



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Araçatuba

ISABELA DORNELAS NEVES MENDONÇA

Impacto da espessura oclusal de restaurações indiretas nas propriedades estruturais e mecânicas de cerâmicas com matriz resinosa para CAD/CAM após termociclagem associada ou não à imersão em solventes orgânicos

Araçatuba – SP
2025

ISABELA DORNELAS NEVES MENDONÇA

Impacto da espessura oclusal de restaurações indiretas nas propriedades estruturais e mecânicas de cerâmicas com matriz resinosa para CAD/CAM após termociclagem associada ou não à imersão em solventes orgânicos

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

Área de concentração: Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Assoc. Aldiéris Alves Pesqueira.

Catálogo na Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

M539i Mendonça, Isabela Dornelas Neves.
Impacto da espessura oclusal de restaurações indiretas nas propriedades estruturais e mecânicas de cerâmicas com matriz resinosa para CAD/CAM após termociclagem associada ou não à imersão em solventes orgânicos / Isabela Dornelas Neves Mendonça. - Araçatuba, 2025
47 f. : il. ; tab.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Odontologia, Araçatuba
Orientador: Prof. Aldiéris Alves Pesqueira

1. Cerâmica 2. Desenho assistido por computador I. T.

Black D3
CDD 617.6

Claudio Hideo Matsumoto CRB-8/5550

DEDICATÓRIA

A Deus,

Dedico mais esta etapa da minha vida pessoal e profissional, Àquele que sempre esteve comigo. Obrigado, Senhor, por me conceder forças nos dias difíceis, sabedoria nas incertezas e alegria em tantos momentos especiais. Foi a minha fé em Ti que me sustentou em cada desafio e me motivou a continuar, mesmo quando o caminho parecia incerto. Esta conquista só se tornou possível porque Você esteve comigo em cada passo. Obrigado, meu Deus, por tudo. E por tanto.

Ao meu marido,

Meu grande amor, **Bruno Mendonça Gonçalves** - companheiro de vida e de sonhos. Dedico a você esta conquista, que também é sua. Obrigada por estar ao meu lado em cada passo, por me dar força quando eu fraquejei, por me ouvir em silêncio quando as palavras faltaram, e por celebrar comigo cada pequena e grande vitória. Seu apoio, paciência e amor foram fundamentais para que eu seguisse firme até aqui. Você acreditou em mim, incentivou, se fez presente em cada momento desse trabalho, e por isso, essa etapa tem um significado ainda mais profundo. Você tornou tudo mais leve. Obrigada por tudo. Te amo tanto.

A minha família,

A minha mãe Silvia Saraiva Dornelas das Neves, a meu pai Sérgio Pereira das Neves, ao meu irmão Daniel Dornelas Neves, dedico a vocês mais um passo da minha jornada acadêmica. Obrigada por cuidarem de mim com tanto amor, por acreditarem em mim mesmo quando eu duvidei, e por nunca permitirem que eu desistisse. Se hoje cheguei até aqui, é porque vocês estiveram ao meu lado em cada momento, compartilhando o peso, os sonhos e as conquistas. Obrigado por cada esforço, por cada renúncia e por todo o apoio incondicional. Essa vitória é nossa. Amo vocês profundamente.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador,

Prof. Assoc. Aldiéris Alves Pesqueira, deixo meu mais sincero agradecimento. Sua orientação foi essencial não apenas para o desenvolvimento deste trabalho, mas também para minha evolução pessoal e profissional. Obrigada por me apresentar ao fascinante universo das próteses e, mais do que isso, por me ensinar a amá-la. Suas palavras, ensinamentos e confiança foram fundamentais para que eu me tornasse uma profissional mais dedicada, crítica e apaixonada pela Odontologia. Levarei comigo cada aprendizado dessa jornada com muita gratidão e admiração.

Aos amigos de trabalho

Ana Beatriz de Souza Albergardi, minha amiga e parceira de mestrado, meu mais sincero agradecimento. Entramos juntas nessa jornada juntas, e desde o início sua presença foi essencial para tornar tudo mais leve, possível e significativo. Sua parceria no trabalho foi imprescindível. Obrigada por caminhar ao meu lado, essa trajetória foi muito mais rica por ter sido vivida com você.

João Pedro Justino de Oliveira Limório, uma das pessoas que mais admiro e me inspiro. Sua presença foi essencial em cada etapa dessa caminhada — nos momentos de incerteza, nos desafios, e também nas pequenas vitórias do dia a dia. Tudo o que aprendi e cresci nessa trajetória tem um pouco de você. Seus conselhos, sempre sábios e acolhedores, me ajudaram a trilhar meu caminho na pós-graduação com mais segurança e clareza. Tenho certeza de que você será um profissional brilhante e tê-lo como amigo e inspiração é um privilégio que levarei para sempre comigo. Obrigada por tudo

Gabriel Nunes Sampaio, agradeço imensamente pela parceria ao longo deste trabalho, especialmente nos momentos mais desafiadores da reta final. Sua colaboração foi fundamental para que este projeto se concretizasse. Além de grande amigo, sua dedicação e comprometimento fizeram toda a diferença durante essa etapa da pós-graduação. Tenho a honra de compartilhar também a jornada da especialização ao seu lado, o que só reforça a admiração

pelo profissional que você é. Muito obrigada por todo o apoio e por caminhar junto comigo nessa trajetória.

Victor Alves Nascimento, um amigo que a pós-graduação me presenteou. Sou muito grata pela sua ajuda, pelo apoio constante e pelas conversas que tornaram essa caminhada mais leve. Que sorte a minha ter cruzado com alguém com características tão diferentes das minhas, mas que, justamente por isso, me agregou tanto. Fico feliz por ter te conhecido e por ter compartilhado essa etapa ao seu lado.

Amanda Martinelli Moretti, mais do que minha cunhada, você é uma amiga de verdade, dessas que a vida me deu de presente. Sua presença no departamento tornou tudo mais leve, e sua disposição em me ajudar em cada fase desse trabalho foi simplesmente essencial. Sempre tão solícita, paciente e generosa com seu tempo e seu carinho, você esteve ao meu lado nos momentos difíceis e comemorou comigo cada conquista. Obrigada por ser esse apoio constante e por acreditar em mim, sou muito grata por ter você na minha vida.

Mariana Bianchi, minha luz no fim do túnel nessa reta final. Sua presença foi imprescindível. Sua dedicação e generosidade fizeram toda a diferença, e foi um prazer compartilhar parte dessa jornada com você. Você é uma profissional incrível, competente e sensível, e não tenho dúvidas de que irá conquistar tudo o que desejar. Torço imensamente para vê-la feliz e realizada, porque você merece o melhor que a vida pode oferecer.

