



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

GÉNESIS SULAY ALFONZO LEÓN

**EFEITO DO DESENHO DE PREPARO E DO MATERIAL
RESTAURADOR NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES,
SOBREVIVÊNCIA E CARGA MÉDIA DE FRATURA EM FADIGA
DE RESTAURAÇÕES DO TIPO *OVERLAY***

2024

GÉNESIS SULAY ALFONZO LEÓN

**EFEITO DO DESENHO DE PREPARO E DO MATERIAL RESTAURADOR NA
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES, SOBREVIVÊNCIA E CARGA MÉDIA DE FRATURA
EM FADIGA DE RESTAURAÇÕES DO TIPO OVERLAY**

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

Área: Prótese dentária. Linha de pesquisa: Desempenho de materiais reabilitadores protéticos.

Orientador: Prof. Assoc. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra

Co-orientador: Prof. Dr. Guilherme Schmitt de Andrade

São José dos Campos

2024

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2024]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

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

Alfonzo León, Génesis Sulay

Efeito do desenho de preparo e do material restaurador na distribuição de tensões, sobrevivência e carga média de fratura em fadiga de restaurações do tipo overlay / Génesis Sulay Alfonzo León. - São José dos Campos : [s.n.], 2024.

75 f. : il.

Dissertação (Mestrado) - Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Saúde Bucal - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2024.

Orientador: Guilherme de Siqueira Ferreira de Anzaloni Saavedra

Coorientador: Guilherme Schmitt de Andrade

1. Estresse mecânico. 2. Análise de Elementos Finitos. 3. Prótese Dentária. I. Saavedra, Guilherme de Siqueira Ferreira de Anzaloni, orient. II. Andrade, Guilherme Schmitt de, 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. Assoc. Guilherme de Siqueira Ferreira de Anzaloni Saavedra (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dra. Renata Marques de Melo Marinho

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Profa. Dra. Nayara Fernanda Barchetta Villalta

Departamento de Odontologia

Universidade de Taubaté (UNITAU)

São José dos Campos, 5 de fevereiro de 2024.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, **María Lucha León Álvarez** e **Sigilfredo Atilio Alfonso Pilco**, por acreditarem em mim e nunca medir esforços para que meus irmãos eu alcançasse os nossos sonhos.

AGRADECIMENTOS

A **Deus**, que é tudo na minha vida, agradeço-lhe o caminho que, Ele, desenhou para mim, o qual me trouxe até este lugar. Foram e são as Suas forças que mantêm minha fé fervente em todo momento, foi isso que me fez continuar até hoje.

À minha família, que representa tudo para mim. Sempre guardarei na memória o que meus pais, **María León** e **Atilio Alfonzo**, têm feito por mim. Não posso deixar de expressar minha gratidão e menção ao quanto eles se dedicaram intensamente para angariar os recursos necessários para que eu pudesse viajar a San Diego e apresentar um trabalho de pesquisa no congresso da Academy Dentistry Materials (ADM), o que me rendeu uma premiação internacional. À minha sobrinha **Romina Pizarro**, a quem me comprou a passagem de vinda ao Brasil, em março de 2022, a fim de iniciar meu mestrado. Ao meu cunhado **Juan José García**, a quem providenciou o pagamento de uma mala adicional antes da minha vinda ao país, pois a que eu transportava havia excedido o peso permitido. À minha irmã **Andrea Alfonzo**, a quem me enviou o dinheiro com o qual consegui me sustentar durante o primeiro mês no Brasil. Ao meu irmão **José Daniel Alfonzo**, a quem me presenteou com um notebook, enviando-o ao Brasil e proporcionando-me melhores ferramentas de estudo. À minha irmã **Lady Yu-lee**, a quem viajou até o Brasil só para conhecer o lugar onde eu morava e para trazer-me alimentos e roupas. Ao meu cunhado **Daniel Cárdenas**, a quem me inscreveu em um programa da companhia aérea na qual trabalha, garantindo que eu viajasse à Califórnia, com descontos significativos, para apresentar o trabalho que me rendeu o prêmio. A **Irene**, por ser amiga, e nosso maior suporte ao ajudar tanto em tudo o que ela mais conseguiu durante e depois o Covid-19 que sofreu meu pai. Por todas essas ações e muito mais, serei eternamente grata à minha família.

Agradeço a **Otávio Ramos**, meu querido parceiro e companheiro de vida, por estar ao meu lado desde o início desta jornada. Sempre lembrarei das palavras inspiradoras que você me disse: "los sueños se construyen actuando". Você me motivou e nunca me deixou enfrentar isso sozinha. Você tem sido meu pilar e maior

apoio no Brasil; nunca duvidou das minhas capacidades e acreditou no meu potencial para alcançar grandes realizações. Estou profundamente grata a você por ter me introduzido ao mundo acadêmico e por ter destacado a importância dele em nossas vidas. Obrigada por tudo, meu amor.

Agradeço profundamente ao meu grupo de pesquisa, carinhosamente apelidado de “**Saavedra’s Science**”, incluindo os membros mais antigos (**Ana Gomez, Elisa Aboucauch e Guilherme Schmitt**), bem como os recém-chegados (**Tatiana Cursino, Gustavo Macedo e Saulo Conceição**). Desde o primeiro dia, vocês estiveram ao meu lado, seja virtual ou presencialmente; oferecendo ajuda, orientação e direcionamento; permitindo que eu navegasse com sucesso neste novo território denominado pós-graduação. Cada um de vocês me ensinou valiosas lições, sou grata pela amizade e colaboração excepcionais que compartilhamos.

Ao **Prof. Assoc. Guilherme de Siqueira Ferreira de Anzaloni Saavedra**, meu querido amigo e orientador, meu profundo agradecimento por cada vez que me apoiou e ajudou, por ver em mim um grande potencial e acreditar no meu ímpeto cada vez quando eu falava que tinha um novo projeto a ser realizado. Obrigada por ensinar-me a ser uma pessoa mais independente e a criar conexões, que me ajudarão durante toda a vida profissional, seja clínica, seja acadêmica.

À **Prof. Dra. Renata Marques de Melo Marinho**, você é um grande exemplo para mim como pesquisadora, mulher e mãe. Estou muito agradecida por você ser uma grande parceira de pesquisa, pelos seus ensinamentos, por ter me apoiado quando mais precisei e por ter aceitado ser membro da minha Banca.

Ao **Prof. Assoc. Alexandre Luiz Souto Borges**, obrigada pelo apoio incomensurável, sobretudo, por ter acreditado em mim quando decidi fazer o curso online internacional híbrido de Preparo de Cavidades para Restaurações Adesivas, mediante um intercâmbio de conhecimento com os alunos de especialização em Reabilitação Oral da Universidad de Especialidades Espiritu Santo (UEES), e por ter aceitado o convite para ser parte dele. Sou infinitamente grata pela paciência e ajuda.

Ao **Prof. Dr. Pablo Benitez Sellán**, a quem foi a minha primeira conexão com a pós-graduação no Brasil. Sua assistência e apoio desempenharam um papel crucial, você se converteu em um grande parceiro durante esta jornada.

Aos meus professores de pós-graduação, aqueles que me ensinaram e elevaram meu conhecimento, especialmente grata ao **Prof. Dr. Marco Antonio Bottino** por ensinar-me a ser uma melhor profissional. Ao **Prof. Assoc. Lafayette Nogueira Junior** por sempre “ficar no meu pé” e impulsionar-me a fazer tudo com maior dedicação. Aos **Prof. Dr. João Mauricio Ferraz da Silva e ao Prof. Assoc. Eduardo Shigueyuki Uemura** por garantirem-me a oportunidade de estagiar, junto a eles, na disciplina de Prótese parcial removível, na Clínica Integrada Tipo II; isso foi importante, pois me preparou muito bem para tudo aquilo que viria em seguida. Aos **Prof. Assoc. Rubens Nisie Tango e Prof. Dra. Paula Carolina Komori de Carvalho** pelo tempo que pude compartilhar junto a vocês e por me permitirem fazer um estágio voluntário na disciplina de materiais dentários. Aos **Prof. Tit. Sigmar de Mello Rode e Prof. Dr. Wagner de Oliveira** por terem me acolhido tão bem e ter me ensinado tanto durante esta jornada; para mim, vocês são a dupla dinâmica,

Ao **Prof. Assoc. Carlos Rocha Gomes Torres** por sempre estar disposto a ajudar-me e a compartilhar materiais para que eu pudesse levar a cabo minhas pesquisas.

Aos meus amigos **Carol Silva, Amir Dimashkieh, Juliana de Freitas, Karina Barbosa, Jadson Domingues, Larissa Barreto, Laura Calvache, Lucas Tanaka, Matheus Fernandes e Joyce Roma**, da prótese; **Matheus Dutra, Fernanda Sobrinho e Nathalia Carvalho**, da patologia; e **Gabriela Chagas, Roseli Freitas, Vitor Bottesini e Douglas Ferreira**, da dentística, por estarem ao meu lado para estudar, pesquisar, apresentar trabalhos em congressos, atender a pacientes, rir, chorar, brincar, dançar; vocês tornaram esta jornada mais leve. À **Camila Rodrigues e Manassés Grangeiro** por terem me guiado e ensinado com paciência e esmero, vocês foram muito importantes nos meus primeiros passos no mundo da pesquisa em materiais; grata pela parceria, ajuda e amizade. Às minhas queridas **Talita Queiroz, Ellen Randoli e Raquel Coutinho** por me acolherem no meu primeiro estágio de

docência, por me ensinar e compartilhar seus conhecimentos; por tudo, minhas “mamitas” lindas; sem vocês nada seria a mesma coisa. À **Joyce Rodrigues e Elisa Kukulka** por terem me escutado, acolhido e ajudado nas vezes que eu precisei; **Elisa Kukulka**, você é a melhor parceira de rap, grata pela paciência. À **Bianca Tanide**, grata, minha linda, pela sua amizade, acolhimento, ajuda e preocupação com o meu bem-estar desde o dia que nos conhecemos. À **Beatriz Serralheiro, Aline Carvalho e William Simoes** por tudo, meus queridos, juntos iniciamos este sonho, convertemo-nos em amigos e parceiros, agora estamos vendo a nossa evolução e o quanto fomos crescendo do início até agora; sou tão feliz vendo suas conquistas; amo vocês, meus amigos.

À **Larissa Alves** pelo comprometimento e grande ajuda na minha pesquisa, pela paciência e pelo acolhimento naqueles dias em Bauru. Ao **Ernesto Benalcázar e Laura Carvalho**, meus queridos, estou agradecida pelo recebimento, carinho e conselhos de vida.

Ao **Prof. Assoc. Estevam Augusto Bonfante**, sou muito grata pelo apoio à minha pesquisa, por ter aceitado ser membro da minha Banca, pelos conselhos e acolhimento no Laboratório *Cranium*.

Aos Professores, **Profa. Dra. Nayara Fernanda Barchetta Villalta, Prof. Dr. Oscar Marcillo e Profa. Dra. Cassiana Koch Scotti** por ter aceitado ser membros da minha Banca.

Aos meus amigos do **Centro de Odontología Avanzada**, em Guayaquil, Equador, por acreditarem em mim desde que eu ainda era estudante de graduação, por me brindarem a oportunidade de trabalhar na clínica junto a vocês. Ao **Od. Mauro Alcivar Manzo e Od. Andrea Cedeño Alcivar** por terem sido como irmãos, estar sempre preocupados com o meu bem-estar e ajudar-me em completamente tudo o que eu precisava, levo vocês sempre no meu coração.

À **Profa. Dra. Thais Cachuté Paradella** pela ajuda constante, ensinamentos e pela grande paciência; sua presença no laboratório de Materiais Odontológicos e

Prótese faz total diferença; eu tenho aprendido muito com você e sempre serei agradecida por isso.

Ao corpo Técnico do departamento de Materiais odontológicos e Prótese, **Fernando Carlos Fontes** e **Lilian Maria de Almeida Vilela** por sua admirável dedicação. Grata, em especial, à minha querida **assessora administrativa I Juliane Damasceno** pelo esmero e ajuda constantes, sem você o departamento não seria o mesmo.

Aos funcionários da Secretaria de Pós-graduação, **Carolina Lourenço Rei**, **Sandra Mara Cordeiro** e **Jaime Silva Filho** por me ajudarem tanto e ser tão solícitos com tudo que eu precisei.

À equipe da **Biblioteca** pela ajuda na normatização desta dissertação.

Aos **funcionários** do ICT Unesp por contribuírem no funcionamento do campus em qualquer horário.

Ao Instituto de Ciência e Tecnologia da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (ICT Unesp), na pessoa do diretor **Prof. Assoc. Cesar Rogério Pucci** e vice-diretora **Profa. Assoc. Symone Cristina Teixeira**.

A **todos** que de alguma forma contribuíram para este trabalho, meu muito obrigado.

"Não fui eu que ordenei a você? Seja forte e corajoso! Não se apavore nem desanime, pois o Senhor, o seu Deus, estará com você por onde você andar ". Josué 1:9

RESUMO

Alfonzo León GS. Efeito do desenho de preparo e do material restaurador na distribuição de tensões, sobrevivência e carga média de fratura em fadiga de restaurações do tipo *overlay* [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2024.

Este estudo avalia o comportamento em fadiga e distribuição de tensões de três desenhos de preparo para overlays (n=21) (com preparo de istmo [IST], com preparo não retentivo [nRET] e sem preparo de istmo [slST]) e o efeito do material restaurador (resina composta [Tetric CAD] e cerâmica vítrea reforçada por leucita [Empress CAD]) cimentados sobre resina epóxi G10. Com o objetivo de determinar os perfis de carregamento para o ensaio de vida acelerado step-stress (SSALT), três espécimes de cada grupo foram testados monotonicamente, e os demais foram ensaiados até a fratura, em uma máquina de simulação de mastigação. O número de ciclos e a respectiva carga em que cada espécime falhou foi utilizado para análise de sobrevivência, assim como os dados de espécimes sobreviventes ao teste. Foi realizada a análise de probabilidade Weibull. O modo de falha dos espécimes foi avaliado por estereomicroscopia e microscopia eletrônica de varredura. O comportamento biomecânico foi avaliado utilizando a análise por elementos finitos, e a distribuição de tensão foi avaliada considerando os modelos isotrópicos, linearmente elásticos e homogêneos; uma carga axial (200 N) foi aplicada à superfície oclusal dos molares. A concentração de tensão nas restaurações, interfaces adesivas e estrutura dental foi analisada pelo critério de Tensão Máxima Principal. Houve diferença estatística no SSALT entre nRET-RC (1840,46N) e os demais grupos de estudo, no FEA os grupos LEU absorveram maiores picos de tensão e RC os menores. Os diferentes desenhos de preparo para overlay influenciam a resistência à fratura e a distribuição de tensões em restaurações de cerâmica reforçada com leucita e resina composta para CAD/CAM.

Palavras-chave: Estresse mecânico, Análise de Elementos Finitos, Prótese Dentária.

ABSTRACT

Alfonzo León GS. *Effect of preparation designs and restorative material on the fatigue behavior and stress distribution of complete coverage onlays [dissertation]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2024.*

This study assessed the fatigue behavior and stress distribution of three preparation designs for overlays (n=21) (with isthmus preparation [IST], with non-retentive preparation [nRET], and without isthmus preparation [sIST]) and the effect of the restorative material (composite resin [Tetric CAD] and leucite-reinforced glass ceramic [Empress CAD]) cemented on G10 epoxy resin. To determine the loading profiles for the step-stress accelerated life test (SSALT), three specimens from each group were tested monotonically, and the remainder were tested until fracture, in a chewing simulation machine. The number of cycles and the corresponding load at which each specimen failed were used for survival analysis, along with data from surviving specimens. Weibull probability analysis was performed. The failure mode of the specimens was evaluated through stereomicroscopy and scanning electron microscopy. Biomechanical behavior was assessed using finite element analysis, and stress distribution was evaluated considering isotropic, linearly elastic, and homogeneous models; an axial load (200 N) was applied to the occlusal surface of the molars. Stress concentration in restorations, adhesive interfaces, and dental structure was analyzed using the Maximum Principal Stress criterion. There was a statistical difference in SSALT between nRET-RC (1840.46N) and the other study groups. In FEA, the LEU groups absorbed higher stress peaks, and RC groups absorbed lower ones. The different preparation designs for overlays influence the fracture resistance and stress distribution in leucite-reinforced ceramic and composite resin restorations for CAD/CAM.

