, ZLS (VITA Suprinity, Vita Zahnfabrik, Alemanha) e zircônia tetragonal reforçada por óxido de ítrio de alta translucidez YZ HT (VITA YZ HT, Vita Zahnfabrik, Alemanha). Para usinagem foram utilizadas duas pontas cilíndricas, uma de 1,6 mm de diâmetro que foi montada no braço esquerdo da fresadora para usinagem da superfície externa das estruturas e outra de 1,2 mm de diâmetro, no braço direito, para superfície interna, as quais foram substituídas a cada 20 blocos fresados.

Após a usinagem, todas as restaurações foram separadas da continuidade do material que não foi desgastado com brocas de acabamento e polimento dos respectivos sistemas cerâmicos e limpas em banho ultrassônico com álcool isopropílico por 10 minutos.

As restaurações de CVRP não requerem cristalização/sinterização devido ao seu processo de fabricação já conter a fase cerâmica pré sinterizada, o que facilita o processo de usinagem, pois já são confeccionadas nas dimensões finais (Sonmez et al., 2018).

As restaurações de ZLS foram cristalizadas no forno da Ivoclar (Programat EP5000, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Áustria) (Figura 3). As estruturas de YZ HT foram fresadas com cerca de 20% de aumento das dimensões finais a fim de compensar a contração de sinterização, em seguida foram sinterizadas em forno Sirona in Fire HTC (Sirona in Fire HTC, Dentsply Sirona, Bensheim, Alemanha) (Figura 4) de acordo com as recomendações do fabricante (Quadro 1).

Como método de finalização superficial, todas as restaurações foram polidas com borrachas diamantadas de granulações fina e extra-fina (Exa-cerapol, Edenta, São Paulo, Brasil) recomendados pelo fabricante dos respectivos sistemas cerâmicos (Dal Piva et al., 2018).

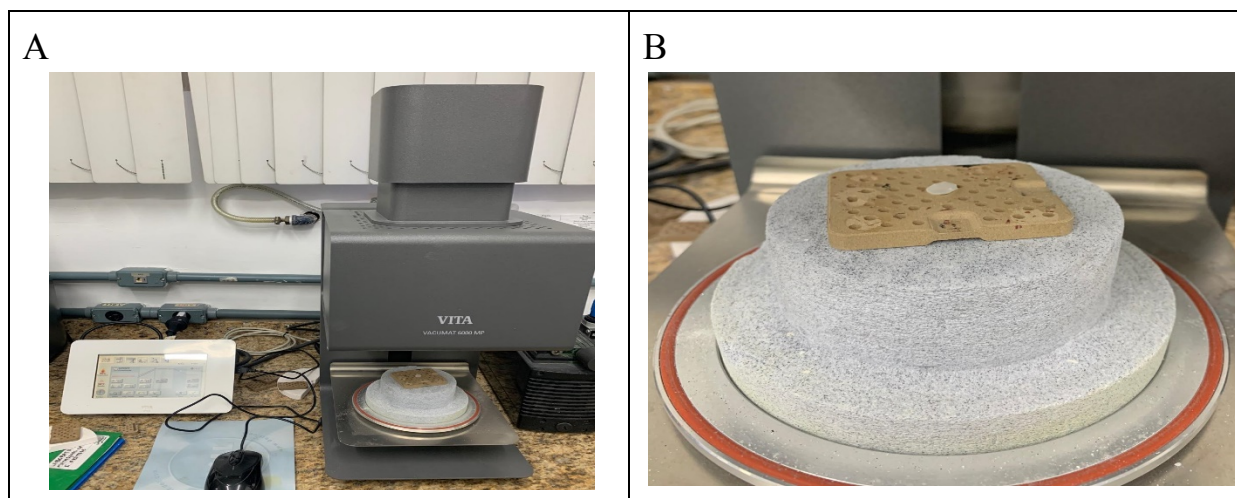
Todas as amostras foram embutidas em tubos de PVC de 25 mm de diâmetro contendo resina acrílica (JET, Clássico Artigos Odontológicos, Campo Limpo Paulista, SP) 2 mm abaixo do término cervical do preparo com ajuda de um delineador. A base do PVC tem angulação de 30° para manter os espécimes na angulação ideal durante o teste mecânico (De Andrade et al., 2020).

Quadro 1 – Temperaturas de sinterização de ZLS e YZHT

	ZLS	YZHT
Temperatura inicial	400 °C	25 °C
Tempo de fechamento	8 min	1 min
Taxa de aquecimento	55 °C/min	17 °C/min
Temperatura final	840 °C	1450 °C
Tempo de manutenção T final	8 min	120 min
Temperatura de abertura do forno	680 °C	200 °C

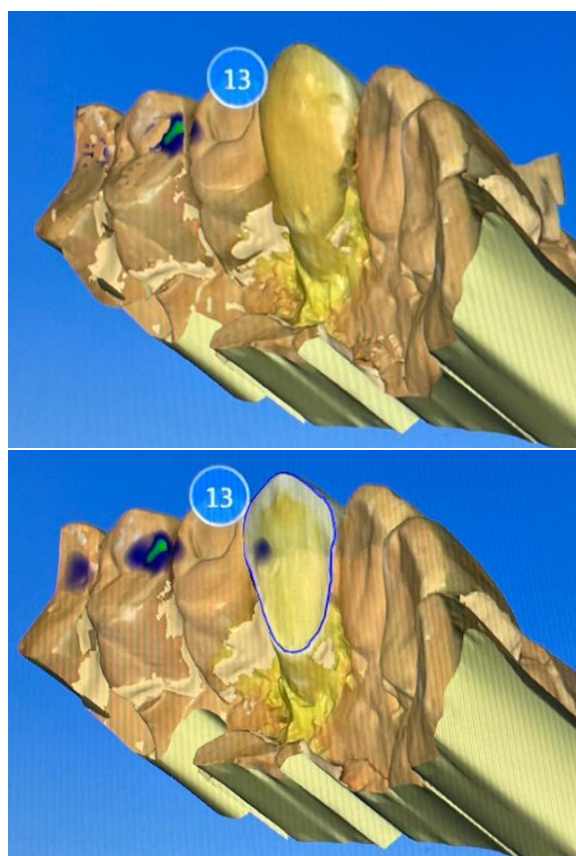
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 3 – Amostras de ZLS



Legenda: (A) Forno VITA utilizado na sinterização das amostras de ZLS - (B) Amostra de ZLS após sinterização
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 4 – Delimitação da margem da faceta



Legenda: Elaboração da cópia biogénica do preparo de faceta palatina.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 5 – Amostras de YZHT



Legenda: Amostras de YZHT imediatamente após serem fresadas, posicionadas para sinterização de acordo com as recomendações do fabricante.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 6 – Confecção da amostra de YZHT



Legenda: Sequência da confecção da amostra de YZHT.

Fonte: Elaborada pelo autor.

4.1 Cimentação das restaurações

Os preparos dentais foram condicionados com ácido fosfórico 37% por 30 segundos (Condac, FGM, Joinville) e lavados abundantemente com água e secos com jatos de ar livres de óleo. Foi aplicado o Tooth Primer Panavia V5 (Kuraray Noritake, Tóquio, Japão) com microbrush friccionando por 20 segundos e seco com um leve jato de ar.

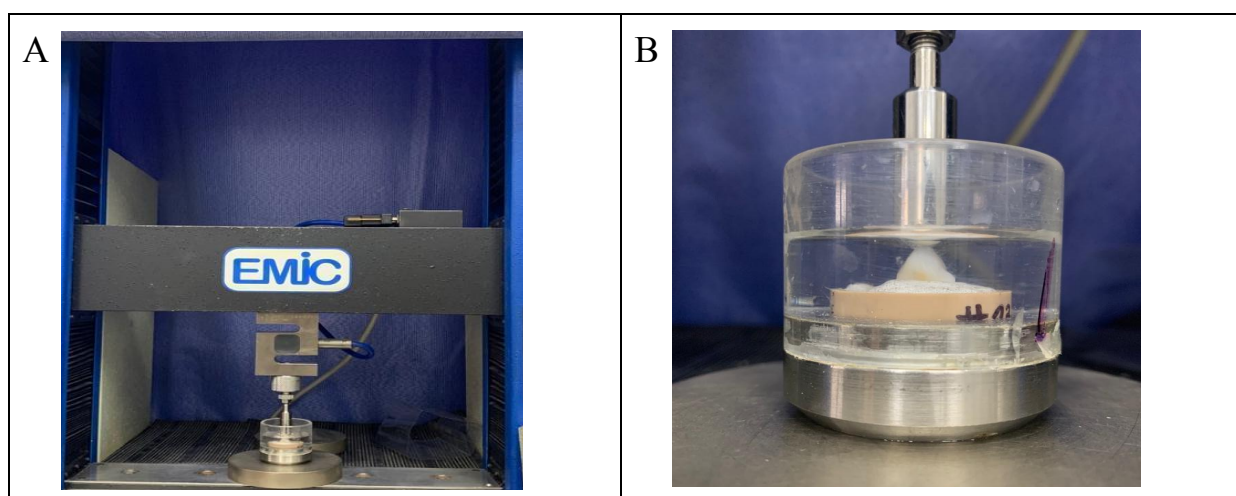
Para o tratamento de superfície das cerâmicas, realizou-se o condicionamento com ácido fluorídrico a 5% por 20 segundos na ZLS (Condac, FGM, Joinville) (Itthipongsatorn, Srisawasdi, 2020) e por 60 segundos na CVRP (Tribst et al., 2020), em seguida as restaurações foram lavadas com jato de água/ar por 20 segundos e secas com jato de ar por 30 segundos. Como as restaurações YZHT são ácidos resistentes (Dal Piva et al., 2020), as mesmas foram jateadas com partículas de óxido de alumínio 50 microns (Bio-Art, São Carlos) por 20 segundos (2,8 bar, 10 mm de distância), lavadas em ultrassom com álcool isopropílico durante 10 minutos e secas.

Na sequência, todas as restaurações receberam a aplicação do silano (Clearfil Ceramic Primer Plus, Kuraray Noritake, Tóquio, Japão) de acordo com as recomendações do fabricante. A cimentação foi realizada com Panavia V5 (Kuraray Noritake, Tóquio, Japão), a 5ª geração deste cimento resinoso, que se apresenta em uma seringa auto misturadora, necessitando somente a troca da ponta misturadora descartável. O cimento foi aplicado na superfície interna da restauração, e levado em posição e mantida sob carga de 750 g. O conjunto foi fotopolimerizado (Valo, Ultradent, South Jordan, EUA) com intensidade de luz de 1.400 mW/cm² por 40 segundos. As restaurações foram armazenadas em estufa 37 °C e após 24 h foram submetidas ao ensaio de fadiga.

4.2 Teste monotônico

Inicialmente foram testadas três restaurações de cada grupo por ensaio monotônico, sob carga compressiva com amostras imersas em água destilada (Figuras 5 e 6). Para isto, os espécimes foram posicionados em máquina universal de ensaios (EMIC DL 1000, EMIC, São José dos Pinhais). A máquina aplicou uma carga crescente, utilizando célula de carga de 1000 kgf e velocidade de 1,0 mm/min. A aplicação de carga foi realizada com um pistão de esteatita de diâmetro de 4,6 mm, promovendo um contato na incisal das restaurações. A escolha deste material como antagonista foi devido ao seu módulo de elasticidade ser muito próximo ao do esmalte dental (Alves et al., 2019; Ghazal et al., 2008). A média dos valores de resistência máxima, em N, para cada grupo experimental foi utilizada como base na determinação dos parâmetros para o teste de fadiga (Anami et al., 2016; Dal Piva et al., 2020; Tribst et al., 2020) (Figuras 7 e 8 e Tabela 1).

Figura 7 – Máquina universal de ensaios - EMIC DL 1000



Legenda: (A) Máquina universal de ensaios - EMIC DL 1000. (B) Amostra de ZLS durante o teste monotônico.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 8 – Amostra de YZHT



Legenda: Após teste monotônico, observa-se que a faceta de YZ HT se soltou por completo.
 Fonte: Elaborada pelo autor.

