



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Campus de Araçatuba

ANA BEATRIZ DE SOUZA ALBERGARDI

Influência da espessura oclusal da restauração indireta nas características estruturais, mecânicas e microbiológicas de cerâmicas com matriz resinosa para CAD/CAM, após imersão em diferentes solventes orgânicos simulando alimentos

Araçatuba-SP
2025

ANA BEATRIZ DE SOUZA ALBERGARDI

Influência da espessura oclusal da restauração indireta nas características estruturais, mecânicas e microbiológicas de cerâmicas com matriz resinosa para CAD/CAM, após imersão em diferentes solventes orgânicos simulando alimentos

Dissertação apresentada à Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Odontologia de Araçatuba, para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Assoc. Aldiéris Alves Pesqueira.

Coorientadora: Prof. Assoc. Cristiane Duque

Coorientadora: Dra. Bruna Egumi Nagay

Araçatuba-SP

2025

Catálogo na Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

- A329i Albergardi, Ana Beatriz de Souza.
Influência da espessura oclusal da restauração indireta nas características estruturais, mecânicas e microbiológicas de cerâmicas com matriz resinosa para CAD/CAM, após imersão em diferentes solventes orgânicos simulando alimentos / Ana Beatriz de Souza Albergardi. - Araçatuba, 2025
50 f. : il. ; tab.
- Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Odontologia, Araçatuba
Orientador: Prof. Aldiéris Alves Pesqueira
Coorientadora: Profa. Cristiane Duque
Coorientadora: Profa. Bruna Egumi Nagay
1. Desenho assistido por computador 2. Imersão 3. Solventes I. T.
- Black D3
CDD 617.6

Á Deus,

Que todos os dias da minha vida esteve ao meu lado, dando suporte e proteção, colocando sempre em meu caminho pessoas especiais. Desde o dia em que decidi morar fora o Senhor me abençoou com coisas maravilhosas, preparando sempre o melhor para mim. Obrigada meu Deus, por tudo.

Á minha família

Á minha mãe Rosilene Charlo Maciel de Souza, ao meu pai Wilson José de Souza e á minha irmã Bianca Maciel de Souza, dedico a vocês mais essa conquista, obrigada por sempre me apoiarem, me protegerem e me amarem tão intensamente. Sem vocês eu jamais teria conseguido, o suporte e a apoio que me deram, fez tudo no fim valer a pena. Amos vocês, até no céu, ida e volta.

Ao meu marido Danilo Oliveira Albergardi, que foi e sempre será minha base e minha proteção todos os dias. Obrigada por sempre me apoiar meu amor, por toda ajuda e pelos dias de apoio nos experimentos, me acompanhando e sendo meu suporte emocional em todo o processo. Te amo muito mais que ontem e hoje muito menos que amanhã.

Á todos os meus familiares e amigos,

também dedico a vocês, que sempre me apoiaram e não mediram esforços para me ajudar em todos os momentos, obrigado por sempre acreditarem em mim.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador,

Prof. Assoc. Aldiéris Alves Pesqueira, obrigada por toda ajuda e carinho que sempre teve por mim e por acreditar e confiar no meu trabalho. Agradeço a orientação, minha eterna gratidão ao senhor.

Aos amigos de trabalho

João Pedro Justino de Oliveira Limírio, que foi meu porto seguro dentro do departamento e um grande amigo. Obrigada por todos os ensinamentos, por toda paciência em me ensinar tudo que eu precisava, me ajudando a desenvolver todas as habilidades possíveis nesses dois anos. Agradeço a parceria em todas as madrugadas e dias intensos de experimento, sempre com muito bom humor, sendo meu braço direito em todos os trabalhos que eu realizei, eu não teria conseguido sem você. Sua orientação foi crucial para que eu chegasse até aqui e para tudo que eu sou hoje na área acadêmica, amo você meu amigo!

Victor Alves Nascimento, agradeço a amizade nesses dois anos de mestrado. Foi muito bom dividir esse tempo trabalhando com você, agradeço o apoio e a amizade, conte sempre comigo.

Gabriel Nunes Sampaio, obrigada por toda ajuda em todas as vezes que eu precisei, sempre muito solícito independente do horário e do dia, agradeço também pela amizade e carinho.

Mariana Bianchi, os dias com você são sempre mais leves, obrigada por todo carinho e ajuda nesses poucos meses trabalhando juntas. Sua amizade é muito importante pra mim.

Amanda Paino Sant`Ana, por sempre ser um lugar de apoio nos momentos difíceis, compartilhando as alegrias e tristezas nos últimos anos, amo você amiga!

Jesse Augusto Pereira, agradeço por toda ajuda e parceria nesses dois anos, você foi essencial para o desenvolvimento desse projeto.

Aos meus familiares, que me ensinaram coisas fundamentais, que nenhuma academia pode ensinar: fé em Deus, honestidade, ética e empatia. A distância contribui para a saudade e carência, mas sei que torcem por mim e sempre querem o meu bem. Amo muito vocês.

Aos meus amigos

Isadora Martins, Lorena Pontes Manicoba, Julia Paião Quinteiro, minhas grandes amigas que me ajudaram e foram meu suporte mesmo estando longe, obrigada por sempre me ouvirem e me apoiarem em todos os momentos, não só nesses dois anos, mas sempre! Amo vocês demais.

Jéssica Marcela de Luna Gomes, obrigada por todo apoio e amizade que desenvolvemos nesses 2 anos de mestrado. Você é uma inspiração como profissional, como docente e como ser humano.

À minha coorientadora professora Cristiane Duque, que desde a iniciação científica me inspira a como ser humano e como profissional, a senhora faz muita falta, obrigada por todo apoio e direcionamento, a senhora faz muita falta.

À minha coorientadora Bruna Egumi Nagay por toda ajuda desde o início do mestrado e na execução do meu trabalho, você me inspira como pesquisadora.

Aos professores do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, que me acolheram e me ensinam sempre o máximo, com maestria e perfeição. Todos são exemplos de profissionais que almejo ser um dia. Em especial, quero agradecer o convívio e sempre fraterno ganho de conhecimentos do **Prof. Assoc. Fellippo Ramos Verri, Profa. Dra. Karina Helga Túrcio, Profa. Assoc. Daniela Micheline, Profa. Dra. Aimée Guiotti, Prof. Assoc. Paulo Henrique dos Santos, Prof. Titular. Wirley Assunção, Prof. Dr. Paulo Renato Zuim, Profa. Dra. Débora Barros Barbosa, Prof. Titular Marcelo Coelho Goiato e o Prof. Titular Eduardo Pizza Pellizzer**.

Agradeço aos funcionários do Setor técnico de Pós-Graduação: Cristiane Regina, Maria Clara, Lucas Sousa e Elis Andréa, que não medem esforços para ajudar no nosso dia a dia acadêmico.

A todos os técnicos (**Carlão, Jander e Eduardinho**) e funcionários (**Marco e Dalete**), do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, com quem convivi ao longo destes anos e que fizeram a nossa universidade se tornar um ambiente familiar e agradável para trabalhar, estudar e confraternizar.

Ao diretor da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, UNESP, o **Prof. Titular Alberto Carlos Botazzo Delbem** e vice-diretor **Prof. Titular Luciano Tavares Angelo Cintra** pela oportunidade e honra de realizar este curso de Mestrado.

À coordenação do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, na pessoa do **Prof. Titular Wirley Gonçalves Assunção** e vice- coordenação **Profa. Associada Roberta Okamoto** pelo suporte no desenvolvimento desse trabalho.

Agradecemos ao LabMMEV – FCT/UNESP pela disponibilidade de utilização do Microscópio Eletrônico de Varredura.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) e Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES)** - Código de Financiamento 001, pelo financiamento e apoio designado ao projeto de pesquisa através da concessão de bolsa de Mestrado (**Processo nº 2023/06353-4, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)**).

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)** pelo financiamento e apoio designado ao projeto de pesquisa através da concessão de Auxílio Regular (**Processo nº 2021/08529-7**).

RESUMO

Albergardi ABS. Influência da espessura oclusal da restauração indireta nas características estruturais, mecânicas e microbiológicas de cerâmicas com matriz resinosa para CAD/CAM, após imersão em diferentes solventes orgânicos simulando alimentos [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista; 2025.

O objetivo do presente estudo foi avaliar a influência da espessura oclusal da restauração indireta (0,5 mm – restauração conservadora ou 1,0 mm – restauração convencional) sobre as características estruturais, mecânicas e microbiológicas de 02 cerâmicas com matriz resinosa para CAD/CAM, Tetric CAD – Ivoclar e SHOFU HC – Shofu Dental, polidos com Optragloss e imersos por 7 dias em solventes orgânicos simulando alimentos (etanol absoluto, metiletilcetona (MEK) e água destilada). Foram confeccionados 112 espécimes de cada cerâmica, sendo realizados diferentes dimensões para se adequarem em suas respectivas análises. As variáveis de resposta foram: 1) análises estruturais (rugosidade superficial (Ra), microdureza vickers (VHN) e microscopia eletrônica de varredura (MEV); 2) análises mecânicas (resistência à flexão (ρ) e módulo de elasticidade (ME)) e 3) análises microbiológicas (quantificação de células cultiváveis (UFCs) e análise da estrutura dos biofilmes por meio de MEV. Os dados obtidos foram analisados por meio de ANOVA de dois fatores ($\alpha = 0,05$) pos teste de tukey. Para RA, o material SHOFU apresentou maior Ra do que o TETRIC apenas após o envelhecimento em água ($p < 0,05$). O material TETRIC teve maior Ra após o envelhecimento em etanol, quando comparado com a condição baseline (armazenamento a seco) ($p < 0,05$). Para o SHOFU, a Ra foi significativamente maior quando o material foi envelhecido em água, em comparação com os demais grupos ($p < 0,05$). Para VHN e RF, o SHOFU exibiu os maiores valores do que o TETRIC ($p < 0,05$), independentemente da espessura e das condições de envelhecimento. Para ME, o envelhecimento em etanol resultou em valores de módulo de elasticidade mais baixos do que os observados nos demais grupos ($p < 0,05$), verificou-se que o SHOFU apresentou um módulo de elasticidade significativamente maior que o TETRIC ($p < 0,05$) e para o SHOFU, a espessura de 0,5 mm demonstrou um módulo de elasticidade significativamente mais alto em comparação à espessura de 1 mm ($p < 0,05$). Para a adesão de microrganismos para *S. mutans*, no TETRIC o etanol reduziu a adesão em espessuras menores e aumentou em espessuras maiores, para o SHOFU a água e o MEK favoreceram a adesão bacteriana, especialmente em espessuras maiores. Já para *C. Albicans*, o etanol foi eficaz em reduzir a colonização fúngica em espessuras menores. Em contraste, o armazenamento a seco (baseline) favoreceu a adesão

de *C. albicans* no TETRIC de 0,5 mm e no SHOFU de 1 mm. O SHOFU mostrou ser menos suscetível à adesão fúngica, especialmente quando envelhecido em etanol na espessura de 1 mm e em baseline na espessura de 0,5 mm. Conclui-se que o envelhecimento, especialmente em diferentes soluções, afeta a rugosidade dos materiais dentários, com o TETRIC sendo mais sensível ao etanol e o SHOFU apresentando maior rugosidade quando exposto à água. A espessura não influenciou significativamente as alterações de rugosidade. A dureza e resistência à flexão apresentaram diferença significativa apenas para o tipo de material, não sendo afetadas pela espessura ou pelas condições de envelhecimento. O envelhecimento em etanol reduziu a rigidez dos materiais, enquanto o SHOFU exibiu maior módulo de elasticidade que o TETRIC, independentemente das condições. A espessura impactou mais o SHOFU, com maior rigidez na espessura de 0,5 mm, indicando maior resistência à deformação. A adesão bacteriana de *S. mutans* e *C. albicans* aos materiais TETRIC e SHOFU foi influenciada pela espessura e pelas condições de envelhecimento.

Palavras-chave: CAD-CAM; imersão; solventes.

ABSTRACT

Albergardi ABS. Influence of occlusal thickness of indirect restoration on the structural, mechanical and microbiological characteristics of ceramics with resin matrix for CAD/CAM, after addition of different organic solvents simulating food [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista; 2025.