Keywords: Mechanical Stress, Finite Element Analysis, Dental Prosthesis.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Ilustração dos grupos experimentais.....	32
Figura 2 - Obtenção do modelo parcial a partir da malha do escaneamento	34
Figura 3 - Modelamento da morfologia dos preparos	35
Figura 4 - Modelos em software CAD e CAE	36
Figura 5 – Modelos para análise mecânica estrutural	37
Figura 6 - Obtenção dos preparos em resina G10	38
Figura 7 - Preparos em resina G10	39
Figura 8 - Preparo incluído em cilindro de PVC.....	39
Figura 9 - Preparos projetados no software de desenho DentalCAD 3.1 Rijeka	40
Figura 10 - Restaurações projetadas no software de desenho DentalCAD 3.1 Rijeka	40
Figura 11 - Arquivo em formato “.stl” no software Cerec InLab MC XL	41
Figura 12 - Restauração pronta para ser fresada.....	41
Figura 13 - Sequência utilizada no tratamento de superfície e de adesão na resina G10.....	42
Figura 14 - Sequência utilizada no tratamento de superfície e adesivo na resina Tetric CAD	43
Figura 15 - Cimentação da restauração	43
Figura 16 - Sequência de tratamento superficial e aplicação do Primer Monobond N	44
Figura 17 - Corpo de prova no qual foi aplicado o teste monotônico.....	45
Figura 18 - Máquina de fadiga, Sistema Instron Electropuls E3000 Linear Torsion .	46
Figura 19 – Durante o teste as amostras permaneceram imersas em água destilada	47
Figura 20 - Resultados do <i>Maximum Principal Stress</i>	48

Figura 21 - Histograma da coroa	49
Figura 22 - Histograma do cimento	50
Figura 23 - Gráfico de probabilidade Weibull para todos os grupos de estudo	52
Figura 24 - Gráfico de contorno de Weibull	53
Figura 25 Gráfico mostrando a confiabilidade em função da carga.....	54
Figura 26 – Amostras após teste de fadiga	55
Figura 27 – Critério de falha (fratura)	56
Figura 28 - Critério de falha: trinca que atravessa a restauração	57
Figura 29 - Amostra com trinca que não atravessa inteiramente a restauração.....	57

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

.stl	<i>Standard Triangle Language</i>
Al	Aluminio
Al ₂ O ₃	Óxido de Alumínio
Ba	Bário
BisEMA	Bisfenol A Etoxilado
Bis-GMA	Dimetacrilato de Glicidila Bisfenol A
B ₂ O ₃	Trióxido de Boro
CAD	Desenho assistido por computador, <i>Computer Aided Design</i>
CAE	Engenharia assistida por computador, <i>Computer-Aided Engineering</i>
CAM	Manufatura assistida por computador, <i>Computer Aided Manufacture</i>
CaO	Óxido de Cálcio
Ce	Cério
CeO ₂	Óxido Cérico
CNC	Controle Numérico Computadorizado, <i>Computer Numeric Control</i>
DMA	Monômeros de Dimetacrilato
EDX	Raios X por Energia Dispersiva
EGDMA	Dimetacrilato de Etilenoglicol
FEA	Análise por Elementos Finitos, <i>Finite Element Analysis</i>
HF	Ácido Hidrofluorhídrico
HV	Dureza de Vickers
IC	Intervalos de Confiança
IF	Índice de Fragilidade
IST	Istmo
K	Potássio
KAlSi ₂ O ₆	Cristais de Leucita
K _{Ic}	Tenacidade à Fratura, Tensão crítica no qual os materiais falham por tração
K ₂ O	Óxido de Potássio
LEU	Leucita
m	Módulo de Weibull

MEV	Microscopia Eletrônica de Varrido
MI	Informática de Materiais
MPa	Mega Pascal
MPS	<i>Maximum Prinxcipal Stress</i>
N	Newtons
Na ₂ O	Óxido de Sódio
nRET	Não Retentivo Simplificado
O	Oxigênio
P	Peso
PVC	Policloreto de vinila
RC	Resina Composta
SBS	Resistência de União ao Cisalhamento
Si	Sílicio
SiO ₂	Dióxido de Sílico
sIST	Sem istmo
SSALT	Ensaio de Vida Acelerado Step-Stress, <i>Step stress accelerated Life Test</i>
TEGDMA	Trietilenoglicol
TiO ₂	Dióxido de Titânio
UDMA	Dimetacrilato de Uretano
Vf	Fração Volumétrica
Zn	Zinco
Zr	Zircônio

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	17
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	21
2.1 Resina Composta para CAD/CAM.....	21
2.2 Cerâmica feldespática reforçada por leucita para CAD/CAM	27
2.3 Test de Fadiga: ensaio de vida acelerado <i>step-stress</i>	30
3 PROPOSIÇÃO	31
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	32
4.1 Desenho do estudo	32
4.2 Obtenção da morfologia dos preparos.....	34
4.3 Análise por Elementos Finitos	36
4.4 Confecção dos preparos para o teste de fadiga	38
4.5 Confecção das restaurações.....	40
4.6 Cimentação das restaurações.....	42
4.7 Ensaio de vida acelerado <i>step-stress</i> (SSALT).....	45
4.8 Análise de Fractografia	47
4.9 Análise estatística	47
5 RESULTADO	48
5.1 Análise por Elementos Finitos (FEA).....	48
5.2 Ensaio de vida acelerado <i>step-stress</i> (SSALT).....	51
5.3 Modo de falha	56
6 DISCUSSÃO	58
7 CONCLUSÃO	64
REFERÊNCIAS.....	65

1 INTRODUÇÃO

Define-se *overlay* como uma restauração extracoronária parcial que recobre, protege e reconstrói todas as cúspides (Barrancos M, 2006), sendo essa abordagem uma boa alternativa às coroas totais no tratamento de dentes posteriores, com grandes perdas estruturais (Magne, 2006; Magne et al., 2010). Apesar do excelente desempenho de restaurações em metal, os preparos para restaurações em ligas metálicas ou metal-cerâmicas requerem formas de retenção macromecânicas adicionais, o que significa um maior desgaste de tecido dentário, isto é, uma restauração menos conservadora (Barrancos M, 2006).

A Odontologia restauradora estética atual se deve a evoluções de tecnologia adesiva, a sistemas adesivos confiáveis, a condicionamentos, a cimentos, a resinas compostas indiretas (Gracis et al., 2016); a sistemas CAD CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing), a avanços de material cerâmico e a capacitações profissionais em restaurações adesivas livres de metal (Otto, 2017). O condicionamento do esmalte proposto por (Buonocore, 1955), a adesão à dentina (Fusayama et al., 1979) e o condicionamento ácido fluorídrico das porcelanas dentárias (Saavedra et al., 2009; Simonsen, Calamia, 1982) possibilitaram a realização de restaurações parciais adesivas indiretas, como os laminados cerâmicos, *facet*as, *inlays*, *onlays* e *overlays*.

Com o desenvolvimento de novos materiais restauradores adesivos, o conceito de “odontologia minimamente invasiva” tornou-se cada vez mais discutido, principalmente quando associado à filosofia biomimética (Dal Piva et al., 2019). O preceito desta é a preservação máxima de tecido dental; além disso, a realização de restauração dentária que apresente propriedades físico-mecânicas semelhantes à estrutura do dente natural (Magne, Douglas, 1999; Magne, 2003).

Atualmente, os materiais mais utilizados para confecção de *overlays*, pelas suas propriedades ópticas e mecânicas, são as cerâmicas e resinas compostas, uma vez que apresentam taxas de sobrevivência relativamente semelhantes (Abduo, Sambrook, 2018; Kaytan et al., 2005). Considera-se as cerâmicas um material compatível para esse tipo de reabilitação por suas propriedades físicas, biológicas e ópticas (Guess et al., 2013; Homaei et al., 2016; Sasse et al., 2015), isso permite que

mantenham a cor com o passar do tempo e resistam à abrasão. As resinas compostas para CAD CAM exibem ótima resistência (Rohr et al., 2015), apresentam módulo de elasticidade próximo à dentina; manifestam maior tolerância a danos; e podem ser esculpidas em espessuras reduzidas com menos fratura marginal (Tsitrou et al., 2010).

Apesar de toda a evolução, o desenho de preparo dos dentes posteriores ainda não mostra uma mudança significativa, mantém-se o desenho de retenção mecânica criado para receber uma restauração metálica. Os preparos retentivos com caixa oclusal apresentam as seguintes características: redução oclusal seguindo a inclinação das cúspides, 2 mm em cúspides funcionais, 1,5 mm em cúspides não funcionais; caixa oclusal com 2 mm de largura e 2 mm de profundidade; caixa proximal com 1 mm de espessura e 1 mm de distância da margem gengival; chanfro de 1 mm nas paredes axiais (Dietschi, 1997).

A taxa de sucesso para restaurações parciais indiretas de cerâmica em dentes posteriores varia de 90-95% em 10 anos de acompanhamento (Morimoto et al., 2016); sendo a fratura da restauração o modo de falha mais recorrente (Abduo, Sambrook, 2018; Morimoto et al., 2016), seguido de descolamento da restauração (Abduo, Sambrook, 2018).

O preparo tradicional com caixas e ângulos definidos inicialmente foi idealizado a partir dos conceitos adotados para as restaurações não adesivas, apresentando formas de retenção mecânica, estabilidade e formas para manutenção da rigidez estrutural do material (Banks, 1990). Porém, com o desenvolvimento da odontologia adesiva, esses princípios têm sido questionados, pois a presença dessa geometria complexa promove alta concentração de tensões na restauração, na interface adesiva e na estrutura dentária (Andrade et al., 2021; Gomes et al., 2021); especialmente nos ângulos de transição das superfícies do preparo, essas regiões podem ser consideradas potenciais pontos de ruptura para as restaurações (Clausen et al., 2010; Guess et al., 2013).

Foi constatado que o preparo da caixa oclusal gera mais desgaste potencial para a estrutura dentária sadia; nesse sentido, o preparo guiado pela morfologia dentária seria mais conservador (Veneziani, 2017). Além disso, foi observado que o preparo da caixa oclusal gera efeito de cunha no remanescente dentário (Eakle et al., 1986); sendo assim, (Veneziani, 2017) propôs o conceito de não exigência de preparo

de istmo oclusal, mas recomenda o preparo de caixas geométricas interproximais com espessura homogênea de 1-1,5 mm.

Outro conceito que também visa adaptar os princípios dos preparos dentários às características dos materiais restauradores adesivos contemporâneos é proposto por (Politano et al., 2018), denomina-se “preparo não retentivo simplificado”, que pretende fazer a restauração funcionar como uma unidade biomecânica, com a estrutura dental remanescente. Essa última proposta inclui redução oclusal (2 mm em cúspides funcionais; 1,5 mm em cúspides não funcionais) seguindo a morfologia natural do dente, não preparo de istmo; ângulos e paredes arredondados, caixa proximal em forma de “U”, com transição suave e bisel oblíquo nos ângulos cavosuperficiais.

Os preparos não retentivos com geometria simplificada podem transformar as tensões de tração negativas para restaurações cerâmicas em tensões de compressão não prejudiciais (Milicich, 2017; Politano et al., 2018). Esse aspecto também foi detectado por (Falahchai et al., 2020), que descobriram que desenhos simplificados de preparo para *onlays* de recobrimento total sem formas de retenção reduziam a incidência de fratura da restauração. Uma vez que o padrão de falha clínica mais frequente é a fratura da restauração (Abduo, Sambrook, 2018; Morimoto et al., 2016), o preparo não retentivo pode aumentar a longevidade desse tipo de restauração.

Outro fator importante dos preparos não retentivos é que o desenho do preparo com geometria arredondada, suave e com ângulos abertos resulta em modelos digitais com maior acurácia, enquanto preparos tradicionais mais complexos geram maior discrepâncias nas regiões proximal e de istmo (Andrade et al., 2022).

São necessários estudos de fadiga que avaliem se a geometria do preparo pode interferir na resistência à fratura das restaurações ou na distribuição de tensões na restauração/substrato. Informações importantes como análise de sobrevivência através de análise de Weibull podem ser obtidas com esse modelo (Bonfante, Coelho, 2016).

Além da análise do comportamento em fadiga, o método por análise de elementos finitos (FEA) possui a capacidade de modelar matematicamente estruturas complexas com geometrias irregulares de tecidos naturais e artificiais. Com isso, torna-se possível a aplicação de um sistema de forças não destrutivas em qualquer direção, promovendo, assim, informações sobre o deslocamento e o grau de tensão

provocado por essas cargas ao elemento dentário ou ao tecido analisado; além disso, permite prever o comportamento mecânico e estrutural dos materiais. (Lotti, et al, 2006).

Considerando o exposto e seguindo os conceitos atuais de biomimética e bioemulação, o presente trabalho tem como objetivo avaliar o efeito dos preparos para overlay considerando três diferentes desenhos: com preparo de istmo oclusal (IST) (Dietschi, D, 1997); sem preparo de istmo (sIST) (Veneziani, 2017); e com preparo não retentivo simplificado (nRET) (Politano et al., 2018). Além disso, dois materiais restauradores serão considerados, sendo eles, cerâmica e resina compostas, na distribuição de tensões, sobrevivência e carga média de fratura em fadiga de restaurações do tipo *overlay*. O sistema CAD CAM será utilizado para produzir as restaurações, as quais serão submetidas ao teste de sobrevivência à fadiga, além da análise por elementos finitos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Para facilitar a compreensão do tema, a revisão de literatura foi dividida em quatro tópicos principais, os quais apresentam uma contextualização da problemática dos assuntos estudados. Os tópicos abordarão os seguintes temas: Resina Composta para CAD/CAM; cerâmica feldespática reforçada por leucita para CAD/CAM; Test de Fadiga: Ensaio de vida acelerado *step-stress*.

2.1 Resina Composta para CAD/CAM

Os blocos de resina são produzidos industrialmente utilizando o método de polimerização, sob alta temperatura e pressão (Nguyen et al., 2014), caracterizam-se por serem compostos de uma matriz orgânica e uma elevada quantidade de partículas inorgânicas (Gracis et al., 2016; Papathanasiou et al., 2023). Os blocos são utilizados na manufatura subtrativa e aplicados clinicamente na criação de restaurações unitárias, como facetas, *inlays*, *onlays*, *overlay*, coroas anteriores e posteriores, através da tecnologia CAD/CAM (Mainjot et al., 2016; Rexhepi et al., 2023).

O pioneiro foi o 3M™ Paradigm™ MZ100 Block for CEREC® (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) fabricado a partir do material restaurador Z100™, continha 85% em peso de partículas cerâmicas de zircônia-sílica e era reforçado por uma matriz polimérica de dimetacrilato de glicidila bisfenol A (Bis-GMA) e trietilenoglicol (TEGDMA), de acordo com os dados do fabricante (3M Dental, 2008). A partir dele, uma ampla gama de compósitos resinosos para CAD/CAM foi comercializada (quadro 1). Isso gerou a necessidade de um estudo mais aprofundado sobre a microestrutura, composição da matriz e carga inorgânica desses materiais, uma vez que as propriedades são significativamente influenciadas por sua composição e características microestruturais (Ferracane et al., 2014; Padilha, 2007; Rexhepi et al., 2023).

Quadro 1 - Dados da composição e peso de vários blocos de resina composta CAD/CAM

(continua)

Material	Fabricante	Matriz orgânica P%	Matriz inorgânica	P%	Vf%	Ref.
Lava™- Ultimate	3M Deutschland GmbH, Neuss, Germany	Bis-GMA, UDMA, Bis- EMA, TEGDMA 20 – 21%	Sílica (20 nm) e zircônia (4–11 nm) nanopartícula	80-81	-	** *** ****
Shofu Block	Shofu Dental GmbH, Ratingen, Germany	UDMA, TEGDMA 39%	Sílica, sílica pirogênica e silicato de zircônio	61-75	-	*** **** *****
Cerasmart	GC Corporation, Tokyo, Japan	Bis-MEPP, UDMA, DMA 29%	Nanopartículas de sílica (20 nm) e vidro de bário (300 nm)	71	-	*** ****
BRILLIAN T Crios	COLTENE Holding AG, Altstätten, Switzerland	Cross-Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA 30%	Vidro de bário (<1,0 µm) sílica amorfa (<20 nm)	70,7	-	*** ****
Grandio® blocs	VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany	UDMA, DMA 14%	Enchimento de vidro de silicato	86	-	** ***

Quadro 1 - Dados da composição e peso de vários blocos de resina composta CAD/CAM

<i>(conclusão)</i>						
Material	Fabricante	Matriz orgânica P%	Matriz inorgânica	P%	Vf%	Ref.
Tetric®- CAD	Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Germany	Bis-GMA, Bis- EMA, TEGDMA, UDMA	Vidro de silicato de alumínio e bário ($<1 \mu\text{m}$) dióxido de silício ($<20 \text{nm}$)	71,1	-	***
Katana Avencia Block	Kuraray- Noritake, Miyoshi, Japan	UDMA, TEGDMA	Óxido de alumínio (20 nm), SiO ₂ (40 nm)	62	-	****

Fonte: * Dados fornecidos pelo fabricante; ** (Alamouh et al., 2018); *** (Papathanasiou et al., 2023); **** (Vichi et al., 2023); ***** (Lukomska-Szymanska et al., 2023).

A matriz polimérica promove ou modula a reação de polimerização e consiste em diferentes monômeros de dimetacrilato (DMA). O Bis-GMA é o mais utilizado, no entanto, adicionaram-se monômeros de menor peso molecular, TEGDMA e dimetacrilato de etilenoglicol (EGDMA), uma vez que diluem o Bis-GMA, facilitando a adição de cargas inorgânicas. Como contrapartida, a dissolução do Bis-GMA aumenta a contração de polimerização dos compósitos (Ferracane, 2011; Peutzfeldt, 1997). Por conseguinte, monômeros como o dimetacrilato de uretano (UDMA) e o dimetacrilato de bisfenol A etoxilado (BisEMA) são adicionados à matriz polimérica ou usados como alternativa ao Bis-GMA, pois apresentam menor viscosidade, sorção de água e maior grau de conversão, melhorando as propriedades mecânicas nos compósitos (Barszczewska-Rybarek, 2014; Barszczewska-Rybarek et al., 2020; Sideridou et al., 2004; Wendler et al., 2021).

Em segundo lugar, a incorporação de carga inorgânica contribui para aprimorar a resistência à flexão, a rigidez e o coeficiente de expansão térmica (Blackburn et al., 2018; Lukomska-Szymanska et al., 2023; Peutzfeldt, 1997). De acordo com pesquisas realizadas, a maioria dos blocos disponíveis no mercado contêm partículas de óxido de sílica (SiO_2). No entanto, a análise, utilizando a técnica de espectroscopia de raios X por energia dispersiva (EDX), identificou a presença de outros elementos dispersos, tais como oxigênio (O), alumínio (Al), silício (Si), bário (Ba), zircônio (Zr), potássio (K), zinco (Zn) e cério (Ce) (Della Bona et al., 2014; Papathanasiou et al., 2023). Além disso, ao empregar microscopia eletrônica de varredura com ampliação variando de 5000x a 50.000x, foi possível observar que o preenchimento inorgânico apresenta um diâmetro que varia de aproximadamente 100 nm a 12 μm ; que a microestrutura exhibe uma distribuição uniforme, bem como formatos irregulares, esféricos e arestas (Ille, 2020; Koenig et al., 2021; Papathanasiou et al., 2023). É importante ressaltar que o tamanho das partículas de preenchimento tem impacto tanto na dureza e no brilho superficial. Sendo assim, a tendência é que quanto menor o tamanho da carga, menor a redução do brilho superficial; e quanto maior o tamanho da carga, maior a sua dureza (Suzuki et al., 2023).

Em terceiro lugar, a fração volumétrica (V_f) é um parâmetro que possibilita a avaliação da quantidade das microestruturas dos materiais, expressando esse valor em forma de porcentagem (%) (Padilha, 2007). Uma maior $V_f\%$ das partículas inorgânicas contribui para melhorar o comportamento mecânico dos compósitos (Nguyen et al., 2014). Contudo, informações relacionadas à $V_f\%$ das cargas são limitadas, pois a maioria dos fabricantes fornece o teor de carga em termos de peso (P), em vez de volume (Mainjot et al., 2016). Dessa forma, é possível que uma carga apresente um valor de P superior, mesmo com uma menor $V_f\%$, e vice-versa. No estudo de Koenig et al. (2021), foi realizada uma caracterização do P e $V_f\%$ de vários compósitos, indicando discrepâncias em relação ao peso quando comparado com as informações divulgadas pelos fabricantes, revelando valores de $V_f\%$ (quadro 2).