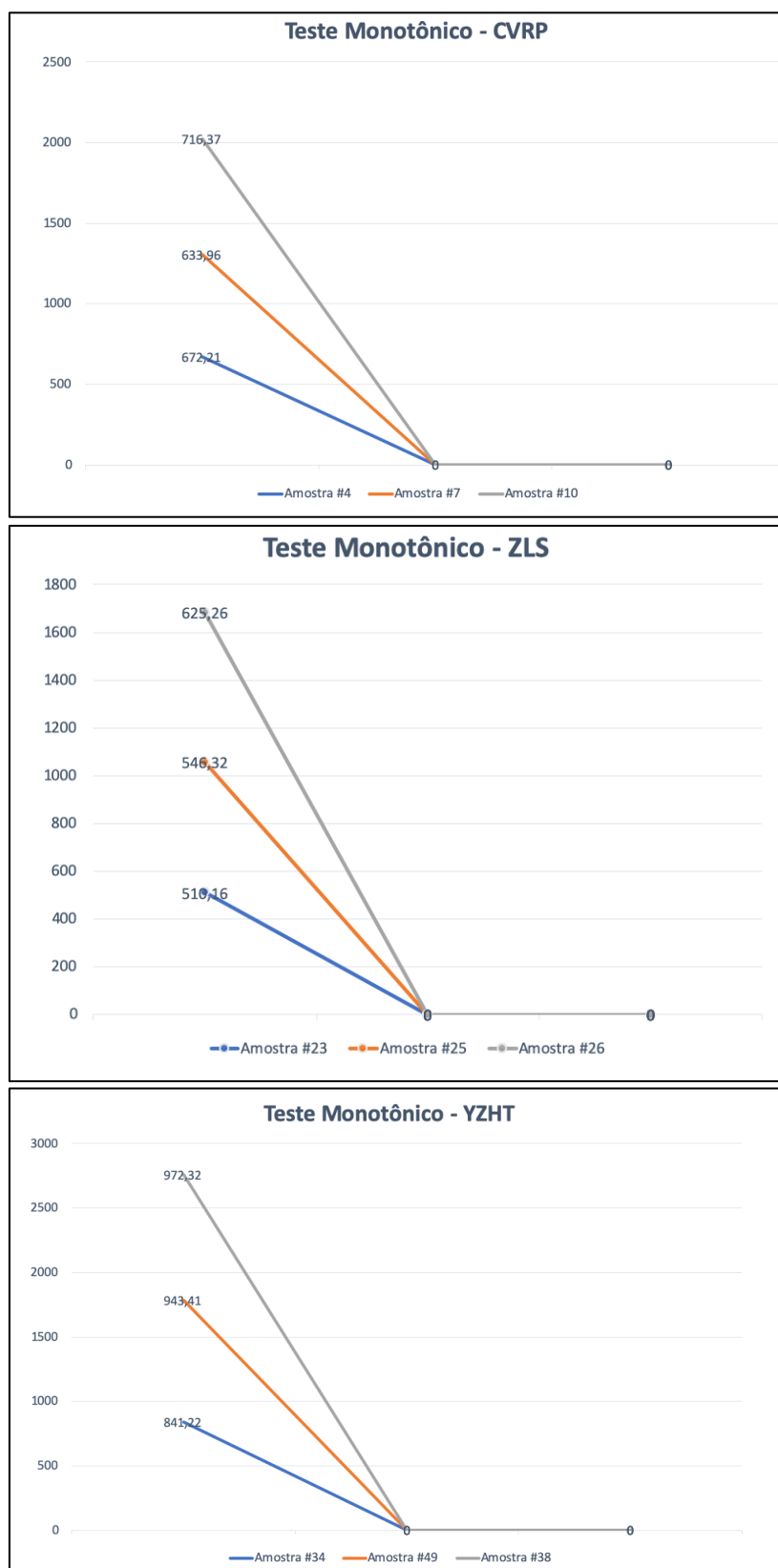
Os gráficos e a tabela abaixo representam os valores do teste monotônico dos grupos CVRP, ZLS, YZ HT.

Tabela 1 – Valores do teste monotônico

Material	Valor de cada amostra	Média	Desvio Padrão
CVRP	716,37 N 633,96 N 672,21 N	674,18N	51,65
ZLS	625,26 N 546,32N 510,16N	560,58N	13,32
YZ HT	972, 32N 943,41N 841,22N	918,98N	88,53

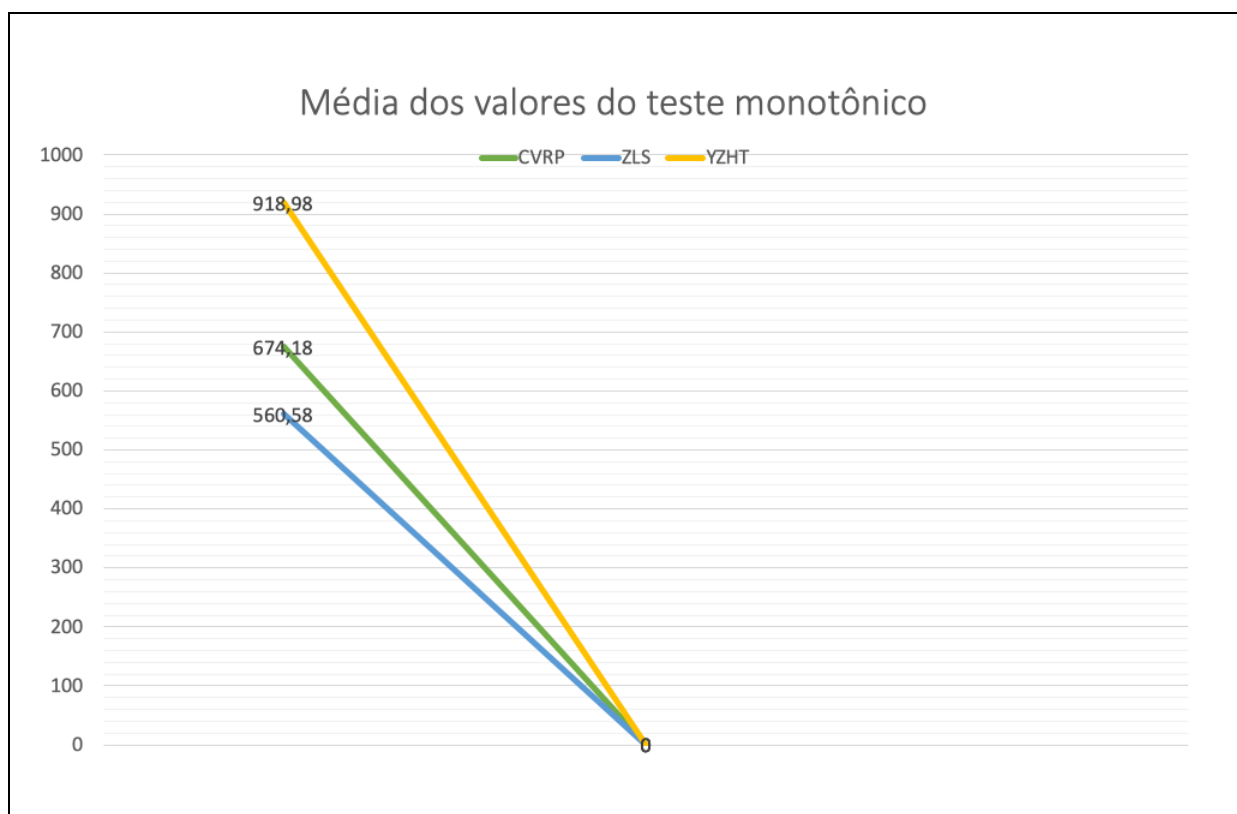
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 9 – Gráficos do teste monotônico



Legenda: Gráficos referente aos valores dos testes monotônico das 3 amostras de cada grupo com valores em N.
 Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 10 – Média dos valores



Legenda: Gráfico com a média dos valores em N do teste monotônico de cada grupo.

Fonte: Elaborada pelo autor.

4.3 Teste de fadiga STEPWISE

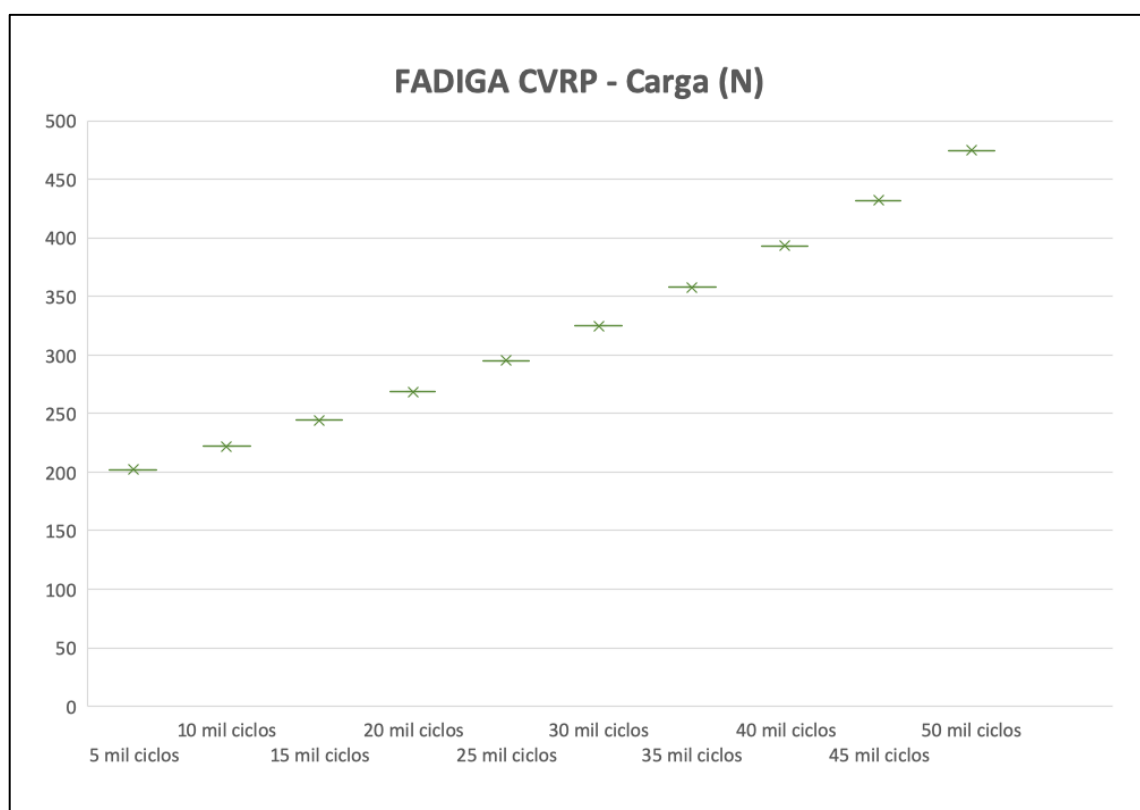
Foi utilizada uma adaptação da metodologia *stepwise stress*, similar ao que foi previamente utilizada por (Abu-Izze et al., 2018; Anami et al., 2016; Dal Piva et al., 2020; Fennis et al., 2004; Magne et al., 2010; Tribst et al., 2020). Todos os espécimes foram submetidos ao mesmo protocolo de ciclagem que consiste na aplicação de 5 mil ciclos a uma carga baixa para acomodação do aplicador a superfície do espécime, seguido por ciclos de carga progressiva, em degraus, até a fratura dos espécimes ou a suspensão do ensaio após $1,2 \times 10^6$ ciclos.

Para o presente estudo, o aplicador de carga consistiu em um pistão de esteatita fixado ao equipamento de fadiga para simulação de um dente antagonista já que a esteatita apresenta módulo elástico de 120 GPa, muito semelhante ao do esmalte dental (Alves et al., 2019).

Foram testados 12 espécimes de cada grupo experimental com deslocamento horizontal da carga de 2 mm. O carregamento foi realizado com frequência de 2 Hz em equipamento Biocycle V2 (Biopdi, São Carlos, SP) e os degraus de carga foram definidos com base nos resultados do ensaio monotônico.

Os gráficos abaixo ilustram os degraus de carga progressivos com aumento de 10% do valor inicial da média do valor do teste monotônico em N (Figuras 11, 12, 13).

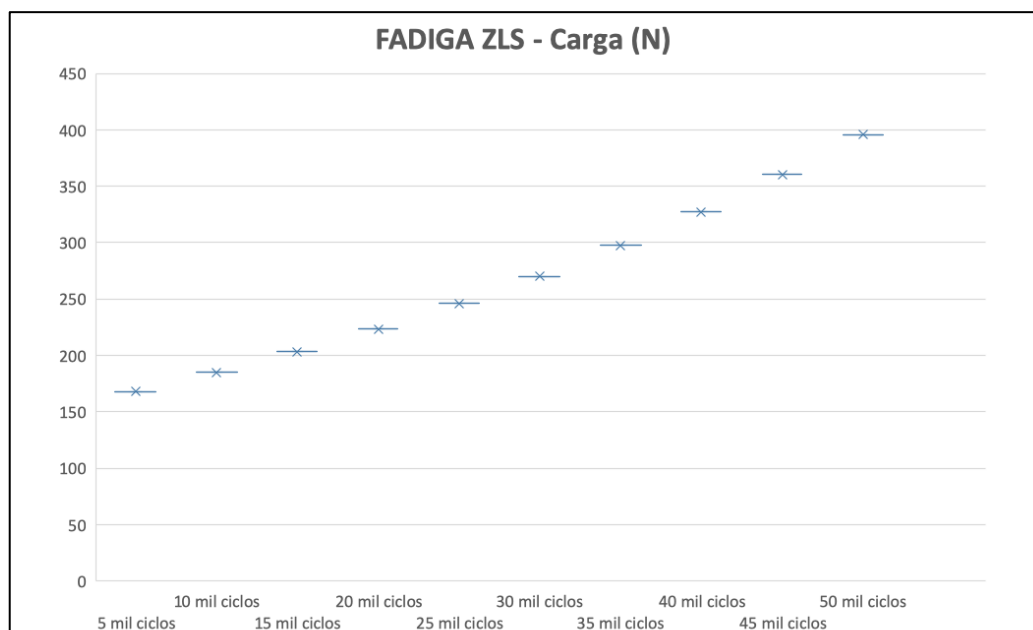
Figura 11 – Fadiga CVRP



Legenda: Gráfico com os valores em N referente ao teste de fadiga do grupo CVRP.