The aim of the present study was to evaluate the influence of the occlusal thickness of indirect restorations (0.5 mm – conservative restoration or 1.0 mm – conventional restoration) on the structural, mechanical, and microbiological characteristics of two resin-based ceramics for CAD/CAM, Tetric CAD – Ivoclar and SHOFU HC – Shofu Dental. The materials were polished with Optragloss and immersed for 7 days in organic solvents simulating food exposure (absolute ethanol, methyl ethyl ketone (MEK), and distilled water). A total of 112 specimens of each ceramic were fabricated, with different dimensions prepared to suit their respective analyses. The response variables included: 1) Structural analyses (surface roughness (Ra), Vickers microhardness (VHN), and scanning electron microscopy (SEM)); 2) Mechanical analyses (flexural strength (ρ) and modulus of elasticity (ME)); and 3) Microbiological analyses (quantification of cultivable cells (CFUs) and biofilm structure analysis using SEM). The data were analyzed using two-way ANOVA ($\alpha = 0.05$) followed by Tukey's test. Regarding Ra, the SHOFU material exhibited higher roughness than TETRIC only after aging in water ($p < 0.05$). For TETRIC, Ra increased after aging in ethanol compared to the baseline condition (dry storage) ($p < 0.05$). For SHOFU, Ra was significantly higher after aging in water compared to the other groups ($p < 0.05$). In terms of VHN and flexural strength, SHOFU showed higher values than TETRIC ($p < 0.05$), regardless of thickness or aging conditions. For ME, aging in ethanol resulted in lower modulus of elasticity values than in the other groups ($p < 0.05$). SHOFU exhibited a significantly higher modulus of elasticity than TETRIC ($p < 0.05$). Additionally, for SHOFU, the 0.5 mm thickness demonstrated a significantly higher modulus of elasticity compared to the 1.0 mm thickness ($p < 0.05$). Regarding microorganism adhesion, for *S. mutans*, ethanol reduced adhesion at smaller thicknesses and increased it at greater thicknesses for TETRIC. For SHOFU, water and MEK promoted bacterial adhesion, especially at greater thicknesses. For *C. albicans*, ethanol effectively reduced fungal colonization at smaller thicknesses. In contrast, dry storage (baseline) favored *C. albicans* adhesion in 0.5 mm TETRIC and 1 mm SHOFU. SHOFU was less susceptible to fungal adhesion, particularly after aging in ethanol at 1 mm thickness and in the baseline condition at 0.5 mm thickness. It was concluded that aging, especially in

different solutions, affects the roughness of dental materials, with TETRIC being more sensitive to ethanol and SHOFU presenting greater roughness when exposed to water. Thickness did not significantly influence roughness changes. Hardness and flexural strength showed significant differences only for the material type and were unaffected by thickness or aging conditions. Aging in ethanol reduced the stiffness of the materials, while SHOFU exhibited a higher modulus of elasticity than TETRIC, regardless of conditions. Thickness had a greater impact on SHOFU, with greater stiffness observed at 0.5 mm thickness, indicating higher resistance to deformation. The bacterial adhesion of *S. mutans* and *C. albicans* to TETRIC and SHOFU materials was influenced by thickness and aging conditions.

Keywords: CAD-CAM; immersion; solvente.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Delineamento experimental contendo materiais utilizados, tratamento de superfície, imersão nos solventes orgânicos simulando alimentos, distribuição, número dos espécimes, variáveis respostas e tempos das análises a serem realizadas	19
Figura 2 - Microscopia eletrônica de varredura do biofilme misto de <i>S. mutans</i> e <i>C. albicans</i> na superfície da cerâmica SHOFU HC – Shofu Dental (SH)	36
Figura 3 - Microscopia eletrônica de varredura do biofilme misto de <i>S. mutans</i> e <i>C. albicans</i> na superfície da cerâmica TETRIC CAD (Ivoclar)	36
Figura 4 - Microscopia eletrônica de varredura da cerâmica SHOFU HC (Shofu Dental)	37
Figura 5 -Microscopia eletrônica de varredura da cerâmica TETRIC CAD (Ivoclar)	37

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Nome comercial, composição e fabricante das cerâmicas que serão utilizadas 20

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - ANOVA de dois fatores de rugosidade superficial para material, espessura, envelhecimento acelerado sob a influência de diferentes soluções e suas interações	27
Tabela 2 - Média $\pm$ desvio padrão de rugosidade superficial dos materiais Tetric e Shofu submetidos a envelhecimento acelerado em diferentes soluções, independente da espessura	28
Tabela 3 - ANOVA de dois fatores de dureza para material, espessura, envelhecimento acelerado sob a influência de diferentes soluções e suas interações	28
Tabela 4 - Média $\pm$ desvio padrão de dureza dos materiais Tetric e Shofu, independente da espessura e das condições de envelhecimento acelerado	29
Tabela 5 - ANOVA de dois fatores de resistência à flexão para material, espessura, envelhecimento acelerado sob a influência de diferentes soluções e suas interações	29
Tabela 6 - Média $\pm$ desvio padrão de resistência à flexão dos materiais Tetric e Shofu, independente da espessura e das condições de envelhecimento acelerado	29
Tabela 7 - ANOVA de dois fatores de módulo de elasticidade para material, espessura, envelhecimento acelerado sob a influência de diferentes soluções e suas interações	30
Tabela 8 - Média $\pm$ desvio padrão de módulo de elasticidade das diferentes condições de envelhecimento, independente da espessura e do material	31
Tabela 9 - Média $\pm$ desvio padrão de módulo de elasticidade dos materiais Tetric e Shofu em diferentes espessuras, independente das condições de envelhecimento acelerado	31
Tabela 10 - ANOVA de dois fatores de viabilidade de <i>S. mutans</i> ($\log_{10}$ UFC/mL) para material, espessura, envelhecimento acelerado sob a influência de diferentes soluções e suas interações	33
Tabela 11 - Média $\pm$ desvio padrão da viabilidade de <i>S. mutans</i> ($\log_{10}$ UFC/mL) nos materiais TETRIC e SHOFU em diferentes espessuras, submetido ao envelhecimento acelerado em diferentes soluções ou armazenado a seco por 24 h (baseline)	33
Tabela 12 - ANOVA de dois fatores de viabilidade de <i>C. albicans</i> ($\log_{10}$ UFC/mL) para material, espessura, envelhecimento acelerado sob a influência de diferentes soluções e suas interações	35
Tabela 13 - Média $\pm$ desvio padrão da viabilidade de <i>C. albicans</i> ($\log_{10}$ UFC/mL) nos materiais TETRIC e SHOFU em diferentes espessuras, submetido ao envelhecimento acelerado em diferentes soluções ou armazenado a seco por 24 h (baseline)	35

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AM	Análises Microbiológicas
ASD	Agar Sabouraud Dextrose
ATCC	American Type Culture Collection
BHI Agar	Agar Infusão de Cérebro e Coração
BIS-EMA	Bisfenol hidroxietil metacrilato.,
Bis-GMA	Bisfenol-A glicidil dimetacrilato
<i>C.albicans</i>	<i>Cândida Albicans</i>
CAD/CAM	Software de projeto assistido por computador e fabricação assistida por computador
FDA	Food and Drug Administration
ME	Módulo de elasticidade
MEK	Metiletilcetona
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
Mpa	Megapascal
NaCl	Cloreto de sódio
Ra	Rugosidade superficial
<i>S.mutans</i>	<i>Streptococcus Mutans</i>
SDB	Sabourud Dextrose Broth
SH	SHOFU HC
TEGDMA	Trietilenoglicol dimetacrilato;
UDMA	Uretano dimetacrilato;
UFCs	Unidades formadoras de colônia
VHN	Microdureza vickers
ρ	Resistência à flexão

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 OBJETIVOS	17
3 MATERIAL E MÉTODO	18
3.1 Cálculo Amostral	18
3.2 Delineamento	19
3.3 Formação dos Grupos	19
3.4 Fabricação dos Espécimes	20
3.5 Acabamento e Tratamentos de Superfície	21
3.6 Procedimentos de Envelhecimento In Vitro	21
3.7 Variáveis Resposta	21
3.8 Rugosidade Superficial-Ra	22
3.9 Microdureza Vickers (VHN)	22
3.10 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	22
3.11 Resistência à Flexão (ρ)	23
3.12 Módulo de elasticidade (ME)	23
3.13 Cepas de Microrganismos e Condições de Crescimento	23
3.14 Substratos para Formação de Biofilme	24
3.15 Quantificação das Células Cultiváveis (UFCs)	24
3.16 Análise da Estrutura dos Biofilmes por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	25
3.17 Período de Análises	25
4 ANÁLISE ESTATÍSTICA	26
5 RESULTADOS	27
5.1 Rugosidade Superficial	27
5.2 Dureza	28
5.3 Resistência à Flexão	29
5.4 Módulo de Elasticidade	30
5.5 Viabilidade Bacteriana	31
5.6 Análise da Estrutura dos Biofilmes por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	36
6 DISCUSSÃO	38
7 CONCLUSÃO	43
REFERÊNCIAS	44

1 INTRODUÇÃO

A tecnologia CAD/CAM (software de projeto assistido por computador e fabricação assistida por computador) tem sido amplamente empregada durante a última década na fabricação de restaurações dentárias indiretas, devido aos excelentes avanços obtidos pelo uso dessa tecnologia, tais como, processo de fabricação padronizado, que permite a fresagem de coroas monolíticas, alta precisão de adaptação das peças, restaurações altamente estéticas, composição mais homogênea e uniforme do material, redução do tempo e dos custos de produção.¹⁻⁶

Atualmente, há uma grande variedade de materiais disponíveis para fabricação de restaurações indiretas pelo sistema CAD/CAM. Dentre eles, os blocos de compósitos resinosos para CAD/CAM (*CAD/CAM resin composites*) têm se destacado pela crescente popularidade e demanda, devido aos seus inúmeros benefícios em comparação com as restaurações de cerâmicas vítreas, tais como: módulo de elasticidade próximo ao dos dentes naturais, possibilitando melhor distribuição de tensões durante a mastigação; facilidade de fresamento; menor abrasividade nos dentes naturais opostos; menor incidência de lascas e fratura durante a usinagem; sua menor fragilidade, o que torna menos propensos a falhas catastróficas durante o uso clínico; alta resistência de união aos cimentos resinosos, devido à semelhança na composição química entre ambos, garantindo excelente compatibilidade entre eles e estabilidade adesiva ao longo do tempo; além de facilidade de acabamento, polimento e reparo intraoral.⁷⁻¹⁴ Além disso, esses blocos apresentam propriedades físicas, mecânicas e biológicas superiores às das resinas compostas utilizadas em restaurações diretas. Isso se deve ao processo de produção industrial, que envolve polimerização prolongada em altas temperaturas e pressão, permitindo a incorporação de partículas de cargas maiores. Como resultado, obtém-se blocos com estruturas homogêneas e menos imperfeições, oferecendo uma performance superior.^{3,9,15}

A evolução constante dos materiais restauradores trouxe uma nova perspectiva sobre um fator importantíssimo para sucesso tratamento protético: a espessura oclusal da restauração da restauração. Considera-se que a espessura oclusal desempenha um papel fundamental na rigidez, longevidade e no sucesso clínico da prótese,^{10,16} influenciando diretamente a resistência mecânica, a distribuição de tensões e a translucidez da restauração.¹⁶⁻¹⁸ De acordo com os princípios de preparo mínimo do dente, deve-se preservar a máxima quantidade possível de tecido dental saudável. Com base nesse princípio, diversos

estudos têm sido realizados para avaliar a espessura mínima que as restaurações indiretas contemporâneas podem ter, mantendo sua resistência sob as cargas mastigatórias.^{10,13,16,19-21} Embora os fabricantes recomendem uma espessura oclusal de 1,5 mm para coroas totais em regiões posteriores, o estudo de Dapieve et al.¹⁷ demonstrou, após teste de fadiga acelerada, uma alta taxa de sobrevida em coroas de compósitos resinosos para CAD/CAM com espessura oclusal de apenas 1,0 mm. Além disso, os avanços na tecnologia odontológica e nos materiais restauradores indiretos permitiram a realização de restaurações mais conservadoras e ultrafinas, com espessura variando de 0,3 a 0,5 mm, especialmente em reabilitações estéticas.^{13,22} No entanto, há poucas informações sobre a influência da espessura oclusal na longevidade das restaurações indiretas, principalmente as monolíticas em compósitos resinosos para CAD/CAM.

Apesar dos avanços nos materiais restauradores, é importante considerar que, ao longo de sua vida útil, esses materiais interagem constantemente com o ambiente bucal, sendo expostos a flutuações químicas, físicas, mecânicas e microbiológicas. Essas condições podem comprometer sua integridade e durabilidade, já que os materiais são continuamente expostos a líquidos naturais ou induzidos por produtos dietéticos e de higiene.^{9,23,24}

Os materiais à base de resina composta passam por um processo de envelhecimento intrínseco e dinâmico após sua colocação na cavidade bucal, devido à ação de diversos compostos que promovem a hidrólise das resinas dentais, como enzimas, álcoois e ácidos.^{9,25-27} Para simular o ambiente químico bucal e testar a durabilidade desses materiais, são utilizados solventes orgânicos aprovados pela Food and Drug Administration (FDA), como o etanol e o metiletilcetona.^{9,23,24,28} O etanol, presente em bebidas alcoólicas, é um método eficaz de envelhecimento artificial, simulando a degradação das propriedades mecânicas dos compósitos à base de resina.^{2,27,29} O MEK, encontrado naturalmente em frutas, vegetais, laticínios e mel.² Já a água destilada simula o ambiente úmido proporcionado pela saliva.^{30,31}

Nesse contexto, é fundamental entender o impacto da espessura oclusal, da qualidade do polimento superficial e da exposição a solventes orgânicos simulando alimentos nas propriedades estruturais, mecânicas e microbiológicas das restaurações indiretas em blocos de compósitos resinosos para CAD/CAM, a fim de garantir próteses clinicamente bem-sucedidas e duráveis.

2 OBJETIVOS

Dessa forma, o objetivo geral do presente estudo foi avaliar a influência da espessura oclusal da restauração indireta (0,5 mm – restauração conservadora ou 1,0 mm – restauração convencional) sobre as características estruturais, mecânicas e microbiológicas de 02 cerâmicas com matriz resinosa para CAD/CAM, Tetric CAD – Ivoclar e SHOFU HC - Shofu Dental, polidos com pontas de silicone revestidas com diamante e imersos por 7 dias em solventes orgânicos simulando alimentos (etanol absoluto, metiletilcetona (MEK) e água destilada). As análises Estruturais incluem a rugosidade superficial (Ra), a microdureza Vickers (VHN), e a microscopia eletrônica de varredura (MEV). Análises Mecânicas compreendem a resistência à flexão (ρ) e o módulo de elasticidade (ME) As análises Microbiológicas consistem na quantificação de unidades formadoras de colônias (UFCs) e na análise da estrutura dos biofilmes por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV).