Por fim, estudos sobre biocompatibilidade, viabilidade celular e citotoxicidade têm demonstrado que a técnica de produção dos blocos de resinas compostas através de polimerização de alta temperatura (180°C) e pressão (250 MPa) não exhibe efeitos adversos nas células-tronco orais (Alamouh et al., 2020; Ille et al., 2023; Tassin et

al., 2016), apesar de que exista uma liberação de monômeros residuais ao longo do tempo (Barutçigil et al., 2021). Além disso, os principais benefícios com esse processo de manufatura foram uma elevada conversão dos monômeros e alta reticulação dos polímeros. Simultaneamente, melhorou a integração e ligação entre partículas inorgânicas e o material orgânico, possibilitando uma maior incorporação de volume das cargas. Como resultado, observou-se uma redução significativa de defeitos, melhorando as propriedades mecânicas dos materiais. (Nguyen et al., 2014, 2013, 2012).

O estudo conduzido por (Grzebieluch et al., 2021) revelou variações nos valores de resistência à flexão (σ_f (MPa)) e no módulo de elasticidade (E_f (GPa)) de diversas resinas CAD/CAM. Estes resultados apontaram que Grandio® blocs apresentou os valores mais elevados de σ_f e E_f , com 186,02 MPa e 16,95 GPa, respectivamente; seguido por Tetric ®-CAD (170,65 MPa; 10,56 GPa), BRILLIANT Crios (170,46 MPa; 11,14 GPa), Katana Avencia Block (142,79 MPa; 8,39 GPa). Em contraste, os valores mais baixos foram observados em Cerasmart, com 136,27 MPa e 8,45 GPa; e Shofu Block, com 120,38 MPa e 8,26 GPa. Ademais, conforme evidenciado na pesquisa de (Wendler et al., 2021), a tenacidade à fratura (K_{Ic}) de certos compósitos varia de 0,99 MPa·m^{1/2} a 1,42 MPa·m^{1/2}, a qual diminui cerca de 21% a 37% após o armazenamento em água destilada, por um período de 60 dias.

Atualmente, a "Informática de Materiais" (MI) utiliza a computação para aprimorar composições e alcançar as propriedades desejadas em materiais, por meio de "*deep learning*" (Yamaguchi et al., 2023). Um modelo prevê que, para obter resistência à flexão de 269,5 MPa, é necessário incluir o monômero UDMA, entre 82% e 85% do peso total de componentes inorgânicos, os quais poderiam incluir SiO₂ e vidro de Bário, contendo ou não Al₂O₃. No entanto, a principal limitação é a síntese desses possíveis novos materiais devido à complexidade do processo de fabricação (Yamaguchi et al., 2023).

Quadro 2 - Quantidade de Vf% de blocos de resina composta CAD/CAM

Material	Fabricante	Matriz orgânica	P%	Vf%
Lava™- Ultimate	3M Deutschland GmbH, Neuss, Germany	Si, Zr	72.0 - 72.3	65.8 - 67.1
Shofu Block	Shofu Dental GmbH, Ratingen, Germany	Si, Zr	61.6 - 62.5	71.2 - 74.4
Cerasmart	GC Corporation, Tokyo, Japan	Si, Al, Br	64,5 - 64,8	37,2 - 39,2
BRILLIANT Crios	COLTENE Holding AG, Altstätten, Switzerland	Si, Al, Br	69,4 69,8	37,2 46,6
Grandio® blo cs	VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany	Si, Al, Br	82.3 83.1	51.8 53.3
Tetric ® CAD	Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Germany	Si, Al, Br	69.4	44.9 45.5

Fonte: (Koenig et al., 2021)

Uma questão relevante a ser considerada é o comportamento adesivo dos blocos de resina composta. A técnica de jateamento com partículas de óxido de alumínio (Al), variando entre 30 e 50 μm , é empregada para criar um entramento micromecânico que altera a topografia superficial, gerando rugosidades que, por sua vez, ampliam a área de superfície. Isso é crucial para aprimorar ou melhorar o processo de adesão a outros materiais. No entanto, é importante notar que o seu uso tem sido associado a uma redução na resistência do material, uma vez que provoca alterações nas propriedades da superfície e aumenta o risco de fratura (Nagasawa et al., 2022). Esse problema tem impulsionado a exploração de alternativas no que diz

respeito ao tratamento de superfície. No estudo conduzido por (Abdou et al., 2021) foram comparados dois tratamentos de superfície em blocos de resina: o ácido hidrofluorídrico a 9,6% (HF) durante 60 segundos e o jateamento com partículas de 50 μm de Al_2O_3 (SB) a 2 bar de pressão, juntamente com dois tipos de soluções de adesão, silano e adesivo universal. Os resultados indicaram que tanto o HF quanto o SB resultaram em um aumento da rugosidade superficial. No entanto, a intensidade da rugosidade causada pelo HF varia conforme o tamanho da carga adicionada aos blocos de resina. Por outro lado, a aplicação de *primer* cerâmico não aumenta a adesão em resinas compostas, tanto quanto o uso de adesivos universais. Porém, devem ser executados estudos a longo prazo, para determinar a durabilidade da união, visto que o fenômeno de adesão é um fator determinante na longevidade no tratamento restaurador.

Em relação ao desempenho de restaurações utilizando blocos de resina para CAD/CAM, o estudo feito por (Fasbinder et al., 2020) analisou 120 *onlays* CAD/CAM, dos quais 60 eram feitos de cerâmica reforçada com leucita (IPS EmpressCAD/Ivoclar Vivadent SchaanLiechtenstein) e 60 *onlays* de nanocerâmica (Lava Ultimate/3M). O estudo revelou que apenas quatro *onlays* reforçados com leucita e um onlay de nanocerâmica apresentaram fraturas, precisando ser substituídos. Desta forma, o estudo mostrou que os *onlays* de nanocerâmica tiveram uma incidência de fraturas menor do que os *onlays* de cerâmica reforçada com leucita, e ambos apresentaram um risco muito baixo de fratura.

2.2 Cerâmica feldespática reforçada por leucita para CAD/CAM

A cerâmica feldespática é indicada para a criação de facetas e coroas no sector anterior, apresenta uma microestrutura vítrea composta por silicato de alumínio hidratado, feldspato natural e quartzo. Ela é disponibilizada na forma de pó, misturada com um líquido de modelagem para a criação estratificada de restaurações completamente cerâmicas e para a cobertura de estruturas metálicas (Gracis et al., 2016). Esse material é conhecido por proporcionar brilho, cor, intensidade e transparência à restauração final, resultando em alto nível estético. Entretanto, sua

resistência à flexão varia de 70 MPa a 90 MPa, o que as torna as cerâmicas fracas (Warreth and Elkareimi, 2020). Além disso, um dos principais problemas com este método de confecção de restaurações é a delaminação e a introdução de defeitos internos, o que origina um lascamento que muitas vezes termina na fratura do material (Green, 1998; Munz, Fett, 1999).

Com a premissa de que o processo conhecido como “fusão incongruente” forma a leucita, a partir da rocha de feldespato com teor de óxido de potássio (K_2O) superior a 11%, conforme observado por (Orcowski, Koenig, 1941), ela foi introduzida para aprimorar as propriedades mecânicas das cerâmicas de vidro. Posteriormente os cristais de leucita ($KAlSi_2O_6$) foram sintetizados, representando de 17% a 25% do peso total das cerâmicas, os quais permitiram alto coeficiente de expansão térmica e diminuição de delaminação (Kelly, Benetti, 2011). A nova cerâmica é disponibilizada na forma de pó e líquido, no mercado (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, 2003).

No entanto, com o desenvolvimento da tecnologia de injeção, em 1991, a Ivoclar Vivadent criou o IPS Empress, a primeira cerâmica prensada e comercializada no mundo, a qual tem uma fase vítrea e uma fase cristalina de $KAlSi_2O_6$, com tamanho médio de 1 – 5 μm , composta por 55 % de peso de dióxido de silício (SiO_2); e componentes adicionais, como óxido de alumínio (Al_2O_3), óxido de sódio (Na_2O), trióxido de boro (B_2O_3), óxido de cálcio (CaO), dióxido de titânio (TiO_2) e óxido cérico (CeO_2), essa combinação retarda, interrompe e/ou desacelera a propagação de trincas, absorvendo a energia de fratura. Além disso, apresenta resistência à flexão de 120 MPa a 160 MPa, o que a permite ser indicada para uso no setor anterior e posterior, na criação de restaurações unitárias, como coroas, *inlays*, *onlays* e *overlays*, através do método de cera perdida, conforme os dados do fabricante (Ivoclar Vivadent AG Research & Development, 2006).

Com o aparecimento das tecnologias CAD/CAM (Mörmann, Brandestini, 1987), foram desenvolvidas variedades de material destinadas a aplicação em tal combinação. Entre esses materiais, encontram-se os blocos de cerâmica feldespática reforçados por leucita. O pioneiro a ser disponibilizado no mercado foi o VITABLOCKS® Mark II. Posteriormente, foi criado o bloco IPS Empress CAD com propriedades semelhantes àquelas cerâmicas usadas para injeção, segundo os dados do fabricante (Ivoclar Vivadent AG Research & Development, 2006). Contudo, um estudo recente

realizado por (Vichi et al., 2022) demonstrou que a resistência à flexão (σ_f /MPa) desses materiais varia de 127,65 MPa a 131,16 MPa. Por outro lado, (Porto et al., 2019) estudaram o índice de fragilidade (**IF**) e sua relação com a dureza de Vickers (**HV**) e tenacidade à fratura (**K_{Ic}**) de vários materiais para CAD/CAM, mostrando que, com valores mais altos de **IF** e **HV**, os materiais são mais susceptíveis, o que pode levar a trincas e falhas internas; ademais, quanto mais baixo o valor de **K_{Ic}**, menor a fragilidade. Os valores médios **IF**, **HV** e **K_{Ic}** para a cerâmica reforçada por leucita foram de 1,77 $\mu\text{m}^{-1/2}$; 5,74 GPa; e 1,43 MPa·m^{1/2} respectivamente. Esse estudo também concluiu que, quando o procedimento de fresamento é controlado, se pode evitar lascamento prematuro das bordas.

Quanto ao meio de união, precisa-se de condicionamento com ácido hidrófluorídrico (HF) e de aplicação de *primer* de silano, assim o HF gera rugosidades, aumentando a energia superficial e a interação entre o agente de ligação e o silano (Brentel et al., 2007; Kimmich, Stappert, 2013). O estudo conduzido por (Veríssimo et al., 2019) examinou diferentes durações de tratamento de superfície com ácido hidrófluorídrico (HF), a concentrações de 5% e 10%, variando entre 20 e 60 segundos; eles também investigaram o impacto desses tratamentos na resistência de união ao cisalhamento (SBS) com cimento resinoso. Os resultados da microscopia eletrônica de varredura revelaram que o grupo que recebeu HF a 10% por 60 segundos apresentou a maior porosidade superficial; além disso, foi o que apresentou maior SBS. No entanto, a recomendação foi usar 5% de HF por 20 segundos para minimizar o risco de degradação excessiva do vidro e, por conseguinte, maior risco de fratura do material. Por outra parte, (© Ivoclar Vivadent AG, 2017) recomenda tratamento de superfície com 5% de HF, durante 60 segundos, seguido por aplicação de silano; ou o uso de Monobond Etch&Prime® aplicado durante 20 segundos, deixando-o reagir por 40 segundos.

A respeito da estimativa de vida, uma pesquisa conduzida por (Belli et al., 2016), ao analisar diferentes tipos de cerâmicas, revelou que o período estimado para que 10% das restaurações *onlays* e *inlays* avaliadas feitas com blocos CAD/CAM apresentem falhas é entre 10,9 e 12,9 anos para a cerâmica reforçada com leucita (IPS Empress CAD, Ivoclar vivadent) (Belli et al., 2016).

2.3 Test de Fadiga: ensaio de vida acelerado *step-stress*

O uso de métodos de testes mecânicos *in vitro* tornam-se fundamentais para caracterizar os materiais usados na odontologia restauradora. Estes permitem simular modos clínicos de fratura quando avaliados sob fadiga. O Ensaio de vida acelerado *step-stress* (*Step stress accelerated life test* - SSALT) tem sido amplamente utilizado para avaliar o tempo de vida de restaurações (Benalcazar et al., 2023; Bergamo et al., 2022; Bonfante et al., 2010), através deste método são extrapolados os comportamentos de falha de um produto em condições normais a partir de dados de vida obtidos em níveis de estresse acelerado. Além disso, pode-se obter informações de confiabilidade, por exemplo, probabilidade de falha em um tempo mais curto; ademais, pode-se fazer inferências sobre locais de início de fratura crítica da restauração (Bonfante, Coelho, 2016; Dal Piva et al., 2021).

Em SSALT, são usados 18 espécimes, os quais são divididos em três perfis de carga: leve (9), moderado (6) e agressivo (3). Para cada um dos perfis, estão previstos números distintos de ciclo, no entanto, todos são programados para chegar à mesma carga final em Newton (N). Cada espécime então é submetido a uma carga constante durante um tempo determinado. Essa carga é incrementada gradualmente ao longo de um período de ciclos, até a falha ou suspensão. Para saber o valor de carga inicial que receberá o espécime, primeiramente é realizado um teste de compressão única até a falha, em 3 espécimes para cada grupo; e aproximadamente 30% do valor da média do resultado é usado como referência para decidir o perfil de carga inicial (Bonfante, Coelho, 2016).

O modelo de relação vida-estresse usado para analisar dados de SSALT, e a Distribuição de Weibull, onde o valor da carga e o número de ciclos até a falha, são utilizados. Essa distribuição é frequentemente empregada para representar dados que envolvem durabilidade, confiabilidade e tempo de vida dos produtos, bem como falhas (Bonfante, Coelho, 2016).

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi avaliar o efeito do desenho do preparo e do material restaurador na distribuição de tensões, na sobrevivência e no teste de vida acelerado por estresse em carga média de fratura em fadiga de restauração do tipo *overlay*.

As hipóteses nulas foram:

H₀₁: O desenho do preparo não influenciará no comportamento biomecânico de fadiga e na distribuição de tensões;

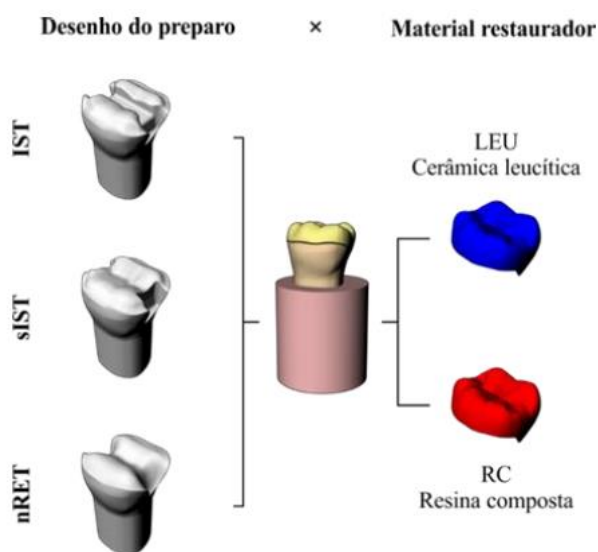
H₀₂: O material restaurador não influenciará no comportamento biomecânico de fadiga e na distribuição de tensões.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Desenho do estudo

Este estudo consistiu em um delineamento fatorial 3×2 ($n=21$) considerando os seguintes fatores experimentais: desenho do preparo em três níveis (IST, sIST e nRET); e material restaurador em 2 níveis (LEU e RC cerâmica vítrea reforçada por cristais de leucita; resina composta nanohíbrida para CAD/CAM). Os grupos foram avaliados quanto a distribuição de tensões pelo método de análise por elementos finitos; sobrevivência e carga média de fratura em fadiga pelo ensaio de vida acelerado *step-stress*. Para isso, restaurações parciais indiretas de cobertura total foram cimentadas em modelos de resina epóxi G10 (Nema Grade G10, International Paper, Memphis, EUA), simulando a estrutura dentária, de acordo com o desenho do preparo e material restaurador. Os grupos experimentais estão ilustrados na Figura 1 e os materiais estão detalhados no Quadro 3.

Figura 1 - Ilustração dos grupos experimentais



Legenda: Diferentes desenhos do preparo, e material restaurador, usados na pesquisa.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Quadro 3 Lista de materiais usados: nome comercial, fabricante e número de lote

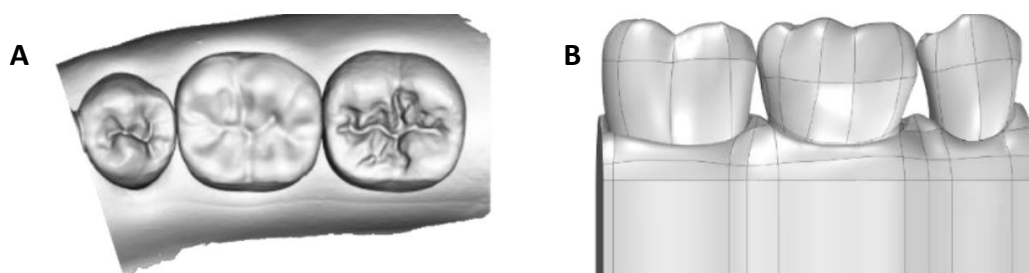
Material	Nome comercial	Fabricante	Número de lote
Bloco de cerâmica vítrea reforçada por leucita para CAD/CAM	IPS EMP CAD Cerec/InLab LT D3/C14	Ivoclar, Schaan, Liechtenstein	X00300
Bloco de resina composta para CAD/CAM	Tetric® CAD HT A3/C14	Ivoclar, Schaan, Liechtenstein	Z032MJ
Óxido de Alumínio	Óxido de Alumínio 50µm	Bio-art, Brasil	2538777
Ácido hidrofúorídrico	Condac porcelana 10%	FGM, Dentscare, Joinville, SC, Brasil	230123
Adesivo universal	Tetric® N-Bond Universal	Ivoclar, Schaan, Liechtenstein	Z02C7M
Cimento resinoso dual	Variolink N Cataliyst Yellow /Low	Ivoclar, Schaan, Liechtenstein	Z021SV
Cimento resinoso dual	Variolink N Base Yellow /Low	Ivoclar, Schaan, Liechtenstein	Z01V4Z
Monômero	Monobond N	Ivoclar, Schaan, Liechtenstein	Z01LVG

Fonte: Elaborada pelo autor com base aos dados dos fabricantes.