Fonte: Elaborada pelo autor.

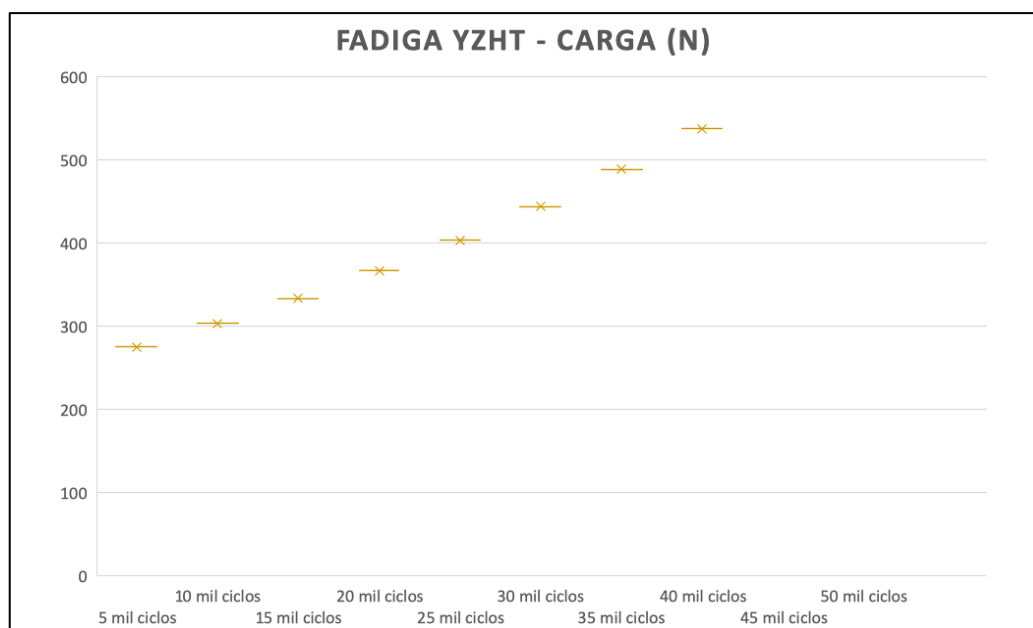
Figura 12 – Fadiga ZLS



Legenda: Gráfico com os valores em N referente ao teste de fadiga do grupo ZLS.

Fonte: Elaborada pelo autor.

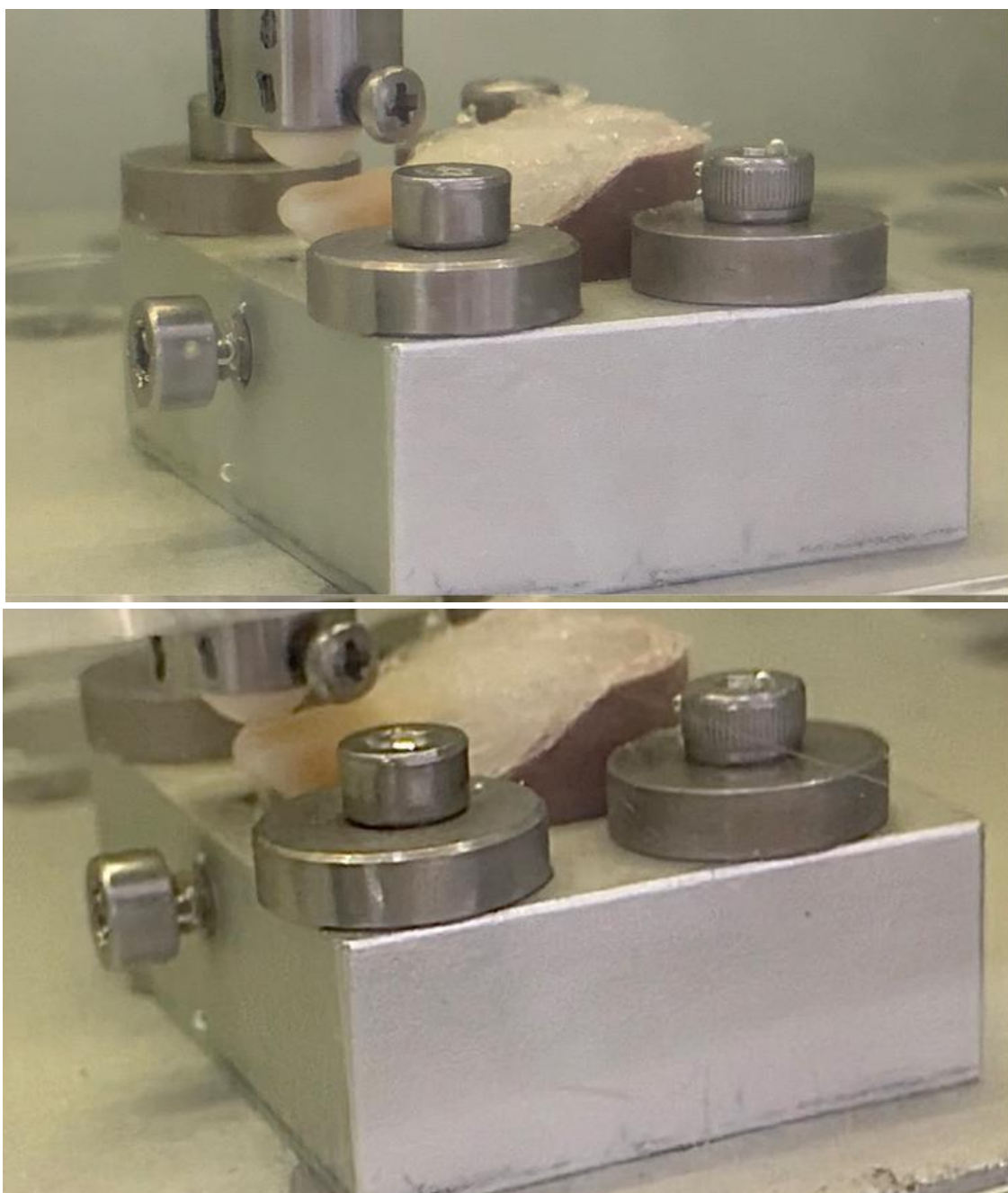
Figura 13 – Fadiga YZHT



Legenda: Gráfico com os valores em N referente ao teste de fadiga do grupo YZHT.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 14 – Posicionamento das amostras



Legenda: Pistão de esteatita posicionado para o teste de fadiga.

Fonte: Elaborada pelo autor.

A presença de trincas e/ou fraturas foi conferida com auxílio de iluminação adequada a cada $2,5 \times 10^5$ ciclos, sendo que a cada 5×10^5 ciclos foi realizada a interrupção do teste para avaliação em estereomicroscópio.

4.4 Análise de fratura

As amostras foram analisadas em estereomicroscópio (Discovery V20 - Zeiss, Jena, Alemanha) para avaliação das trincas e fraturas com magnificação de 10x, 25x e 45x. As falhas foram classificadas de acordo com o tipo: 1) Trinca ou fratura parcial da restauração, 2) Fratura catastrófica da restauração em múltiplos fragmentos e 3) descolamento da faceta (Figuras 23 a 26).

4.5 Análise dos dados

O número de ciclos até a falha foi utilizado para análise de sobrevivência pelos testes de Kaplan-Meier sem comparação direta entre os materiais.

A probabilidade de falha foi calculada para diversos intervalos de tempo de acordo com as análises (Síntese 9, Weibull ++ 9, Reliasoft). A análise de probabilidade de falha de Weibull (Tabela 3) de dois parâmetros forneceu o valor beta (β), que é um parâmetro de forma e descreve o comportamento da taxa de falha ao longo do tempo. O parâmetro eta (η) representa a vida característica das amostras, na qual ocorrem 63,2% das falhas (Figuras 16 a 22).

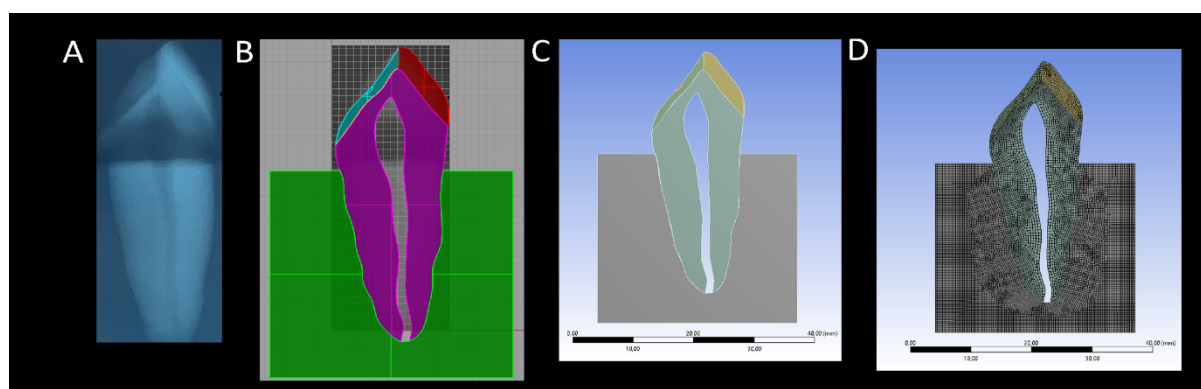
4.6 Análise por Elementos Finitos

Foi realizada a análise da distribuição de tensões nas restaurações palatinas através do método dos elementos finitos bidimensional, comparando os diferentes tipos de cerâmica. Os modelos Bidimensionais (2D) foram obtidos através de

raio-x lateral de um dente padrão representativo (Borges et al., 2014; Souza Matos et al., 2020) (Figura 15).

Os arquivos em formato BMP foram transferidos para o *software* CAD Rhinoceros 5.0 (McNeel North America, Seattle, EUA), onde foram usados como referências de fundo para desenho dos modelos, dentro do protocolo BioCAD (Noritomi et al., 2012). Nessa etapa foram gerados os modelos a partir das linhas traçadas sobre a imagem seguindo as referências anatômicas visíveis. Os modelos foram exportados para o *software* Ansys (versão 17.0, Ansys, Canonsburg, EUA) para a fase de pré-processamento da análise por elementos finitos, sendo transformados em modelos planos bidimensionais para a análise de *Plane stress*.

Figura 15 – FEA de uma das amostras



Legenda: A) Radiografia periapical de um espécime representativo preparado para faceta palatina; B) Desenho bi-dimensional de acordo com a radiografia; C) Geometrias exportadas para o software de análise e D) Subdivisão em um número finito de elementos (malha).

Fonte: Elaborada pelo autor.

Em seguida foram atribuídas as propriedades mecânicas dos materiais (Tabela 2). As interfaces foram consideradas perfeitamente aderidas para todos os grupos e foi considerada a espessura de cimento de 70 μm . Todos os materiais

foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos para a análise estática estrutural mecânica.

Tabela 2 – Propriedades mecânicas (Módulo elástico e Coeficiente de Poisson) dos materiais simulados no presente estudo

Material simulado	Módulo elástico (Gpa)	Coeficiente de Poisson	Referência
Esmalte	84.1	0.33	Roscoe et al., 2013
Dentina	18.6	0.32	Soares et al., 2010
Cimento resinoso	6	0.3	Penteado et al., 2019
ZLS	70	0.23	Zimmermann et al., 2017
YZHT	200	0.31	Çaglar et al., 2011
CVRP	34.7	0.28	Ramos et al., 2016
Simulador de Ligamento Periodontal	$0.15 (\times 10^{-3})$	0.3	Souza et al., 2015
Resina de fixação	2.7	0.35	Nagai et al., 2001

Fonte: Elaborada pelo autor.

Como condições de contorno, os modelos foram fixados na base do cilindro de fixação tal qual o experimento *in vitro*, e a carga aplicada na face palatina, em região de cingulo com força de 100 N (Tribst et al., 2019). O critério de análise escolhido foi a avaliação da Tensão Máxima Principal (TMP), em que os valores de tração são evidenciados em cores quentes nos mapas de tensão colorimétricos gerados.

5 RESULTADOS

5.1 Análise estatística

A Tabela 3 mostra através do módulo de Weibull, os valores dos parâmetros de forma e escala para cada grupo de material. No grupo CVRP, forma foi 5,43 e escala 264; ZLS teve forma de 36,14 e escala 380,67 e YZHT teve forma de 4,95 e 417,38. Valores mais altos para forma representam taxa de falha que aumenta com o tempo, o que seria um indicativo para problemas futuros quanto ao desgaste/ falha ou mesmo fim da vida útil do material.