Kevin Henrique Cruz, foi uma alegria compartilhar parte desta caminhada ao seu lado. Ter você no departamento tornou o ambiente mais leve, acolhedor e feliz. Sua presença sempre trouxe serenidade nos momentos turbulentos e um senso de calma que contagiava todos ao redor. Mesmo tendo concluído seu mestrado, sua amizade e apoio continuaram presentes e fizeram diferença. Sou muito grata por ter cruzado com você nessa jornada acadêmica.

Ronise Piatto, uma amiga doce, generosa e sempre disposta a compartilhar seus conhecimentos. Você me ensinou muito sobre a prática clínica, com uma leveza e segurança que me inspiram profundamente. É um privilégio ser sua amiga e ter você como exemplo de profissionalismo, sensibilidade e dedicação. Obrigada por cada troca, cada conversa e por ser essa presença tão especial nessa caminhada.

AGRADECIMENTOS

À Banca Examinadora

Prof. Dr. Marcio Campaner, minha sincera gratidão por aceitar compor a banca examinadora deste trabalho. Mais do que um amigo, você é uma inspiração. Desde a graduação, sempre foi alguém que acreditou no meu potencial, me orientou com generosidade e compartilhou ensinamentos valiosos que levarei por toda a minha vida profissional. Você trilhou sua jornada com dedicação e competência, fez acontecer e hoje colhe frutos lindos de tudo o que construiu. É uma honra ter sua presença nessa etapa da minha formação. Receba minha admiração, respeito e carinho por tudo o que representa para mim e para tantos outros colegas.

Profa. Dra. Aline Satie Takamiya com imensa gratidão, agradeço por ter aceitado, tão gentil, fazer parte da minha banca. Sua presença nessa etapa tão importante é motivo de honra e alegria para mim. Você é, sem dúvida, um verdadeiro presente para a universidade — um exemplo de profissionalismo, dedicação e excelência que inspira todos os alunos que têm o privilégio de conviver com você. Admiro profundamente suas conquistas e todo o caminho que trilhou para chegar onde está. Nada foi dado, tudo foi conquistado com muito esforço, competência e merecimento. Obrigada por ser essa referência e por contribuir tanto com a formação de cada um de nós.

Aos meus familiares, que me ensinaram coisas fundamentais, que nenhuma academia pode ensinar: fé em Deus, honestidade, ética e empatia. Amo muito vocês. Obrigada **Bruno**, meu marido, parceiro de vida e de jornada acadêmica. Obrigada por estar ao meu lado nos momentos mais difíceis, por acreditar em mim mesmo quando eu duvidei, e por ser presença constante quando eu mais precisei. Quantas madrugadas você passou comigo no departamento, me acompanhando nas análises. Com paciência e generosidade, aprendeu a operar os equipamentos, participou de cada etapa e tornou o peso desse processo muito mais leve. A sua dedicação, seu amor e seu apoio incondicional foram fundamentais para que esse sonho se tornasse realidade. Obrigada por tudo, por tanto e por sempre. Obrigada aos meus pais, **Silvia e Sérgio**, por sempre estarem dispostos a me ajudar e sempre serem um porto seguro pra mim. Muitas vezes não desisti por causa de vocês. Obrigada por confiarem em mim e se doarem tanto para que conquistas como essa fossem possíveis. Aos meus sogros, **Léia e José Carlos**, por me

acolherem como filha e cuidarem de mim com tanto zelo, preocupação e carinho. Sou grata por ganhar uma nova família.

Aos meus amigos, minha eterna gratidão. Meu carinho aos amigos que a vida acadêmica me deu, especialmente **Michael e Beatriz**. Ter vocês ao meu lado durante a graduação e também na pós-graduação fez toda a diferença. Obrigada por cada palavra de incentivo, por acreditarem em mim e, principalmente, por me ajudarem a enxergar beleza mesmo nas fases mais desafiadoras do processo. A amizade de vocês foi luz em muitos momentos e será sempre lembrada com carinho e admiração.

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.

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).

“A mente que se abre a uma nova ideia jamais voltará ao seu tamanho original.”

Albert Einstein

RESUMO

Mendonça IDN. Impacto da espessura oclusal de restaurações indiretas nas propriedades estruturais e mecânicas de cerâmicas com matriz resinosa para CAD/CAM após termociclagem associada ou não à imersão em solventes orgânicos [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista (UNESP); 2025.

A quantidade de resinas compostas nos blocos CAD/CAM, a espessura oclusal (0,5 mm e 1,0 mm), o polimento e os efeitos da termociclagem associada à imersão em solventes orgânicos simulando alimentos podem impactar significativamente as propriedades estruturais e mecânicas das restaurações indiretas, sendo fatores essenciais para garantir a longevidade das próteses. No entanto, não há estudos na literatura odontológica que considerem essas variáveis de forma integrada, evidenciando a necessidade de investigações mais aprofundadas para a otimização dos resultados clínicos. Dessa forma, os objetivos do presente estudo foram avaliar a influência da espessura oclusal da restauração indireta (0,5 mm – restauração conservadora ou 1,0 mm – restauração convencional) sobre as características estruturais e mecânicas de duas cerâmicas com matriz resinosa para CAD/CAM: um compósito nanohíbrido (Tetric CAD - Ivoclar) e uma cerâmica de zircônia e sílica em uma matriz interpenetrante de resina (SHOFU HC - Shofu Dental). Ambas as cerâmicas foram polidas com pontas de silicone revestidas com diamante (OptraGloss – Ivoclar) e submetidas a 30.000 ciclos de termociclagem (T), variando a temperatura entre 5 e 55°C por 30 segundos, com ou sem associação à imersão por sete dias em solventes orgânicos: água destilada (AD), etanol absoluto (AL) e metiletilcetona (MEK). As características estruturais foram avaliadas por meio da rugosidade superficial (Ra) e da dureza Vickers (VHN), enquanto as características mecânicas foram analisadas por meio da resistência à flexão (ρ) e do módulo de elasticidade (ME). Os dados foram analisados no software Jamovi (v.2.4), com teste de normalidade de Shapiro-Wilk e ANOVA fatorial de três vias ($\alpha = 0,05$), seguido do teste de Tukey para comparações múltiplas. Os resultados mostraram que o Shofu HC apresentou maior rugosidade superficial em comparação ao Tetric CAD, sendo que a espessura de 0,5 mm resultou em valores mais elevados de rugosidade para ambos os materiais. O Shofu HC também demonstrou maior microdureza, com reduções estatisticamente significativas após os protocolos de envelhecimento. O Tetric CAD apresentou microdureza inferior e menor variação entre as diferentes condições de envelhecimento. A resistência flexural foi significativamente reduzida pelos protocolos de envelhecimento ($p < 0,05$), e o Shofu

HC manteve valores superiores ao Tetric CAD, independentemente da espessura ou do envelhecimento. O módulo de elasticidade também foi afetado pelo envelhecimento ($p < 0,05$), sendo a termociclagem isolada a que mais reduziu os valores médios. O Shofu HC apresentou módulo de elasticidade significativamente superior ao do Tetric CAD, independentemente das variáveis testadas. Conclui-se que o Tetric CAD proporciona uma superfície mais lisa, sendo mais indicado para casos em que a estética é prioritária. O Shofu HC, por sua vez, apresenta melhor desempenho mecânico, sendo preferível em áreas com maior demanda funcional. A espessura de 1,0 mm é recomendada para ambos os materiais, a fim de otimizar seu desempenho clínico.