4.2 Obtenção da morfologia dos preparos

Para a obtenção dos modelos, o sextante inferior direito de um manequim odontológico (MOM, Marília, Brasil) foi digitalizado com um escâner intraoral (CS 3600, Carestream, New York, EUA). A malha em formato “.stl” obtida foi importada para um software de desenho CAD (*Computer Aided Design*) que utiliza a linguagem NURBS (Non-Uniform Rational Basis Spline) (Rhinoceros 7.0SR8, McNeill North America, Seattle, EUA). Utilizou-se como base a malha gerada pelo escaneamento para confeccionar um modelo tridimensional de segundo pré-molar, primeiro e segundo molares inferiores. (Figura 2).

Figura 2 - Obtenção do modelo parcial a partir da malha do escaneamento



Legenda: A) Malha tridimensional obtida a partir do escaneamento do manequim odontológico; B) Modelo parcial confeccionado a partir da malha 3D utilizada nos estudos.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Após a confecção do modelo dos dentes hígidos, desenhos de diferentes preparos de overlay para primeiro molar inferior foram modelados de acordo com as seguintes recomendações:

- a) **Overlay com preparo de istmo (IST):** redução oclusal seguindo a inclinação das cúspides (2 mm nas cúspides funcionais, 1,5 mm nas cúspides não funcionais); caixa oclusal com 2 mm de largura e 2 mm de profundidade; caixa proximal com 1 mm de profundidade e 1 mm de distância da margem gengival;

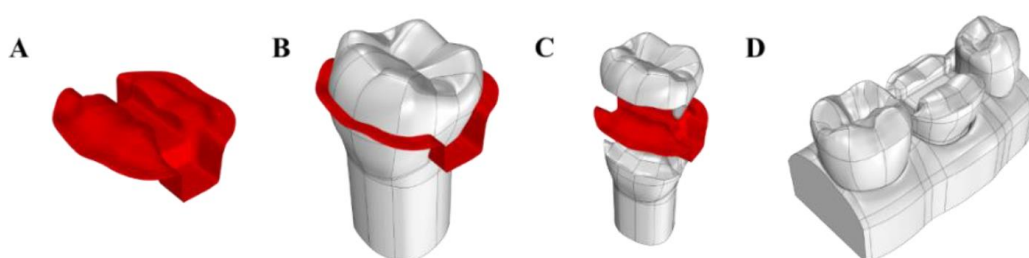
chanfro de 1 mm nas paredes axiais. Todas as paredes axiais foram modeladas com uma expulsividade de 6°;

b) Sem preparo de istmo (sIST): redução oclusal seguindo a inclinação e morfologia das cúspides (2 mm nas cúspides funcionais, 1,5 mm nas cúspides não funcionais); sem preparo de istmo; preparação de chanfro de 1 mm nas paredes axiais; caixa proximal com 1 mm de profundidade e com expulsividade de 6° da parede axial da caixa proximal;

c) Preparo não retentivo simplificado (nRET): redução oclusal seguindo a morfologia natural do dente (2 mm em cúspides funcionais, 1,5 mm em cúspides não funcionais); sem preparo de istmo; todos os ângulos e paredes arredondadas; caixa proximal em forma de U com transição suave e bisel oblíquo nos ângulos cavosuperficiais.

A morfologia externa dos preparos foi modelada em formato de superfície. O comando de subtração booleana, utilizando a superfície de cada preparo, foi aplicado no modelo do primeiro molar hígido para a obtenção dos modelos dos dentes preparados (Figura 3).

Figura 3 - Modelamento da morfologia dos preparos

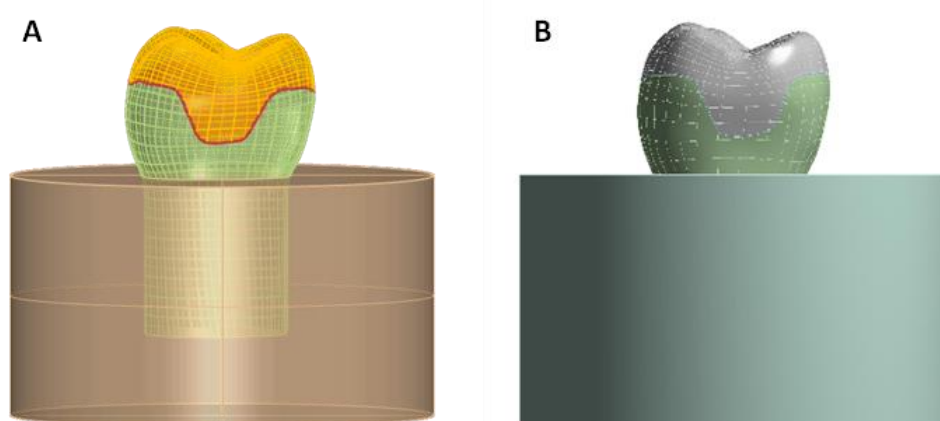


Legenda: A) Modelamento da superfície externa do preparo; B) Sobreposição da superfície do preparo e do modelo do dente hígido; C) Subtração booleana; D) Modelo da hemiarcada com preparo concluído.
Fonte: Elaborada pelo autor.

4.3 Análise por Elementos Finitos

Os três modelos foram projetados em software CAD (Rhinoceros 7.0SR8, McNeill North America, Seattle, EUA), seguindo o protocolo BioCAD (Costa et al, 2014), e importados para o software Computer-Aided Engineering (CAE) (ANSYS 19, ANSYS Inc., Houston, USA) em arquivo no formato “.STEP”.

Figura 4 - Modelos em software CAD e CAE



Legenda: A) Modelamento em software CAD (Rhinoceros 7.0SR8, McNeill North America, Seattle, EUA); B) Modelamento em software CAE (ANSYS 19, ANSYS Inc., Houston, USA).
Fonte: Elaborada pelo autor.

Uma análise mecânica estrutural foi realizada em cada modelo. Todos os materiais foram considerados homogêneos, linearmente elásticos e isotrópicos; e suas propriedades mecânicas (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson) foram necessárias para a análise mecânica. As propriedades estão resumidas no quadro 4.

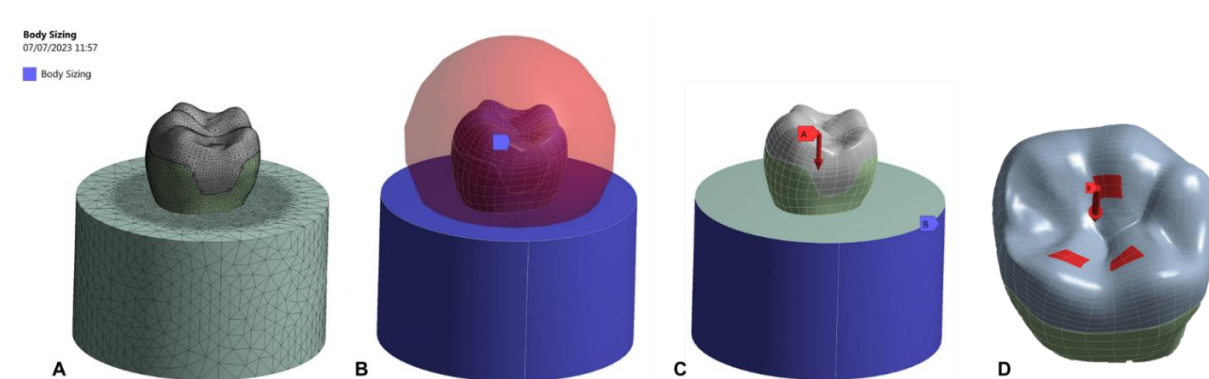
Quadro 4 - Propriedades dos materiais

Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson	Referência
Cerâmica vítrea reforçada por cristais de leucita	65	0,2	(Campos et al., 2015)
Resina composta para CAD/CAM	18,3	0,3	Dados fornecidos pelo fabricante
Cimento resinoso	7	0,3	(Ereifej et al., 2011)
Resina epóxi reforçada por fibra de vidro (G10)	14,9	0,3	(Weber et al., 2018)

Fonte: Dados fornecidos pelo fabricante (Campos et al., 2015; Ereifej et al., 2011; Weber et al., 2018).

Foi construída uma malha com elementos tetraédricos, e após o teste de convergência de malha com significância de 10%, o número de nós definido, em média, foi 604,302; e o número de elementos tetraédricos foi 421,583. O modelo foi fixado na base do cilindro de resina acrílica (três eixos), aplicando-se uma carga axial de 200 N na face oclusal, em tripoidismo seguindo o setup do teste monotônico (*in vitro*).

Figura 5 – Modelos para análise mecânica estrutural



Legenda: A) Malha com elementos tetraédricos; B) Convergência de malha com significância de 10%; C) Modelo fixado; D) Carga na face oclusal, em tripoidismo.

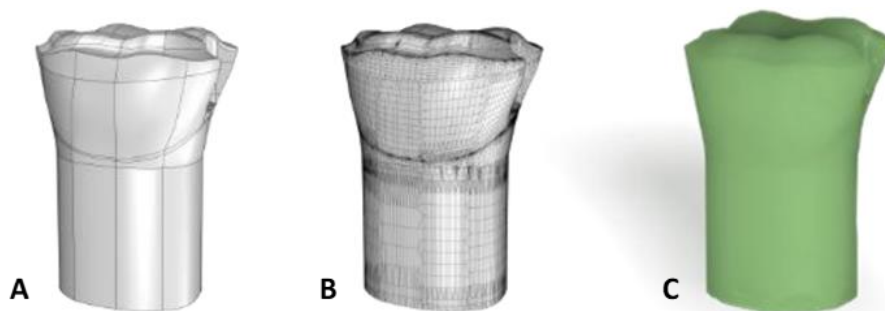
Fonte: Elaborada pelo autor.

4.4 Confeção dos preparos para o teste de fadiga

Para confecção dos preparos, foi utilizada uma resina epóxi reforçada por fibras de vidro como material análogo à dentina (Nema Grade G10, International Paper, Memphis, EUA), uma vez que tem módulo de elasticidade e resistência de união ao cimento resinoso semelhantes ao da dentina hidratada (Kelly et al., 2010).

Ademais, para isso, os preparos modelados no software CAD, em formato “.stl”, foram convertidos em linguagem “.gcode”, numa máquina de usinagem (Fresadora CNC Wotan M1L 1400mm, Siemens, Munique, Alemanha), que funciona através de um controle numérico computadorizado ou *Computer Numeric Control* (CNC), a qual criou os comandos e a trajetória do percurso dos movimentos nos eixos x, y e z para que um torno industrial executasse o processo de produção das peças.

Figura 6 - Obtenção dos preparos em resina G10



Legenda: A) Modelo 3D do preparo; B) Malha 3D para impressão; C) Modelo impresso do preparo em resina para impressão.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 7 - Preparos em resina G10



Fonte: Elaborada pelo autor.

Os preparos foram incluídos em cilindros de PVC e preenchidos por resina acrílica autopolimerizável (VIPI Flash, VIPI, Pirassununga, Brasil). Para a realização desse procedimento, um delineador foi utilizado para posicionar cada espécime, com seu longo eixo perpendicular ao plano horizontal, no centro da embocadura de um tubo de PVC (25 mm de diâmetro, 14,65 mm de comprimento). Uma base reta, neste caso, uma placa de vidro, garantiu a posição correta dos espécimes. Para isso, a porção coronária do dente ficou perpendicular à haste do delineador, e o conjunto haste/elemento foi fixado com cera utilidade (Nova DFL, Taquara, Brasil). O tubo foi preenchido com resina acrílica autopolimerizável (VIPIFlash, VIPI, Pirassununga, Brasil), e o dente foi posicionado, mantendo 2 mm de borda cervical exposta.

Figura 8 - Preparo incluído em cilindro de PVC

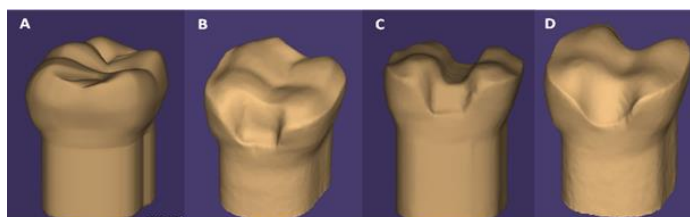


Fonte: Elaborada pelo autor.

4.5 Confeção das restaurações

As restaurações foram realizadas utilizando o software de desenho DentalCAD 3.1 Rijeka (exocad GmbH, Darmstadt, Alemanha). Para isso, criou-se um projeto no qual o dente 36 foi selecionado a fim de realizar um *overlay*, com os materiais compósito e cerâmica híbrida, respectivamente. Com as informações guardadas, os modelos dos preparos e do dente hígido foram importados em formato “.stl”, assim, o dente hígido foi usado como referência para criar a morfologia das restaurações e padronizar a altura das cúspides (2 mm em cúspides funcionais, 1,5 mm em cúspides não funcionais), a dimensão vestibulo-lingual e a méσιο-distal; para padronizar a espessura de cimento, foi realizado um alívio interno de 0,085 mm.

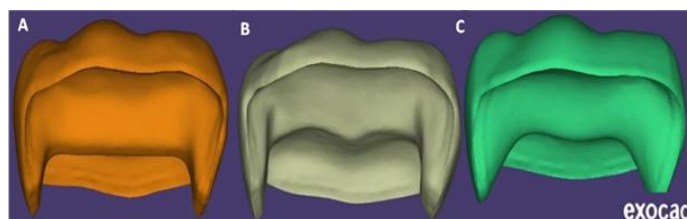
Figura 9 - Preparos projetados no software de desenho DentalCAD 3.1 Rijeka



Legenda: A) Dente hígido; B) Sem preparação do istmo; C) *Overlay* com preparo de istmo; D) Preparo não retentivo simplificado.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 10 - Restaurações projetadas no software de desenho DentalCAD 3.1 Rijeka

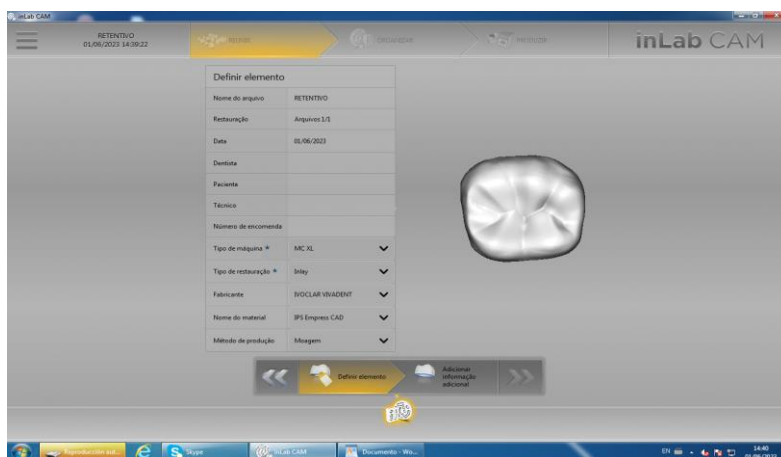


Legenda: Cada restauração corresponde a um desenho de preparo. A) Sem preparação do istmo; B) *Overlay* com preparo de istmo; C) Preparo não retentivo simplificado.

Fonte: Elaborada pelo autor.

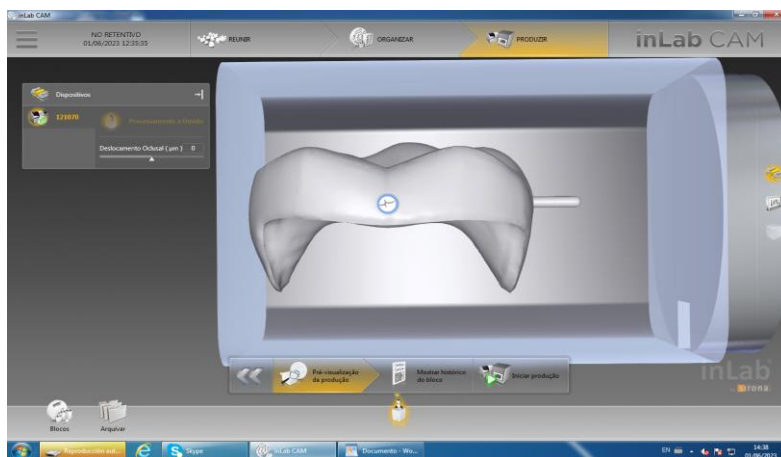
Finalmente, as morfologias guardadas em formato “.stl” foram exportadas ao equipamento CAM (Computer Aided Manufacturing) Cerec InLab MC XL (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha), o qual usinou as restaurações a partir de blocos de resina composta para os grupos RC (Tetric CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein); e para os grupos LEU, as restaurações foram fresadas a partir de blocos de cerâmica leucítica (Empress CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Figura 11 - Arquivo em formato “.stl” no software Cerec InLab MC XL



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 12 - Restauração pronta para ser fresada



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.6 Cimentação das restaurações

As superfícies dos preparos em resina G10 foram condicionadas com ácido hidrofluorídrico 5% (Condac Porcelana 5%, FGM, Joinville, Brasil) durante 30 segundos (Andrade et al, 2019) e, depois, enxaguadas, com jato de água, durante 30 segundos. Uma camada do sistema adesivo universal (Tetric N Bond Universal, Ivoclar Vivadent, Shaan, Liechtenstein) foi aplicada ativamente no preparo, com um *microbrush*, durante 20 segundos; foi dispersada com leves jatos de ar; então, foi realizada a fotoativação durante 10 segundos, em cada face (mesial, oclusal e distal), utilizando o fotopolimerizador de luz LED Valo Cordless 3200MW (Ultradent, South Jordan, Utha, Estados Unidos), com potência de 1000 a 3200 mW/cm².

Figura 13 - Sequência utilizada no tratamento de superfície e de adesão na resina G10



Fonte: Elaborada pelo autor.

Para as restaurações dos grupos RC, foram jateadas com óxido de alumínio (50µm; 1,5 bar) durante 5 segundos; em seguida, foram enxaguadas com água corrente; depois, receberam banho ultrassônico, contendo álcool etílico (70%), durante 1 minuto. O adesivo universal (Tetric N Bond Universal, Ivoclar Vivadent, Shaan, Liechtenstein) foi aplicado na superfície interna da peça, com um *microbrush*, durante 20 segundos e dispersado com leves jatos de ar; por último, foi realizada a fotoativação durante 10 segundos, em cada face, utilizando o fotopolimerizador de luz LED Valo Cordless 3200MW (Ultradent, South Jordan, Utha, Estados Unidos).