As hipóteses do presente estudo são: 1) O bloco de compósito resinoso para CAD/CAM Tetric CAD apresentaria maior degradação e propriedades estruturais, mecânicas e microbiológicas inferiores em comparação ao Shofu HC, independentemente da exposição aos solventes orgânicos; 2) A espessura oclusal da restauração indireta não influenciaria nas propriedades avaliadas, independentemente do tipo de cerâmica ou da imersão nos solventes orgânicos.

3 MATERIAL E MÉTODO

3.1 Cálculo Amostral

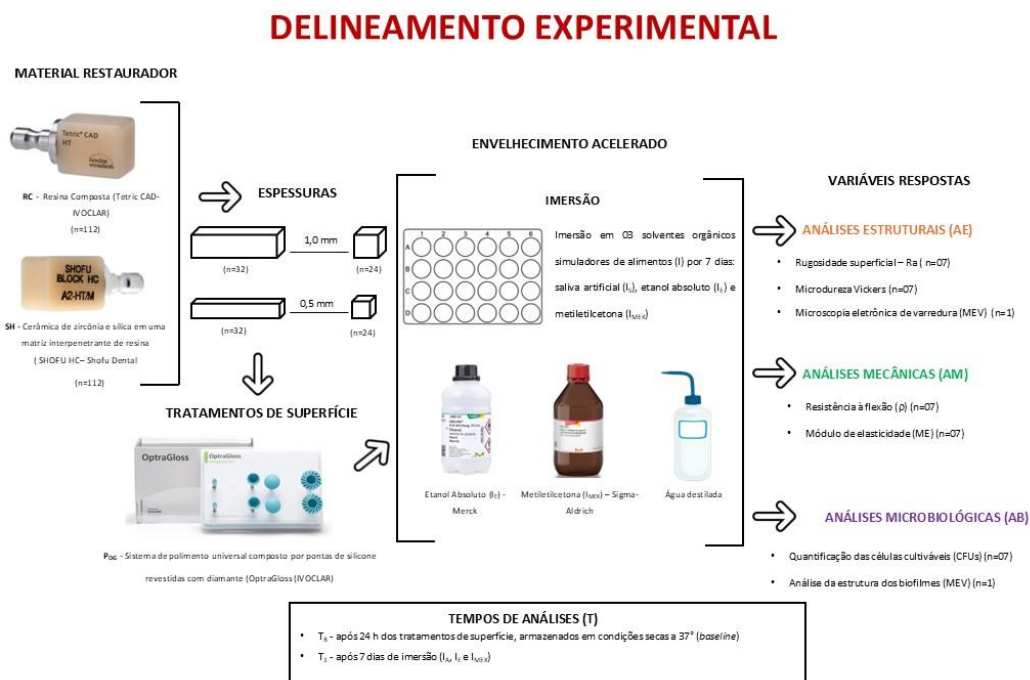
A estimativa do tamanho da amostra foi calculada usando o software G* Power versão 3.1.9.2 (Program written, concept, and design by Franz, Universitat Kiel, Germany.). Este estudo levantou a hipótese que há relação entre a porcentagem de resina compostas nos blocos para CAD/CAM, a espessura oclusal da restauração (1,0 mm ou 0,5mm) e as propriedades estruturais, mecânicas e microbiológicas de 02 cerâmicas com matriz resinosa para CAD/CAM, imersos em solventes orgânicos simulando alimentos. Para tal, a fórmula do tamanho da amostra é derivada da Análise de Variância (MANOVA) para medidas repetidas. O presente estudo realizou cálculo amostral baseado em estudos prévios com metodologia similar, de acordo com as variáveis quantitativas primárias.

Com base nos resultados de estudos anteriores as variáveis respostas dentro de cada grupo de material são consideradas como normalmente distribuídas com desvio padrão dentro do grupo (DP) de valor de correlação de 0,60. Se a diferença média de cada material (between-subjects: espessura; within-subjects: antes vs. depois envelhecimento in vitro) considerando as variáveis rugosidade superficial (Ra),³² resistência à flexão (ρ)³² microdureza vickers (HV)m³³ for real, para as análises Ra, HV, ρ e ME o estudo precisará de $n = 7$ espécimes em cada grupo, para poder rejeitar a hipótese nula de que a espessura do material e envelhecimentos in vitro não irão alterar as médias das variáveis dependentes, que se encontram iguais com um erro tipo I de 0,05 e com pelo menos 80% de poder deste estudo. Além disso, o tamanho do efeito (V) foi determinado para cada variável dependente (rugosidade superficial = 5,59; microdureza vickers = 9,55; resistência à flexão = 18,16 e módulo de elasticidade = 2,91). Para a análise microbiológica foram utilizadas as amostras anteriormente avaliadas para o teste de rugosidade superficial ($n=7$), a fim de avaliar a adesão de microrganismos nas amostras após envelhecimento correlacionando com a Ra.

O número de espécimes para as análises qualitativas (Microscopia eletrônica de varredura (MEV) foi de $n=1$ e foi baseado em estudo prévio do nosso grupo de pesquisa.³⁴

3.2 Delineamento

Figura 1 - Delineamento experimental contendo materiais utilizados, tratamento de superfície, imersão nos solventes orgânicos simulando alimentos, distribuição, número dos espécimes, variáveis respostas e tempos das análises a serem realizadas



Fonte: Autora, 2024

3.3 Formação dos Grupos

Os blocos de compósitos resinosos para CAD/CAM que serão utilizados estão descritos no Quadro 1. No total serão confeccionados 224 espécimes, sendo 112 espécimes para cada cerâmica testada. Esses serão divididos em grupos de acordo com material utilizado, imersão nos solventes orgânicos simulando alimentos e análises realizadas, conforme descrito no delineamento experimental (Figura 1).

Quadro 1 - Nome comercial, composição e fabricante dos materiais utilizados.

Nome	Tipo	Composição		Fabricante	Conteúdo de preenchimento
		Matriz	Fillers		
Tetric CAD	Nano-Bloco composto CAD/CAM nano-híbrido	Dimetacrilato reticulado (Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA, UDMA)	(64% em peso) vidro de silicato de alumínio e bário tamanho médio <1um, (7,1% em peso) dióxido de silício com tamanho médio de partícula <20 nm	Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein	69,3–69,9% em peso
Shofu Block HC	Ceramica com matriz resinosa	UDMA+TEGDMA	SiO2, silicato de zircônio	Shofu, Kyoto, Japan	61,6–62,5% em peso
Optragloss	Sistema de polimento em uma etapa	Poliuretano, grânulos de diamante		Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein	

Fonte: Autora, 2024

Abreviações: Bis-GMA, Bisfenol-A glicidil dimetacrilato; UDMA, uretano dimetacrilato; TEGDMA, trietilenoglicol dimetacrilato; BIS-EMA bisfenol hidroxietil metacrilato.

3.4 Fabricação dos Espécimes

Para cada material (Tabela 1), os espécimes foram confeccionados com dimensões específicas para as análises correspondentes. Para as análises estruturais e mecânicas foram utilizados os mesmos espécimes, confeccionados 64 espécimes retangulares, sendo 32 com dimensões 14x4x0,5mm e 32 com 14x4x1mm.^{5,7}

Para análises microbiológicas foram 48 espécimes quadrados, sendo 24 com dimensões de 5x5x0,5 mm e 24 com 5x5x1.³⁵ Todos os espécimes foram seccionados com disco diamantado em baixa rotação (300 rpm), sob irrigação abundante e carga de 300g/f em cortadeira metalográfica (Isomet® 1000, Buehler, Illinois, USA). As dimensões finais foram mensuradas com paquímetro digital (Paquímetro Digital Digimatic, Mitutoyo Sul Americana Ltda, Santo Amaro, SP, Brasil).

3.5 Acabamento e Tratamentos de Superfície

Inicialmente, os espécimes foram regularizados com lixas abrasivas de carbureto de silício de 320-Grit (Carbimet Paper Discs; Buehler, IL, EUA). Na sequência, os espécimes foram lavados em cuba ultrassônica com água por 5 min e secos por meio de jatos de ar. Em seguida, os espécimes foram submetidos ao tratamento de superfície realizado.

Polimento pontas de silicone revestidas com diamante – OptraGloss (POG): foi realizado o tratamento de superfície usando o sistema de polimento universal composto por pontas de silicone revestidas com diamante (OptraGloss – Ivoclar Vivadent). De acordo com a recomendação do fabricante, o polimento foi realizado em 1 etapa (ponta azul-claro), com processamento a seco, por 30 segundos em uma única direção sobre a superfície dos espécimes com contra-ângulo de baixa rotação de 8000 rpm realizados por um único operador com o objetivo de obter padronização.

Após o tratamento de superfície, todos os espécimes foram novamente lavados com água destilada e secos com jatos de ar, em seguida, armazenados em condições secas a 37°C por 24 horas e realizada a leitura inicial das variáveis respostas do estudo (T_B = leitura inicial - baseline).

3.6 Procedimentos de Envelhecimento In Vitro

Os espécimes foram imersos (I) por 7 dias em 03 solventes orgânicos simuladores de alimentos: água destilada (I_A), etanol absoluto 100% - Merck (I_E) e metiletilcetona - Sigma-Aldrich (IMEK).^{23,28} Cada espécime foi armazenado individualmente em poços de placa para cultura de células de 48 poços (Kasvi) e imersos em 3ml dos solventes orgânicos, mantidos a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ em estufa. Após o período de imersão, os espécimes foram retirados do meio, lavados com água destilada e secos cuidadosamente com jatos de ar.

3.7 Variáveis Resposta

Análise Estrutural (AE)

3.8 Rugosidade Superficial-Ra

A rugosidade de superfície (Ra - média aritmética da rugosidade de superfície) foi determinada por meio de rugosímetro portátil (SJ-410, Mitutoyo Sul Americana Ltda, Santo Amaro, SP, Brasil). Foram realizadas três mensurações (centro, direita e esquerda ao centro) em cada espécime. Os seguintes parâmetros foram utilizados: cut-off de 0,25mm a uma velocidade de 0,05mm/s durante 12 segundos. Os valores originais formados em Angström (Å) e transformados para a escala micrométrica (µm).

3.9 Microdureza Vickers (VHN)

Para a análise da microdureza vickers foram realizadas leituras em microdurômetro (HMV 2000 Shimadzu, Tokyo, Japão) utilizando carga de 19.80N por 15 segundos. Foram realizadas três endentações na região central de cada espécime com distância de 100 µm entre elas. A dureza Vickers (VHN) foi calculada usando a seguinte equação: $HV = 2F \sin(136/2) / d^2$

Onde F é a força aplicada, d é o comprimento médio das diagonais das indentações e 136 é o ângulo entre as faces da diagonal.

3.10 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Para caracterizar possíveis irregularidades presentes nos espécimes foi utilizado um microscópio eletrônico de varredura (JEOL JSM-6010LA). Para esse ensaio foram registradas imagens com aumento de 2000, 5000 e 10000x, as imagens que melhor representarem a superfície foram selecionadas. Posteriormente, as imagens obtidas foram comparadas qualitativamente entre os grupos.

Análises mecânicas (AM)

3.11 Resistência à Flexão (ρ)

Os valores de resistência à flexão foram obtidos por meio da realização do teste de flexão de três pontos de acordo com ISO 6872: 200844, utilizando uma máquina universal de ensaio (Emic DL 2000®, Emic, São José dos Pinhais, PR, Brasil). O espécime foi montado sobre suportes metálicos, em seguida, aplicada uma força compressiva vertical no centro de cada espécime a uma velocidade de 1mm/min até a ruptura do espécime. A carga máxima de fratura será registrada e a resistência à flexão (ρ) será em Megapascal (Mpa), por meio da seguinte fórmula 1: $\rho = 3fl/2bh^2$.

Em que: ρ = Resistência à flexão; f = carga de fratura, em Newtons, aplicada sobre o espécime; l = distância entre os suportes (= 10mm); b = largura do espécime; em milímetros; h = espessura do espécime, em milímetros. As dimensões de cada espécime foram aferidas previamente ao ensaio de flexão.³

3.12 Módulo de elasticidade (ME)

Os valores do módulo de elasticidade foi obtido juntamente com o ensaio de resistência à flexão e registrados em MPa, por meio da seguinte fórmula 2: $ME = [(fl^3)/(4bh^3d)]$.

Onde: f é a carga aplicada em N; d é a deflexão causada pela carga f em mm e l , b , h são as variáveis definidas na fórmula 1.

Análises Microbiológicas (AM)

Para este estudo, foi utilizado o modelo de biofilme misto formado pela mistura de *Streptococcus. Mutans* (*S.mutans*) 10^7 células/mL e *Cândida. Albicans* (*C.albicans*) 10^7 células/mL, foram realizadas as análises de quantificação de células cultiváveis (UFCs) e análise da estrutura dos biofilmes por microscopia eletrônica de varredura (MEV), após 24 h de desenvolvimento dos biofilmes.

3.13 Cepas de Microrganismos e Condições de Crescimento

Para este estudo foram utilizadas as seguintes cepas de referência da American Type

Culture Collection (ATCC): *Cândida albicans* (ATCC 10231) e *Streptococcus mutans* (ATCC 25175). Culturas dos microrganismos mantidas a - 70°C em glicerina foram semeadas em Agar Sabouraud Dextrose (ASD; Difco, Le Pont de Claix, França) para a cepa de *C. albicans*, e cultivadas por 24 horas a 37°C. Culturas de *S. mutans* foram semeadas em Agar Infusão de Cérebro e Coração (BHI Agar; Difco) e incubadas em 5% de CO₂ a 37°C por 24 horas.