Palavras-chave: cerâmica; espessura; desenho assistido por computador.

ABSTRACT

Mendoça IDN. Impact of the occlusal thickness of indirect restorations on the structural and mechanical properties of resin-matrix ceramics for CAD/CAM after thermocycling with or without immersion in organic solvents [dissertation]. Araçatuba: School of Dentistry, Universidade Estadual Paulista; 2025

The amount of composite resin in CAD/CAM blocks, occlusal thickness (0.5 mm and 1.0 mm), polishing, and the effects of thermocycling combined with immersion in food-simulating organic solvents can significantly impact the structural and mechanical properties of indirect restorations, being essential to ensure the longevity of prostheses. However, the dental literature lacks studies that comprehensively consider these variables, highlighting the need for further research in this area to optimize clinical outcomes. Therefore, the aim of the present study was to evaluate the influence of occlusal thickness in indirect restorations (0.5 mm – conservative restoration or 1.0 mm – conventional restoration) on the structural and mechanical characteristics of two resin matrix ceramics for CAD/CAM: a nanohybrid resin block (Tetric CAD – Ivoclar) and a zirconia and silica ceramic with an interpenetrating resin matrix (SHOFU HC – Shofu Dental). Both materials were polished with diamond-coated silicone tips (Optragloss – Ivoclar) and subjected to artificial aging via 30,000 thermocycling cycles (T) between 5°C and 55°C, with 30-second dwell times, with or without additional immersion for 7 days in organic solvents: distilled water (AD), absolute ethanol (AL), and methyl ethyl ketone (MEK). Structural characteristics were evaluated by surface roughness (Ra) and Vickers hardness (VHN), while mechanical properties were assessed via flexural strength (σ) and elastic modulus (ME). Data were analyzed using Jamovi software (v.2.4), with the Shapiro-Wilk test for normality and three-way factorial ANOVA ($\alpha = 0.05$), followed by Tukey's test for multiple comparisons. Shofu HC showed higher surface roughness (0.125 μm) compared to Tetric CAD (0.069 μm), regardless of thickness (0.5 mm and 1.0 mm). Shofu HC also exhibited higher microhardness, with significant reductions after aging protocols. Tetric CAD presented lower microhardness values with smaller variations across aging conditions. Regarding flexural strength, the control group (no aging) achieved the highest mean value (172.92 MPa), while aged groups showed significantly lower values, with no differences between the aging solutions. For the elastic modulus, the control group also had the highest value (8673 MPa), which was superior to thermocycling alone, the latter showing the lowest value (7434.51 MPa).

The remaining aging conditions did not present statistically significant differences from one another. It is concluded that material thickness directly influences the mechanical properties and surface roughness of dental composites. Tetric CAD showed better performance in terms of smoothness, especially at both 0.5 mm and 1.0 mm thicknesses, when compared to Shofu HC. Additionally, Shofu HC demonstrated higher microhardness and flexural strength, standing out in terms of structural resistance, particularly at greater thicknesses.

Keywords: ceramics; thickness; computer-aided design.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Nome comercial, composição e fabricante das cerâmicas utilizadas.	21
Tabela 2 - ANOVA de três fatores da rugosidade superficial considerando material, espessura e envelhecimento.	26
Tabela 3. Média \pm desvio padrão da rugosidade superficial dos materiais Shofu e Tetric, independentemente da espessura e das condições de envelhecimento	26
Tabela 4. Média \pm desvio padrão da rugosidade superficial dos materiais Shofu e Tetric nas diferentes espessuras, independentemente das condições de envelhecimento	27
Tabela 5. ANOVA de três fatores da microdureza vickers considerando material, espessura e envelhecimento	28
Tabela 6. Média \pm desvio padrão da microdureza dos materiais Shofu e Tetric nas diferentes espessuras e nas condições de envelhecimento	29
Tabela 7. ANOVA de três fatores da resistência flexural considerando material, espessura e envelhecimento	30
Tabela 8. Média \pm desvio padrão da resistência flexural nas condições de envelhecimento, independente do material e da espessura	31
Tabela 9. Média \pm desvio padrão da resistência flexural dos materiais Shofu e Tetric, independente da espessura e das condições de envelhecimento	31
Tabela 10. ANOVA de três fatores do módulo de elasticidade considerando material, espessura e envelhecimento	32
Tabela 11. Média \pm desvio padrão do módulo de elasticidade nas condições de envelhecimento, independente do material e da espessura.	33
Tabela 12. Média \pm desvio padrão do módulo de elasticidade dos materiais Shofu e Tetric, independente da espessura e das condições de envelhecimento	33
Tabela 13. Média \pm desvio padrão do módulo de elasticidade nas diferentes espessuras independente do material e das condições de envelhecimento	33

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Delineamento experimental contendo materiais utilizados, tratamento de superfície, envelhecimentos, distribuição, variáveis respostas e tempos das análises a serem realizadas. 20

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Å	Angströms
AD	Água destilada
AE	Análises estruturais
AL	Etanol absoluto
AM	Análises mecânicas
C	Grupo controle
FDA	Food and Drug Administration
GPa	Gigapascal
ME	Módulo de elasticidade
MEK	Metiletilcetona
MPa	Megapascal
N	Newons
Nm	Escala nanométrica
Ra	Rugosidade superficial
RC	Resina nanohíbrida (Tetric CAD)
SH	Cerâmica de zircônia e sílica em uma matriz interpenetrante de resina (SHOFU HC)
T	Termociclagem
VHN	Dureza Vickers
ρ	Resistência à flexão

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
2 OBJETIVOS	19
3 MATERIAIS E MÉTODOS	20
3.1 Delineamento Experimental	20
3.2 Formação dos Grupos	20
3.3 Fabricação dos Espécimes	21
3.4 Tratamentos de Superfície dos Espécimes	21
3.5 Procedimento de Envelhecimentos In Vitro	22
3.5.1 Termociclagem (T)	22
3.5.2 Termociclagem associada à imersão em solventes orgânicos simuladores de alimentos	22
3.6 Análises	23
3.6.1 Rugosidade superficial (Ra)	23
3.6.2 Microdureza vickers (VHN)	23
3.6.3 Resistência à flexão (ρ)	23
3.6.4 Módulo de elasticidade (ME)	24
3.7 Períodos de Análise	24
3.8 Planejamento Estatístico	24
4 RESULTADOS	26
4.1 Rugosidade	26
4.2 Dureza	28
4.3 Resistência Flexural	30
4.4 Módulo de Elasticidade	32
5 DISCUSSÃO	34
6 CONCLUSÃO	39
REFERÊNCIAS	40