Figura 14 - Sequência utilizada no tratamento de superfície e adesivo na resina Tetric CAD



Fonte: Elaborada pelo autor.

Em seguida, o cimento resinoso dual (Variolink N, Ivoclar Vivadent, Shaan, Liechtenstein) foi colocado na restauração, a qual foi levada, em posição de cimentação, e mantida, sob leve pressão digital, por um mesmo operador; então, o seu excesso foi removido com um pincel. Foram realizadas fotopolimerizações de 10 segundos, em cada face (mesial, oclusal, distal, vestibular e lingual), utilizando o fotopolimerizador de luz de LED Valo Cordless 3200MW (Ultradent, South Jordan, Utha, Estados Unidos).

Figura 15 - Cimentação da restauração



Fonte: Elaborada pelo autor.

Para as restaurações dos grupos LEU, a superfície interna das restaurações cerâmicas foi condicionada, com ácido hidrófluorídrico 10%, por 60 segundos. O silano (Monobond N, Ivoclar Vivadent, Shaan, Liechtenstein) foi aplicado na superfície interna da peça e deixado agir durante 60 segundos.

Figura 16 - Sequência de tratamento superficial e aplicação do Primer Monobond N



Fonte: Elaborada pelo autor.

Em seguida, o cimento resinoso (Variolink N, Ivoclar Vivadent, Shaan, Liechtenstein) foi aplicado nas paredes internas, a peça foi levada em posição de cimentação e mantida sob leve pressão digital por um mesmo operador. O excesso de cimento foi removido com pincel; em seguida, foram realizadas fotopolimerizações de 10 segundos, em cada face (mesial, oclusal, distal, vestibular e lingual), utilizando o fotopolimerizador de luz de LED Valo Cordless 3200MW (Ultradent, South Jordan, Utha, Estados Unidos).

Após o processo de cimentação, as restaurações receberam polimento, sob 2 bar de pressão, com pontas de silicone impregnadas de partículas de diamante. (Dimanto, VOCO GmbH). Os espécimes foram armazenados em um recipiente, com umidade controlada, a 37 °C, por 24 horas (estufa).

4.7 Ensaio de vida acelerado *step-stress* (SSALT)

No teste de fadiga, utilizou-se a metodologia SSALT. Portanto, para determinar o perfil de carga inicial, três espécimes de cada tipo de preparo (IST, sIST, nRET) foram testados monotonicamente. As amostras posicionadas na base da máquina de ensaio universal (EMIC DL 1000, São José dos Pinhais) foram submetidas a uma carga compressiva, até a fratura (célula de carga de 1000 kgf, velocidade de 1,0 mm/min), utilizando um aplicador de carga de aço inoxidável, com ponta arredondada correspondente a uma esfera de 6 mm de diâmetro; carga foi aplicada no centro da face oclusal em tripoidismo.

Figura 17 - Corpo de prova no qual foi aplicado o teste monotônico



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 18 - Máquina de fadiga, Sistema Instron Electropuls E3000 Linear Torsion

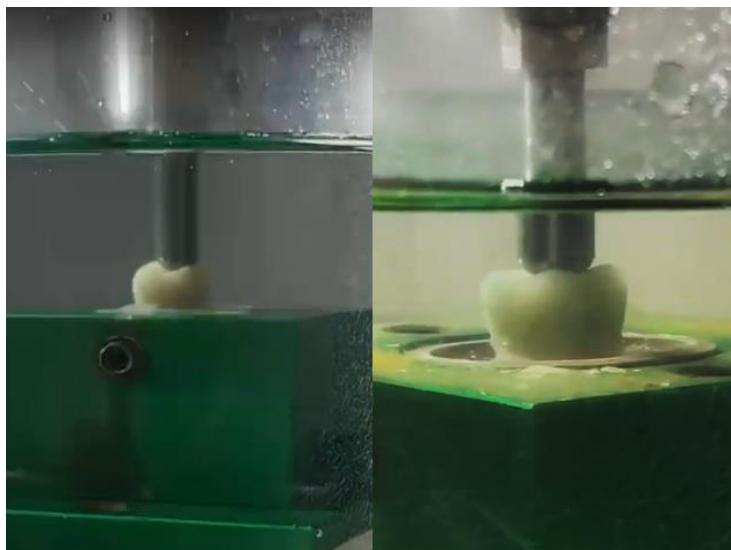


Fonte: Elaborada pelo autor.

A partir disso, as amostras ($n=18$) de cada grupo foram distribuídas randomicamente em três perfis: leve (9), moderado (6) e agressivo (3); e posicionadas em uma máquina de fadiga (sistema Instron Electropuls E3000 Linear Torsion, EUA) (figura 18), esta foi programada da seguinte forma:

- Interrupção da máquina quando o aplicador da carga afundava 1,5 mm;
- Frequência de 20 Hz, 20 batidas por segundo, 1200 ciclos por 60 segundos;
- Aumento da carga a cada 5000 ciclos, com duração aproximada de 4 minutos e 10 segundos; em cada *step* (total 100);
- Carga final programada de 2000 N para todos os perfis; 495000 ciclos, no perfil leve; 360000 ciclos, no perfil moderado; e 220000 ciclos, no perfil agressivo.

Figura 19 – Durante o teste as amostras permaneceram imersas em água destilada



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.8 Análise de Fractografia

O estereomicroscópio foi utilizado para conferir a presença de trincas e fraturas através de transiluminação.

4.9 Análise estatística

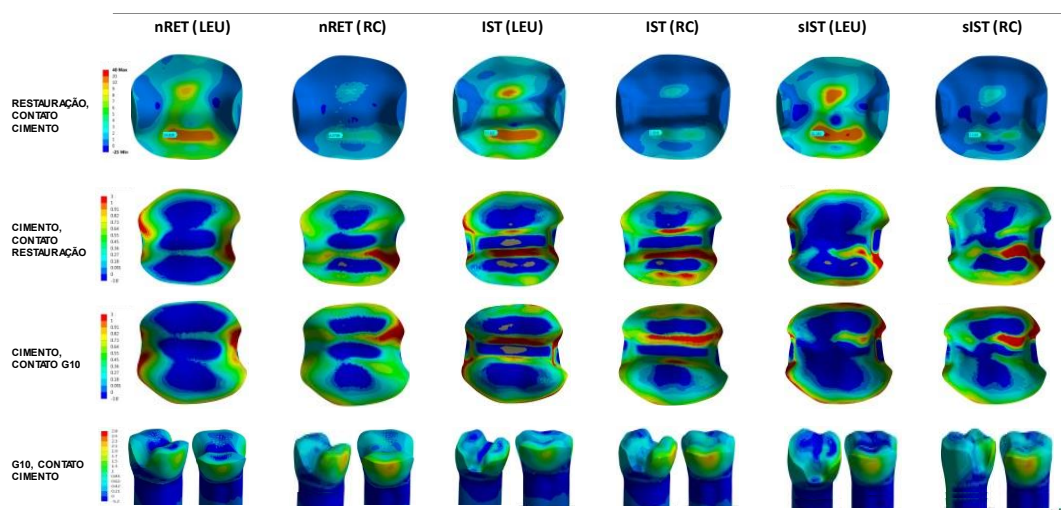
Os dados de fadiga, número de ciclos e falhas foram submetidos à análise de probabilidade de Weibull (Minitab 18.1, PA, EUA). Foi calculada a probabilidade de sobrevivência estimada de cada grupo nas cargas de 200 e 2000 N. Os testes ANOVA 1 e 2 fatores e Tukey ($p < 0.05$) foram utilizados para análise estatística.

5 RESULTADO

5.1 Análise por Elementos Finitos (FEA)

A Figura 20 ilustra os resultados qualitativos da análise por elementos finitos. Nos grupos nRET (4,07 MPa), IST (5,02 MPa), sIST (5,21 MPa), restaurados com bloco RC, apresentou-se menor concentração de tensão de tração. Os maiores picos de estresse foram observados nas restaurações com *overlay* de LEU (nRET, 14,8 MPa; IST, 17,16 MPa; sIST, 21,18 MPa). Pela escala colorimétrica, evidenciou-se que o material restaurador afetou a distribuição de tensão da interface adesiva nos grupos nRET e sIST, restaurados com RC, mostrando maior concentração de tensão em toda sua superfície, quando comparado com os grupos restaurados com LEU. Não houve diferença qualitativa entre os distintos materiais restauradores para o cimento do grupo IST. Dessa forma, observa-se que, em todos os grupos, a cúspide não funcional recebeu a maior concentração de tensão.

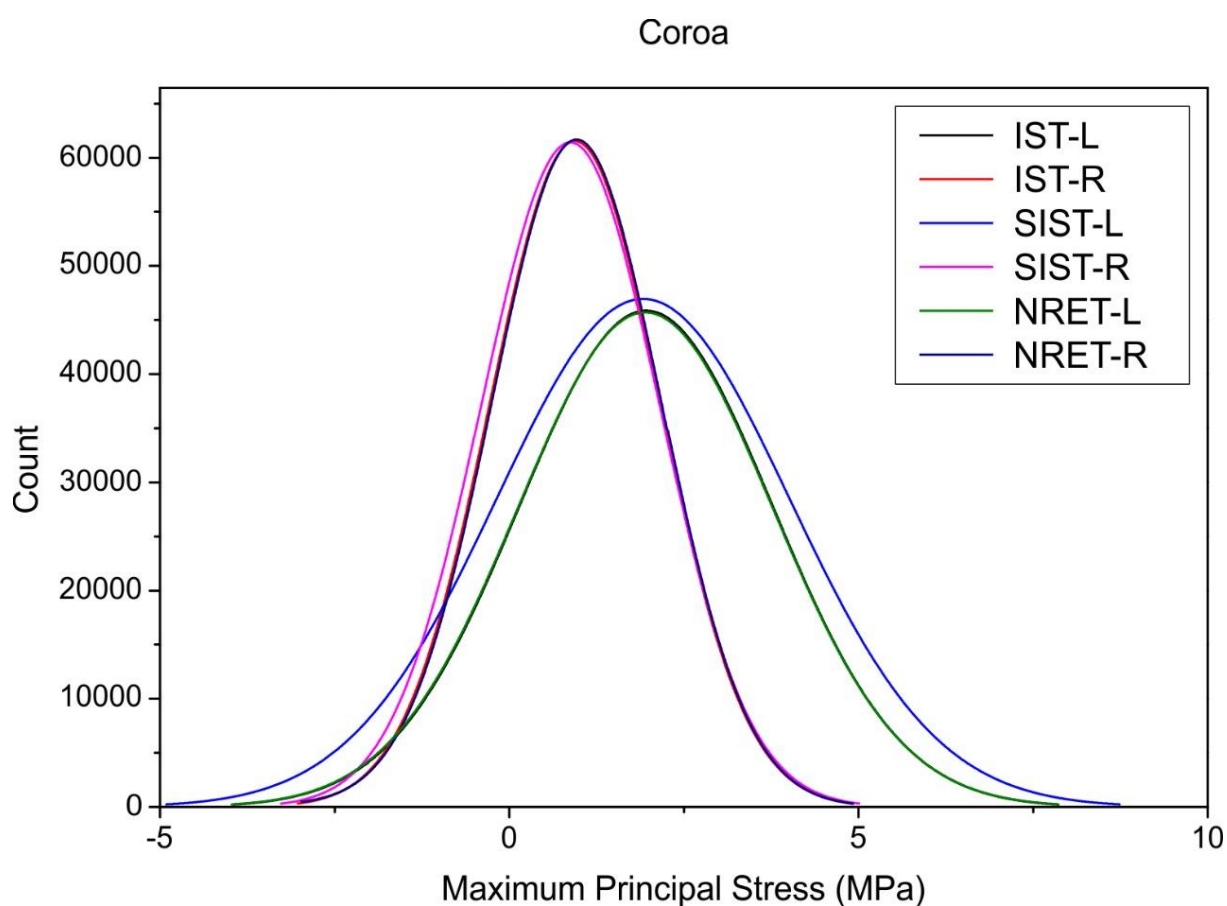
Figura 20 - Resultados do *Maximum Principal Stress*



Fonte: Elaborada pelo autor.

Os gráficos do histograma mostram a relação entre frequência por tensão da coroa (Figura 21) e cimento (Figura 22). Dessa forma, o gráfico da coroa evidenciou que os grupos com RC apresentaram maior concentração em menores valores de tensão; e as restaurações com LEU, maior espalhamento com valores de tensão superior.

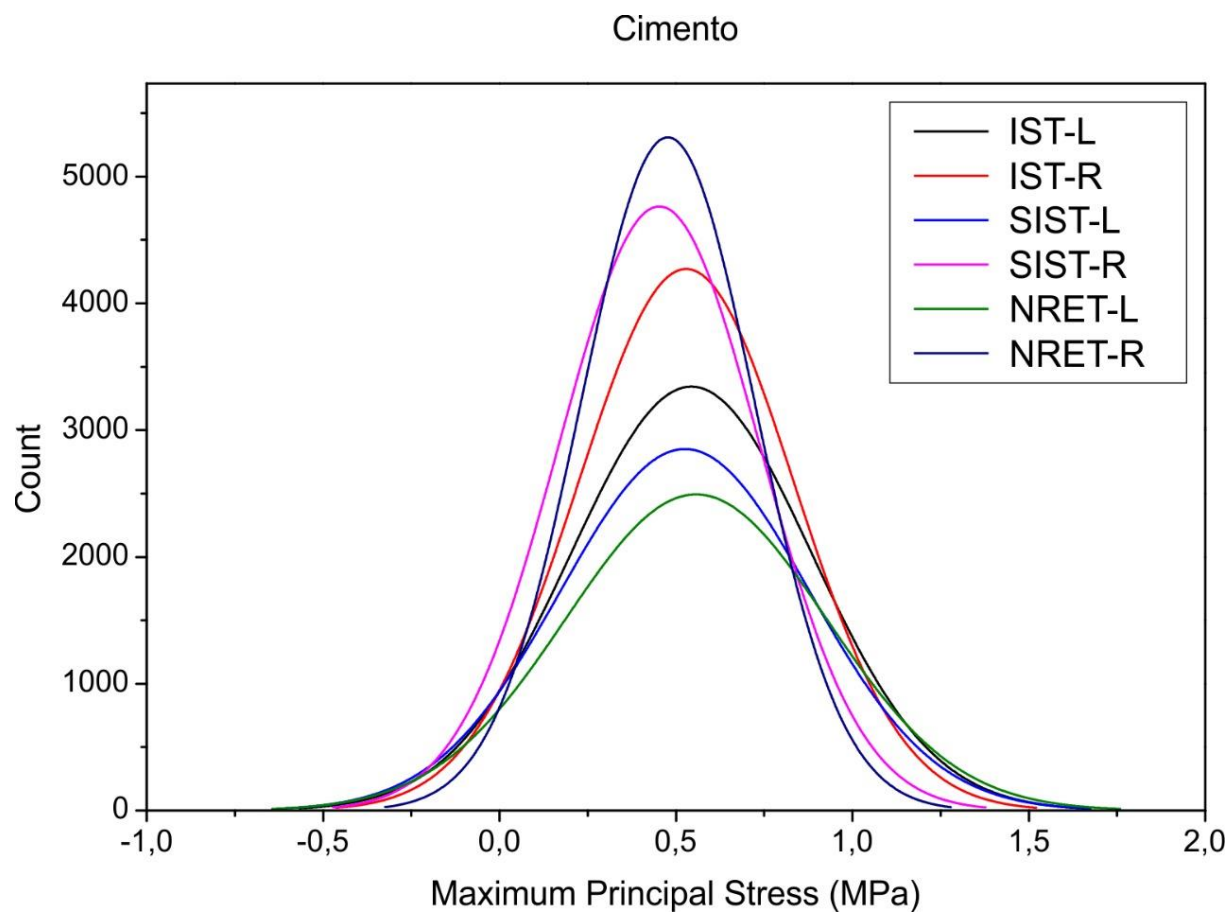
Figura 21 - Histograma da coroa



Legenda: Gráfico da relação de frequência/força na coroa dos grupos.
Fonte: Elaborada pelo autor.

O histograma do cimento mostra que a concentração de tensões entre os grupos é semelhante, porém, com valores de frequência diferentes.

Figura 22 - Histograma do cimento



Legenda: Gráfico da relação de frequência/força no cimento dos grupos.
Fonte: Elaborada pelo autor.

5.2 Ensaio de vida acelerado *step-stress* (SSALT)

A partir dos resultados do teste monotônico, obteve-se o valor médio de carga em (N); os valores da média do perfil de carga inicial de força máxima para fratura estão resumidos no quadro 5.

Quadro 5 - Valores da Média no Teste Monotônico

MÉDIA	NEWTON (N)					
	RESINA (R)			LEUCITA (L)		
	IST	nRET	sIST	IST	nRET	sIST
	3335,89	3621,17	3258,98	2730,51	2640,38	2820,64

Fonte: Elaborada pelo autor.

Em todos os grupos estudados, houve restaurações suspensas, após não falharem no SSALT, até o limite de 2,000 N. O valor da carga com que falharam os demais corpos de prova durante a fadiga foram usados para determinar a resistência característica (σ) e módulo de Weibull (m). Ao aplicar-se a análise de Weibull, não se identificaram diferenças significativas nos valores médios do “ m ” e “ σ ” (Quadro 6). No entanto, o grupo LEU-nRET apresentou a mais alta média de “ σ ” (2758,85 N); enquanto RC-nRET apresentou menor “ σ ” (1840,46 N). O fator de forma de Weibull, valor beta (β), mostrou que as falhas foram influenciadas pela fadiga e pelo acúmulo de danos (quadro 6).

Quadro 6 - Valores de fadiga beta (β) e parâmetros de Weibull (módulo de Weibull (m) e resistência característica (σ) em (N)) com os correspondentes intervalos de confiança (IC) de 90%, obtidos para todos os grupos.