Após as 24 horas de crescimento, foram coletadas 4 a 6 colônias de cada microrganismo e depositadas em tubo falcon de 15 ml contendo 5ml de meio de cultura, sendo utilizado Sabourud Dextrose Broth (SDB) para *C. albicans* em estufa a 37 °C e Infusão de Cérebro e Coração caldo (BHI) para *S. mutans* e levados a estufa de CO₂ a 37°C por 18 horas para crescimento (overnight). Em seguida, 1 ml do conteúdo do overnight foi transferido para um novo falcon com meio de cultura para realizar o ajuste da Densidade óptica dos microrganismos através de espectrofotômetro com valor de 300nm como referência para ambos os microrganismos, sendo utilizado novamente Sabourud Dextrose Broth (SDB) para *C. albicans* em estufa e Infusão de Cérebro e Coração caldo (BHI) para *S. mutans*. Depois de ajustada a D.O, os microrganismos foram centrifugados a 6000 rpm por 5 minutos e lavados com NaCl 0,9%, sendo centrifugados novamente. Após a lavagem dos microrganismos, foi adicionado um novo meio de cultura (BHI) para ambos os microrganismos, estes então foram vigorosamente vortexados e unidos em um falcon de 50 ml para criar um mix dos microrganismos.³⁶

3.14 Substratos para Formação de Biofilme

Os substratos para formação de biofilme foram os espécimes das cerâmicas com dimensões de 5 x 5x 0,5mm e 5 x 5x 1,0 mm. Previamente aos ensaios, os espécimes foram esterilizados em luz ultravioleta, sendo expostos por 30 minutos em cada face. Após a esterilização foi depositada saliva artificial sobre os espécimes já estéreis. Previamente, a saliva foi centrifugada e filtrada com filtro de 0,22 µm sobre a superfície das amostras presentes em placas de 48 poços e levadas para estufa de agitação a 37°C por 2 horas para a formação de película salivar.³⁶

3.15 Quantificação das Células Cultiváveis (UFCs)

Após 24 horas de incubação, o biofilme misto de *C. albicans* e *S. mutans* formados

sob os espécimes em placas de 48 poços foram lavados duas vezes com solução salina (NaCl 0,9%) e, posteriormente, os espécimes foram depositados em endorfs contendo 1ml de NaCl e vigorosamente vortexadas por 1 minuto e, então, foram realizadas diluições decimais seriadas (em NaCl) que foram plaqueadas em Agar Sabouraud Dextrose (ASD) e levados em estufa a 37°C para crescimento da *C. albicans* e Agar Infusão de Cérebro e Coração (BHI), levados em estufa de CO₂ a 37°C para crescimento de *S. mutans*. Após 24 horas de incubação a 37°C, foi realizada a contagem do número de unidades formadoras de colônias (log₁₀ UFC/cm²).

3.16 Análise da Estrutura dos Biofilmes por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

A microscopia eletrônica de varredura (MEV) foi utilizada para examinar a estrutura dos biofilmes formados sobre a superfície dos espécimes. Imagens dos grupos controle (após 24 horas em água destilada) também foram incluídas nesta análise. Assim, após 24h de incubação dos biofilmes, os espécimes foram lavados com NaCl 0,9% para remoção dos microrganismos não aderidos. Os espécimes contendo os biofilmes foram fixados com glutaraldeído 2,5% por 4 horas e, em seguida, desidratados em uma sequência de álcool (usando etanol 50% por 10 minutos, etanol 60% por 10 minutos, etanol 70% por 10 minutos, etanol 80% por 10 minutos, etanol 90% por 10 minutos, etanol 100% por 10 minutos, sendo repetido por 3 vezes na concentração 100%) e secos ao ar por 20 minutos.³⁶ Posteriormente, as leituras foram realizadas em microscópio eletrônico de varredura (Laboratório de microscopia eletrônica de varredura, FCT/UNESP, Presidente Prudente, SP, Brasil).

3.17 Período de Análises

Os tempos de análises em 2 níveis (T_B - após 24h do tratamento de superfície, armazenados em condições secas a 37°C (baseline); T₁ - após 7 dias de imersão (I_A, I_E e I_{MEK}).

4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

As análises estatísticas foram realizadas utilizando o software SPSS, versão 29,0,2,0 (IBM Corp, Released 2023, IBM SPSS Statistics for Macintosh, Armonk, NY: IBM Corp). Primeiramente, foi aplicado o teste de normalidade de Shapiro-Wilk para verificar a distribuição dos dados, assegurando a adequação das análises subsequentes. As análises de rugosidade, dureza, resistência à flexão, módulo de elasticidade e contagem de UFC foram realizadas por meio de uma ANOVA de dois fatores ($\alpha = 0,05$), avaliando o impacto das variáveis independentes de espessura do material e envelhecimento acelerado sob a influência de diferentes soluções, bem como suas possíveis interações. Para complementar essas análises, quando houve interação entre fatores, foram realizados testes de comparações múltiplas entre pares ($\alpha = 0,05$), com o objetivo de identificar e detalhar quaisquer diferenças significativas entre os grupos.

5 RESULTADOS

5.1 Rugosidade Superficial

Com relação à rugosidade, os resultados da ANOVA indicaram uma diferença significativa para o fator envelhecimento ($p=0,015$), bem como uma interação entre material e envelhecimento ($p=0,033$), independentemente da espessura (Tabela 1). Os testes de comparações múltiplas (Tabela 2) mostraram que, ao comparar os materiais, o SHOFU apresentou maior rugosidade em relação ao TETRIC apenas quando submetido ao envelhecimento em água ($p<0,05$). Analisando as soluções de envelhecimento para cada material, o TETRIC apresentou maior rugosidade após envelhecimento em etanol em comparação com a condição baseline (armazenamento a seco) ($p<0,05$). Para o SHOFU, observou-se que a rugosidade foi significativamente maior quando envelhecido em água em relação aos demais grupos ($p<0,05$). Portanto, esses resultados indicam que o envelhecimento, especialmente em determinadas soluções, impacta de maneira distinta a rugosidade dos materiais TETRIC e SHOFU, com o TETRIC sendo mais suscetível ao etanol e o SHOFU apresentando maior rugosidade quando exposto à água, independente da espessura do material.

Tabela 1 - ANOVA de dois fatores de rugosidade superficial para material, espessura, envelhecimento acelerado sob a influência de diferentes soluções e suas interações

Fonte de variação	Soma dos quadrados	df	F	P
Material	0,001	1	0,119	0,731
Espessura	0,001	1	0,104	0,748
Envelhecimento	0,074	3	3,693	0,015*
Material * Espessura	0,026	1	3,910	0,051
Material * Envelhecimento	0,061	3	3,064	0,033*
Espessura * Envelhecimento	0,037	3	1,864	0,142
Material * Espessura * Envelhecimento	0,017	3	0,849	0,471

Fonte: Autora, 2024
df, *degree of freedom* (grau de liberdade), *estatisticamente significante ($P < 0,05$)

Tabela 2 - Média ± desvio padrão de rugosidade superficial dos materiais Tetric e Shofu submetidos a envelhecimento acelerado em diferentes soluções, independente da espessura

Material	Envelhecimento acelerado			
	Baseline	Etanol	MEK	Água
TETRIC	0,102 ± 0,058 ^{Ab}	0,191 ± 0,047 ^{Aa}	0,138 ± 0,066 ^{Aab}	0,153 ± 0,032 ^{Bab}
SHOFU	0,132 ± 0,047 ^{Ab}	0,126 ± 0,075 ^{Ab}	0,123 ± 0,072 ^{Ab}	0,225 ± 0,179 ^{Aa}

Fonte: Autora, 2024

^{ABC} Letras maiúsculas sobrescritas diferentes na mesma coluna indicam uma diferença significativa entre os materiais (tetric vs. shofu) dentro do mesmo nível de solução de envelhecimento ($P < 0,05$).

^{abc} Letras minúsculas sobrescritas diferentes na mesma linha indicam uma diferença significativa entre as diferentes soluções (baseline vs. etanol vs. MEK vs. água) dentro do mesmo nível de material ($P < 0,05$).

5.2 Dureza

A análise de dureza revelou que o único fator que apresentou diferença significativa foi o tipo de material ($p < 0,001$) (Tabela 3), com o SHOFU exibindo dureza maior do que o TETRIC ($p < 0,05$) (Tabela 4), independentemente da espessura e das condições de envelhecimento.

Tabela 3 - ANOVA de dois fatores de dureza para material, espessura, envelhecimento acelerado sob a influência de diferentes soluções e suas interações

Fonte de variação	Soma dos quadrados	df	F	P
Material	27220,011	1	734,565	<0,001*
Espessura	26,011	1	0,702	0,404
Envelhecimento	31,894	3	0,287	0,835
Material * Espessura	115,138	1	3,107	0,080
Material * Envelhecimento	31,894	3	0,287	0,835
Espessura * Envelhecimento	9,640	3	0,087	0,967
Material * Espessura * Envelhecimento	9,640	3	0,087	0,967

Fonte: Autora, 2024

df, *degree of freedom* (grau de liberdade), *estatisticamente significante ($P < 0,05$)

Tabela 4 - Média $\pm$ desvio padrão de dureza dos materiais Tetric e Shofu, independente da espessura e das condições de envelhecimento acelerado

Material	Dureza
TETRIC	72,08 $\pm$ 7,68 ^B
SHOFU	98,17 $\pm$ 3,38 ^A

Fonte: Autora, 2024

^{AB} Letras maiúsculas sobrescritas diferentes na mesma coluna indicam uma diferença significativa entre os materiais (tetric vs. shofu), independente da espessura e do envelhecimento ($P < 0,05$).

5.3 Resistência à Flexão

Assim como para a dureza, a análise de resistência à flexão mostrou uma diferença significativa apenas para o tipo de material ($p < 0,001$) (Tabela 5), sendo que o SHOFU apresentou valores maiores quando comparado ao TETRIC ($p < 0,05$) (Tabela 6). Essa diferença não foi afetada pela espessura ou pelas condições de envelhecimento.

Tabela 5 - ANOVA de dois fatores de resistência à flexão para material, espessura, envelhecimento acelerado sob a influência de diferentes soluções e suas interações

Fonte de variação	Soma dos quadrados	df	F	P
Material	39240,828	1	36,496	<0,001*
Espessura	296,862	1	0,276	0,600
Envelhecimento	2790,396	3	0,865	0,461
Material * Espessura	1898,884	1	1,766	0,186
Material * Envelhecimento	6503,279	3	2,016	0,114
Espessura * Envelhecimento	4587,777	3	1,422	0,239
Material * Espessura * Envelhecimento	3411,959	3	1,058	0,369

Fonte: Autora, 2024

df, *degree of freedom* (grau de liberdade), *estatisticamente significante ($P < 0,05$)

Tabela 6 - Média $\pm$ desvio padrão de resistência à flexão dos materiais Tetric e Shofu, independente da espessura e das condições de envelhecimento acelerado

Material	Resistência à flexão
TETRIC	152,41 $\pm$ 31,37 ^B
SHOFU	183,53 $\pm$ 39,41 ^A

Fonte: Autora, 2024

^{AB} Letras maiúsculas sobrescritas diferentes na mesma coluna indicam uma diferença significativa entre os materiais (tetric vs. shofu), independente da espessura e do envelhecimento ($P < 0,05$).

5.4 Módulo de Elasticidade

A análise de ANOVA para o módulo de elasticidade indicou diferenças significativas para os fatores isolados de material ($p < 0,001$), espessura ($p < 0,001$) e envelhecimento ($p = 0,030$), além de uma interação significativa entre material e espessura ($p = 0,046$) (Tabela 7). Especificamente, o envelhecimento em etanol resultou em valores de módulo de elasticidade mais baixos do que os observados nos demais grupos ($p < 0,05$), sugerindo um efeito negativo do etanol sobre a rigidez dos materiais (Tabela 8).

Nas comparações múltiplas (Tabela 9), verificou-se que o SHOFU apresentou um módulo de elasticidade significativamente maior que o TETRIC ($p < 0,05$), independentemente das condições de envelhecimento e das espessuras avaliadas, destacando a maior rigidez intrínseca do SHOFU. Em relação às espessuras, o TETRIC manteve valores de módulo de elasticidade semelhantes entre as espessuras de 0,5 mm e 1 mm ($p > 0,05$). No entanto, para o SHOFU, a espessura de 0,5 mm demonstrou um módulo de elasticidade significativamente mais alto em comparação à espessura de 1 mm ($p < 0,05$), indicando que a espessura influencia de forma mais pronunciada a rigidez do SHOFU. Esses resultados sugerem que o material SHOFU, especialmente em espessuras menores, oferece maior resistência à deformação elástica, independente da condição de envelhecimento ao qual é exposto.

Tabela 7 - ANOVA de dois fatores de módulo de elasticidade para material, espessura, envelhecimento acelerado sob a influência de diferentes soluções e suas interações

Fonte de variação	Soma dos quadrados	df	F	P
Material	295720397,683	1	75,675	<0,001*
Espessura	54797168,335	1	14,023	<0,001*
Envelhecimento	36054367,863	3	3,075	0,030*
Material * Espessura	15819275,160	1	4,048	0,046*
Material * Envelhecimento	9434191,684	3	0,805	0,493
Espessura * Envelhecimento	25410934,786	3	2,168	0,094
Material * Espessura * Envelhecimento	27191948,809	3	2,319	0,078

Fonte: Autora, 2024

df, *degree of freedom* (grau de liberdade), *estatisticamente significante ($P < 0,05$)

Tabela 8 - Média $\pm$ desvio padrão de módulo de elasticidade das diferentes condições de envelhecimento, independente da espessura e do material

Envelhecimento	Módulo de elasticidade
Baseline	10243,33 $\pm$ 2576,90 ^A
Etanol	9018,78 $\pm$ 2966,65 ^B
MEK	9373,40 $\pm$ 2254,19 ^A
Água	9166,867 $\pm$ 2211,29 ^A

Fonte: Autora, 2024

^{AB} Letras maiúsculas sobrescritas diferentes na mesma coluna indicam uma diferença significativa entre as condições de envelhecimento (baseline vs. etanol vs. MEK vs. água), independente da espessura e do material ($P < 0,05$).