1 INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, observou-se um crescimento significativo no uso da tecnologia CAD/CAM para a confecção de restaurações dentárias indiretas, impulsionado por seus avanços em padronização do processo, precisão, estética, redução de tempo clínico e laboratorial e custos¹⁻⁶. Diversos materiais têm sido utilizados nesse sistema, desenvolvidos para oferecer propriedades físicas e químicas superiores, menor quantidade de tensões residuais e maior resistência mecânica em comparação aos materiais convencionais^{1,3,7,8}. Os materiais CAD/CAM incluem metais, cerâmicas, resinas (como PMMA, compósitos e nanocerâmicas) e cerâmicas infiltradas por polímero^{1,9-11}. Entre os critérios essenciais para o sucesso clínico das coroas protéticas estão a estética, a adaptação marginal e o desempenho mecânico³. Assim, o aprimoramento contínuo dos materiais usináveis permanece um foco relevante na odontologia restauradora^{3,12}.

Os blocos de resina composta para CAD/CAM têm ganhado popularidade devido aos benefícios em relação às restaurações em cerâmica vítrea, como módulo de elasticidade semelhante ao dos dentes naturais, facilitando a distribuição das tensões mastigatórias; facilidade de fresagem; menor abrasividade sobre os dentes antagonistas; e menor incidência de lascamento e fraturas durante a usinagem. Além disso, apresentam maior resistência de união aos cimentos resinosos, graças à semelhança química entre os materiais, e oferecem facilidade de acabamento, polimento e reparo intraoral¹²⁻¹⁹. O processo industrial de polimerização sob altas temperaturas e pressão permite a incorporação de partículas de carga maiores, resultando em estruturas mais homogêneas e com propriedades superiores às das resinas compostas em restaurações diretas^{3,14,17,20}.

A constante evolução dos materiais restauradores indiretos também proporcionou uma nova perspectiva sobre um fator crucial para o sucesso dos tratamentos protéticos: a espessura oclusal da restauração indireta. Acredita-se que a espessura oclusal tenha papel fundamental na resistência mecânica, longevidade e sucesso clínico da prótese^{15,21}. Ela influencia diretamente a resistência mecânica, a distribuição de tensões e a translucidez da restauração²²⁻²⁴. De acordo com os princípios de preparo minimamente invasivo, deve-se preservar o máximo possível do tecido dental saudável. Com base nesse conceito, diversos estudos têm sido conduzidos com o objetivo de avaliar a espessura mínima que as restaurações indiretas contemporâneas conseguem suportar sob cargas mastigatórias^{15,18,21,25-27}. Embora os fabricantes recomendem

espessura oclusal de 1,5 mm para coroas totais em regiões posteriores, estudo de Dapieve et al.²¹ demonstraram, por meio de testes de fadiga acelerada, uma alta taxa de sobrevivência em coroas de resina composta para CAD/CAM com espessura oclusal de apenas 1,0 mm (restauração convencional). Além disso, os avanços nos materiais restauradores e nas tecnologias odontológicas possibilitaram o desenvolvimento de preparos ultraconservadores para reabilitações estéticas, com restaurações de espessura mínima ou “ultrafinas”, variando entre 0,3 e 0,5 mm^{18,28}. No entanto, ainda há escassez de informações sobre a influência da espessura oclusal na longevidade de restaurações indiretas, especialmente aquelas confeccionadas em resina composta monolítica para CAD/CAM.

Os materiais à base de resina composta passam por um processo de envelhecimento intrínseco, caracterizado por sua complexidade e dinamismo, após sua inserção no meio bucal. Esse processo é impulsionado por diversos agentes químicos presentes na cavidade oral, como enzimas, álcoois e ácidos, os quais promovem a degradação hidrolítica da matriz resinosa^{14,29-31}. Uma das alterações mais relevantes está relacionada às variações térmicas intraorais, que podem provocar incompatibilidades nos coeficientes de expansão térmica entre as diferentes fases da resina, resultando em tensões interfaciais significativas. Nesse sentido, o ensaio de ciclagem térmica é amplamente utilizado como método de envelhecimento *in vitro*, por simular as flutuações de temperatura que ocorrem no ambiente bucal e permitir a avaliação do desempenho dos materiais restauradores sob essas condições³².

Além disso, outro método eficaz para simular o envelhecimento dos materiais restauradores envolve o uso de soluções imersivas com ação química controlada. Essas soluções buscam reproduzir, de forma padronizada, os efeitos de substâncias alimentares que interagem com os materiais na cavidade oral. Dentre os meios de imersão recomendados por agências reguladoras, como a Food and Drug Administration (FDA), destacam-se os solventes orgânicos, como o etanol e a metiletilcetona (MEK), além da água^{14,31,33}. O etanol é amplamente utilizado como simulador de bebidas alcoólicas e produtos fermentados, enquanto a MEK é um composto orgânico presente em alimentos como frutas, vegetais, laticínios e mel. A água destilada, por sua vez, representa a constante exposição dos materiais à umidade da saliva e, embora menos agressiva, também pode contribuir para a degradação das resinas compostas². De acordo com Farahat e El-Wassefy¹⁴ exposição prolongada a essas soluções pode afetar significativamente as propriedades superficiais dos materiais CAD/CAM à base de resina composta, promovendo alterações em parâmetros como rugosidade, microdureza e estabilidade dimensional. Assim, a utilização de solventes orgânicos simulados em protocolos de

envelhecimento artificial configura-se como uma abordagem eficaz para avaliar a resistência e a durabilidade clínica de cerâmicas híbridas frente às condições químicas rotineiras impostas pela dieta.

Este estudo se destaca por sua abordagem inovadora ao investigar a relação entre a espessura oclusal (0,5 mm e 1,0 mm), cerâmicas híbridas, propriedades estruturais e mecânicas, e os efeitos da termociclagem associada à imersão em solventes orgânicos que simulam alimentos. Esses fatores são fundamentais para prever o desempenho de coroas monolíticas, estabelecendo parâmetros que garantam a durabilidade e o sucesso clínico.