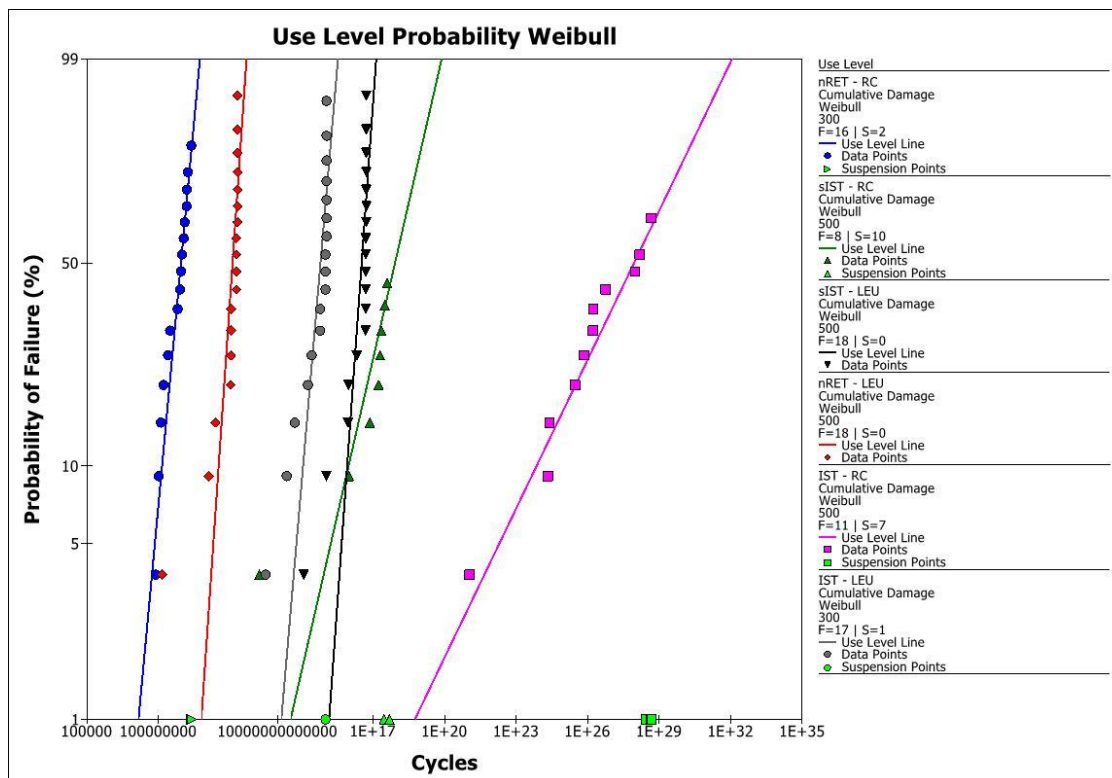
Grupos	β			m			σ		
		IC (90%)			IC (90%)			IC (90%)	
		Inferior	Superior		Inferior	Superior		Inferior	Superior
nRET - RC	1,18	0,32	4,35	6,85	4,78	9,78	1840,46 ^A	1731,63	1956,13
nRET - LEU	1,39	0,15	12,46	4,29	1,93	9,49	2758,85 ^B	1984,32	3835,68
sIST - RC	0,68	0,11	4,067	10,44	5,94	18,32	2123,30 ^B	1984,51	2271,79
sIST - LEU	0,44	0,1	1,86	12,28	6,48	23,23	2157,07 ^B	2000,29	2326,12
IST - RC	0,19	0,01	2,035	8,68	5,56	11,93	2018,85 ^B	1903,20	2141,52
IST - LEU	0,2	0,007	5,9	6,32	3,34	11,93	2307,90 ^B	1993,64	2671,69

Legenda: As médias em cada linha seguidas de letras iguais não diferem significativamente do nível de 90% de confiança, de acordo com a análise de variância, seguida do teste de Tuckey.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Os gráficos de Weibull mostram a probabilidade de falha, em função dos ciclos, para os grupos que apresentam falhas e algumas suspensões sob SSALT (Figura 23).

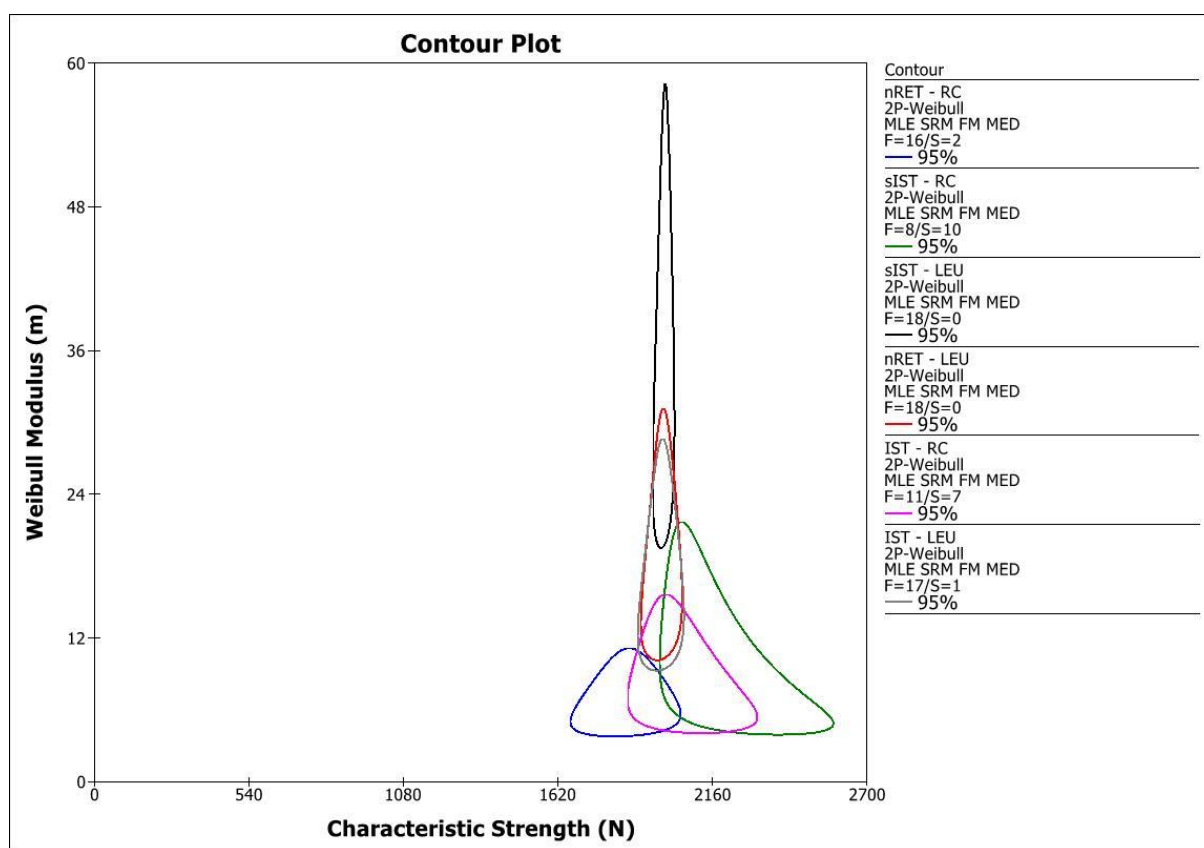
Figura 23 - Gráfico de probabilidade Weibull para todos os grupos de estudo



Fonte: Elaborada pelo autor.

Após a fadiga, os *overlays* foram inspecionados com luz e estereomicroscopia, para analisar a presença de trincas e/ou falhas iniciais. Amostras representativas foram usadas para análise com microscopia de varredura. O grupo R nRET apresentou 16 falhas; o grupo L nRET apresentou 4 falhas; o grupo R sIST apresentou 8 falhas; o grupo L sIST apresentou 6 falhas; o grupo R IST apresentou 11 falhas; e o grupo L IST apresentou 6 falhas (Figura 24).

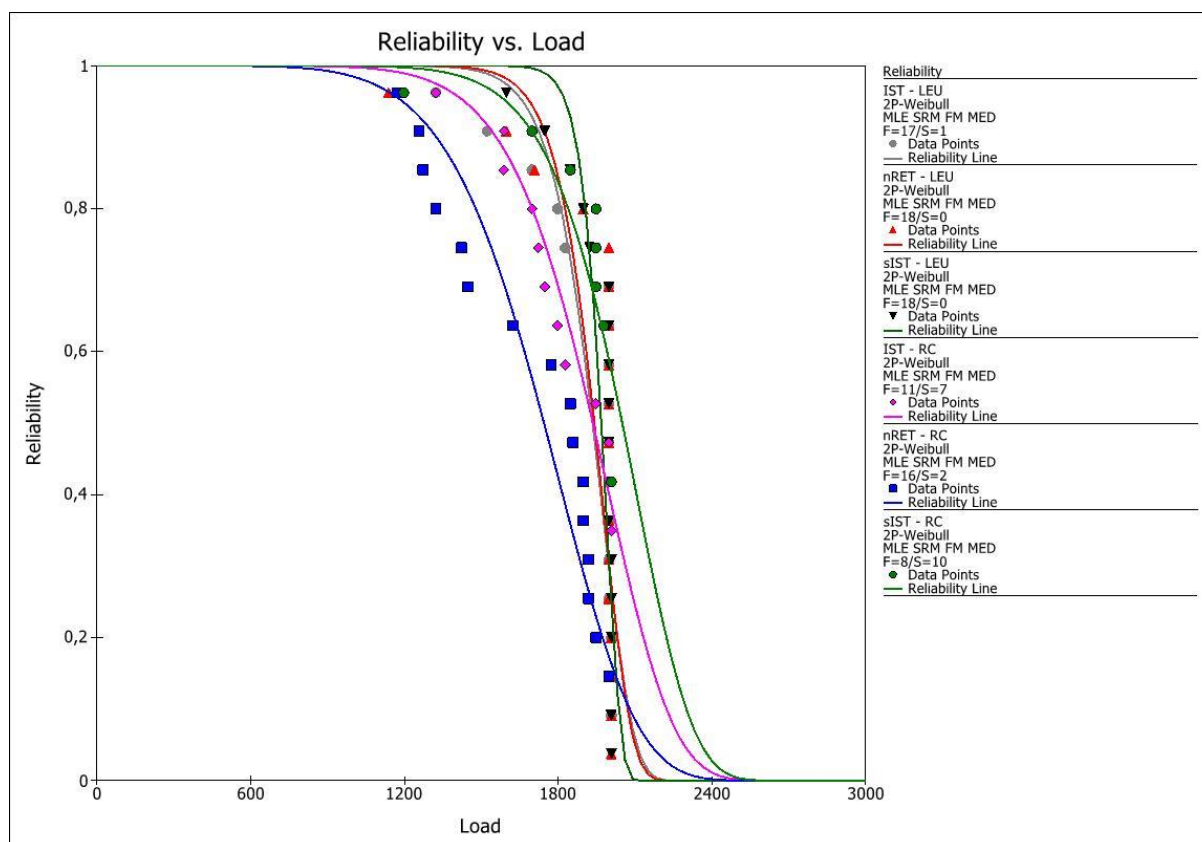
Figura 24 - Gráfico de contorno de Weibull



Legenda: O gráfico mostra o contorno de Weibull dos parâmetros resistência característica (MPa) *versus* módulo de Weibull (m). Os grupos com sobreposição de contorno indicam que não há diferença significativa entre eles. Além disso, observe que o desenho do preparo com istmo e restaurado com leucita (IST - LEU), na parte central dos contornos (contorno cinza), é o único que possui sobreposição de contorno com todos os grupos.

Fonte: Elaborada pelo autor.

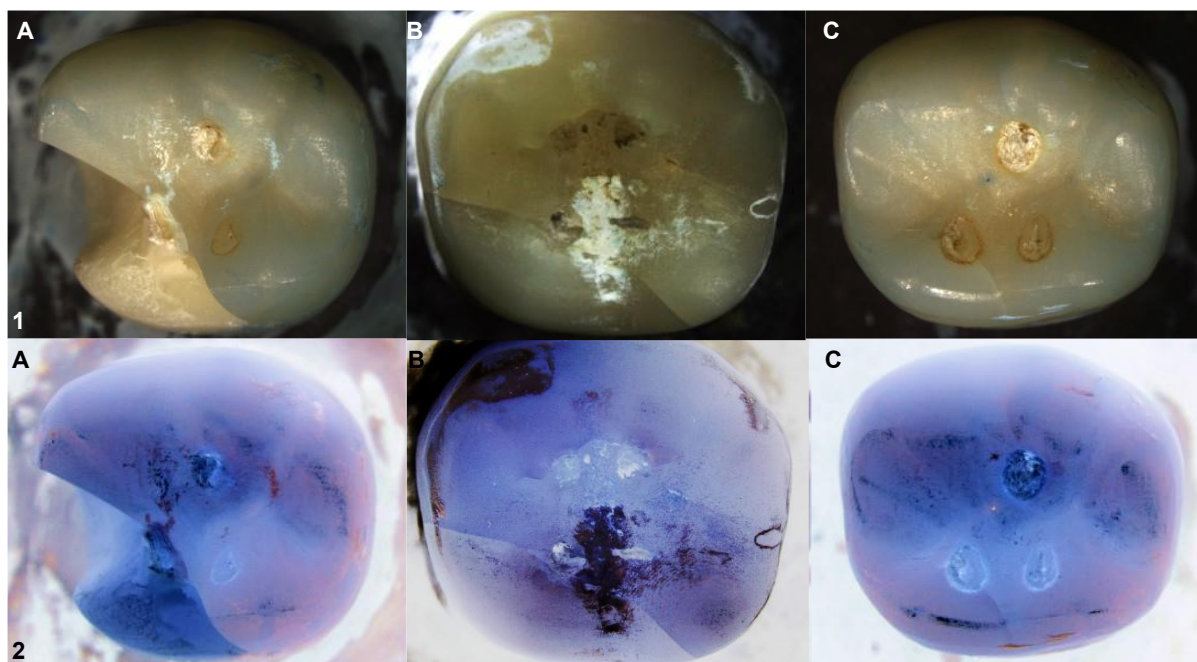
Figura 25 Gráfico mostrando a confiabilidade em função da carga



Legenda: Confiabilidade em função da carga para os desenhos de preparos (nRET, sIST e IST) e materiais restauradores (LEU e RC). Perceba que uma probabilidade de sobrevivência menor em função da carga, na falha por fadiga, é observada no grupo do preparo não retentivo restaurado com resina composta (nRET – RC) (quadros azuis).

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 26 – Amostras após teste de fadiga

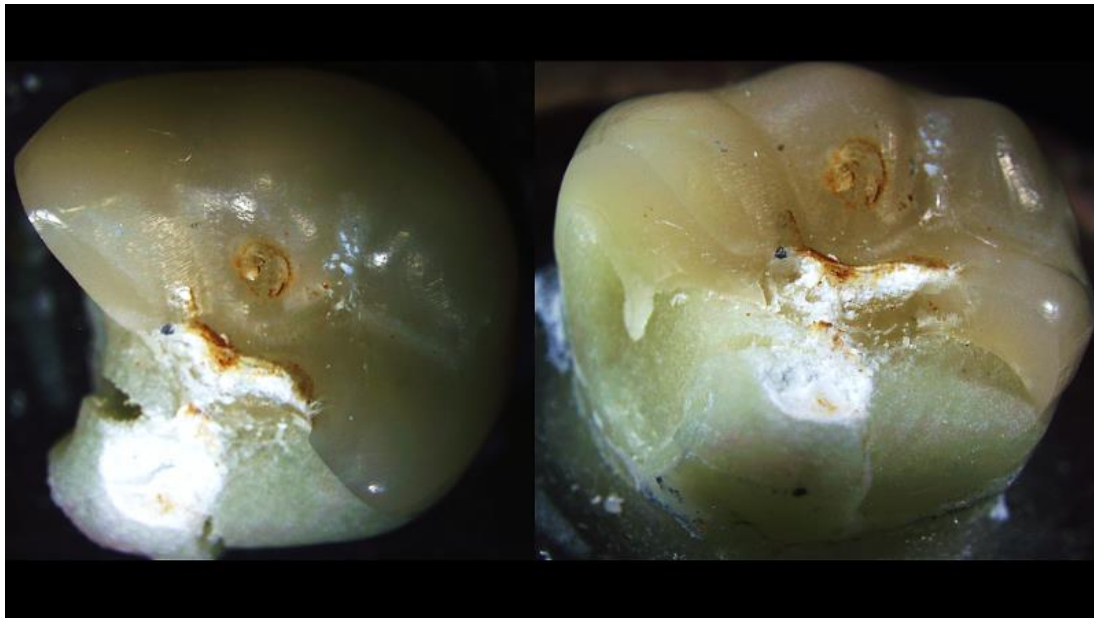


Legenda: 1) Figuras feitas em estereomicroscópio, com aumento de 7,5x; 2) Figuras no modo invertido, editadas em Image J. As figuras 1 e 2 mostram espécimes representativos de: A) amostra que fraturou; B) e C) amostras que chegaram até o final dos ciclos programados, denominado suspensão.
Fonte: Elaborada pelo autor

5.3 Modo de falha

Considerou-se falha quando o corpo de prova apresentava fratura (figura 27), ou quando apresentava uma trinca que percorria toda a extensão da restauração (figura 28). Amostras que apresentavam trincas e não atravessaram inteiramente a restauração não foram consideradas como falha (figura 29). A análise de fractografia de três amostras para cada grupo de *overlays* suspensos mostrou que a falha pode-se originar da superfície oclusal e propagar em direção à superfície de cimentação, eventualmente espalhando-se. No entanto, não é conclusiva, uma vez que pode existir uma competição de modos de falhas, entre as que vem da superfície oclusal e as que nascem da linha de cimentação.