Tabela 9 - Média $\pm$ desvio padrão de módulo de elasticidade dos materiais Tetric e Shofu em diferentes espessuras, independente das condições de envelhecimento acelerado

Material	Espessura do material	
	0,5 mm	1 mm
TETRIC	8361.87 $\pm$ 2354.26 ^{Ba}	7820.31 $\pm$ 1413.39 ^{Ba}
SHOFU	11709.76 $\pm$ 1818.15 ^{Aa}	9910.44 $\pm$ 2469.40 ^{Ab}

Fonte: Autora, 2024

^{ABC} Letras maiúsculas sobrescritas diferentes na mesma coluna indicam uma diferença significativa entre os materiais (tetric vs. shofu) dentro do mesmo nível de espessura ($P < 0,05$).

^{abc} Letras minúsculas sobrescritas diferentes na mesma linha indicam uma diferença significativa entre as diferentes espessuras (0,5 mm vs 1,0 mm) dentro do mesmo nível de material ($P < 0,05$).

5.5 Viabilidade Bacteriana

A contagem de UFC dos biofilmes de *S. mutans* e *C. albicans* sobre os materiais TETRIC e SHOFU indicou uma interação entre os fatores de material, espessura e condição de envelhecimento, influenciando de maneira distinta a adesão de cada microrganismo.

Para *S. mutans*, a ANOVA revelou uma diferença significativa para a interação entre todos os fatores avaliados: material, espessura e envelhecimento ($p < 0,001$) (Tabela 10). As comparações múltiplas (Tabela 11) indicaram que, ao comparar as condições de envelhecimento, o etanol apresentou a menor contagem de UFC no TETRIC de 0,5 mm ($p < 0,05$), enquanto no TETRIC de 1 mm resultou na maior contagem de UFC ($p < 0,05$). No material SHOFU, tanto o etanol quanto a condição baseline (armazenamento a seco) apresentaram as menores contagens de UFC em ambas as espessuras ($p < 0,05$), enquanto a água resultou na maior contagem de UFC no SHOFU de 1 mm ($p < 0,05$). Esses resultados

sugerem que o envelhecimento com etanol não impacta a adesão de *S. mutans* no SHOFU em ambas as espessuras, enquanto no TETRIC o etanol provoca efeitos opostos: reduz a adesão em espessuras menores e aumenta em espessuras maiores.

Ao analisar as espessuras no TETRIC, a condição baseline não apresentou diferença significativa entre as espessuras de 0,5 mm e 1 mm ($p>0,05$). Contudo, o etanol e a água resultaram em uma maior adesão de *S. mutans* na espessura de 1 mm ($p<0,05$), enquanto o MEK apresentou maior adesão na espessura de 0,5 mm ($p<0,05$). No SHOFU, apenas a água mostrou diferenças entre as espessuras, com uma maior adesão bacteriana observada na espessura de 1 mm ($p<0,05$).

Quando se compararam os materiais, observou-se que, na espessura de 0,5 mm, apenas a água não apresentou diferença significativa entre TETRIC e SHOFU ($p>0,05$). No entanto, para o SHOFU com essa espessura, os menores valores de UFC foram observados nas condições baseline e MEK ($p<0,05$), enquanto o etanol resultou na maior contagem de UFC ($p<0,05$). Já na espessura de 1 mm, o baseline e o etanol resultaram em contagens menores de UFC para o SHOFU ($p<0,05$), enquanto o MEK e a água apresentaram valores mais altos de UFC para o SHOFU em comparação ao TETRIC ($p<0,05$).

Em suma, esses achados destacam que a adesão de *S. mutans* aos materiais SHOFU e TETRIC depende não apenas da espessura, mas também da solução de envelhecimento, com o etanol mostrando efeitos diferenciados: ele reduz a adesão no TETRIC e não altera a adesão no SHOFU em espessuras menores, mas promove maior colonização bacteriana no TETRIC em espessuras maiores. Já a água e o MEK favorecem a adesão bacteriana no SHOFU e reduz a colonização no TETRIC em espessura maior, quando comparado ao baseline. Esses resultados são fundamentais para entender como a espessura e as condições de envelhecimento influenciam a resistência à colonização bacteriana desses materiais cerâmicos, contribuindo para melhores escolhas clínicas de acordo com o ambiente em que o material será utilizado.

Tabela 10 - ANOVA de dois fatores de viabilidade de *S. mutans* ($\log_{10}$ UFC/mL) para material, espessura, envelhecimento acelerado sob a influência de diferentes soluções e suas interações

Fonte de variação	Soma dos quadrados	df	F	P
Material	0,020	1	1,272	0,263
Espessura	0,005	1	0,337	0,563
Envelhecimento	0,468	3	9,723	<0,001*
Material * Espessura	0,224	1	13,977	<0,001*
Material * Envelhecimento	0,788	3	16,366	<0,001*
Espessura * Envelhecimento	1,484	3	30,823	<0,001*
Material * Espessura * Envelhecimento	1,493	3	31,016	<0,001*

Fonte: Autora, 2024

df, *degree of freedom* (grau de liberdade), *estatisticamente significativa ($P < 0,05$)

Tabela 11 - Média $\pm$ desvio padrão da viabilidade de *S. mutans* ($\log_{10}$ UFC/mL) nos materiais TETRIC e SHOFU em diferentes espessuras, submetido ao envelhecimento acelerado em diferentes soluções ou armazenado a seco por 24 h (baseline)

Envelhecimento acelerado	TETRIC		SHOFU	
	0,5 mm	1,0 mm	0,5 mm	1,0 mm
Baseline	7,79 $\pm$ 0,24 ^{Aa}	7,68 $\pm$ 0,07 ^{Ba}	7,36 $\pm$ 0,13 ^{Ba#}	7,50 $\pm$ 0,19 ^{Ca%}
Etanol	7,19 $\pm$ 0,14 ^{Bb}	7,87 $\pm$ 0,10 ^{Aa}	7,43 $\pm$ 0,08 ^{Ba#}	7,47 $\pm$ 0,10 ^{Ca%}
MEK	7,90 $\pm$ 0,04 ^{Aa}	7,30 $\pm$ 0,08 ^{Cb}	7,72 $\pm$ 0,10 ^{Aa#}	7,67 $\pm$ 0,18 ^{Ba%}
Água	7,79 $\pm$ 0,13 ^{Ab}	7,38 $\pm$ 0,10 ^{Ca}	7,66 $\pm$ 0,11 ^{Ab}	7,85 $\pm$ 0,09 ^{Aa%}

Fonte: Autora, 2024

^{ABC} Letras maiúsculas sobrescritas diferentes na mesma coluna indicam uma diferença significativa entre as diferentes condições de envelhecimento (baseline vs. etanol vs. MEK vs. água) dentro do mesmo nível de espessura e mesmo material ($P < 0,05$).

^{abc} Letras minúsculas sobrescritas diferentes na mesma linha indicam uma diferença significativa entre as diferentes espessuras (0,5 mm vs. 1,0 mm) dentro do mesmo nível de condição de envelhecimento e mesmo material ($P < 0,05$).

[#] O símbolo # sobrescrito indica uma diferença significativa entre os diferentes materiais (tetric vs. shofu) com 0,5 mm de espessura, dentro do mesmo nível de condição de envelhecimento ($P < 0,05$).

[%] O símbolo % sobrescrito indica uma diferença significativa entre os diferentes materiais (tetric vs. shofu) com 1,0 mm de espessura, dentro do mesmo nível de condição de envelhecimento ($P < 0,05$).

Para *C. albicans*, a ANOVA também mostrou uma interação significativa entre material, espessura e envelhecimento ($p=0,019$) (Tabela 12). As comparações múltiplas (Tabela 13) entre as condições de envelhecimento mostraram que, no TETRIC com espessura de 0,5 mm, o baseline apresentou a maior viabilidade de *C. albicans*, enquanto o etanol apresentou a menor ($p<0,05$). No TETRIC de 1 mm, tanto o baseline quanto o etanol mostraram as maiores contagens ($p<0,05$). Para o SHOFU com espessura de 0,5 mm, o etanol

apresentou os menores valores de UFC, enquanto no SHOFU de 1 mm a maior viabilidade foi observada no baseline ($p<0,05$).

Em relação às espessuras, no TETRIC, o baseline e a água não apresentaram diferenças significativas entre as espessuras ($p>0,05$). No entanto, o etanol apresentou maior adesão para a espessura de 1 mm ($p<0,05$), enquanto o MEK teve menor contagem de UFC na espessura de 1 mm em comparação com a de 0,5 mm ($p<0,05$). Para o SHOFU, apenas o etanol não mostrou diferença entre as espessuras; o baseline resultou em maior adesão na espessura de 1 mm ($p<0,05$), enquanto o MEK e a água apresentaram menores contagens de UFC na espessura de 1 mm ($p<0,05$).

Ao comparar os materiais, na espessura de 0,5 mm, apenas o baseline apresentou diferença significativa, com o SHOFU exibindo menor contagem de UFC em comparação ao TETRIC ($p<0,05$). Na espessura de 1 mm, apenas o etanol mostrou diferença, sendo a contagem menor no SHOFU em relação ao TETRIC ($p<0,05$).

Esses resultados indicam, de forma geral, que o etanol demonstrou redução na colonização fúngica nas menores espessuras. Em contraste, o armazenamento a seco (baseline) promoveu maior adesão de *C. albicans* no TETRIC de 0,5 mm e no SHOFU de 1 mm, indicando que essa condição pode favorecer a colonização em algumas configurações. Além disso, o SHOFU se mostrou menos suscetível à adesão bacteriana em determinadas situações, especialmente sob envelhecimento em etanol na espessura de 1 mm, e na condição baseline na espessura de 0,5 mm. Esses achados destacam que a escolha do material cerâmico e das condições de envelhecimento são fatores cruciais para o controle de adesão de *C. albicans*, com variações de espessura e tipo de solução podendo impactar significativamente a viabilidade microbiana.

Tabela 12 - ANOVA de dois fatores de viabilidade de *C. albicans* (log₁₀ UFC/mL) para material, espessura, envelhecimento acelerado sob a influência de diferentes soluções e suas interações

Fonte de variação	Soma dos quadrados	df	F	P
Material	0,454	1	10,683	0,002*
Espessura	0,031	1	0,726	0,397
Envelhecimento	4,930	3	38,694	<0,001*
Material * Espessura	0,010	1	0,245	0,622
Material * Envelhecimento	0,296	3	2,323	0,081
Espessura * Envelhecimento	1,999	3	15,689	<0,001*
Material * Espessura * Envelhecimento	0,448	3	3,519	0,019*

Fonte: Autora, 2024

df, *degree of freedom* (grau de liberdade), *estatisticamente significativa ($P < 0,05$)

Tabela 13 - Média $\pm$ desvio padrão da viabilidade de *C. albicans* (log₁₀ UFC/mL) nos materiais TETRIC e SHOFU em diferentes espessuras, submetido ao envelhecimento acelerado em diferentes soluções ou armazenado a seco por 24 h (baseline)

Envelhecimento acelerado	TETRIC		SHOFU	
	0,5 mm	1,0 mm	0,5 mm	1,0 mm
Baseline	6,19 $\pm$ 0,11 ^{Aa}	6,09 $\pm$ 0,48 ^{Aa}	5,91 $\pm$ 0,17 ^{Ab#}	6,21 $\pm$ 0,40 ^{Aa}
Etanol	5,39 $\pm$ 0,07 ^{Cb}	5,90 $\pm$ 0,09 ^{Aa}	5,20 $\pm$ 0,09 ^{Ba}	5,43 $\pm$ 0,24 ^{Ba%}
MEK	5,82 $\pm$ 0,10 ^{Ba}	5,54 $\pm$ 0,19 ^{Bb}	5,74 $\pm$ 0,15 ^{Aa}	5,45 $\pm$ 0,19 ^{Bb}
Água	5,85 $\pm$ 0,10 ^{Ba}	5,65 $\pm$ 0,17 ^{Ba}	5,93 $\pm$ 0,12 ^{Aa}	5,47 $\pm$ 0,09 ^{Bb}

Fonte: Autora, 2024

^{ABC} Letras maiúsculas sobrescritas diferentes na mesma coluna indicam uma diferença significativa entre as diferentes condições de envelhecimento (baseline vs. etanol vs. MEK vs. água) dentro do mesmo nível de espessura e mesmo material ($P < 0,05$).