2 OBJETIVOS

Dessa forma, os objetivos do presente estudo foram avaliar a influência da espessura oclusal da restauração indireta (0,5 mm – restauração conservadora ou 1,0 mm – restauração convencional) sobre as características estruturais e mecânicas de duas cerâmicas com matriz resinosa para CAD/CAM: o bloco de resina nanohíbrida (Tetric CAD - Ivoclar) e uma cerâmica de zircônia e sílica em uma matriz interpenetrante de resina (SHOFU HC - Shofu Dental). Ambas as cerâmicas foram polidas com pontas de silicone revestidas com diamante (OptraGloss – Ivoclar) e envelhecidas por 30.000 ciclos de termociclagem (T), variando a temperatura entre 5 e 55°C por 30 segundos, associada ou não a 7 dias de imersão nos solventes orgânicos: água destilada (AD), etanol absoluto (AL) e metiletilcetona (MEK). As características estruturais foram avaliadas por meio da rugosidade superficial (Ra) e da dureza Vickers (VHN), enquanto as características mecânicas foram analisadas por meio da resistência à flexão (ρ) e do módulo de elasticidade (ME).

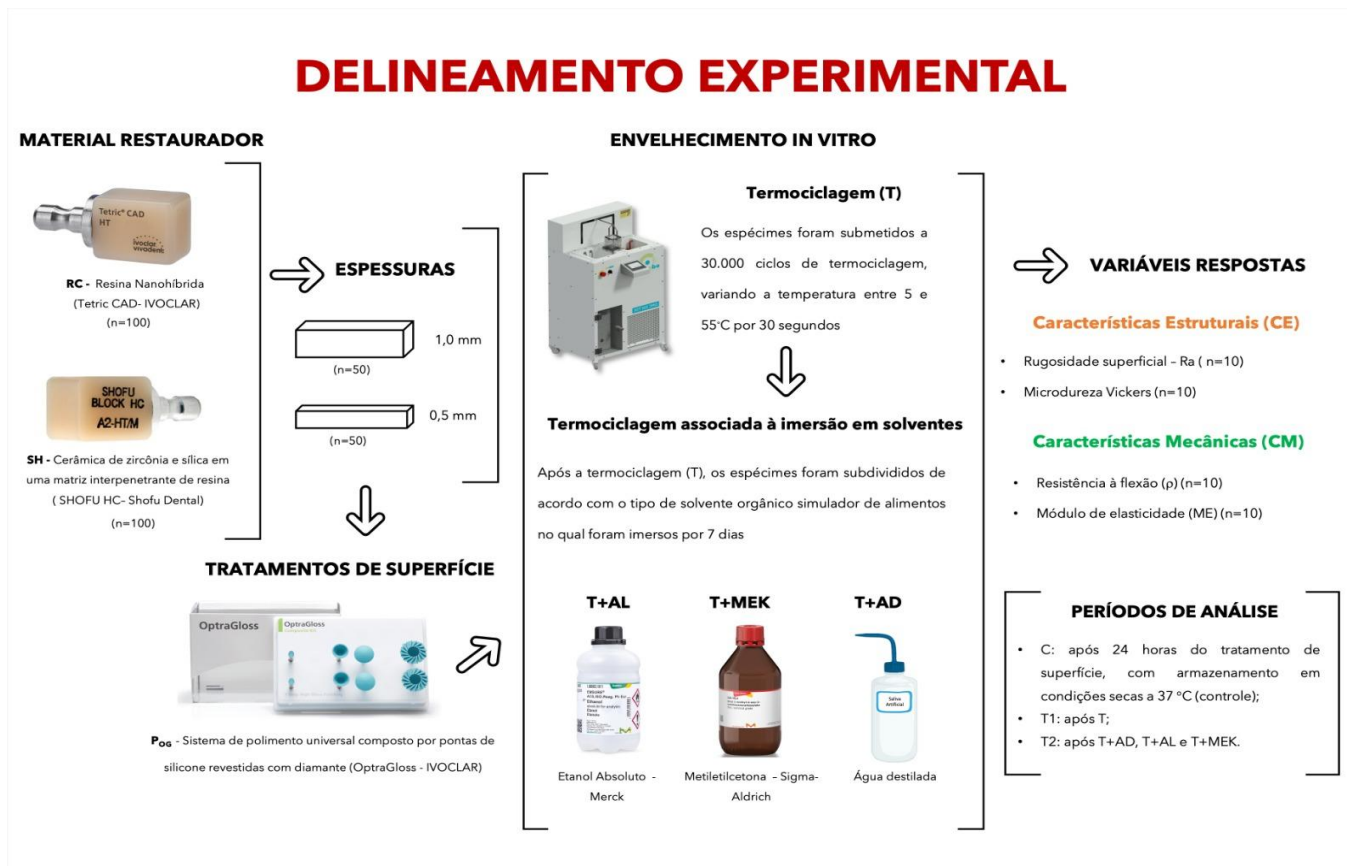
A hipótese nula para este estudo é que a espessura oclusal da restauração indireta (0,5 mm ou 1,0 mm) não influencia significativamente as características estruturais (rugosidade superficial e dureza Vickers) e mecânicas (resistência à flexão e módulo de elasticidade) das cerâmicas com matriz resinosa para CAD/CAM (bloco de resina nanohíbrida Tetric CAD e cerâmica de zircônia e sílica SHOFU HC), após envelhecimento por termociclagem e imersão em solventes orgânicos.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Delineamento Experimental

O delineamento experimental encontra-se demonstrado na Figura 1.

Figura 1 - Delineamento experimental contendo materiais utilizados, tratamento de superfície, envelhecimentos, distribuição, variáveis respostas e tempos das análises a serem realizadas



Fonte: Autora, 2025

3.2 Formação dos Grupos

As cerâmicas com matriz resinosa para CAD/CAM utilizadas neste estudo estão descritas na Tabela 1. Ao todo, foram confeccionados 200 espécimes, sendo 100 para cada tipo de cerâmica testada. Os espécimes foram divididos em grupos de acordo com o material, os protocolos de envelhecimento e os testes realizados, conforme ilustrado no delineamento

experimental (Figura 1).

Tabela 1 - Nome comercial, composição e fabricante das cerâmicas utilizadas

Cerâmicas	Composição	Fabricante
<p>RC - Resina nanohíbrida (Tetric CAD)</p>	<p>Tipo: Compósito nanohíbrido</p> <p>Carga inorgânica: 71% de vidro de silicato de bário e alumínio (<1 µm) + dióxido de silício (<20 nm).</p> <p>Matriz polimérica: 28% (Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA, UDMA)³⁴</p>	<p>Ivoclar</p>
<p>SH - Cerâmica de zircônia e sílica em uma matriz interpenetrante de resina (SHOFU HC)</p>	<p>Tipo: Compósito microhíbrido</p> <p>Carga inorgânica: 61% de pó de sílica e silicato de zircônio (1–10 µm).</p> <p>Matriz polimérica: UDMA e TEGDMA³⁴</p>	<p>SHOFU</p>

Fonte: Autora, 2025

3.3 Fabricação dos Espécimes

Para cada material (Tabela 1), foram confeccionados 100 espécimes retangulares, sendo 50 com dimensões de 14 × 4 × 0,5 mm e 50 com 14 × 4 × 1 mm^{3,35,36}. Todos os espécimes foram seccionados com disco diamantado em baixa rotação (300 rpm), sob irrigação abundante e carga de 300 gf, utilizando uma cortadeira metalográfica (Isomet® 1000, Buehler, Illinois, EUA). As dimensões finais foram conferidas com auxílio de um paquímetro digital (Paquímetro Digital Digimatic, Mitutoyo Sul Americana Ltda., Santo Amaro, SP, Brasil).