Tabela 3 – Módulo de Weibull

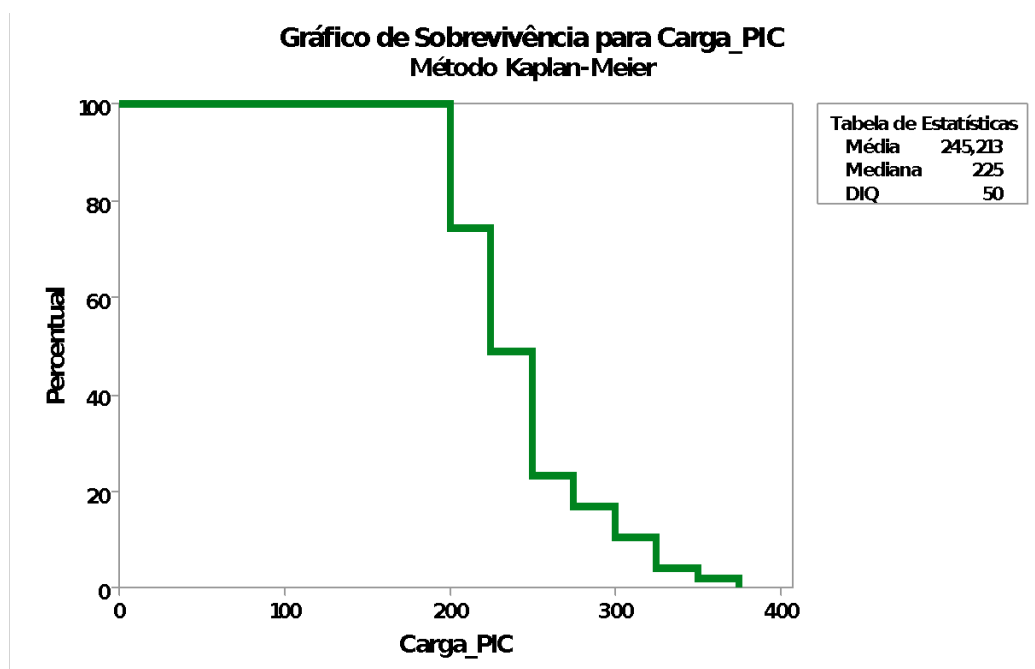
Material	Forma	Escala
CVRP	5,43	264
ZLS	36,14	380,67
YZ HT	4,95	417,38

Legenda: Representando os valores de forma e escala seguindo Módulo de Weibull.

Fonte: Elaborada pelo autor.

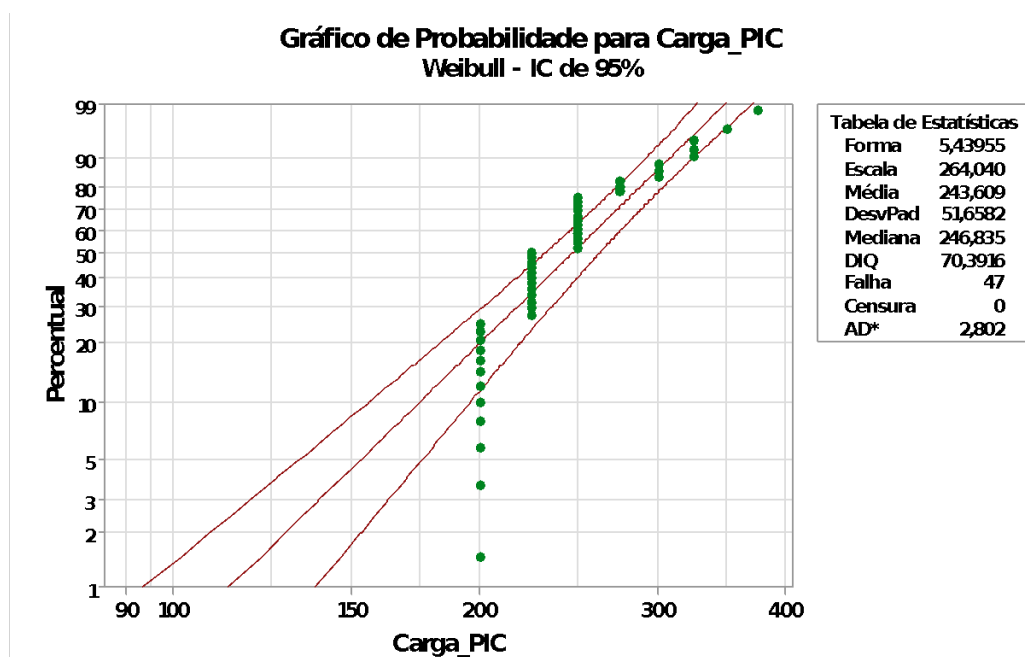
Nos gráficos de sobrevivência através do Método Kaplan-Meier, podemos observar valores próximos de média e mediana para as amostras dos três grupos, sendo que para o grupo CVRP, foi respectivamente: 245,21 e 225; grupo ZLS: 175,76 e 168; e o grupo YZHT: 383,3 e 366.

Figura 16 – Gráfico de sobrevivência CVRP



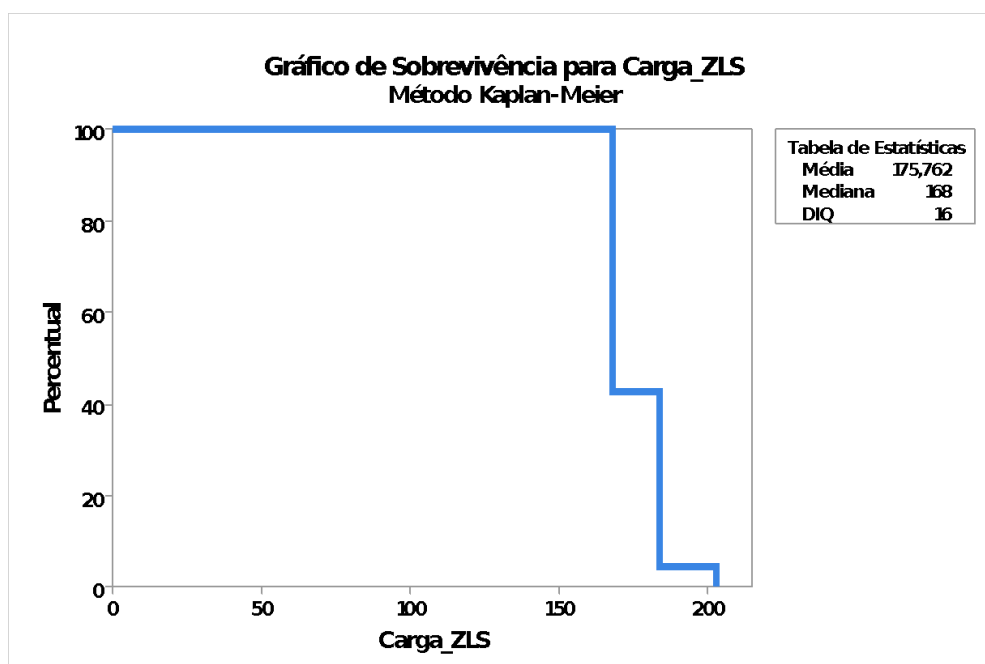
Legenda: Gráfico de Sobrevivência para Carga_CVRP – Método Kaplan-Meier.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 17 – Gráfico de probabilidade CVRP



Legenda: Gráfico de Probabilidade para Carga_CVRP – Weibull – IC de 95%.
Fonte: Elaborada pelo autor.

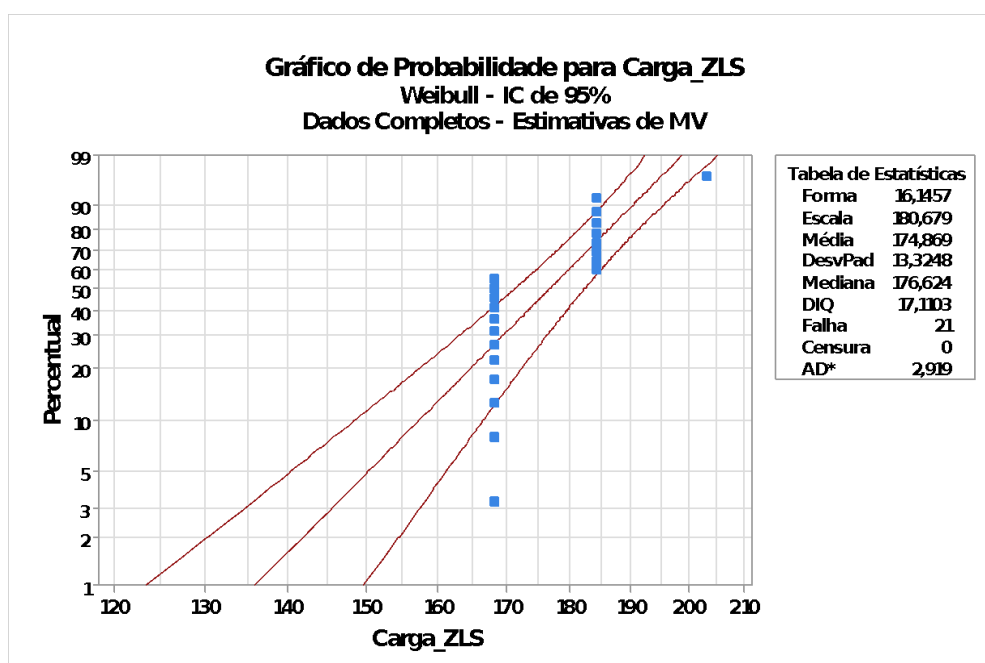
Figura 18 – Gráfico de sobrevivência ZLS



Legenda: Gráfico de Sobrevivência para Carga_ZLS – Método Kaplan-Meier.

Fonte: Elaborada pelo autor.

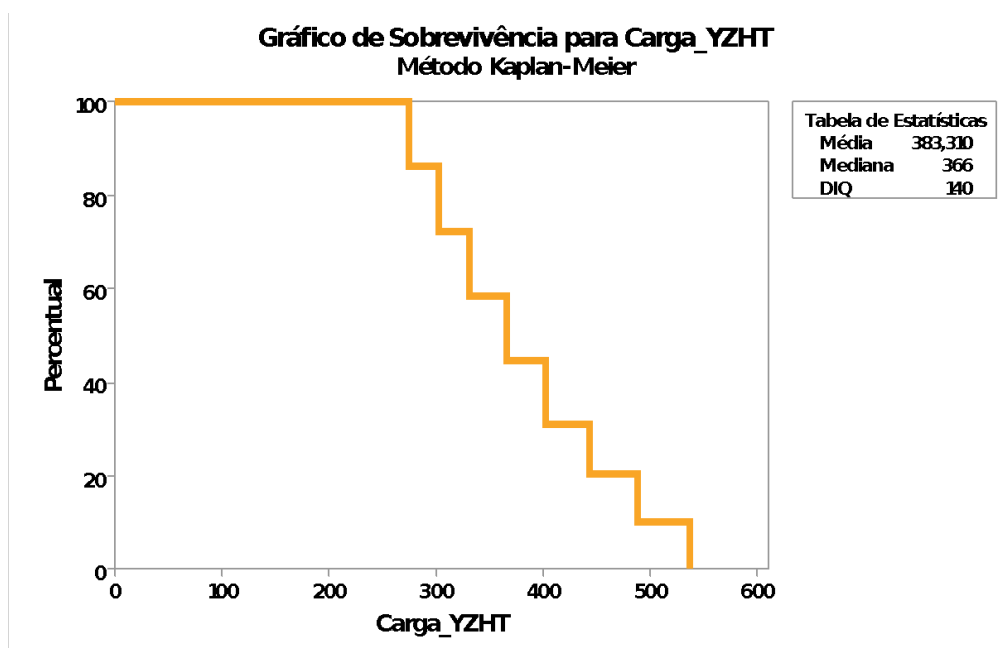
Figura 19 – Gráfico de probabilidade ZLS



Legenda: Gráfico de Probabilidade para Carga_ZLS – Weibull – IC de 95%.

Fonte: Elaborada pelo autor.