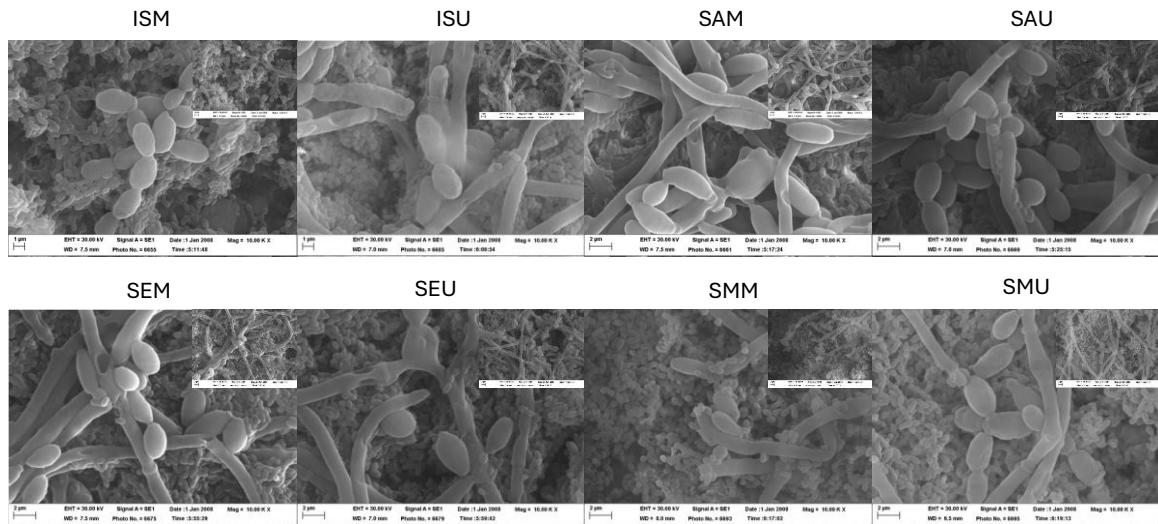
^{abc} Letras minúsculas sobrescritas diferentes na mesma linha indicam uma diferença significativa entre as diferentes espessuras (0,5 mm vs. 1,0 mm) dentro do mesmo nível de condição de envelhecimento e mesmo material ($P < 0,05$).

[#] O símbolo # sobrescrito indica uma diferença significativa entre os diferentes materiais (tetric vs. shofu) com 0,5 mm de espessura, dentro do mesmo nível de condição de envelhecimento ($P < 0,05$).

[%] O símbolo % sobrescrito indica uma diferença significativa entre os diferentes materiais (tetric vs. shofu) com 1,0 mm de espessura, dentro do mesmo nível de condição de envelhecimento ($P < 0,05$).

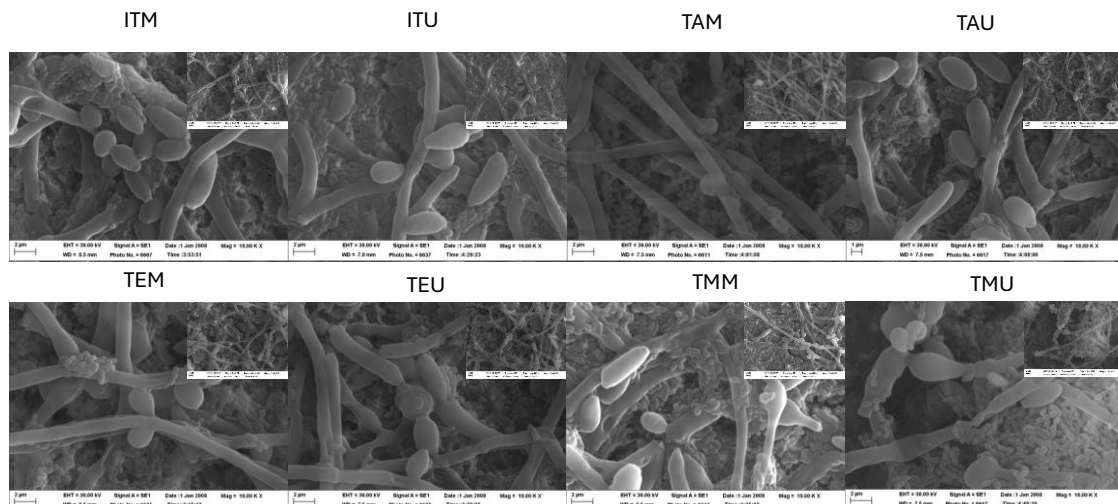
5.6 Análise da Estrutura dos Biofilmes por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Figura 2 - Microscopia eletrônica de varredura do biofilme misto de *S. mutans* e *C. albicans* na superfície da cerâmica SHOFU HC – Shofu Dental (SH)



Fonte: Autora, 2024

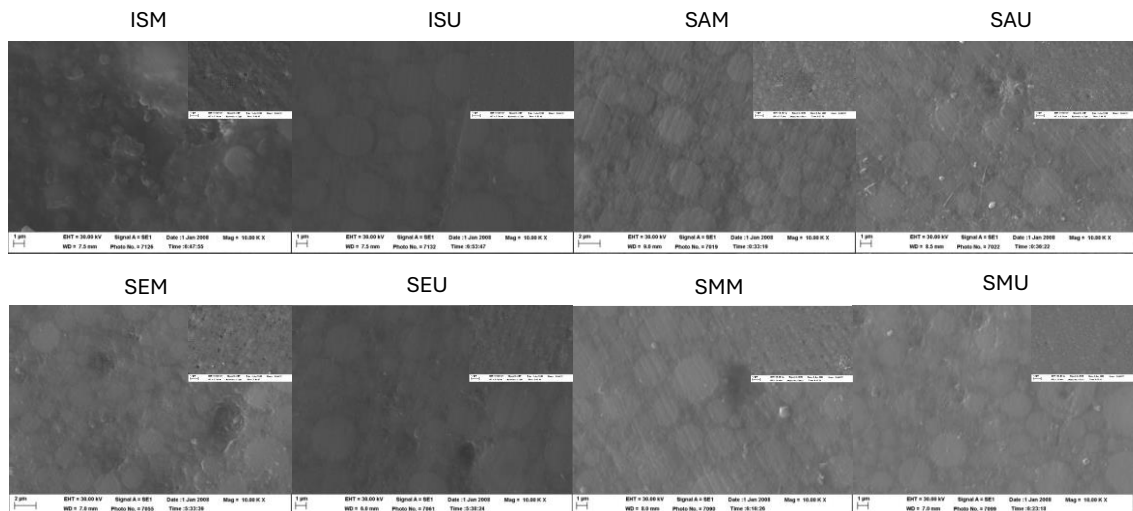
Figura 3 - Microscopia eletrônica de varredura do biofilme misto de *S. mutans* e *C. albicans* na superfície da cerâmica TETRIC CAD (Ivoclar)



Fonte: Autora, 2024

5.7 Análise da Superfície das cerâmicas por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

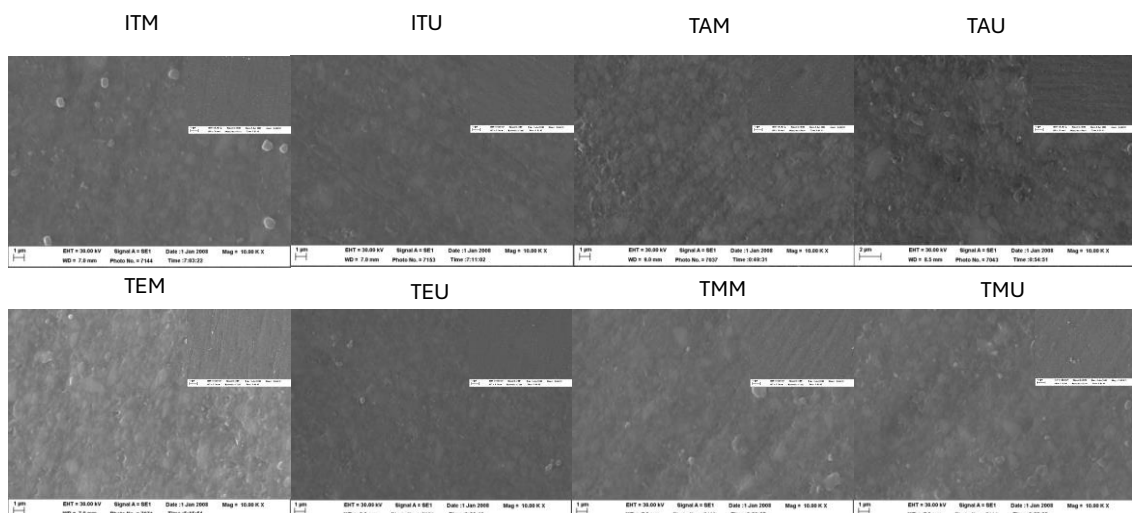
Figura 4 - Microscopia eletrônica de varredura da cerâmica SHOFU HC – Shofu Dental (SH)



Fonte: Autora, 2024

Abreviações: ISM – Inicial Shofu meio milímetro; ISU – Inicial Shofu um milímetro; SAM – Shofu Água meio milímetro; SAL – Shofu Água um milímetro; SEM – Shofu Etanol meio milímetro; SEU – Shofu Etanol um milímetro; SMM – Shofu MEK meio milímetro; SMU – Shofu MEK um milímetro.

Figura 5 -Microscopia eletrônica de varredura da cerâmica TETRIC CAD (Ivoclar)



Fonte: Autora, 2024

Abreviações: ITM – Inicial Tetric meio milímetro; ITU – Inicial Tetric um milímetro; TAM – Tetric Água meio milímetro; TAU – Tetric Água um milímetro; TEM – Tetric Etanol meio milímetro; TEU – Tetric Etanol um milímetro; TMM – Tetric MEK meio milímetro, TMU – Tetric MEK um milímetro.

6 DISCUSSÃO

Solventes alimentares ou soluções que imitam substâncias presentes em alimentos são amplamente utilizados em pesquisas para simular a diversidade de ingredientes em alimentos e bebidas, com o objetivo de reproduzir, *in vitro*, a degradação de materiais dentários.^{29,37,38,39} Este estudo investigou o efeito de soluções simuladoras de alimentos nas propriedades estruturais, mecânicas e microbiológicas de cerâmicas com matriz resinosa para CAD/CAM, com diferentes espessuras. As hipóteses testadas foram 1) O bloco de compósito resinoso para CAD/CAM Tetric CAD apresentaria maior degradação e propriedades estruturais, mecânicas e microbiológicas inferiores em comparação ao Shofu HC, independentemente da exposição aos solventes orgânicos; 2) A espessura oclusal da restauração indireta não influenciaria nas propriedades avaliadas, independentemente do tipo de cerâmica ou da imersão nos solventes orgânicos. Ambas as hipóteses foram rejeitadas com base nos resultados obtidos.

Os materiais analisados foram submetidos ao teste de rugosidade de superfície afim verificar a eficácia do polimento utilizando o kit empregado no estudo. No baseline, todos os grupos, independentemente da espessura e do material, apresentaram valores de Ra abaixo do limite clínico aceitável de 0,2 μm . Valores de rugosidade superiores a esse limite estão associados ao aumento da placa e à formação de biofilme oral.^{29,40,41} além disso, superfícies de restauração ásperas podem favorecer desgaste dentário do dente antagonista.^{37,42,43} O uso de sistemas de polimento de etapa única, como o OptraGloss, tem se tornado cada vez mais prevalente na prática odontológica.⁴⁴ Acredita-se que o alto teor de diamante presente nesse sistema tenha contribuído para os baixos valores de rugosidade obtidos inicialmente.

A degradação química de compósitos dentários pode ser avaliada por mudanças nos valores de Ra após a imersão nos solventes, com exceção dos espécimes de SHOFU imersos em água destilada, todos os demais materiais mantiveram valores de rugosidade abaixo do limite aceitável clinicamente de 0,2 μm . Segundo o fabricante, o material SHOFU HC, contém em sua composição alta porcentagem de UDMA e TEGDMA.^{45,46} Em um estudo de Cattani-Lorente et al.⁴⁷, os autores concluíram que o conteúdo de TEGDMA em sistemas de matriz de resina aumentou a absorção de água, uma vez que este monômero é mais hidrofílico em comparação com Bis-GMA e UDMA. Além disso, Fuchs et al.³⁸ relataram que compósitos resinosos para CAD/CAM apresentaram aumento de rugosidade após imersão em água destilada, em contraste com o envelhecimento em etanol absoluto, o que corrobora os resultados obtidos no presente estudo para o material SHOFU HC.⁴⁸ Esses achados sugerem

que a presença de monômeros hidrofílicos, como o TEGDMA, está associada a uma maior suscetibilidade à degradação química e ao aumento da rugosidade superficial dos compósitos dentários, corroborando os resultados obtidos neste estudo para o material SHOFU HC.

Para o material Tetric, os maiores valores de rugosidade foram observados após o envelhecimento em etanol absoluto. Um estudo de Soderholm⁴⁸, que avaliou os mecanismos de ação de íons de etanol, relatou que essa molécula se difunde no compósito, resultando em microfissuras que promoverão ainda mais a penetração do etanol, que retido na matriz monomérica causa o aumento na distância entre as cadeias do polímero resultando em uma matriz mais macia do compósito e, consequentemente, em maior rugosidade superficial. A composição, do Tetric CAD inclui Bis-GMA, TEG-DMA e UDMA, sendo que, segundo El-Safty et al.,2012⁴⁹ o etanol apresenta um índice de solubilidade semelhante ao Bis-GMA, e isso, aumenta sua desintegração, sendo essa uma possível explicação para o aumento da rugosidade dos espécimes imersos nesse solvente.

Em relação às características superficiais, a análise de microdureza, que avalia a resistência à indentação controlada por equipamento, está diretamente relacionada à capacidade do material de resistir a ranhuras, manter o acabamento e polimento, além de sua resistência ao desgaste oclusal.⁵⁰ No presente estudo, os espécimes de SHOFU HC apresentaram maior dureza quando comparados aos espécimes de Tetric CAD. Embora ambos pertençam à mesma classe de blocos de compósitos resinosos para CAD/CAM, as diferenças na composição de cada material podem explicar essa variação, o que também pode ser observado nas imagens de MEV. A presença de silicato de zircônia no bloco Shofu, por exemplo, pode contribuir para sua maior dureza, uma vez que esse material é conhecido por suas propriedades mecânicas superiores. Apesar dessas diferenças de dureza, os espécimes de ambos materiais não foram significativamente afetados pelos solventes, quando comparados os valores de dureza obtidos no baseline e após o envelhecimento, indicando que a imersão nos solventes não resultou em mudanças substanciais na resistência à indentação desses materiais.