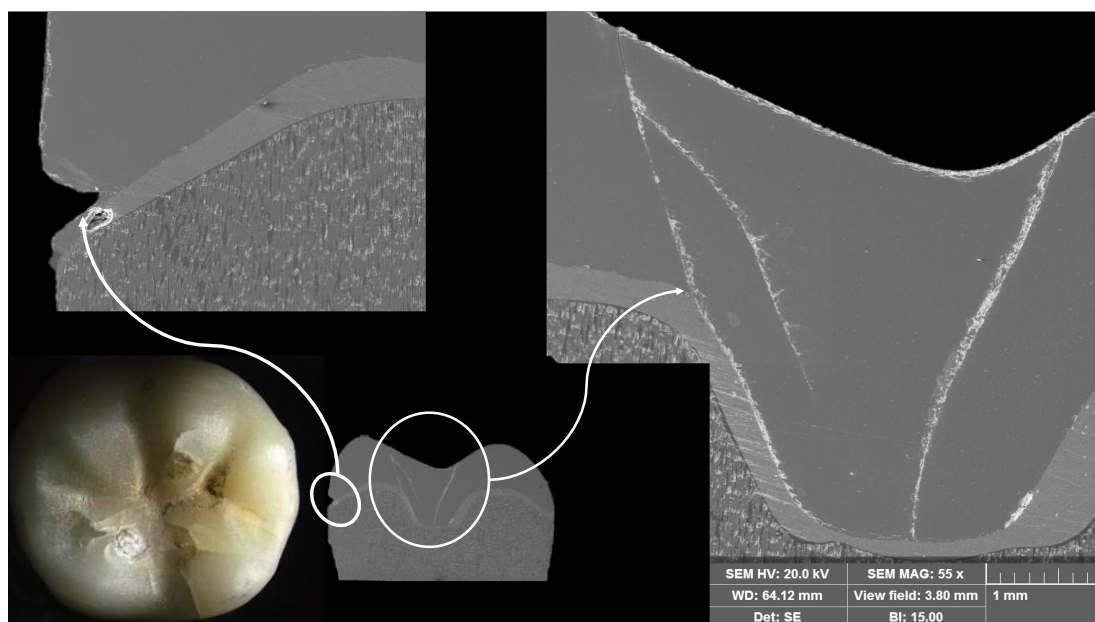
Figura 27 – Critério de falha (fratura)



Legenda: Amostra representativa do grupo R sIST – LO 3 observadas, em estereomicroscópio, com aumento de 7,5x.

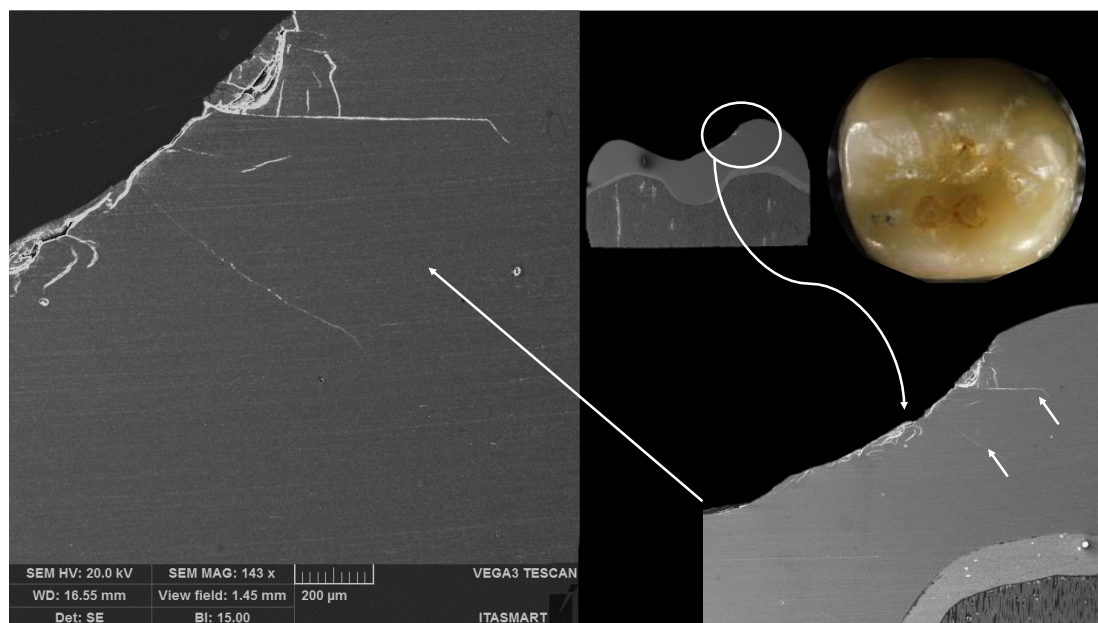
Fonte: Elaborada pelo autor

Figura 28 - Critério de falha: trinca que atravessa a restauração



Legenda: Amostra do grupo L IST - A 17, que chegou à suspensão, observada em estereomicroscópio e microscopia eletrônica de varredura, com aumento de 47x – 55x.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 29 - Amostra com trinca que não atravessa inteiramente a restauração



Legenda: Amostra do grupo R IST - A 16, observada em estereomicroscópio e microscopia eletrônica de varredura, com aumento de 19x – 143x, a qual não foi considerada como falha.
Fonte: Elaborada pelo autor.

6 DISCUSSÃO

A primeira hipótese nula do presente estudo foi que o desenho do preparo não influenciaria no comportamento biomecânico de fadiga e na distribuição de tensões de restaurações do tipo overlay. Esta hipótese foi rejeitada, considerando que houve diferença estatística no comportamento de fadiga entre o grupo nRET-RC (1840,46N) e os demais grupos de estudo testados.

Diferentes estudos têm sido realizados, avaliando o efeito do desenho de preparo em dentes molares comprometidos estruturalmente, com o objetivo de compreender como o preparo influencia na resistência à fratura das restaurações; essas investigações atestaram que houve diferenças entre os grupos testados dentro de cada pesquisa (Ferraris et al., 2021; Hofsteenge et al., 2023). Isso está em consenso com os resultados deste estudo, a pesar, de que os desenhos de preparo não são iguais entre as pesquisas, sendo essa uma das principais limitações para fazer comparativos entre elas; além disso, outra limitação para compararmos os resultados foram as diferentes metodologias de fadiga usadas para levar à falha das restaurações entre os estudos.

O preparo IST foi inicialmente desenhado para restaurações não adesivas, apresentando os conceitos de retenção mecânica e resistência do material (Banks, 1990). Estudos demonstraram que desenhos com preparações não retentivas, como o nRET, apresentavam um comportamento mecânico adequado sob carga (Clausen et al., 2010; Falahchai et al., 2020), provavelmente porque tal desenho pode transformar tensões principais máximas negativas em tensões de compressão não prejudiciais, devido ao efeito cúpula (Politano et al., 2018). A preparação nRET não requer formas de resistência e de retenção, uma vez que a geometria segue uma curva suave e fluida, com ângulos abertos. Essas características tornam essa técnica operatória mais fácil de executar. No entanto, devesse mencionar e chamar a atenção, da dificuldade clínica no momento de manter a posição e estabilidade durante o processo de cimentação, uma vez que não existem zonas de retenção que ajudem a apoiar a restauração no preparo, isto pode gerar zonas com maior espessura de cimento e com isso, provocar materiais cerâmicos absorvam maiores tensões podendo levá-los a fraturas precoces. Por outro lado, no caso de materiais resinosos

poderiam transmitir maiores tensões à linha de cimentação e ao substrato promovendo o descolamento da peça e possível fratura do substrato.

Na análise por elementos finitos, entre os desenhos dos preparos, tanto para o modelo de coroa quanto para o de cimento, não houve diferenças quantitativas nos valores de tensões máximas principais. No entanto, as restaurações dos grupos sIST, IST, nRET restaurados com RC apresentaram maior concentração em menores valores de tensão; e os grupos sIST, IST, nRET restaurados com LEU mostraram maior espalhamento com valores de tensão superior. Não obstante, o cimento em todos os desenhos de preparo tinha a mesma concentração de tensões, mas com valores de frequência diferentes, o que destacou que essas diferenças foram influenciadas pelo material restaurador. Isso mostrou que quanto maior o módulo elástico do material restaurador, melhor a distribuição de tensões na interface adesiva; e quanto menor o módulo elástico do material restaurador, maior concentração nas das tensões na interface adesiva.

Esses resultados de análise quantitativa do cimento convergem com o estudo de (Gomes de Carvalho et al., 2021) que mostrou semelhanças na concentração das tensões entre os grupos estudados: as frequências eram afetadas mais pelo material restaurador do que pelo tipo de preparo. No entanto, cabe destacar que, em contrapartida, os resultados da análise quantitativa da coroa deste estudo diferem da análise daqueles, uma vez que, para esta investigação, não houve diferenças entre os desenhos; por outro lado, para eles, o grupo com desenho de preparo não retentivo restaurado com resina mostrou diferenças significativas ao compará-lo com o grupo IST e com o sIST, sob as condições testadas.

Por outro lado, o estudo por FEA mostrou diferenças qualitativas na distribuição de tensões nos desenhos dos preparos entre os modelos *in sílico* de coroa e cimento.

No caso das coroas, as distribuições de tensões dos grupos nRET-LEU, IST-LEU e sIST-LEU foram nas cúspides vestibulares e palatinas e no centro da restauração; nos grupos sIST-RC, IST-RC e nRET-RC foram distribuídas somente nas cúspides vestibulares e palatinas, o que difere dos resultados mostrados por (Gomes et al., 2021), uma vez que a distribuição de tensões desse estudo foi concentrada na região central da restauração cerâmica e de resina. Em contrapartida, o presente estudo mostra semelhanças com o estudo (Andrade et al., 2022), pois mostraram que as tensões na restauração de leucita foram distribuídas nas cúspides vestibulares,

palatinas e no centro da restauração.

No entanto, no cimento, nRET-LEU distribuiu as tensões nas proximais e nas bordas; os grupos nRET-RC e sIST-RC mostraram distribuições espalhadas em quase toda a extensão do cimento, exceto em algumas regiões centrais; o grupo sIST-LEU teve uma distribuição principalmente nas bordas e na zona méso-palatina; e os dois grupos com IST distribuíram as tensões nas proximais e na zona do istmo. Por conseguinte, o resultado qualitativo dos desenhos de preparo sIST, IST e nRET restaurados com LEU do presente estudo mostra semelhanças com as distribuições de tensões no cimento dos desenhos estudados por (Andrade et al., 2021; Gomes et al., 2021) restaurados com leucita. Porém, ao comparar as distribuições de tensões dos desenhos sIST, IST e nRET restaurados com RC do nosso estudo com o estudo de (Gomes et al., 2021), encontramos diferenças na distribuição de tensões do cimento em todos os desenhos de preparo.

As diferenças qualitativas encontradas, tanto na restauração quanto na interface adesiva, na análise por FEA deste estudo e na dos que foram citados, talvez resultem dos diferentes substratos que as receberam, fato que já foi relatado em outras pesquisas (Facenda et al., 2019; Pereira et al., 2019). Nesta pesquisa *in silico*, foi utilizada a resina epóxi G10, uma vez que também foi usada no estudo *in vitro*, porque ao colocar um material de substrato diferente do estudo *in silico*, não poderíamos fazer comparações entre eles. Além disso, foi escolhida essa resina, pois tem módulo de elasticidade e resistência de união ao cimento resinoso semelhantes ao da dentina hidratada (Kelly et al., 2010). No estudo de (Gomes et al. 2021), o substrato foi a resina e dentina, uma vez que sua pesquisa avaliou o comportamento mecânico do desenho do preparo em molares tratados endodonticamente. Por último, no estudo de (Andrade et al., 2021), o substrato foi a estrutura dental. Consequentemente, os distintos trabalhos apontam que o substrato influencia a distribuição de tensões do material restaurador e interface adesiva, independentemente do tipo de preparo.

A segunda hipótese nula deste estudo foi que o material restaurador não influenciaria no comportamento biomecânico de fadiga e na distribuição de tensões. Essa hipótese foi rejeitada, considerando que houve diferença estatística no comportamento de fadiga entre os materiais testados. Os valores de beta (quadro 6), os quais são influenciados pelo critério de falha (Bonfante, Coelho, 2016) usado neste

estudo, evidenciaram que os grupos nRET-RC (1,18), nRET-LEU (1,39) falharam por fadiga; e os grupos sIST-LEU (0,44), IST-LEU (0,19), sIST-RC (0,68) e IST-RC (0,19) tiveram falhas precoces. Por outro lado, a resistência característica dos grupos restaurados com LEU apresentou os valores mais altos 2758,85 N, 2307,90 N e 2157,07 N; e os grupos restaurados com RC mostraram os valores mais baixos 2123,30 N, 2018,85 N e 1840,46 N. Os resultados deste estudo diferem do de (Althaqafi, 2023; Hofsteenge et al., 2023), nos quais houve diferenças significativas entre o material cerâmico e o resinoso, isso pode ser explicado, uma vez que o tipo de preparo usado nesses estudos foi diferente do tipo de preparo da presente pesquisa. Além disso, o tipo de substrato pode ter influenciado na resposta do material (Kim et al., 2007), uma vez que o substrato utilizado nesses estudos foi a estrutura dental; e no presente estudo, resina epóxi G10, uma vez que tem módulo de elasticidade e resistência de união ao cimento resinoso semelhantes ao da dentina hidratada.

A análise por elementos finitos demonstrou que existem diferenças qualitativas e quantitativas entre as restaurações de LEU e RC. A análise qualitativa mostra que a distribuição de tensões ocorreu em toda a superfície da restauração no grupo LEU; e apresentou uma distribuição de tensões na zona das cúspides vestibulares e palatinas no grupo RC. A análise quantitativa mostrou diferenças nos valores de tensões máximas principais nas coroas, assim, LEU suportou as tensões de tração mais altas, uma vez que no histograma (figura 21) mostra-se maior espalhamento com valores de tensão superior; e RC suportou as tensões de tração mais baixas em uma concentração maior, comportamento semelhante ao apresentado no estudo de (Gomes et al., 2021), com exceção do grupo nRET-RC. Entretanto, no cimento, a diferença entre LEU e RC foi manifestada na frequência de tensões, as quais foram maiores para o grupo RC e menores para o grupo LEU. Sabe-se que módulo de elasticidade dos materiais restauradores desempenha um papel essencial na transmissão de carga e na absorção das tensões recebidas (Feng et al., 2024), dessa forma, este estudo mostra que a magnitude de tensão suportada é diretamente proporcional ao aumento do módulo de elasticidade do material restaurador, então, quanto maior o módulo elástico, melhor a distribuição de tensões; e quanto menor o módulo elástico do material restaurador, maior a concentração de tensões. Isso poderia explicar por que o material cerâmico absorve as concentrações de tensões

mais do que a resina, reduzindo essas tensões na camada do cimento e no dente.

A análise por elementos finitos é um teste *in sílico* que, além de prover informações sobre o deslocamento e o grau de tensão provocados por cargas em diferentes geometrias; e prever comportamento mecânico e estrutural dos materiais (Lotti et al., 2006), também permite entender melhor seu padrão de falhas (Hofsteenge et al., 2023). No presente estudo, foi observado que os picos mais altos de tensão foram absorvidos pelos grupos restaurados com LEU; e os menores, pelo grupo RC. Independente do material, estudos demonstraram que a fratura da restauração é a falha mais frequente em dentes com restaurações indiretas (Abduo, Sambrook, 2018; Morimoto et al., 2016). Dessa forma, a fratura das cerâmicas ocorre quando as tensões exercidas chegam até um defeito que inicia a falha (Reis et al., 2022). Por outra parte, como foi falado antes, não houve diferença estatística entre os grupos estudados no teste de vida em fadiga, no entanto, as restaurações com RC, em comparação com as LEU, apresentaram mais corpos de prova que sobreviveram. Ao analisar essas amostras com MEV na RC, observamos lascamentos cônicos no ponto onde foi exercida a carga, a qual percorre no sentido da linha do cimento. A ruptura da restauração não é exclusivamente atribuída a fissuras radiais na interface adesiva, mas também a defeitos que se originam na superfície oclusal, sujeitos a movimentos de penetração, desgaste e lesões causados pelo dente antagonista (Sasse et al., 2015). Esta última parece ter sido a principal causa da falha identificada no contexto deste estudo, através da análise por MEV. Por outro lado, independentemente do material restaurador utilizado, foi evidenciado, em todos os grupos, ao receber uma carga em tripoidismo, que as tensões transmitidas ao modelo em resina G10 recaíram na cúspide não funcional, principalmente na região méso-palatina, o que condiz com o formato em que se fraturaram os espécimes no teste *in vitro*, no estudo de (Hofsteenge et al., 2023). No entanto, deve-se ter cuidado ao extrapolar os resultados do presente estudo para o cenário clínico.

Devido às limitações de um estudo *in vitro* e *in sílico*, recomenda-se que mais investigações sejam desenvolvidas para avaliar clinicamente o desempenho das restaurações do tipo *overlay* cimentadas sobre os diferentes tipos de preparos mencionados e corroborar ou não nos achados deste estudo. Além disso, estudos futuros devem focar mais nas variáveis associadas ao paciente e ao dentista para

determinar sua influência na longevidade das restaurações parciais de cerâmica feldespática reforçada com leucita e resina composta para CAD/CAM.

7 CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, foi possível concluir que:

- a) Os diferentes desenhos de preparo para *overlay* influenciam a resistência à fratura e a distribuição de tensões em restaurações de cerâmica reforçada com leucita e resina composta para CAD/CAM;
- b) O padrão de falha nas restaurações com cerâmica reforçada com leucita foi mais destrutivo do que o da resina composta sob as condições testadas;
- c) Os materiais de cerâmica feldespática reforçada com leucita e resina composta para CAD/CAM parecem ser capazes de suportar forças adequadas para uso clínico, dessa forma representam uma alternativa interessante, como material restaurador, em situações clínicas específicas.

REFERÊNCIAS

© Ivoclar Vivadent AG S/ L. IPS Empress® CAD .

https://lvodentHu/___docs/672_c744cb8ce7ec007b06a2574a7ba8fe03Pdf 2017.

3M Dental. 3MTM Paradigm MZ100 Technical Product Profile 2008.

Abdou A, Takagaki T, Alghamdi A, Tichy A, Nikaido T, Tagami J. Bonding performance of dispersed filler resin composite CAD/CAM blocks with different surface treatment protocols. *Dent Mater J* 2021;40:209–19. <https://doi.org/10.4012/dmj.2020-049>.

Abduo J, Sambrook RJ. Longevity of ceramic onlays: A systematic review. *J Est and Rest Dentist* 2018;30:193–215. <https://doi.org/10.1111/jerd.12384>.

Alamouh RA, Kushnerev E, Yates JM, Satterthwaite JD, Silikas N. Response of two gingival cell lines to CAD/CAM composite blocks. *Dent Mater* 2020;36:1214–25. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.05.014>.

Alamouh RA, Silikas N, Salim NA, Al-Nasrawi S, Satterthwaite JD. Effect of the Composition of CAD/CAM Composite Blocks on Mechanical Properties. *Biomed Res Int* 2018;2018:1–8. <https://doi.org/10.1155/2018/4893143>.