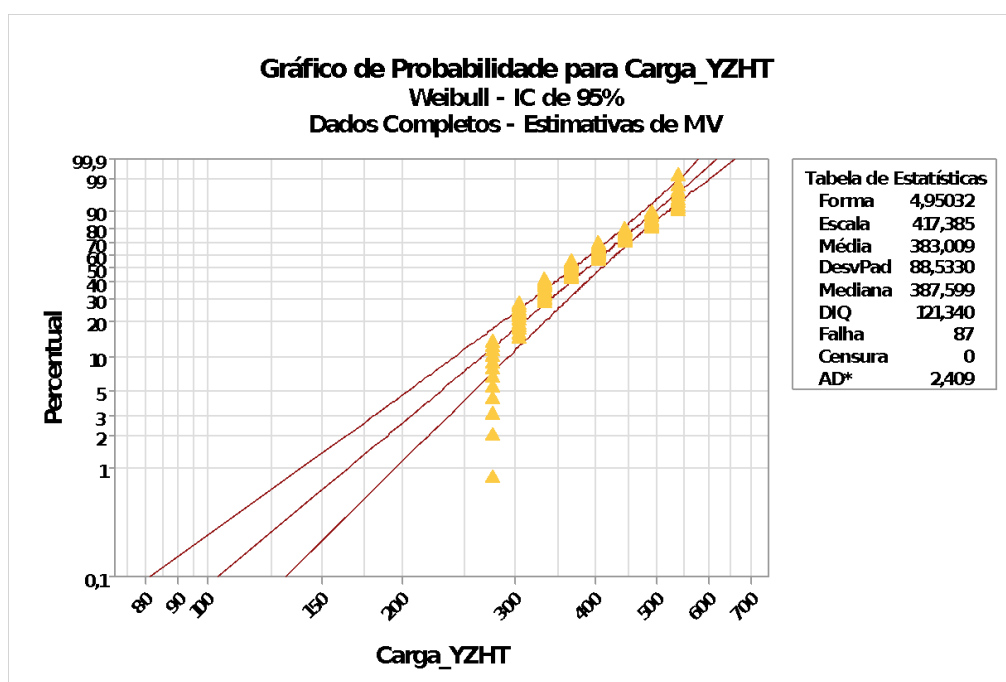
Figura 20 – Gráfico de sobrevivência YZHT



Legenda: Gráfico de Sobrevivência para Carga_YZHT – Método Kaplan-Meier.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 21 – Gráfico de probabilidade YZHT

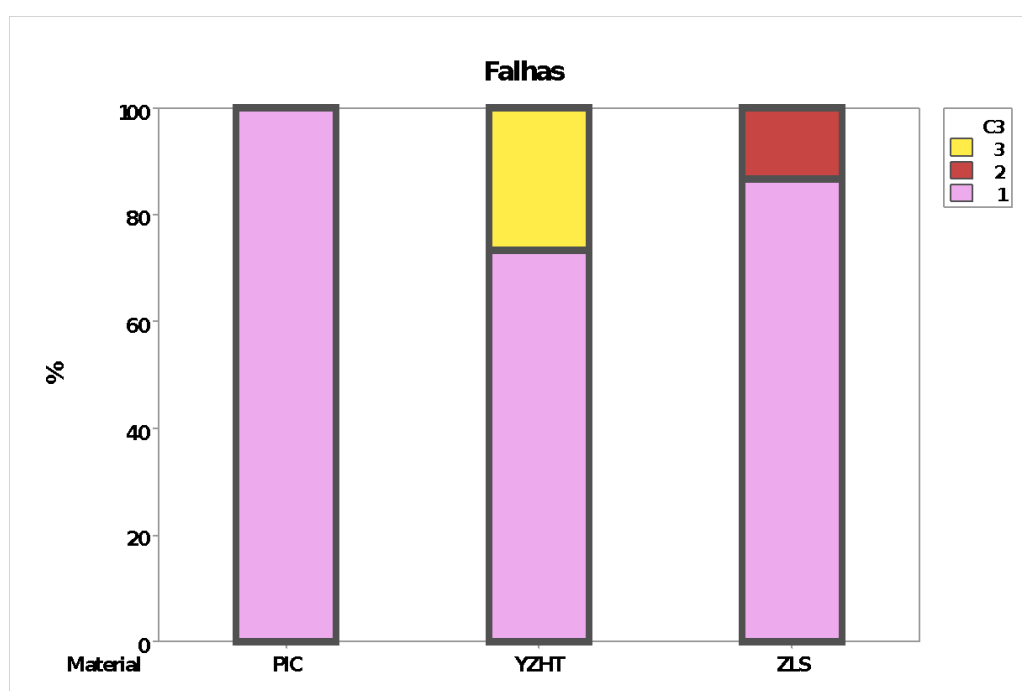


Legenda: Gráfico de Probabilidade para Carga_YZHT – Weibull – IC de 95%.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Os três grupos apresentaram trinca ou fratura parcial da restauração; somente o grupo ZLS apresentou também falha do tipo catastrófica em múltiplos fragmentos e o grupo YZHT além da trinca ou fratura parcial da restauração, apresentou o descolamento da faceta.

Figura 22 – Gráfico de falhas

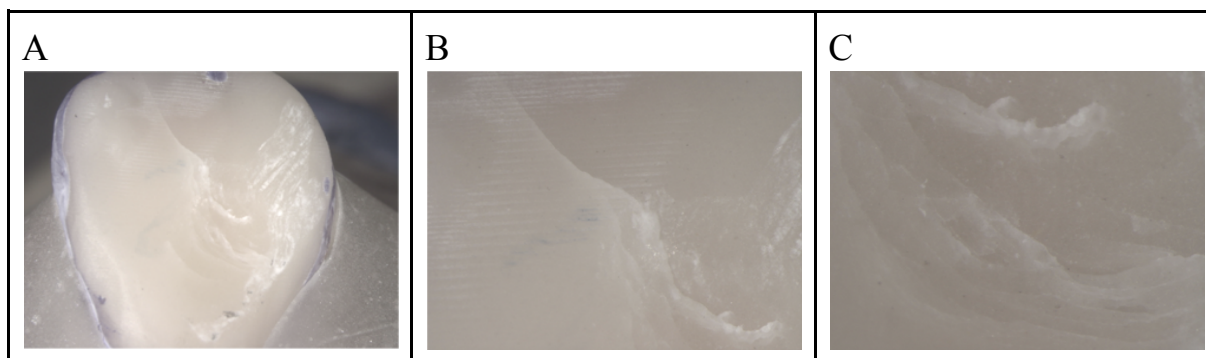


Legenda: Gráfico de falhas sendo representada pelos números: 1- trinca ou fratura parcial da restauração; 2- fratura catastrófica da restauração em múltiplos fragmentos e 3- descolamento da faceta.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Assumindo o critério de falha de von-Mises, que demonstra a tensão de tração resultante nas estruturas envolvidas, é possível observar separadamente dente, restauração e cimento resinoso nas Figuras 23-26 respectivamente. Na Figura 24, para o resultado de tensão na estrutura dental, é possível observar semelhante tendência entre os modelos, sem diferença visível para os mapas qualitativos de tensão gerada.

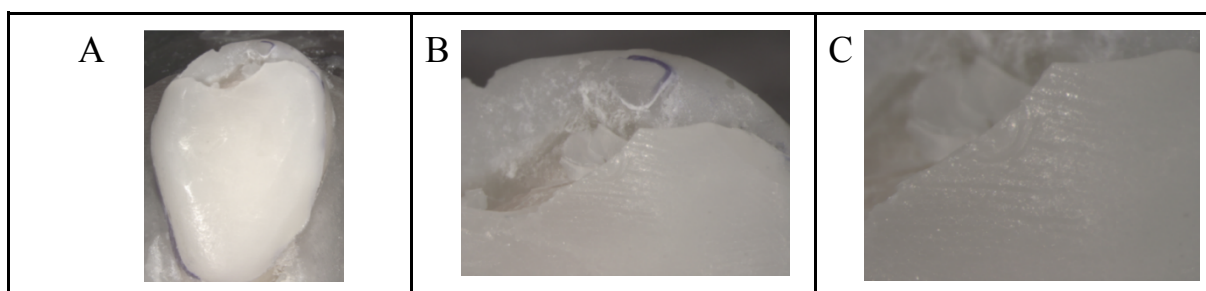
Figura 23 – Análise Fractográfica CVRP



Legenda: A-C) Amostra de CVRP após fadiga. É possível observar trincas na restauração na análise em estereomicroscópio com respectivos aumentos de 10x/25x/45x.

Fonte: Elaborada pelo autor.

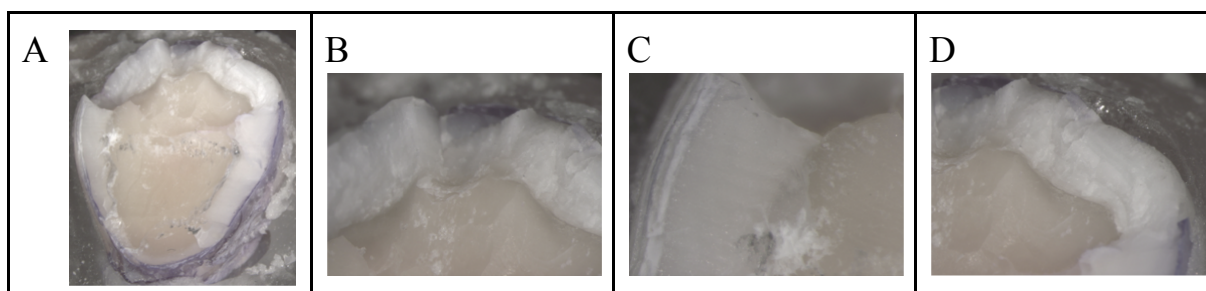
Figura 24 – Análise Fractográfica ZLS



Legenda: A-C) Amostra de ZLS após fadiga. É possível observar trincas e fraturas na restauração na análise em estereomicroscópio com respectivos aumentos de 10x/25x/45x.

Fonte: Elaborada pelo autor.

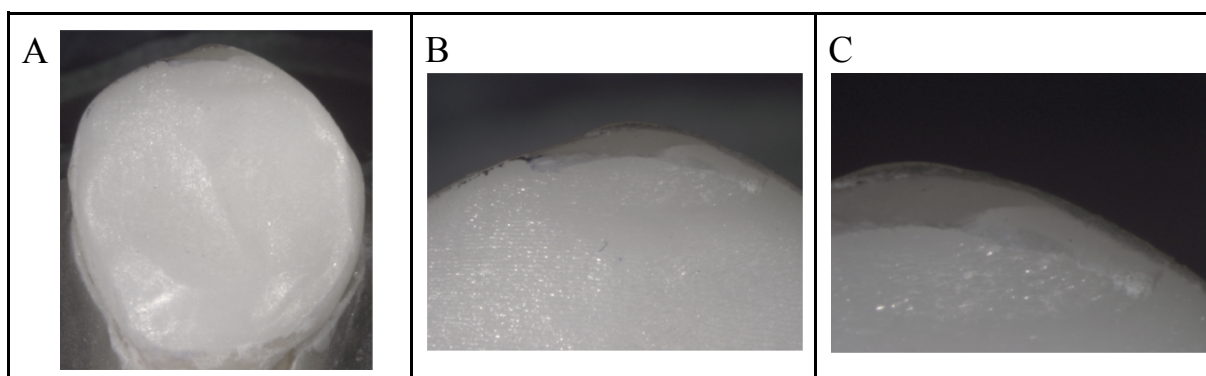
Figura 25 – Análise Fractográfica ZLS



Legenda: A-D) Amostra de ZLS após fadiga. É possível observar uma fratura catastrófica na restauração na análise em estereomicroscópio com respectivos aumentos de 10x/25x/45x.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 26 – Análise Fractográfica YZHT

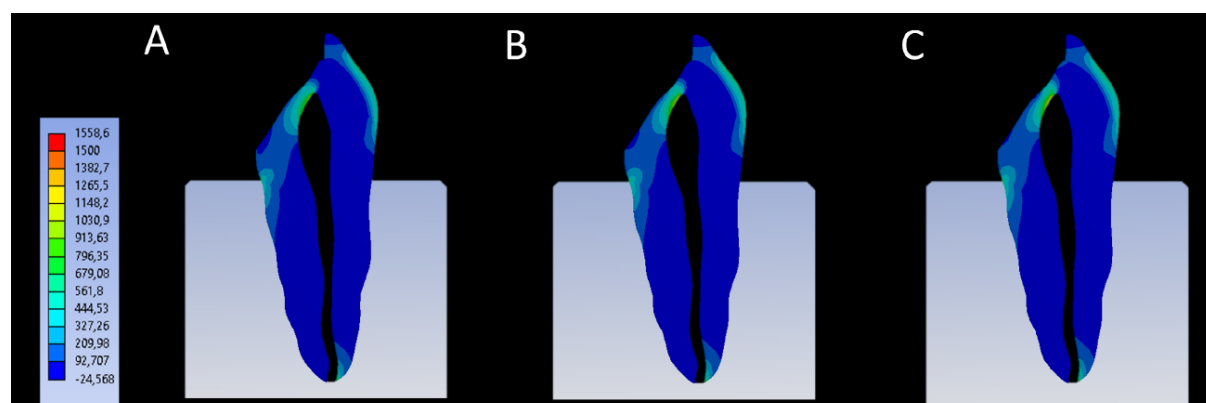


Legenda: A-C) Amostra de YZHT após fadiga. É possível observar trinca e fratura parcial da restauração na análise em estereomicroscópio com respectivos aumentos e 10x/25x/45x.