Um comportamento similar foi observado em relação à resistência à flexão, que reflete a capacidade de uma prótese resistir a forças aplicadas sem fraturar ou sofrer deformação permanente. Esse ensaio é muito relevante na avaliação mecânica do material, pois representa a combinação das tensões de tração, compressão e cisalhamento.^{51,52} No presente estudo, as propriedades de dureza e resistência à flexão não foram influenciadas pela espessura dos espécimes, esse fator é importante para a resistência desses materiais.⁵³⁻⁵⁷ Usualmente, a

espessura indicada para restaurações de porcelana é de 1,5 a 2,00 mm. No entanto, com o avanço no desenvolvimento de materiais mais resistentes, aliado às técnicas CAD/CAM e à tecnologia adesiva inovadora, é possível considerar coroas mais conservadoras e finas sem comprometer a integridade mecânica do material.⁵⁸⁻⁵⁹

Além de comprometer características superficiais, os solventes orgânicos também afetam mecanicamente as propriedades dos materiais. Para avaliar esse efeito, o módulo de elasticidade foi utilizado, uma vez que esta propriedade intrínseca do material reflete sua rigidez, sendo dependente da composição química, microestrutura e defeitos como poros e trincas. O módulo de elasticidade é determinado pela razão entre a tensão exercida e a deformação sofrida pelo material. Buscam-se melhorias significativas nas propriedades mecânicas das cerâmicas odontológicas, por meio do aumento do módulo de elasticidade e consequente limitação na propagação de trincas, já que materiais com alto módulo de elasticidade podem reduzir a probabilidade de fratura das restaurações.⁶⁰

Nos resultados do presente estudo, os espécimes de Shofu HC apresentaram os maiores valores de módulo de elasticidade quando comparados ao Tetric CAD, independentemente da espessura ou do envelhecimento. De acordo com Mesquita et.al⁶¹, compósitos dentais com módulo de elasticidade muito alto podem se tornar excessivamente rígidos e incapazes de absorver forças oclusais. Isso faz com que as tensões funcionais sejam transferidas para as paredes da cavidade, o que pode resultar em fraturas do dente.³⁹ Em contrapartida, acredita-se que com valores de módulo de elasticidade próximos a 18 GPa (18000 MPa) são considerados ideais para compósitos dentais e restaurações sobre implantes devido à sua compatibilidade biomecânica com os tecidos dentários e ósseos (osso cortical: 13,7–16,4 GPa^{39,62} e dentina: 9–18,6 GPa^{63,64}). O material que mais se aproximou desse valor foi o SHOFU HC na espessura de 0,5 mm, com uma média de 11.709 MPa, sugerindo sua possível indicação para casos de reabilitação dentária.

O etanol absoluto foi o solvente que mais degradou os materiais, apresentando os menores valores de módulo de elasticidade, o que também ocorreu no estudo de Eweis et.al³⁹ em que o etanol também produziu o menor módulo elástico para quase todos os materiais avaliados. Embora os materiais analisados sejam diferentes, acredita-se que o mecanismo de ação do etanol seja semelhante em ambos os estudos. Os autores apontaram que o etanol tem um índice de solubilidade semelhante ao do Bis-GMA, o que aumenta sua desintegração⁴⁹, e como já mencionado anteriormente, é capaz de comprometer estruturalmente os polímeros, gerando um amolecimento desse material, também observado pelos autores do presente

trabalho durante os testes de resistência à flexão e módulo de elasticidade. Embora o material SHOFU HC não contenha Bis-GMA, acredita-se que o mecanismo de degradação ocorra de forma similar, comprometendo as propriedades mecânicas do material de maneira semelhante.

Na avaliação das propriedades microbiológicas, foi realizada a quantificação das Unidades Formadoras de Colônias (UFC) para analisar a adesão de *Streptococcus mutans*. Observou-se que tanto o tipo de material quanto a solução de envelhecimento influenciaram os valores de adesão. Para o Tetric CAD, a espessura de 0,5 mm mostrou uma redução na adesão de microrganismos, enquanto na espessura de 1,0 mm, o etanol foi capaz de promover uma maior adesão. Sabe-se que a degradação química e física provocada pela sorção dos solventes leva à formação de uma camada subsuperficial porosa^{65,66} o que pode explicar o aumento da adesão observado na espessura de 1,0 mm. Acredita-se que, nesse caso, o solvente tenha promovido maior degradação e porosidade da superfície, facilitando a adesão bacteriana. Por outro lado, na espessura de 0,5 mm, esse efeito não foi observado, provavelmente devido à menor espessura do material, que pode ter limitado a ação do solvente. Já nos espécimes de Shofu HC, o etanol não gerou alterações significativas na adesão de *S. mutans*, independentemente da espessura. Isso se deve ao fato de que, ao contrário do Tetric CAD, o SHOFU HC apresenta uma matriz polimérica com menor porcentagem de resina, além da presença de sílica e zircônia. Esses componentes conferem melhores propriedades mecânicas ao material, o que provavelmente influenciou a menor adesão microbiana observada.⁶⁶

Como já mencionado, o padrão de solubilidade do solvente influencia diretamente a absorção e solubilidade do polímero⁹, tanto o MEK e o etanol apresentam parâmetros de solubilidade próximos aos dos monômeros de dimetacrilato, além disso, o parâmetro de solubilidade das resinas à base de dimetacrilato (18,6 δ /MPa^{1/2}) é mais próximo do MEK (19,3 δ /MPa^{1/2}) que do etanol (26,2 δ /MPa^{1/2}).^{9,67,68} No presente estudo, observou-se que a metiletilcetona (MEK) aumentou a adesão bacteriana de *S. mutans* em SHOFU na espessura de 1mm, é provável que esse solvente tenha alterado estruturalmente a matriz desse material, facilitando uma maior colonização do microrganismo. Em contrapartida, esse solvente reduziu a adesão bacteriana nos espécimes de Tetric CAD. Na literatura atual, não existem artigos que avaliem essa propriedade com as variáveis utilizadas neste estudo, logo são necessários novos testes para fornecer uma explicação mais robusta sobre as alterações causadas pelos solventes, uma vez que cada material e espessura respondeu de maneira distinta ao envelhecimento, indicando a necessidade de investigações adicionais para melhor

compreender os mecanismos subjacentes a essas variações.

Quanto à adesão de *C.albicans*, os resultados demonstraram variações dependentes do material, espessura e envelhecimento. A levedura *Candida albicans* foi identificada como um agente causador essencial para a patogênese da estomatite protética⁶⁹⁻⁷², sendo capaz de aderir a diversos materiais dentários, incluindo resinas acrílicas de base rígida para próteses e revestimentos macios de silicone, tanto *in vitro* quanto *in vivo*.⁷²⁻⁷⁶ No presente estudo, os maiores valores de CFU de *C.albicans* foram encontrados no baseline para Tetric CAD (espessura de 0,5) e Shofu (espessura de 1 mm). A partir desses resultados, sugere-se que o envelhecimento tenha gerado uma alteração da hidrofobicidade da superfície, dificultando a adesão de *C. albicans* após o tratamento com os solventes, comparado ao valor inicial. Contudo, para validar essa hipótese, seria necessário realizar um teste de energia livre de superfície, que poderia esclarecer melhor a alteração da interação entre o material e o microrganismo.

Sobretudo é importante ressaltar que a falta de correlação entre a rugosidade de superfície e a adesão de microrganismos é defendida em artigos recentes, além disso, autores elencam que outras características como processo de fabricação e cura dos materiais, podem influenciar significativamente a formação de biofilmes, possivelmente de maneira mais relevante do que a rugosidade superficial.^{48,77,78}

Quanto à análise qualitativa das micrografias eletrônicas de varredura, não foram observadas diferenças significativas no padrão de adesão entre os grupos experimentais durante os diferentes períodos de envelhecimento e as soluções de envelhecimento. O biofilme misto, composto por *C. albicans* e *S. mutans*, apresentou um padrão de adesão semelhante nas superfícies dos espécimes, independentemente das variáveis testadas.

Por fim, é importante elencar que não foram identificados estudos com o mesmo delineamento experimental adotado neste trabalho, o que dificulta a obtenção de dados comparativos. Além disso, algumas limitações devem ser reconhecidas, como a dificuldade em simular completamente a complexidade do sistema estomatognático apenas com solventes. Ademais, é necessário avaliar mais propriedades e realizar novos estudos *in vitro* e clínicos, que possam fornecer uma visão mais abrangente e realista dos impactos desses solventes na durabilidade e desempenho dos materiais em condições mais próximas das encontradas na prática clínica.

7 CONCLUSÃO

Diante das limitações do presente estudo, conclui-se que:

- O envelhecimento, especialmente em diferentes soluções, afeta a rugosidade dos materiais dentários, com o TETRIC sendo mais sensível ao etanol e o SHOFU apresentando maior rugosidade quando exposto à água. A espessura não influenciou significativamente as alterações de rugosidade.
- A dureza e resistência à flexão apresentaram diferença significativa apenas para o tipo de material, não sendo afetadas pela espessura ou pelas condições de envelhecimento.
- O envelhecimento em etanol reduziu a rigidez dos materiais, enquanto o SHOFU exibiu maior módulo de elasticidade que o TETRIC, independentemente das condições. A espessura impactou mais o SHOFU, com maior rigidez na espessura de 0,5 mm, indicando maior resistência à deformação.
- A adesão bacteriana de *S. mutans* e *C. albicans* aos materiais TETRIC e SHOFU foi influenciada pela espessura e pelas condições de envelhecimento.

REFERÊNCIAS*

1. Grzebieluch, W., Mikulewicz, M., & Kaczmarek, U. (2021). Resin composite materials for chairside CAD/CAM restorations: a comparison of selected mechanical properties. *Journal of Healthcare Engineering*, 2021, 8828954.
2. Ducke, V. M., & Ilie, N. (2021). Aging behavior of high-translucent CAD/CAM resin-based composite blocks. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 115, 104269.
3. Mendonca, A. F., Shahmoradi, M., Gouvêa, C. V. D., Souza, G. M., & Ellakwa, A. (2019). Microstructural and mechanical characterization of CAD/CAM materials for monolithic dental restorations. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e587-e594.
4. Spitznagel, F. A., Boldt, J., & Gierthmuehlen, P. C. (2018). CAD/CAM ceramic restorative materials for natural teeth. *Journal of Dental Research*, 97(10), 1082-1091.
5. Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Asakawa, Y., Oki, M., Finger, W. J., & Arksornnukit, M. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental Materials Journal*, 33(5), 705-710.
6. Zhang, Y., Lee, J. J., Srikanth, R., & Lawn, B. R. (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials*, 29(12), 1201-1208.
7. Mokhtar, M. M., Farahat, D. S., Eldars, W., & Osman, M. F. (2022). Physico-mechanical properties and bacterial adhesion of resin composite CAD/CAM blocks: An in-vitro study. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 14(5), e413-e419.
8. Mainjot, A. K., Dupont, N. M., Oudkerk, J. C., Dewael, T. Y., & Sadoun, M. J. (2016). From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. *Journal of Dental Research*, 95(5), 487–495. 14.
9. Farahat, D. S., & El-Wassefy, N. A. (2022). Effects of food-simulating solutions on the surface properties of two CAD/CAM resin composites. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 14(10), e782-e790.
10. Machry, R. V., Dapieve, K. S., Valcanaia, A., Pereira, G. K. R., Bottino, M. C., & Valandro, L. F. (2022). Thickness and internal adjustment of monolithic resin composite

* Normalizado de acordo com a American Psychological Association (APA)

milled crowns: Effect on the load-bearing capacity under fatigue. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 134, 105407.

11. Şişmanoğlu, S., Gürcan, A. T., Yıldırım-Bilmez, Z., Turunç-Oğuzman, R., & Gümüştas, B. (2020). Effect of surface treatments and universal adhesive application on the microshear bond strength of CAD/CAM materials. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(1), 22-32.
12. Rosentritt, M., Krifka, S., Strasser, T., & Preis, V. (2020). Fracture force of CAD/CAM resin composite crowns after in vitro aging. *Clinical Oral Investigations*, 24(7), 2395-2401.
13. Dal Piva, A. M. O., Tribst, J. P. M., Borges, A. L. S., Souza, R. O. A. E., & Bottino, M. A. (2018). CAD-FEA modeling and analysis of different full crown monolithic restorations. *Dental Materials*, 34(9), 1342-1350.
14. Ruse, N. D., & Sadoun, M. J. (2014). Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1232-1234.
15. Awada, A., & Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 587-593.
16. Acar, D. H., & Kalyoncuoğlu, E. (2021). The fracture strength of endocrowns manufactured from different hybrid blocks under axial and lateral forces. *Clinical Oral Investigations*, 25(4), 1889-1897.
17. Dapieve, K. S., Machry, R. V., Pereira, G. K. R., Venturini, A. B., Valcanaia, A., Bottino, M. C., & Valandro, L. F. (2021). Alumina particle air-abrasion and aging effects: Fatigue behavior of CAD/CAM resin composite crowns and flexural strength evaluations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 121, 104592.
18. Hampe, R., Theelke, B., Lümke, N., Eichberger, M., & Stawarczyk, B. (2019). Fracture toughness analysis of ceramic and resin composite CAD/CAM material. *Operative Dentistry*, 44(4), E190-E201.
19. Aktas, G., Yerlikaya, H., & Akca, K. (2018). Mechanical failure of endocrowns manufactured with different ceramic materials: an in vitro biomechanical study. *Journal of Prosthodontics*, 27(4), 340-346.
20. Pucci, C. R., Mafetano, A. P. V. P., Borges, A. L. S., de Andrade, G. S., Dal Piva, A. M. O., Kleverlaan, C. J., & Tribst, J. P. M. (2023). Substrate rigidity effect on CAD/CAM

restorations at different thicknesses. *European Journal of Dentistry*, 17(4), 1020-1028.