3.4 Tratamentos de Superfície dos Espécimes

Os espécimes foram polidos utilizando um sistema de polimento universal composto por pontas de silicone revestidas com diamante (OptraGloss – Ivoclar Vivadent). Conforme recomendação do fabricante, o polimento foi realizado em etapa única, com a ponta azul-claro, em procedimento a seco, durante 1 minuto, em uma única direção sobre a superfície dos espécimes, utilizando um contra-ângulo em baixa rotação (8000 rpm).

Após o polimento, todos os espécimes foram lavados com água destilada, secos com jatos de ar e armazenados em ambiente seco a 37 °C por 24 horas. Em seguida, foi realizada a leitura inicial das variáveis-resposta do estudo (C = leitura inicial - controle).

3.5 Procedimento de Envelhecimentos In Vitro

3.5.1 Termociclagem (T)

Os espécimes foram submetidos a 30.000 ciclos de termociclagem, variando a temperatura entre 5 e 55°C por 30 segundos³².

3.5.2 Termociclagem associada à imersão em solventes orgânicos simuladores de alimentos

Após a termociclagem descrita no item 3.5.1, os espécimes foram subdivididos de acordo com o tipo de solvente orgânico simulador de alimentos no qual foram imersos por 7 dias. Os meios utilizados foram: água destilada (T+AD), etanol absoluto 100% – Merck (T+AL) e metiletilcetona – Sigma-Aldrich (T+MEK)^{14,31}. Cada espécime foi armazenado individualmente em poços de uma placa para cultura celular de 48 poços (Kasvi), contendo 3 mL da respectiva solução, e mantido em estufa a 37 ± 1 °C. Ao final do período de imersão, os espécimes foram removidos, lavados com água destilada e secos cuidadosamente com jatos de ar.

3.6 Análises

Análises estruturais (AE)

3.6.1 Rugosidade superficial (Ra)

A rugosidade de superfície (Ra – média aritmética da rugosidade) foi determinada com um rugosímetro portátil (SJ-410, Mitutoyo Sul Americana Ltda, Santo Amaro, SP, Brasil). Foram realizadas três mensurações por espécime (centro, direita e esquerda do centro). Os parâmetros utilizados foram: cut-off de 0,25 mm, velocidade de 0,05 mm/s durante 12 segundos. Os valores obtidos, originalmente em Angströms (Å), foram convertidos para a escala nanométrica (nm).

3.6.2 Microdureza vickers (VHN)

A análise de microdureza Vickers foi realizada em um microdurômetro (HMV 2000, Shimadzu, Tóquio, Japão), utilizando carga de 200 g por 15 segundos. Três indentações foram feitas na região central de cada espécime, com espaçamento de 100 µm entre elas. O valor da dureza Vickers (VHN) foi calculado com base na equação: $HV = 2F \sin (136/2) /d^2$

Onde F é a força aplicada (N), d é o comprimento médio das diagonais das indentações (mm) e 136 é o ângulo entre as faces da pirâmide Vickers¹⁴.

Análises mecânicas (AM)

3.6.3 Resistência à flexão (ρ)

Os valores de resistência à flexão foram obtidos por meio do teste de flexão em três pontos, conforme a norma ISO 6872:2008³⁷, utilizando uma máquina universal de ensaios (Emic DL 2000®, Emic, São José dos Pinhais, PR, Brasil). Os espécimes foram posicionados sobre dois apoios metálicos e submetidos à carga compressiva vertical aplicada no centro, a uma velocidade de 1 mm/min até a fratura. A resistência à flexão (ρ), expressa em megapascal (MPa), foi calculada pela 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^{3,12,36}.

3.6.4 Módulo de elasticidade (ME)

O módulo de elasticidade (ou módulo de Young) foi obtido a partir do mesmo ensaio de resistência à flexão. Os valores foram inicialmente registrados em MPa e posteriormente convertidos para gigapascal (GPa), conforme a equação: $ME = [(fl^3)/(4bh^3d)]$.

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.

3.7 Períodos de Análise

As análises foram avaliadas em quatro momentos experimentais: C: após 24 horas do tratamento de superfície, com armazenamento em condições secas a 37 °C (controle); T1: após termociclagem (T) e T2: após termociclagem associada à imersão nos diferentes solventes simuladores de alimentos: água destilada (T+AD), etanol absoluto (T+AL) e metiletilcetona (T+MEK).

3.8 Planejamento Estatístico

Os dados foram analisados no software Jamovi (v2.4), com nível de significância de 5%. Utilizou-se um delineamento fatorial com três fatores independentes: material (Shofu e Tetric), espessura (1,0 mm e 0,5 mm) e envelhecimento (5 níveis: controle, termociclagem, termociclagem + água destilada, termociclagem + álcool, termociclagem + MEK). Após verificação da normalidade pelo teste de Shapiro-Wilk, aplicou-se ANOVA trifatorial ($\alpha = 0,05$) para avaliar rugosidade superficial, microdureza vickers, resistência à flexão e módulo de elasticidade, seguida do teste de Tukey para comparações múltiplas ($\alpha = 0,05$).

4 RESULTADOS

4.1 Rugosidade Superficial (Ra)

Em relação à rugosidade, a análise de variância (ANOVA) indicou diferença estatisticamente significativa para o fator “material” ($p < 0,01$), bem como uma interação significativa entre material e espessura ($p < 0,01$), independentemente das variáveis de espessura e envelhecimento (Tabela 2).

Tabela 2 - ANOVA de três fatores da rugosidade superficial considerando material, espessura e envelhecimento

	Soma de Quadrados	gl	Quadrado médio	F	p
Material	0.14548	1	0.14548	1406.972	<. 001
Espessura	1.22e-4	1	1.22e-4	1.177	0.279
Envelhecimento	5.85e-4	4	1.46e-4	1.416	0.231
Material * Espessura	0.00246	1	0.00246	23.831	<. 001
Material * Grupo	8.70e-4	4	2.18e-4	2.105	0.082
Espessura * Grupo	1.81e-4	4	4.53e-5	0.439	0.781
Material * Espessura * Grupo	5.03e-4	4	1.26e-4	1.217	0.305
Resíduos	0.01861	180	1.03e-4		

Fonte: Autora, 2025

Os testes de comparações múltiplas (Tabela 3) mostraram que o Shofu HC apresentou valores médios de rugosidade superficial significativamente superiores (0,125) em comparação ao Tetric CAD (0,069).