Althaqafi KA. Performance of direct and indirect onlay restorations for structurally compromised teeth. *J Prosthet Dent* 2023. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.07.041>.

Andrade GS, Luz JN, Tribst JPM, Chun EP, Bressane A, Borges ALS, et al. Impact of different complete coverage onlay preparation designs and the intraoral scanner on the accuracy of digital scans. *J Prosthet Dent* 2022. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.05.001>.

Andrade GS, Pinto ABA, Tribst JPM, Chun EP, Borges ALS, Siqueira FASG. Does overlay preparation design affect polymerization shrinkage stress distribution? A 3D FEA study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2021;24:1026–34. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1866561>.

Banks RG. Conservative posterior ceramic restorations: A literature review. *J Prosthet Dent* 1990;63:619–26. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(90\)90316-5](https://doi.org/10.1016/0022-3913(90)90316-5).

Barrancos MJ. Operatória dental : integración clínica. 4. ed.-. Buenos Aires: Méd Panam; 2006.

Barszczewska-Rybarek IM. Characterization of urethane-dimethacrylate derivatives as alternative monomers for the restorative composite matrix. *Dent Mater* 2014;30:1336–44. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.09.008>.

Barszczewska-Rybarek IM, Chrószcz MW, Chladek G. Novel Urethane-Dimethacrylate Monomers and Compositions for Use as Matrices in Dental Restorative Materials. *Int J Mol Sci* 2020;21:2644. <https://doi.org/10.3390/ijms21072644>.

Barutçigil K, Dündar A, Batmaz SG, Yıldırım K, Barutçugil Ç. Do resin-based composite CAD/CAM blocks release monomers? *Clin Oral Investig* 2021;25:329–36. <https://doi.org/10.1007/s00784-020-03377-3>.

Belli R, Petschelt A, Hofner B, Hajtó J, Scherrer SS, Lohbauer U. Fracture Rates and Lifetime Estimations of CAD/CAM All-ceramic Restorations. *J Dent Res* 2016;95:67–73. <https://doi.org/10.1177/0022034515608187>.

Benalcazar JEB, Ramalho IS, Bergamo ETP, Alves LMM, Tanaka R, Witek L, et al. Ultrathin lithium disilicate and translucent zirconia crowns for posterior teeth: Survival and failure modes. *J Est and Rest Dentist* 2023. <https://doi.org/10.1111/jerd.13127>.

Bergamo ETP, Lopes ACO, Campos TMB, Amorim PH, Costa F, Benalcázar JEB, et al. Probability of survival and failure mode of endodontically treated incisors without ferrule restored with CAD/CAM fiber-reinforced composite (FRC) post-cores. *J Mech Behav Biomed Mater* 2022;136:105519. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2022.105519>.

Blackburn C, Rask H, Awada A. Mechanical properties of resin-ceramic CAD-CAM materials after accelerated aging. *J Prosthet Dent* 2018;119:954–8. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.08.016>.

Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater* 2014;30:564–9. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.02.019>.

Bonfante EA, Coelho PG. A Critical Perspective on Mechanical Testing of Implants and Prostheses. *Adv Dent Res* 2016;28:18–27. <https://doi.org/10.1177/0022034515624445>.

Bonfante EA, Coelho PG, Guess PC, Thompson VP, Silva NRFA. Fatigue and damage accumulation of veneer porcelain pressed on Y-TZP. *J Dent* 2010a;38:318–24. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.12.004>.

Bonfante EA, Sailer I, Silva NRFA, Thompson VP, Dianne Rekow E, Coelho PG. Failure modes of Y-TZP crowns at different cusp inclines. *J Dent* 2010b;38:707–12. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.04.001>.

Brentel AS, Özcan M, Valandro LF, Alarça LG, Amaral R, Bottino MA. Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dent Mater* 2007;23:1323–31. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.11.011>.

Buonocore MG. A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. *J Dent Res* 1955;34:849–53. <https://doi.org/10.1177/00220345550340060801>.

Campos RE, Soares PV., Versluis A, de O. Júnior OB, Ambrosano GMB, Nunes IF. Crown fracture: Failure load, stress distribution, and fractographic analysis. *J Prosthet Dent* 2015;114:447–55. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.02.023>.

Clausen JO, Abou TM, Kern M. Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dent Mater* 2010;26:533–8. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.01.011>.

Dal Piva A, Tribst J, Borges A, Melo R, Bottino M. Influence of substrate design for in vitro mechanical testing. *J Clin Exp Dent* 2019:e119–25. <https://doi.org/10.4317/jced.55353>.

Dal Piva AM de O, Tribst JPM, Benalcázar JEB, 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;37:e140–50. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.11.001>.

Dietschi D. Adhesive metal free restorations : current concepts for the esthetic treatment of posterior teeth. Chicago: Quintessence Publishing; 1997.

Eakle WS, Maxwell EH, Braly BV. Fractures of posterior teeth in adults. *J Am Dent Assoc* 1986;112:215–8. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1986.0344>.

Ereifej N, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. *Dental Materials* 2011;27:590–7. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.03.001>.

Facenda JC, Borba M, Benetti P, Della BA, Corazza PH. Effect of supporting substrate on the failure behavior of a polymer-infiltrated ceramic network material. *J Prosthet Dent* 2019;121:929–34. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.08.008>.

Falahchai M, Babaei HY, Neshandar AH, Rezaei E. Effect of Tooth Preparation Design on Fracture Resistance of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Overlays. *J of Prosthodontics* 2020;29:617–22. <https://doi.org/10.1111/jopr.13160>.

Fasbinder DJ, Neiva GF, Heys D, Heys R. Clinical evaluation of chairside Computer Assisted Design/Computer Assisted Machining nano-ceramic restorations: Five-year status. *J Est and Rest Dentist* 2020;32:193–203. <https://doi.org/10.1111/jerd.12516>.

Feng J, Chai M, Zhang K, Liu J, Li X. Influence of restorative materials on the mechanical properties of maxillary first molars with different degrees of cryptic fractures and defects: A finite element analysis. *Dent Mater J* 2024;43:2023–151. <https://doi.org/10.4012/dmj.2023-151>.

Ferracane JL. Resin composite—State of the art. *Dent Mater* 2011;27:29–38. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.020>.

Ferracane JL, Pfeifer CS, Hilton TJ. Microstructural Features of Current Resin Composite Materials. *Curr Oral Health Rep* 2014;1:205–12. <https://doi.org/10.1007/s40496-014-0029-4>.

Ferraris F, Sammarco E, Romano G, Cincera S, Marchesi G. Comparison of posterior indirect adhesive restorations (PIAR) with different preparation designs according to the adhesion classification. Part 1: Effects on the fracture resistance. *Int J Esthet Dent* 2021;16:144–67.

Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-Pressure Adhesion of a New Adhesive Restorative Resin. *J Dent Res* 1979;58:1364–70. <https://doi.org/10.1177/00220345790580041101>.

Gomes CAB, Andrade GS, Tribst JP, Grassi EDA, Ausiello P, Saavedra GSFA, et al. Mechanical Behavior of Different Restorative Materials and Onlay Preparation Designs in Endodontically Treated Molars. *Mater* 2021;14:1923. <https://doi.org/10.3390/ma14081923>.

Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Int J Prosthodont* 2016;28:227–35. <https://doi.org/10.11607/ijp.4244>.

Green DJ. *An Introduction to the Mechanical Properties of Ceramics*. Cambridge University Press; 1998. <https://doi.org/10.1017/CBO9780511623103>.
Grzebieluch W, Mikulewicz M, Kaczmarek U. Resin Composite Materials for Chairside CAD/CAM Restorations: A Comparison of Selected Mechanical Properties. *J Healthc Eng* 2021;2021:1–8. <https://doi.org/10.1155/2021/8828954>.

Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *J Prosthet Dent* 2013;110:264–73. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60374-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60374-1).

Hofsteenge JW, Carvalho MA, Borghans PM, Cune MS, Özcan M, Magne P, et al. Effect of preparation design on fracture strength of compromised molars restored with lithium disilicate inlay and overlay restorations: An in vitro and in silico study. *J Mech Behav Biomed Mater* 2023;146:106096. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2023.106096>.

Homaei E, Farhangdoost K, Tsoi JKH, Matinlinna JP, Pow EHN. Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;59:304–13. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.01.023>.

Ilie N. Spatial Distribution of the Micro-Mechanical Properties in High-Translucent CAD/CAM Resin-Composite Blocks. *Mater* 2020;13:3352. <https://doi.org/10.3390/ma13153352>.

Ille CE, Moacă EA, Suciu M, Barbu TL, Negruțiu ML, Jivănescu A. The Biological Activity of Fragmented Computer-Aided Design/Manufacturing. *Dental Materials* before and after Exposure to Acidic Environment. *Medic (B Aires)* 2023;59:104. <https://doi.org/10.3390/medicina59010104>.

Ivoclar Vivadent AG Research & Development. IPS Empress CAD. https://lvodentHu/___docs/775_d9ea1b27d845c2dd50ef19b4a86c1fdcPdf 2006.

Kaytan B, Onal B, Pamir T, Tezel H. Clinical evaluation of indirect resin composite and ceramic onlays over a 24-month period. *Gen Dent* 2005;53:329–34.

Kelly J, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J* 2011;56:84–96. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x>.

Kelly JR, Rungruanganunt P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2010;104:228–38. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60129-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60129-1).

Kim J, Bhowmick S, Chai H, Lawn BR. Role of substrate material in failure of crown-like layer structures. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2007;81B:305–11. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30666>.

Kimmich M, Stappert CFJ. Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations. *The Journ of the Americ Dent Ass* 2013;144:31–44. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2013.0011>.

Koenig A, Schmidtke J, Schmohl L, Schneider FS, Rosentritt M, Hoelzig H, et al. Characterisation of the Filler Fraction in CAD/CAM Resin-Based Composites. *Mater* 2021;14:1986. <https://doi.org/10.3390/ma14081986>.

Lotti RS, Machado AW, Mazzieiro ÊT, Landre JJ. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Revi Dent Pre de Ortod e Ortop Fac* 2006;11:35–43. <https://doi.org/10.1590/S1415-54192006000200006>.

Lukomska SM, Radwanski M, Kharouf N, Mancino D, Tassery H, Caporossi C, et al. Evaluation of Physical–Chemical Properties of Contemporary CAD/CAM Materials with Chromatic Transition “Multicolor.” *Mater* 2023;16:4189. <https://doi.org/10.3390/ma16114189>.

Magne P. Composite resins and bonded porcelain: the postamalgam era? *J Calif Dent Assoc* 2006;34:135–47.

Magne P, Douglas WH. Rationalization of Esthetic Restorative Dentistry Based on Biomimetics. *J Est and Rest Dentist* 1999;11:5–15. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.1999.tb00371.x>.

Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent* 2010;104:149–57. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60111-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60111-4).

Magne P. *Restaurações adesivas de porcelana na dentição anterior : uma abordagem biomimética*. São Paulo: Quintessence; 2003.

Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From Artisanal to CAD-CAM Blocks. *J Dent Res* 2016;95:487–95. <https://doi.org/10.1177/0022034516634286>.

Milicich G. The compression dome concept: the restorative implications. *Gen Dent* 2017;65:55–60.

Morimoto S, Rebello FBW, Braga MM, Sesma N, Özcan M. Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays. *J Dent Res* 2016a;95:985–94. <https://doi.org/10.1177/0022034516652848>.

Mörmann WH, Brandestini M. [Cerec-System: computerized inlays, onlays and shell veneers]. *Zahnärztl Mitt* 1987;77:2400–5.

Munz D, Fett T. *Ceramics*. vol. 36. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 1999. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-58407-7>.

Nagasawa Y, Eda Y, Shigeta H, Ferrari M, Nakajima H, Hibino Y. Effect of sandblasting and/or priming treatment on the shear bond strength of self-adhesive resin cement to CAD/CAM blocks. *Odontology* 2022;110:70–80. <https://doi.org/10.1007/s10266-021-00635-y>.

Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Properties of experimental urethane dimethacrylate-based dental resin composite blocks obtained via thermo-polymerization under high pressure. *Dent Mater* 2013;29:535–41. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.02.006>.

Nguyen J-F, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater* 2012;28:529–34. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.12.003>.

Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. High-temperature-pressure Polymerized Resin-infiltrated Ceramic Networks. *J Dent Res* 2014;93:62–7. <https://doi.org/10.1177/0022034513511972>.

Orcowski HJ, Koenig CJ. THERMAL EXPANSION OF SILICATE FLUXES IN THE CRYSTALLINE AND GLASSY STATES*. *Jour of the Amer Cer Soci* 1941;24:80–4. <https://doi.org/10.1111/j.1151-2916.1941.tb14825.x>.

Otto T. Up to 27-years clinical long-term results of chairside Cerec 1 CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Comput Dent* 2017;20:315–29.

Padilha AF. *Materiais de engenharia : microestrutura e propriedades*. São Paulo: Hemus; 2007.

Papathanasiou I, Kamposiora P, Dimitriadis K, Papavasiliou G, Zinelis S. In vitro evaluation of CAD/CAM composite materials. *J Dent* 2023;136:104623. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2023.104623>.

Pereira GKR, Graunke P, Maroli A, Zucuni CP, Prochnow C, Valandro LF, et al. Lithium disilicate glass-ceramic vs translucent zirconia polycrystals bonded to distinct substrates: Fatigue failure load, number of cycles for failure, survival rates, and stress distribution. *J Mech Behav Biomed Mater* 2019;91:122–30. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.12.010>.

Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;105:97–116. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1997.tb00188.x>.

Politano G, Meerbeek B, Peumans M. Nonretentive Bonded Ceramic Partial Crowns: Concept and Simplified Protocol for Long-lasting Dental Restorations. *J Adhes Dent* 2018;20:495–510. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a41630>.

Porto TS, Roperto RC, Teich ST, Faddoul FF, Rizzante FAP, Porto NST, et al. Brittleness index and its relationship with materials mechanical properties: Influence on the machinability of CAD/CAM materials. *Braz Oral Res* 2019;33. <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2019.vol33.0026>.

Reis AFN, Borges ALS, Paradella TC, Silva ARAS, Valandro LF, Melo RM. Effect of resin cement elastic modulus on the biaxial flexural strength and structural reliability of an ultra-thin lithium disilicate glass–ceramic material. *Clin Oral Investig* 2022;27:787–96. <https://doi.org/10.1007/s00784-022-04836-9>.

Rexhepi I, Santilli M, D’Addazio G, Tafuri G, Manciocchi E, Caputi S, et al. Clinical Applications and Mechanical Properties of CAD-CAM Materials in Restorative and Prosthetic Dentistry: A Systematic Review. *J Funct Biomater* 2023;14:431. <https://doi.org/10.3390/jfb14080431>.

Rohr N, Coldea A, Zitzmann NU, Fischer J. Loading capacity of zirconia implant supported hybrid ceramic crowns. *Dent Mater* 2015;31:e279–88. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.09.012>.

Saavedra G, Ariki EK, Federico CD, Galhano G, Zamboni S, Baldissara P, et al. Effect of Acid Neutralization and Mechanical Cycling on the Microtensile Bond Strength of Glass-ceramic Inlays. *Oper Dent* 2009;34:211–6. <https://doi.org/10.2341/08-68>.

Sasse M, Krummel A, Klosa K, Kern M. Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dent Mater* 2015;31:907–15. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.04.017>.

Sideridou I, Achilias DS, Spyroudi C, Karabela M. Water sorption characteristics of light-cured dental resins and composites based on Bis-EMA/PCDMA. *Biomater* 2004;25:367–76. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(03\)00529-5](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(03)00529-5).

Simonsen R, Calamia J. IADR Abstracts 1982. *J Dent Res* 1982;61:74–351. <https://doi.org/10.1177/0022034582061S101>.

Suzuki M, Miyano Y, Sato F, Shinkai K. Surface Properties of Resin Composites and CAD/CAM Blocks After Simulated Toothbrushing. *Oper Dent* 2023;48:575–87. <https://doi.org/10.2341/22-123-L>.

Tassin M, Bonte E, Loison RLS, Nassif A, Berbar T, Le Goff S, et al. Effects of High-Temperature-Pressure Polymerized Resin-Infiltrated Ceramic Networks on Oral Stem Cells. *PLoS One* 2016;11:e0155450. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0155450>.

Tsitrou EA, Helvatjoglu AM, Van Noort R. A preliminary evaluation of the structural integrity and fracture mode of minimally prepared resin bonded CAD/CAM crowns. *J Dent* 2010;38:16–22. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.07.003>.

Veneziani M. Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique. *Int J Esthet Dent* 2017;12:204–30.

Veríssimo AH, Moura DMD, Tribst JPM, Araújo AMM, Leite FPP, Souza RO de A e. Effect of hydrofluoric acid concentration and etching time on resin-bond strength to different glass ceramics. *Braz Oral Res* 2019;33. <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2019.vol33.0041>.

Vichi A, Balestra D, Scotti N, Louca C, Paolone G. Translucency of CAD/CAM and 3D Printable Composite Materials for Permanent Dental Restorations. *Polymers (Basel)* 2023;15:1443. <https://doi.org/10.3390/polym15061443>.

Vichi A, Zhao Z, Paolone G, Scotti N, Mutahar M, Goracci C, et al. Factory Crystallized Silicates for Monolithic Metal-Free Restorations: A Flexural Strength and Translucency Comparison Test. *Materials* 2022;15:7834. <https://doi.org/10.3390/ma15217834>.

VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG. VITA VMK 95 METAL CERAMICS. https://vitanorthamerica.com/DateiPhp?Src=download/Support/Instructions-For-Use/Porcelains-and-Pressables/Vmk_95905ePdf 2003.

Warreth A, Elkareimi Y. All-ceramic restorations: A review of the literature. *Saudi Dent J* 2020;32:365–72. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2020.05.004>.

Weber KR, Benetti P, Della BÀ, Corazza PH, Medeiros JA, Lodi E, et al. How does the piston material affect the in vitro mechanical behavior of dental ceramics? *J Prosthet Dent* 2018;120:747–54. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.01.025>.

Wendler M, Stenger A, Ripper J, Priewich E, Belli R, Lohbauer U. Mechanical degradation of contemporary CAD/CAM resin composite materials after water ageing. *Dent Mater* 2021a;37:1156–67. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.04.002>.

Yamaguchi S, Li H, Imazato S. Materials informatics for developing new restorative dental materials: A narrative review. *Front in Dent Medic* 2023;4. <https://doi.org/10.3389/fdmed.2023.1123976>.