21. Albelasy, E., Hamama, H. H., Tsoi, J. K. H., & Mahmoud, S. H. (2021). Influence of material type, thickness and storage on fracture resistance of CAD/CAM occlusal veneers. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 119, 104485.
22. Sari, T., Ural, C., Yüzbaşıoğlu, E., Duran, I., Cengiz, S., & Kavut, I. (2018). Color match of a feldspathic ceramic CAD-CAM material for ultrathin laminate veneers as a function of substrate shade, restoration color, and thickness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 455-460.
23. Bragança, G. F., Mazão, J. D., Versluis, A., & Soares, C. J. (2021). Effect of luting materials, presence of tooth preparation, and functional loading on stress distribution on ceramic laminate veneers: a finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(5), 778-787.
24. Ionescu, A. C., Brambilla, E., Pires, P. M., López-Castellano, A., Alambiaga-Caravaca, A. M., Lenardi, C., & Sauro, S. (2022). Physical-chemical and microbiological performances of graphene-doped PMMA for CAD/CAM applications before and after accelerated aging protocols. *Dental Materials*, 38(9), 1470-1481.
25. Moraes, R.R., Cenci, M.S., & Schneider, L.F.J. (2018). Clinical longevity of direct resin composite restorations. In V. Miletic (Ed.), *Dental composite materials for direct restorations* (pp. 269-288). Springer, Cham.
26. Blanch-Martínez, N., Arias-Herrera, S., & Martínez-González, A. (2021). Behavior of polyether-ether-ketone (PEEK) in prostheses on dental implants: a review. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 13(5), e520-e526.
27. Szczesio-Włodarczyk, A., Sokolowski, J., Kleczewska, J., & Bociong, K. (2020). Ageing of dental composites based on methacrylate resins-a critical review of the causes and method of assessment. *Polymers*, 12(4), 882.
28. Heintze, S. D., Ilie, N., Hickel, R., Reis, A., Loguercio, A., & Rousson, V. (2017). Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials: a systematic review. *Dental Materials*, 33(3), e101-e114.
29. Babaier, R., Watts, D. C., & Silikas, N. (2022). Effects of three food-simulating liquids on the roughness and hardness of CAD/CAM polymer composites. *Dental Materials*, 38(5), 874-

885.

30. Par, M., Tarle, Z., Hickel, R., & Ilie, N. (2019). Mechanical properties of experimental composites containing bioactive glass after artificial aging in water and ethanol. *Clinical Oral Investigations*, 23(6), 2733-2741.
31. Kedici Alp, C., Arslandaş Dinçtürk, B., & Altınışik, H. (2023). The effect of food-simulating liquids on surface features of single-shade universal composites: an in vitro study. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, 13(2), 157-165.
32. Fatemi, F. S., Vojdani, M., & Khaledi, A. A. R. (2019). The effect of food-simulating agents on the bond strength of hard chairside reline materials to denture base resin. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), e357-e363.
33. Catanoze, I. A., Souza, H. S., Araújo, R. C., Limírio, J. P. J. D. O., Duque, C., Santos, P. H., Pesqueira, A. A., & Guiotti, A. M. (2022). Analysis of biofilm adhesion on CAD/CAM lithium disilicates under different types of intraoral polishing. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 30(2), 87-95.
34. Picolo, M. Z. D., Kury, M., Romário-Silva, D., Rosalen, P. L., Pecorari, V. G. A., Gianinni, M., & Cavalli, V. (2023). Effects of gastric acid and mechanical toothbrushing in CAD-CAM restorative materials: mechanical properties, surface topography, and biofilm adhesion. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 138, 105606.
35. Bitencourt, S. B., Santos, D. M., Bastos-Bitencourt, N. A., Rangel, E. C., Cruz, N. C., Bonfante, E. A., Souza, G. M., & Pesqueira, A. A. (2021). Surface characterization of different surface treatments associations with plasma and bonding analysis of Y-TZP and the veneering ceramic. *Dental Materials*, 37(12), 1873-1883.
36. Shibasaki, P. A. N., Cavalli, V., Oliveira, M. C., Barbosa, J. P., Gomes Boriollo, M. F., & Marcondes Martins, L. R. (2023). Influence of surface treatment on the physical properties and biofilm formation of zirconia-reinforced lithium silicate ceramics: in vitro trial. *The International Journal of Prosthodontics*, 36(4), 460-468.
37. Munusamy SM, Yap AU, Ching HL, Yahya NA. Degradation of Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing Composites by Dietary Solvents: An Optical Three-dimensional Surface Analysis. *Oper Dent*. 2020 Jul 1;45(4):E176-E184. doi: 10.2341/19-070-L. PMID: 32101500.

38. Fuchs, F., Schmidtke, J., Hahnel, S., & Koenig, A. (2023). The influence of different storage media on Vickers hardness and surface roughness of CAD/CAM resin composites. *Journal of Materials Science. Materials in Medicine*, 34(3), 13.
39. Eweis, A. H., Yap, A. U., & Yahya, N. A. (2017). Dynamic analysis of bulk-fill composites: effect of food-simulating liquids. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 74, 183-188.
40. Bollen, C. M., Lambrechts, P., & Quirynen, M. (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dental Materials*, 13(4), 258-269.
41. Bollen CM, Papaioanno W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, van Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res.* 1996 Sep;7(3):201-11. doi: 10.1034/j.1600-0501.1996.070302.x. PMID: 9151584.
42. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent.* 2013 Jan;109(1):22-9. doi: 10.1016/S0022-3913(13)60005-0. Erratum in: *J Prosthet Dent.* 2015 Jul;114(1):159. Lawson, Nathaniel [corrected to Lawson, Nathaniel C]. PMID: 23328193.
43. Elmaria, A., Goldstein, G., Vijayaraghavan, T., Legeros, R. Z., & Hittelman, E. L. (2006). An evaluation of wear when enamel is opposed by various ceramic materials and gold. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(5), 345-353.
44. Batmaz SG, Karakaş SN, Küden C. Surface characteristics and bacterial adhesion on single-shade composite resins: A comparative in vitro study of one-step versus multi-step polishing techniques. *Dent Mater J.* 2024 Oct 26
45. 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 Mar 15;15(6):1443. doi: 10.3390/polym15061443. PMID: 36987234; PMCID: PMC10053127.
46. Papathanasiou I, Kamposiora P, Dimitriadis K, Papavasiliou G, Zinelis S. In vitro evaluation of CAD/CAM composite materials. *J Dent.* 2023 Sep;136:104623. doi: 10.1016/j.jdent.2023.104623. Epub 2023 Jul 17. PMID: 37459951

47. Cattani-Lorente, M. A., Dupuis, V., Moya, F., Payan, J., & Meyer, J. M. (1999). Comparative study of the physical properties of a polyacid-modified composite resin and a resin-modified glass ionomer cement. *Dental Materials*, 15(1), 21-32.
48. Soderholm KJ. Leaking of fillers in dental composites. *J Dent Res*. 1983;62:126–30. doi: 10.1177/00220345830620020801
49. El-Safty, S., Akhtar, R., Silikas, N., & Watts, D. C. (2012). Nanomechanical properties of dental resin-composites. *Dental Materials*, 28(12), 1292-1300.
50. Santos, D., Vechiato-Filho, A., Pesqueira, A., Guiotti, A., Rangel, E., Cruz, N. & Goiato, M. (2016). Effect of nonthermal plasma treatment on the surface of dental resins immersed in artificial saliva. *Journal of Polymer Engineering*, 36(8), 785-793.
51. Elsaka, S. E., & Elnaghy, A. M. (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials*, 32(7), 908-914.
52. Bona A Della, Anusavice KJ, DeHoff PH. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dent Mater*. 2003 Nov;19(7):662–9.
53. Schlichting, L. H., Maia, H. P., Baratieri, L. N., & Magne, P. (2011). Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(4), 217-226.
54. Rekow, E. D., Harsono, M., Janal, M., Thompson, V. P., & Zhang, G. (2006). Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dental Materials*, 22(2), 125-132.
55. Egbert, J. S., Johnson, A. C., Tantbirojn, D., & Versluis, A. (2015). Fracture strength of ultrathin occlusal veneer restorations made from CAD/CAM composite or hybrid ceramic materials. *Oral Science International*, 12(2), 53-58.
56. Della Bona, A., Corazza, P. H., & Zhang, Y. (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, 30(5), 564-569.
57. Alshabib, A., Silikas, N., & Watts, D. C. (2019). Hardness and fracture toughness of resin-composite materials with and without fibers. *Dental Materials*, 35(8), 1194-1203.
58. Magne, P., Stanley, K., & Schlichting, L. H. (2012). Modeling of ultrathin occlusal veneers. *Dental Materials*, 28(7), 777-782.

59. Ruggiero, M. M., Soares Gomes, R., Pedroso Bergamo, E. T., Freitas, M. I. M., Bonfante, E. A., & Del Bel Cury, A. A. (2021). Resin-matrix ceramics for occlusal veneers: Effect of thickness on reliability and stress distribution. *Dental Materials*, 37(3), e131-e139.
60. Hahnel, S., Rosentritt, M., Handel, G., & Bürgers, R. (2009). Surface characterization of dental ceramics and initial streptococcal adhesion in vitro. *Dental Materials*, 25(8), 969-975.
61. Mesquita, R. V., Axmann, D., & Geis-Gerstorfer, J. (2006). Dynamic visco-elastic properties of dental composite resins. *Dental Materials*, 22(3), 258-267.
62. Zioupos, P., & Currey, J. D. (1998). Changes in the stiffness, strength, and toughness of human cortical bone with age. *Bone*, 22(1), 57-66.
63. Machnick, T. K., Torabinejad, M., Munoz, C. A., & Shabahang, S. (2003). Effect of MTAD on flexural strength and modulus of elasticity of dentin. *Journal of Endodontics*, 29(11), 747-750.
64. Yan, J., Taskonak, B., & Mecholsky, J. J., Jr (2009). Fractography and fracture toughness of human dentin. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2(5), 478-484
65. Souza, J. G. S., Beline, T., Matos, A. O., Costa Oliveira, B. E., Ricomini-Filho, A. P., & Barão, V. A. R. (2018). Electrochemical behavior of titanium exposed to a biofilm supplemented with different sucrose concentrations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(2), 290-298.
66. Kumari, C. M., Bhat, K. M., Bansal, R., Singh, N., Anupama, A., & Lavanya, T. (2019). Evaluation of surface roughness and hardness of newer nanoposterior composite resins after immersion in food-simulating liquids. *Contemporary Clinical Dentistry*, 10(2), 289-293.
67. Ayad, N. M., Bahgat, H. A., Al Kaba, E. H., & Buholayka, M. H. (2017). Food simulating organic solvents for evaluating crosslink density of bulk fill composite resin. *International Journal of Dentistry*, 2017, 1797091.
68. Marghalani, H. Y., & Watts, D. C. (2013). Viscoelastic stability of resin-composites aged in food-simulating solvents. *Dental Materials*, 29(9), 963-970.
69. Budtz-Jørgensen E. (1974). The significance of *Candida albicans* in denture stomatitis. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 82(2), 151-190.
70. Arendorf, T. M., & Walker, D. M. (1987). Denture stomatitis: a review. *Journal of Oral*

Rehabilitation, 14(3), 217-227.

71. Ramage, G., Tomsett, K., Wickes, B. L., López-Ribot, J. L., & Redding, S. W. (2004). Denture stomatitis: a role for *Candida* biofilms. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 98(1), 53-59.
72. Nikawa, H., Yamamoto, T., Hayashi, S., Nikawa, Y., & Hamada, T. (1994). Growth and/or acid production of *Candida albicans* on soft lining materials in vitro. *Journal of Oral Rehabilitation*, 21(5), 585-594.
73. Radford, D. R., Challacombe, S. J., & Walter, J. D. (1999). Denture plaque and adherence of *Candida albicans* to denture-base materials in vivo and in vitro. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, 10(1), 99-116.
74. Nevzatoğlu, E. U., Ozcan, M., Kulak-Ozkan, Y., & Kadir, T. (2007). Adherence of *Candida albicans* to denture base acrylics and silicone-based resilient liner materials with different surface finishes. *Clinical Oral Investigations*, 11(3), 231-236.
75. Pereira-Cenci, T., Cury, A. A., Cenci, M. S., & Rodrigues-Garcia, R. C. (2007). In vitro *Candida* colonization on acrylic resins and denture liners: influence of surface free energy, roughness, saliva, and adhering bacteria. *The International Journal of Prosthodontics*, 20(3), 308-310.
76. Hahnel, S., Rosentritt, M., Handel, G., & Bürgers, R. (2009). In vitro evaluation of artificial ageing on surface properties and early *Candida albicans* adhesion to prosthetic resins. *Journal of materials science. Materials in Medicine*, 20(1), 249-255
77. Bragança, G. F., Mazão, J. D., Versluis, A., & Soares, C. J. (2021). Effect of luting materials, presence of tooth preparation, and functional loading on stress distribution on ceramic laminate veneers: a finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(5), 778-787
78. Cazzaniga, G., Ottobelli, M., Ionescu, A. C., Paolone, G., Gherlone, E., Ferracane, J. L., & Brambilla, E. (2017). In vitro biofilm formation on resin-based composites after different finishing and polishing procedures. *Journal of Dentistry*, 67, 43-52.