Tabela 3 - Média \pm desvio padrão da rugosidade superficial dos materiais Shofu e Tetric, independentemente da espessura e das condições de envelhecimento

SHOFU	0,125 \pm 0,0119 A
TETRIC	0,069 \pm 0,0103 B

Fonte: Autora, 2025

^{AB}Letras maiúsculas diferentes na mesma coluna indicam diferença significativa entre os materiais ($P < 0,05$).

Ao se considerar as diferentes espessuras (0,5 mm e 1,0 mm), independente das condições de envelhecimento, observaram-se diferenças estatisticamente significativas tanto entre os materiais quanto entre as espessuras ($p < 0,05$). O Shofu HC manteve os maiores valores de rugosidade em ambas as espessuras (0,128 para 0,5 mm e 0,120 para 1,0 mm), enquanto o Tetric CAD apresentou valores menores (0,072 para 0,5 mm e 0,066 para 1,0 mm) (Tabela 4).

Adicionalmente, para ambos os materiais, a menor espessura (0,5 mm) resultou em maior rugosidade superficial em comparação à espessura de 1,0 mm.

Tabela 4 - Média \pm desvio padrão da rugosidade superficial dos materiais Shofu e Tetric nas diferentes espessuras, independentemente das condições de envelhecimento

Material	Espessura	
	0,5mm	1,0mm
SHOFU	0,128 \pm 0,0104 A,a,1	0,120 \pm 0,0118 B,b,2
TETRIC	0,072 \pm 0,00745 A,a,1	0,066 \pm 0,0120 B,b,2

Fonte: Autora, 2025

^{AB}Diferentes letras maiúsculas na mesma linha indicam uma diferença significativa entre as espessuras (0,5 mm vs 1,0 mm) dentro do mesmo material ($P < 0,05$).

^{ab}Diferentes letras minúsculas na mesma coluna indicam uma diferença significativa entre os materiais (Shofu vs Tetric) dentro da mesma espessura ($P < 0,05$).

¹²Diferentes números indicam uma diferença significativa entre as espessuras (0,5 mm vs 1,0 mm) e entre os materiais ($P < 0,05$).

4.2 Microdureza vickers (VHN)

Em relação à microdureza vickers (VHN), a análise de variância (ANOVA) revelou diferenças estatisticamente significativas para os fatores “material”, “espessura” e “envelhecimento” ($p < 0,01$), bem como uma interação significativa entre todos os fatores avaliados ($p < 0,01$) (Tabela 5).

Tabela 5 - ANOVA de três fatores da microdureza vickers considerando material, espessura e envelhecimento

	Soma de Quadrados	gl	Quadrado médio	F	p
Material	47619.8	1	47619.8	3168.97	<. 001
Espessura	139.2	1	139.2	9.26	0.003
Envelhecimento	2593.0	4	648.2	43.14	<. 001
Material * Espessura	98.7	1	98.7	6.57	0.011
Material * Grupo	794.4	4	198.6	13.22	<. 001
Espessura * Grupo	585.0	4	146.3	9.73	<. 001
Material * Espessura * Grupo	208.8	4	52.2	3.47	0.009
Resíduos	2704.8	180	15.0		

Fonte: Autora, 2025

Os testes de comparações múltiplas (Tabela 6) mostraram que, na espessura de 0,5 mm, o Shofu HC apresentou o maior valor médio de microdureza no tempo inicial C (107,76), com uma redução significativa após a termociclagem (98,68) e reduções ainda mais acentuadas após os protocolos combinados: 96,26 (T+AD e T+AL) e 94,69 (T+MEK).

Na espessura de 1,0 mm, o Shofu manteve valores elevados, embora com uma tendência de queda semelhante: 105,43 (C), 90,99 (T), 97,72 (T+AD), 90,51 (T+AL) e 88,17 (T+MEK). Por outro lado, o Tetric CAD apresentou valores de microdureza inferiores em todas as condições. Para a espessura de 0,5 mm, os valores variaram de 68,93 (C) a 62,16 (T+AL), com leve recuperação em T+MEK (66,21). Já na espessura de 1,0 mm, os valores oscilaram pouco entre os grupos (68,81 a 62,73), sem diferenças estatisticamente significativas entre as condições de envelhecimento, nem entre as espessuras.

Ao comparar os materiais, o Shofu HC apresentou valores de microdureza significativamente superiores aos do Tetric CAD, independentemente da espessura e do protocolo de envelhecimento.

Tabela 6 - Média \pm desvio padrão da microdureza dos materiais Shofu e Tetric nas diferentes espessuras e nas condições de envelhecimento

Material	Espessura	Envelhecimento				
		C	T	T+AD	T+AL	T+MEK
SHOFU	0,5mm	107,76 \pm 6,04 A,a,1	98,68 \pm 3,97 C,a,1	96,26 \pm 8,20 B,a,1	96,26 \pm 3,75 BC,a,1	94,69 \pm 4,45 BC,a,1
	1mm	105,43 \pm 1,72 A,a,1	90,99 \pm 3,83 C,b,1	97,72 \pm 6,49 B,b,1	90,51 \pm 5,28 C,a,1	88,17 \pm 4,65 C,b,1
TETRIC	0,5mm	68,93 \pm 1,16 A,a,2	67,21 \pm 1,28 AB,a,2	62,84 \pm 2 B,a,2	62,16 \pm 1,51 B,a,2	66,21 \pm 2,61 AB,a,2
	1mm	68,81 \pm 1,29 A,a,2	63,58 \pm 1,39 A,a,2	64,49 \pm 2,47 A,a,2	62,73 \pm 2,64 A,a,2	65,93 \pm 2,26 A,a,2

Fonte: Autora, 2025

^{AB}Diferentes letras maiúsculas na mesma linha indicam uma diferença significativa entre as condições de envelhecimento (C vs T vs T+AD vs T+AL vs T+MEK) dentro da mesma espessura e do mesmo material ($P < 0,05$).

^{ab}Diferentes letras minúsculas na mesma coluna indicam uma diferença significativa entre as espessuras (0,5mm vs 1,0mm) dentro do mesmo material e da mesma condição de envelhecimento ($P < 0,05$).

¹²Diferentes números indicam uma diferença significativa entre os materiais (Shofu vs Tetric) dentro da mesma espessura e da mesma condição de envelhecimento ($P < 0,05$).