Fonte: Elaborada pelo autor.

5.2 Análise por Elementos Finitos (FEA) das facetas palatinas

Figura 27 – Mapa de tensão máxima principal



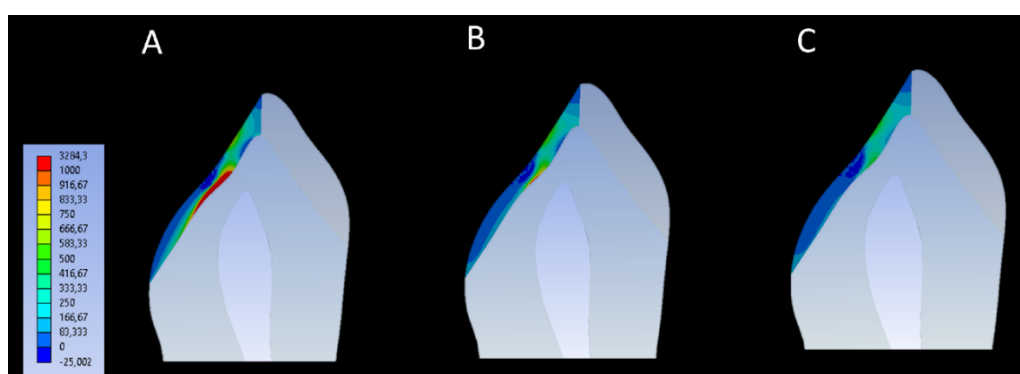
Legenda: A-C) Tensão máxima principal no substrato dental para A) faceta de YZ HT; B) faceta de ZLS e C) faceta de CVRP.

Fonte: Elaborada pelo autor.

No entanto, na Figura 28, para o resultado de tensão na restauração palatina existe uma diferença visível da magnitude de tensão máxima concentrada na parte interna da faceta. Basicamente, a tensão de tração acumulada na região de

interface adesiva é proporcional ao módulo elástico do material restaurador.

Figura 28 – Mapa de tensão máxima principal

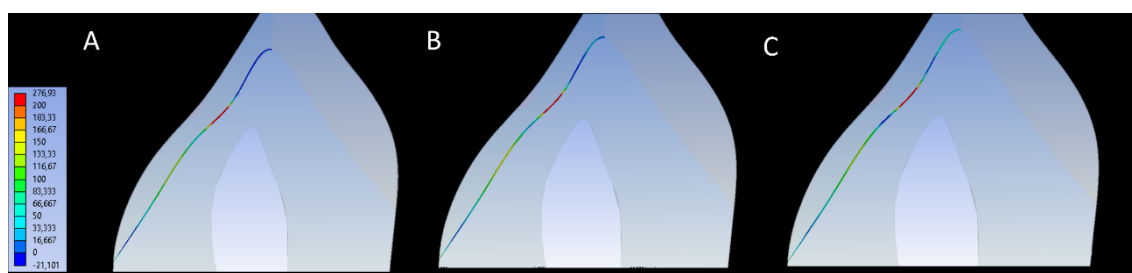


Legenda: A-C) Tensão máxima principal na faceta para A) faceta de YZ HT; B) faceta de ZLS e C) faceta de CVRP.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Já para a camada de cimento resinoso, na Figura 29, pouca diferença é notada com relação aos maiores valores concentrados na franja vermelha da escala numérica. No entanto em região apical do preparo, uma pequena, mas visível diferença pode ser observada entre YZHT e CVRP, com maior magnitude para CVRP.

Figura 29 – Mapa de tensão máxima principal



Legenda: A-C) Tensão máxima principal na camada de cimento para A) faceta de YZ HT; B) faceta de ZLS e C) faceta de CVRP.

Fonte: Elaborada pelo autor.

6 DISCUSSÃO

Neste trabalho, avaliamos a concentração de tensões e resistência à fadiga de diferentes materiais cerâmicos para a devolução da guia canina através de facetas palatinas. A hipótese que os materiais apresentam diferentes módulos de Weibull e que isso influencia o resultado final, assim como, diferentes magnitudes de tensão foi comprovada.

Apesar da grande variedade de materiais disponíveis que podem ser utilizados para tipo de tratamento, ao indicar um material para esse tipo de reabilitação, é necessário avaliar minuciosamente as condições atuais do paciente, como hábitos parafuncionais, quantidade de remanescente e se haverá envolvimento de ambas as arcadas na reabilitação.

Diversos são os motivos que podem levar a um desgaste na face palatina da dentição humana, Peres et al. (2021) citam que os três principais fatores são os comportamentais (hábitos alimentares, bebidas ácidas, problemas gástricos, drogas), biológicos (pH salivar, estrutura dental, tecidos moles x tecidos duros) e socioeconômicos (saúde geral, educação, conhecimento, hábitos no geral). Já Donovan et al. (2020) afirmam que o desgaste é fisiológico e que irá aumentar significativamente com o passar da idade, como mostra a pesquisa em seu trabalho que a prevalência de erosão dental em Israel aumentou de 36.6% entre as idades de 15-18 anos para 61.9% entre 35-49 anos e em 100% entre 50-74 anos. No entanto, Donovan et al. (2020) ainda concordam que a exposição frequente das estruturas dentais aos ácidos levam a uma perda permanente e visível dos tecidos duros dentais.

Independente do fator etiológico capaz de modificar a morfologia da estrutura dental através de um desgaste indesejado, o presente estudo demonstra

que a reabilitação protética com faceta cerâmica é uma alternativa viável com resistência característica aceitável, independente do material avaliado.

Geralmente nos casos de desgaste patológico, o tratamento proposto pode ser através de uma técnica mais conservadora, para Vailati et al. (2017), ao aumentar a dimensão vertical de oclusão do paciente, ganhamos espaço interoclusal, assim não necessitando preparo dental. Essa filosofia de "adicionar e não remover" pode ser considerada uma reabilitação mais fraca por necessitar manutenções mais frequentes, porém elas preservam mais a estrutura original do dente, que já está naturalmente desgastado e possibilitam menos tratamentos odontológicos associados, como por exemplo, um tratamento endodôntico.

Ainda, Vailati et al. (2012) comprovam o sucesso de uma reabilitação oral em paciente jovem, devido a erosão dental, de forma extremamente conservadora, alcançando assim mínima preparação dental e preservação da vitalidade do dente.

Deste modo, durante a confecção das amostras do presente estudo foi assumida uma condição na qual a reposição da estrutura perdida através de biomateriais cerâmicos seriam suficientes como opção terapêutica. No entanto, vale ressaltar que em condições diferentes dos parâmetros clínicos aqui simulados, novos resultados poderão ser observados alternando assim o prognóstico do caso.

Para Muts et al. (2014), é difícil eleger a melhor técnica ou o melhor material quando se trata de uma reabilitação oral pela complexidade do tratamento. Assim, é sugerido que para o planejamento de uma reabilitação oral, seja executado um encerramento diagnóstico, em relação central como posição de oclusão, e se possível, aumento de dimensão de oclusão.

No presente estudo, os diferentes materiais avaliados apresentaram uma espessura mínima indicada pelo fabricante, visando garantir a recuperação morfológica dental comitantemente à estrutura. Assim, foi avaliado um tratamento mais conservador, com uma restauração limitada à região desgastada

para recuperação da forma e função sem envolvimento das demais faces do dente. Essa condição foi previamente representada em estudos anteriores, como em Vailati et al. (2012, 2017). No entanto, a avaliação de diferentes materiais não havia sido estudada.

Ao comparar os três tipos de cerâmicas utilizadas, devemos ter em mente as diferenças entre elas para que saibamos a melhor indicação. A CVRP é caracterizada por ser uma cerâmica vítrea reforçada por polímero, o que apresenta vantagens quanto a resistência à força de mastigação sem causar desgastes no antagonista (Dal Piva et al., 2020) e pelo seu desempenho à fadiga cíclica devido a sua rede polimérica (Nishioka et al., 2018; Tribst et al., 2020). No presente estudo esse material apresentou valores de sobrevivência melhores quando comparado às amostras de ZLS mas não resistiu tanto quanto os resultados de YZ HT.

A cerâmica YZ HT, é uma evolução da família das zircônias por apresentar maior translucidez quando comparado a zircônia de primeira e segunda geração, e assim também com melhores propriedades mecânicas (Nishioka et al., 2018). A alta resistência mecânica é uma das grandes vantagens do material, já que nesse trabalho, por exemplo, não ocorreu falha do material quanto à fratura catastrófica, e sim por descolamento da faceta, o que dependendo do ponto de vista, como para Tinschert et al. (2008), pode ser uma grande vantagem somente recimentar a mesma peça. Tinschert et al. (2008) afirmaram que em situações de descolamento é possível realizar a recimentação de uma estrutura de zircônia, sem necessariamente fabricar uma nova peça, em casos onde a peça tenha entre 1-2mm de espessura.

No presente estudo durante a mastigação simulada, 75% das amostras de YZ HT sofreram descolamento, corroborando com os relatos da literatura. Além da menor resistência adesiva da cerâmica policristalina em relação aos outros materiais avaliados (Altan et al., 2019), essas falhas também podem ser

justificadas pelo maior valor na região de interface adesiva observado pela análise de elementos finitos. Tal achado corrobora com o trabalho de Penteado et al. (2019), que observaram semelhante comportamento biomecânico para facetas vestibulares.

Já a cerâmica à base de silicato de lítio reforçada com zircônia, ZLS, é um material vítreo que combina as características estéticas e mecânicas, porém em comparação com os outros materiais apresentou um módulo de Weibull superior, no quesito forma, o que sugere uma possível falha em relação ao desgaste e consequentemente, ao fim da vida útil. Ou seja, com o passar do tempo as falhas irão aumentar. Esses achados estão de acordo com Dal Piva et al. (2020), que também compararam os mesmos materiais deste estudo e concluíram que quanto maior o módulo de elasticidade da cerâmica ($CVRP < ZLS < YZHT$), maior a concentração de tensões na coroa assim, consequentemente, restaurações mais finas têm maiores concentrações quando comparadas a coroas mais espessas.

Além disso, a literatura demonstra que a ZLS é um material sensível quanto a sua característica superficial, podendo apresentar falhas precoces quando não estiver adequadamente polido (Dal Piva et al., 2020). Continuando nesse sentido, durante a incidência de cargas cíclicas, o grupo restaurado com ZLS apresentou predominância de falhas catastróficas, evidenciando assim a fragilidade do material em relação aos demais; porém, com valores de resistência característica superior a carga máxima da mordida humana com valor de 127 kg (Gibbs et al., 1986).

Quanto à fadiga cíclica utilizada no presente trabalho, stepwise stress, todos os espécimes foram posicionados de forma que o pistão de esteatita conseguisse deslizar em sentido palato-incisal, imersos sob água destilada e foram submetidos à carga inicial correspondente a 30% do valor do teste monotônico, convertido em Hz. Os aumentos de carga foram progressivos em 10%, conforme não havia sinais de fratura, e a suspensão do teste se deu por trincas, fraturas e/ou descolamento

da faceta. A esteatita foi previamente relatada na literatura como substituto do esmalte dental por permitir a padronização do antagonista como nos estudos de Preis et al. (2016), Alves et al. (2019) e Tribst et al. (2020).

Apesar disso, essas condições são limitadas aos parâmetros simulados e não apresentam as mesmas condições no ambiente oral.

Segundo a literatura, o StepWise test é um método de fadiga acelerado usado no teste de materiais cerâmicos friáveis para a avaliação do comportamento de fadiga e o acúmulo de danos ao longo do tempo e para Venturini et al. (2021), os testes de de estresse, como o StepWise, são excelentes métodos para detectar falhas nesses tipos de materiais cerâmicos. No estudo de Anami et al. (2016) também concluiu-se que as fraturas produzidas no teste StepWise foram semelhantes às observadas in vivo e com ótima indicação para o estudo da fadiga dos laminados cerâmicos.

Em relação ao modo de falha dos materiais, nota-se que três tipos de falhas foram predominantes: trinca/ fratura, catastrófica e descolamento da faceta. Sabe-se que os materiais cerâmicos falham devido ao crescimento lento de trincas que promove fraturas críticas as amostras estudadas e segundo Gonzaga et al. (2011), pode-se explicar esse evento pela teoria do "elo mais fraco", onde essa fratura sempre se propaga a partir da maior falha de origem a tensão de tração, sendo que a distribuição de tamanho, forma e origem difere para cada material e a resistência é estatisticamente distribuída de acordo com a distribuição do tamanho do defeito.

Já para Melo et al. (2019), outro fator que também afeta o crescimento lento de trincas, é o pH salivar, que reflete de modo independente para cada material cerâmico.

A análise por elementos finitos deste estudo foi de extrema importância para complementar os resultados estatísticos do trabalho, e assim evidenciar de forma mais clara os pontos de tensão superficial na região de interface adesiva.

Estudos anteriores demonstram que a região de concentração de tensão, corresponde com a região de origem de falha e a correspondência em relação ao módulo de elasticidade do material, assim como nos estudos de Dal Piva et al. (2020), Dal Piva et al. (2018) e Monteiro et al. (2018).

Estudos anteriores de FEA já demonstraram a influência do material restaurador para facetas anteriores e oclusais, no entanto o presente estudo buscou estudar facetas palatinas, visando uma nova abordagem de reabilitação oral e que pouco encontra-se na literatura científica a respeito.

No estudo de Penteado et al. (2020), concluiu-se que a combinação da cerâmica com o cimento de baixo módulo de elasticidade apresentou um melhor desempenho biomecânico nos laminados em incisivo central superior. Em contrapartida, Tribst et al. (2018) avaliaram em seu estudo facetas oclusais cerâmicas em dentes posteriores e concluiu que a espessura de cimento não afetou significativamente o desempenho mecânico, e que restaurações mais espessas têm melhor desempenho mecânico que as mais finas. Assim como Tribst et al. (2018), no presente estudo as amostras de CVRP apresentaram menor concentração de tensão em relação a restauração, mas não quanto a camada de cimento.

Quanto às limitações do trabalho podemos citar a quantidade de amostras pois utilizamos dentes naturais íntegros doados pelo Banco de Dentes da FOUNIP (SP); como preservamos a anatomia natural dos dentes para a cópia das facetas, o posicionamento das amostras para o teste de fadiga cíclica foi no máximo de 3 elementos, mas sendo muitas delas individuais. A ausência de simulações de pH salivar, temperatura e biofilme também devem ser consideradas limitações deste estudo e ainda a influência de fatores como outros materiais no dente antagonista.

7 CONCLUSÃO

Com as limitações deste estudo, baseado nos parâmetros de fadiga individuais de cada material avaliado, todos os materiais testados apresentam possibilidade de serem utilizados na reabilitação da face palatina de caninos superiores. No entanto, apesar de maior concentração de tensão, YZ HT apresentou melhores resultados de resistência característica e confiabilidade, sendo, portanto, um material promissor para esse tipo de reabilitação.

REFERÊNCIAS*

Abu-Izze FO, Ramos GF, Borges ALS, Anami LC, Bottino MA. Fatigue behavior of ultrafine tabletop ceramic restorations. *Dent Mater*. 2018 Sep;34(9):1401-9. doi: 10.1016/j.dental.2018.06.017.

Akören AC, Karaağaçlıoğlu L. Comparison of the electromyographic activity of individuals with canine guidance and group function occlusion. *J Oral Rehabil*. 1995 Jan;22(1):73-7. doi: 10.1111/j.1365-2842.1995.tb00213.x.

Alves LMM, Contreras LPC, Bueno MG, Campos TMB, Bresciani E, Valera MC, et al. The wear performance of glazed and polished full contour zirconia. *Braz Dent J*. 2019a Oct 7;30(5):511-8. doi: 10.1590/0103-6440201902801.

Alves LMM, Contreras LPC, Campos TMB, Bottino MA, Valandro LF, Melo RM. In vitro wear of a zirconium-reinforced lithium silicate ceramic against different restorative materials. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019b Dec;100:103403. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.103403.

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

Bahadır HS, Karadağ G, Bayraktar Y. Minimally invasive approach for improving anterior dental aesthetics: case report with 1-year follow-up. *Case Rep Dent*. 2018 Sep 6;2018:1-5. doi: 10.1155/2018/4601795.

Barbosa C, Lino A, Fonseca PLJ. Reabilitação da guia anterior em dentições desgastadas. *J Am Dent Assoc*. 2004;4(2):37-41.

Benitez Sellan PL, Bresciani E. Reshaping a retained deciduous canine with a semidirect composite resin veneer: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2020 Feb;123(2):196-200. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.01.005.

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

Blum IR, Özcan M. Reparative dentistry: possibilities and limitations. *Curr Oral Health Rep.* 2018;5(4):264-9. doi: 10.1007/s40496-018-0191-1.

Boitelle P. Contemporary management of minimal invasive aesthetic treatment of dentition affected by erosion: case report. *BMC Oral Health.* 2019 Jun 21;19(1):123. doi: 10.1186/s12903-019-0807-4.

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

Buzetto SC, Pedreira PR, Damasceno JE, Pierote JJA, Marchi GM, Paulillo LAMS. Minimally invasive approach to diastema closure using lithium disilicate porcelain veneers: clinical report. *Braz Dent Sci.* 2018;21(4):491-7.

Çaglar A, Bal BT, Karakoca S, Aydın C, Yılmaz H, Sarısoy S. Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011 Sep-Oct;26(5):961-9.

Correia A, Fernandes J, Cardoso J, Silva C. CAD-CAM: a informática a serviço da prótese fixa. *Rev Odontol UNESP.* 2006;35(2):183–9.

Costa VLS, Tribst JPM, Borges ALS. Influence of the occlusal contacts in formation of Abfraction Lesions in the upper premolar. *Braz Dent Sci* 2017; 20(4):115-23.

Cuccia A, Caradonna C. The relationship between the stomatognathic system and body posture. *Clinics (Sao Paulo).* 2009;64(1):61-6. doi: 10.1590/s1807-59322009000100011.

D'Amico A. Functional occlusion of the natural teeth of man. *J Prosthet Dent.* 1961;11(5):899-915. doi: 10.1016/0022-3913(61)90148-2.

Dal Piva AMO, Tribst JPM, Benalcázar Jalkh EB, Anami LC, Bonfante EA, Bottino MA. Minimal tooth preparation for posterior monolithic ceramic crowns: Effect on the mechanical behavior, reliability and translucency. *Dent Mater.* 2021 Mar;37(3):e140-e150. doi: 10.1016/j.dental.2020.11.001.

Dal Piva AMO, Tribst JPM, Borges ALS, Souza ROAE, Bottino MA. CAD-FEA modeling and analysis of different full crown monolithic restorations. *Dent Mater.* 2018a Sep;34(9):1342-50. doi: 10.1016/j.dental.2018.06.024.

Dal Piva AMO, Tribst JPM, Bottino MA. Evaluation of shear bond strength and shear stress on zirconia reinforced lithium silicate and high translucency zirconia. *J Oral Research*. 2018;7(1):30-6. doi 10.17126/joralres.2018.007.

Dal Piva AMO, Tribst JPM, Venturini AB, Anami LC, Bonfante EA, Bottino MA, et al. Survival probability of zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: Effect of surface condition and fatigue test load profile. *Dent Mater*. 2020 Jun;36(6):808-15. doi: 10.1016/j.dental.2020.03.029.

Dal Piva AMO, Tribst JPM, Werner A, Anami LC, Bottino MA, Kleverlaan CJ. Three-body wear effect on different CAD/CAM ceramics staining durability. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020 Mar;103:103579. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.103579.

Datte CE, Tribst JP, Dal Piva AO, Nishioka RS, Bottino MA, Evangelhista AM, et al. Influence of different restorative materials on the stress distribution in dental implants. *J Clin Exp Dent*. 2018 May 1;10(5):e439-e444. doi: 10.4317/jced.54554.

Diegues MA. Cerâmica X resina composta: o que utilizar? *Rev Uningá*. 2017; 51(1):37-41.

Donovan T, Nguyen-Ngoc C, Abd Alraheam I, Irusa K. Contemporary diagnosis and management of dental erosion. *J Esthet Restor Dent*. 2021 Jan;33(1):78-87. doi: 10.1111/jerd.12706.

Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*. 2016 Jul;32(7):908-14. doi: 10.1016/j.dental.2016.03.013.

Ericson D. What is minimally invasive dentistry? *Oral Health Prev Dent*. 2004;2 Suppl 1:287-92.

Faria RU, Bottino AL, Antonio M. Zircônia monolítica de alta translucidez na reabilitação sobre implantes. *PróteseNews*. 2016 Jan-Mar;3(1):36-50.

Farias-Neto A, de Medeiros FCD, Vilanova L, Simonetti Chaves M, Freire Batista de Araújo JJ. Tooth preparation for ceramic veneers: when less is more. *Int J Esthet Dent*. 2019;14(2):156-64.

Farias-Neto A, Gomes EM, Sánchez-Ayala A, Sánchez-Ayala A, Vilanova LS. Esthetic rehabilitation of the smile with no-prep porcelain laminates and partial veneers. *Case Rep Dent*. 2015;2015:1-6. doi: 10.1155/2015/452765.

Fennis WMM, Kuijs RH, Kreulen CM, Verdonschot N CN. Fatigue resistance of teeth restored with cuspal-coverage composite restorations. *Int J Prosthodont*. 2004;17:313–7.

Fisher RM, Moore BK, Swartz ML DR. The effects of enamel wear on the metal-porcelain interface. *J Prosthet Dent*. 1983;50:627–31.

Geštakovski D. The injectable composite resin technique: minimally invasive reconstruction of esthetics and function. Clinical case report with 2-year follow-up. *Quintessence Int*. 2019;50(9):712-9. doi: 10.3290/j.qi.a43089.

Gonzaga CC, Cesar PF, Miranda WG Jr, Yoshimura HN. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent Mater*. 2011 Apr;27(4):394-406. doi: 10.1016/j.dental.2010.10.025.

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

Grippio JO, Simring M, Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions. *J Am Dent Assoc*. 2004 Aug;135(8):1109-18. doi: 10.14219/jada.archive.2004.0369.

Hidalgo Calvente A. Cerámicas en restauraciones dentales con tecnología CAD/CAM [tcc]. Bizkaya (ES): Universidad del Pais Vasco; 2019.

Huang X, Zou L, Yao R, Wu S, Li Y. Effect of preparation design on the fracture behavior of ceramic occlusal veneers in maxillary premolars. *J Dent*. 2020 Jun;97:103346. doi: 10.1016/j.jdent.2020.103346.

Itthipongsatorn N, Srisawasdi S. Dentin microshear bond strength of various resin luting agents to zirconia-reinforced lithium silicate ceramics. *J Prosthet Dent*. 2020 Aug;124(2):237.e1-237.e7. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.02.004.

Jagger DC, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of selected restorative materials on dentine. *J Oral Rehabil*. 1995 May;22(5):349-54. doi: 10.1111/j.1365-2842.1995.tb00784.x.

Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent*. 1994;71(5):453-61.

Kulmer S, Ruzicka B, Niederwanger A, Moschen I. Incline and length of guiding elements in untreated naturally grown dentition. *J Oral Rehabil*. 1999 Aug;26(8):650-60. doi: 10.1046/j.1365-2842.1999.00430.x.

Lavigne GJ, Khoury S, Abe S, Yamaguchi T, Raphael K. Bruxism physiology and pathology: an overview for clinicians. *J Oral Rehabil*. 2008 Jul;35(7):476-94. doi: 10.1111/j.1365-2842.2008.01881.x.

Lei L, Zheng L, Xiao H, Zheng J, Zhou Z. Wear mechanism of human tooth enamel: The role of interfacial protein bonding between HA crystals. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020 Oct;110:103845. doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.103845.

Levartovsky S, Pilo R, Shadur A, Matalon S, Winocur E. Complete rehabilitation of patients with bruxism by veneered and non-veneered zirconia restorations with an increased vertical dimension of occlusion: an observational case-series study. *J Prosthodont Res*. 2019 Oct;63(4):440-6. doi: 10.1016/j.jpor.2019.02.006.

Lopes FAM, Araújo CRP, Conti PCR, Tomasi C. Prevalência das facetas de desgaste e sua relação com aspectos oclusais e hábitos parafuncionais. *Rev Odont UNESP*. 2007;36(1):47-52.

Magne P, Schlichting LH, Maia HP BL. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent*. 2010;104(3):149-57.

Marshall GW, Balooch M, Gallagher RR, Gansky SA, Marshall SJ. Mechanical properties of the dentinoenamel junction: AFM studies of nanohardness, elastic modulus, and fracture. *J Biomed Mater Res*. 2001 Jan;54(1):87-95. doi: 10.1002/1097-4636(200101)54:1<87::aid-jbm10>3.0.co;2-z.

Melo RM, Pereira C, Ramos NC, Feitosa FA, Dal Piva AM, Tribst JP, et al. Effect of pH variation on the subcritical crack growth parameters of glassy matrix ceramics. *Int J Appl Ceram Technol*. 2019 Nov;16(6):2449-56.

Min J, Arola DD, Yu D, Yu P, Zhang Q, Yu H, et al. Comparison of human enamel and polymer-infiltrated-ceramic-network material “eNAMIC” through micro- and nano-mechanical testing. *Ceram Int*. 2016;42(9):10631-7. doi: 10.1016/j.ceramint.2016.03.160.

Miralles R. Canine-guide occlusion and group function occlusion are equally acceptable when restoring the dentition. *J Evid Based Dent Pract*. 2016 Mar;16(1):41-3. doi: 10.1016/j.jebdp.2016.01.029.

Mirsiaghi F, Leung A, Fine P, Blizzard R, Louca C. An investigation of general dental practitioners' understanding and perceptions of minimally invasive dentistry. *Br Dent J*. 2018 Sep 14;225(5):420-4. doi: 10.1038/sj.bdj.2018.744.

Monasky GE, Taylor TD. Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold. *J Prosthet Dent*. 1971;25:299–306.

Monteiro JB, Riquieri H, Prochnow C, Guilardi LF, Pereira GKR, Borges ALS, et al. Fatigue failure load of two resin-bonded zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics: effect of ceramic thickness. *Dent Mater*. 2018 Jun;34(6):891-900. doi: 10.1016/j.dental.2018.03.004.

Moreira A, Freitas F, Marques D, Caramês J. Aesthetic rehabilitation of a patient with bruxism using ceramic veneers and overlays combined with four-point monolithic zirconia crowns for occlusal stabilization: a 4-year follow-up. *Case Rep Dent*. 2019 Aug 20;2019:1-7. doi: 10.1155/2019/1640563.

Murdoch-Kinch CA, McLean ME. Minimally invasive dentistry. *J Am Dent Assoc*. 2003 Jan;134(1):87-95. doi: 10.14219/jada.archive.2003.0021.

Muts EJ, van Pelt H, Edelhoff D, Krejci I, Cune M. Tooth wear: a systematic review of treatment options. *J Prosthet Dent*. 2014 Oct;112(4):752-9. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.01.018.

Nagai E, Otani K, Satoh Y, Suzuki S. Repair of denture base resin using woven metal and glass fiber: effect of methylene chloride pretreatment. *J Prosthet Dent*. 2001;85:496–500.

Newton JT, Asimakopoulou K. Minimally invasive dentistry: Enhancing oral health related behaviour through behaviour change techniques. *Br Dent J*. 2017 Aug 11;223(3):147-50. doi: 10.1038/sj.bdj.2017.659.

Nishioka G, Prochnow C, Firmino A, Amaral M, Bottino MA, Valandro LF, et al. Fatigue strength of several dental ceramics indicated for CAD-CAM monolithic restorations. *Braz Oral Res.* 2018 Jun 11;32:e53. doi: 10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0053.

Oh WS, DeLong R, Anusavice KJ. Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2002 Apr;87(4):451-9. doi: 10.1067/mps.2002.123851.

Peck CC. Biomechanics of occlusion implications for oral rehabilitation. *J Oral Rehabil.* 2016 Mar;43(3):205-14. doi: 10.1111/joor.12345.

Penteado MM, Mendes Tribst JP, Dal Piva AMO, Archangelo KC, Bottino MA, Souto Borges AL. Influence of different restorative material and cement on the stress distribution of ceramic veneer in upper central incisor. *Indian J Dent Res.* 2020 Mar-Apr;31(2):236-40. doi: 10.4103/ijdr.IJDR_150_18.

Penteado MM, Tribst JPM, Jurema ALB, Saavedra GSFA, Borges ALS. Influence of resin cement rigidity on the stress distribution of resin-bonded fixed partial dentures. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2019 Aug;22(10):953-960. doi: 10.1080/10255842.2019.1609456.

Pereira FMG. Update on the new polymer infiltrated ceramic network material [dissertação]. Porto (POR): Universidade do Porto. Faculdade de Medicina dentaria: 2019.

Peres KG, Vargas-Ferreira F. Dental erosion. *Oral Epidemiol.* 2021;209-21.

Preis V, Grumser K, Schneider-Feyrer S, Behr M, Rosentritt M. Cycle-dependent in vitro wear performance of dental ceramics after clinical surface treatments. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016 Jan;53:49-58. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.08.009.

Ramfjord A. *Oclusão*. Rio de Janeiro: Interamericana; 1984. 422p.

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

Ravinthar K. Recent advancements in laminates and veneers in dentistry. *Res J Pharm Technol.* 2018;11(2):785-87. Doi: 10.5958/0974-360X.2018.00148.8

Rayapudi J, Usha C. Knowledge, attitude and skills of dental practitioners of Puducherry on minimally invasive dentistry concepts: a questionnaire survey. *J Conserv Dent*. 2018 May-Jun;21(3):257-62. doi: 10.4103/JCD.JCD_309_17.

Reis GR, Vilela ALR, Silva FP, Borges MG, de Freitas Santos-Filho PC, de Sousa Menezes M. Minimally invasive approach in esthetic dentistry: composite resin versus ceramics veneers. *Biosci J*. 2017;33(1):238-46.

Ribeiro-Lages MB, Martins ML, Magno MB, Masterson Ferreira D, Tavares-Silva CM, Fonseca-Gonçalves A, et al. Is there association between dental malocclusion and bruxism? a systematic review and meta-analysis. *J Oral Rehabil*. 2020 Oct;47(10):1304-18. doi: 10.1111/joor.12971.

Sen N, Isler S. Microstructural, physical, and optical characterization of high-translucency zirconia ceramics. *J Prosthet Dent*. 2019 May;123(5):761–8. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.05.004

Rolim RMA, Sarmiento RS, Acl B, Campos F, Pereira SMB, Souza ROA. Desempenho clínico de restaurações cerâmicas livres de metal: revisão da literatura. *Rev Bras Ciencias da Saude*, 2013;(2)309–18. doi: 10.4034/RBCS.2013.17.02.15.

Roscoe MG, Noritomi PY, Novais VR, Soares CJ. Influence of alveolar bone loss, post type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary canines: strain measurement and stress distribution. *J Prosthet Dent*. 2013;110:116–26

Rupawala A, Musani SI, Madanshetty P, Dugal R, Shah UD, Sheth EJ. A study on the wear of enamel caused by monolithic zirconia and the subsequent phase transformation compared to two other ceramic systems. *J Indian Prosthodont Soc*. 2017 Jan-Mar;17(1):8-14. doi: 10.4103/0972-4052.194940.

Soares CJ, Raposo LH, Soares PV, Santos-Filho PC, Menezes MS, Soares PB, et al. Effect of different cements on the biomechanical behavior of teeth restored with cast dowel-and-cores-in vitro and FEA analysis. *J Prosthodont*. 2010;19:130–7.

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

Souza Matos F, Cunha TC, de Oliveira Correia AM, Tribst JPM, Caneppele TMF, Borges ALS. Impact of different restorative techniques on the stress distribution of endodontically-treated maxillary first premolars: a 2-dimensional finite element analysis. *J Research Knowl Spr*. 2020;1(1):11761.

Souza R, Barbosa F, Araújo G, Miyashita E, Bottino MA, Melo R, et al. Ultrathin monolithic zirconia veneers: Reality or future? report of a clinical case and one-year follow-up. *Oper Dent*. 2018 Jan/Feb;43(1):3-11. doi: 10.2341/16-350-T.

Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont* 2008 May-Jun;21(3):217-22.

Tribst JP, Kohn BM, de Oliveira Dal Piva AM, Spinola MS, Borges AL, Andreatta Filho OD. Influence of restoration thickness on the stress distribution of ultrathin ceramic onlay rehabilitating canine guidance: a 3D-finite element analysis. *Minerva Stomatol* 2019 Jun;68(3):126-31. doi: 10.23736/S0026-4970.19.04183-9.

Tribst JPM, Dal Piva AMO, Borges ALS, Anami LC, Kleverlaan CJ, Bottino MA. Survival probability, weibull characteristics, stress distribution, and fractographic analysis of polymer-infiltrated ceramic network restorations cemented on a chairside titanium base: an in vitro and in silico study. *Materials (Basel)*. 2020 Apr 16;13(8):1879. doi: 10.3390/ma13081879.

Tribst JPM, Dal Piva AMO, Penteadó MM, Borges ALS, Bottino MA. Influence of ceramic material, thickness of restoration and cement layer on stress distribution of occlusal veneers. *Braz Oral Res*. 2018 Nov 29;32:e118. doi: 10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0118.

Tumenas I, Pascottos R, Saade JI, Bassani, M. Minimally invasive dentistry. *Rev Assoc Paul Cir Dent* 2014; 68(4):283-95.

Tyas MJ, Anusavice KJ, Frecken JE, Mount GJ. Minimal intervention dentistry--a review. FDI Commission Project 1-97. *Int Dent J*. 2000 Feb;50(1):1-12. doi: 10.1111/j.1875-595x.2000.tb00540.x.

Vailati F, Vaglio G, Belser UC. Full-mouth minimally invasive adhesive rehabilitation to treat severe dental erosion: a case report. *J Adhes Dent*. 2012 Feb;14(1):83-92. doi: 10.3290/j.jad.a21852.

Vailati F. Composite palatal veneers to restore a case of severe dental erosion, from minimally to non invasive dentistry: a 5-year follow-up case report. *It J Dent Med.* 2017;2(1):24-34.

Venturini AB, Bohrer TC, Fontana PE, Fröhlich TT, May LG, Valandro LF. Step-stress vs. staircase fatigue tests to evaluate the effect of intaglio adjustment on the fatigue behavior of simplified lithium disilicate glass-ceramic restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021 Jan;113:104091. doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.104091.

Vita Zahnfabrik [internet]. Vita Enamic; 2019c. [cited 2019 Oct 12]. Available from: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-YZ-HT-25900,27568.html>

Vita Zahnfabrik [internet]. Vita Suprinity; 2019a [cited 2019 May 6]. Available from: https://www.wilcos.com.br/files/9d37f108caf4351ff2a0faf769fc29fevitasuprinityportugu_uspdf.pdf

Vita Zahnfabrik [internet]. Vita YZ HT; 2019b [cited 2019 Oct 12]. Available from: https://www.wilcos.com.br/files/47fcd97e0e835433d1ff9f45f97bb56evitaenamicportugu_uspdf.pdf

Wang Q, Meng Q, Meng J. Minimally invasive esthetic management of dental fluorosis: a case report. *J Int Med Res.* 2020 Oct;48(10):300060520967538. doi: 10.1177/0300060520967538.

Wiegand A, Credé A, Tschammler C, Attin T, Tauböck TT. Enamel wear by antagonistic restorative materials under erosive conditions. *Clin Oral Investigations.* 2017;21(9):2689-93. doi:10.1007/s00784-017-2071-9

Wiley MG. Effects of porcelain on occluding surfaces of restored teeth. *J Prosthet Dent.* 1989 Feb;61(2):133-7. doi: 10.1016/0022-3913(89)90360-0.

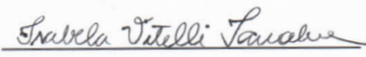
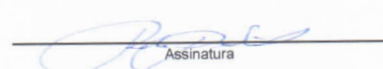
Zimmermann M, Egli G, Zaruba M, Mehl A. Influence of material thickness on fractural strength of CAD/CAM fabricated ceramic crowns. *Dent Mater J.* 2017;36:778–83. doi.org/10.4012/dmj.2016-296.

ANEXO A – Plataforma Brasil



MINISTÉRIO DA SAÚDE - Conselho Nacional de Saúde - Comissão Nacional de Ética em Pesquisa – CONEP

FOLHA DE ROSTO PARA PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS

1. Projeto de Pesquisa: RESISTÊNCIA À FADIGA DE FACETAS LINGUAIS EM CANINOS			
2. Número de Participantes da Pesquisa: 63			
3. Área Temática:			
4. Área do Conhecimento: Grande Área 4. Ciências da Saúde			
PESQUISADOR RESPONSÁVEL			
5. Nome: Isabela Vitelli Tanaka			
6. CPF: 315.660.028-85		7. Endereço (Rua, n.º): PEDRO POMPONAZZI, 789 JARDIM VILA MARIANA SAO PAULO SAO PAULO 04115000	
8. Nacionalidade: BRASILEIRO	9. Telefone: (11) 5058-2890	10. Outro Telefone:	11. Email: isa_vtanaka@hotmail.com
Termo de Compromisso: Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Resolução CNS 466/12 e suas complementares. Comprometo-me a utilizar os materiais e dados coletados exclusivamente para os fins previstos no protocolo e a publicar os resultados sejam eles favoráveis ou não. Aceito as responsabilidades pela condução científica do projeto acima. Tenho ciência que essa folha será anexada ao projeto devidamente assinada por todos os responsáveis e fará parte integrante da documentação do mesmo.			
Data: <u>23 / 09 / 19</u>		 Assinatura	
INSTITUIÇÃO PROPONENTE			
12. Nome: Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos - UNESP		13. CNPJ: 48.031.918/0014-49	14. Unidade/Órgão:
15. Telefone: (12) 3947-9078	16. Outro Telefone:		
Termo de Compromisso (do responsável pela instituição): Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Resolução CNS 466/12 e suas Complementares e como esta instituição tem condições para o desenvolvimento deste projeto, autorizo sua execução.			
Responsável: <u>Rebecca Di Nicolo</u>		CPF: <u>032.327.918/08</u>	
Cargo/Função: <u>Diretor</u>			
Data: <u>23 / 09 / 19</u>		 Assinatura	
PATROCINADOR PRINCIPAL			
Não se aplica.			