4.3 Resistência Flexural

Em relação à resistência flexural, a análise de variância (ANOVA) revelou diferenças estatisticamente significativas para os fatores “material” e “envelhecimento” ($p < 0,01$), independentemente do envelhecimento (Tabela 7).

Tabela 7 - ANOVA de três fatores da resistência flexural considerando material, espessura e envelhecimento

	Soma de Quadrados	gl	Quadrado médio	F	p
Material	23495	1	23495	37.888	<. 001
Espessura	181	1	181	0.292	0.590
Envelhecimento	12736	4	3184	5.135	<. 001
Material * Espessura	1626	1	1626	2.622	0.107
Material * Grupo	2348	4	587	0.947	0.438
Espessura * Grupo	2414	4	604	0.973	0.424
Material * Espessura * Grupo	937	4	234	0.378	0.824
Resíduos	111621	180	620		

Fonte: Autora, 2025

Os testes de comparações múltiplas (Tabela 8) mostraram que no tempo inicial (C), não submetido a nenhum protocolo de envelhecimento, apresentou o maior valor médio de resistência flexural (172,92 MPa), sendo estatisticamente superior aos demais grupos. Todos os grupos submetidos a envelhecimento apresentaram reduções significativas nos valores médios de resistência: 151,84 MPa após termociclagem (T), 157 MPa após termociclagem seguida de imersão em água destilada (T+AD), 150,67 MPa após imersão em álcool absoluto (T+AL) e 156,14 MPa após imersão em metil etil cetona (T+MEK). Embora não tenham sido observadas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos envelhecidos, todos apresentaram desempenho inferior ao período inicial (C).

Tabela 8 - Média \pm desvio padrão da resistência flexural nas condições de envelhecimento, independente do material e da espessura

Envelhecimento	C	T	T+AD	T+AL	T+MEK
RF	172,92 \pm 30,67 A	151,84 \pm 21,1 B	157,00 \pm 26,33 B	150,67 \pm 26,9 B	156,14 \pm 29,22 B

Fonte: Autora, 2025

^{AB}Diferentes letras maiúsculas na mesma linha indicam uma diferença significativa entre as condições de envelhecimento (C vs T vs T+AD vs T+AL vs T+MEK) ($P < 0,05$).

Quando considerados independentemente da espessura e das condições de envelhecimento, os materiais apresentaram diferença estatisticamente significativa nos valores médios de resistência flexural ($p < 0,05$). O material Shofu demonstrou desempenho superior, com média de 168,04 MPa, enquanto o Tetric apresentou valor significativamente inferior, com média de 146,90 MPa (Tabela 9).

Tabela 9 - Média \pm desvio padrão da resistência flexural dos materiais Shofu e Tetric, independente da espessura e das condições de envelhecimento

SHOFU	168,04 \pm 26,2 A
TETRIC	146,90 \pm 25,4B

Fonte: Autora, 2025

^{AB}Diferentes letras maiúsculas na mesma coluna indicam uma diferença significativa entre os materiais ($P < 0,05$).

4.4 Módulo de Elasticidade

Em relação ao módulo de elasticidade (ME) a análise de variância (ANOVA) revelou diferenças estatisticamente significativas para os fatores “material”, “espessura” e “envelhecimento” ($p < 0,01$) (Tabela 10).

Tabela 10 - ANOVA de três fatores do módulo de elasticidade considerando material, espessura e envelhecimento

	Soma de Quadrados	gl	Quadrado médio	F	p
Material	1.96e+8	1	1.96e+8	72.193	<. 001
Espessura	4.90e+7	1	4.90e+7	18.081	<. 001
Envelhecimento	3.14e+7	4	7.84e+6	2.893	0.024
Material * Espessura	1.73e+6	1	1.73e+6	0.639	0.425
Material * Grupo	1.06e+7	4	2.65e+6	0.976	0.422
Espessura * Grupo	2.22e+6	4	555303	0.205	0.935
Material * Espessura * Grupo	3.73e+6	4	933219	0.344	0.848
Resíduos	4.85e+8	179	2.71e+6		

Fonte: Autora, 2025

Os testes de comparações múltiplas (Tabela 11) mostraram que no tempo inicial (C) apresentou o maior valor médio (8673 MPa), significativamente superior à condição de termociclagem isolada (T), que obteve o menor valor (7434,51 MPa). As demais condições de termociclagem associada à água destilada (T+AD = 7392 MPa), ao álcool (T+AL = 7971,05 MPa) e ao MEK (T+MEK = 7952,58 MPa) não apresentaram diferenças significativas entre si, nem em relação à condição inicial (C).

Tabela 11 - Média \pm desvio padrão do módulo de elasticidade nas condições de envelhecimento, independente do material e da espessura

Envelhecimento	C	T	T+AD	T+AL	T+MEK
ME	8673 \pm 2956,86 A	7434,51 \pm 1412,71 B	7392 \pm 1889,01AB	7971,05 \pm 1694,5 AB	7952,58 \pm 1450,5AB

Fonte: Autora, 2025

^{AB}Diferentes letras maiúsculas na mesma linha indicam uma diferença significativa entre as condições de envelhecimento (C vs T vs T+AD vs T+AL vs T+MEK) ($P < 0,05$).

Ao comparar os materiais testados, independentemente da espessura e das condições de envelhecimento, observou-se que o Shofu apresentou um módulo de elasticidade significativamente superior (8960,50 MPa) em relação ao Tetric (6976,80 MPa) ($p < 0,05$) (Tabela 12).

Tabela 12 - Média \pm desvio padrão do módulo de elasticidade dos materiais Shofu e Tetric, independente da espessura e das condições de envelhecimento

SHOFU	8960,50 \pm 2095,51 A
TETRIC	6976,80 \pm 1236,55 B

Fonte: Autora, 2025

^{AB}Diferentes letras maiúsculas na mesma coluna indicam uma diferença significativa entre os materiais ($P < 0,05$).

Tabela 13 - Média \pm desvio padrão do módulo de elasticidade nas diferentes espessuras independente do material e das condições de envelhecimento

0,5mm	8464,98 \pm 2355,70 A
1,0mm	7463,69 \pm 1367,13 B

Fonte: Autora, 2025

^{AB}Diferentes letras maiúsculas na mesma coluna indicam uma diferença significativa entre os materiais ($P < 0,05$).

5 DISCUSSÃO

Com base nos resultados apresentados, a hipótese nula, que postulava a ausência de influência da espessura oclusal (0,5 mm ou 1,0 mm) nas características estruturais e mecânicas dos materiais testados (Tetric CAD e Shofu HC), mesmo após os protocolos de envelhecimento por termociclagem e imersão em solventes orgânicos, foi rejeitada. Verificou-se que tanto a variação da espessura quanto os diferentes protocolos de envelhecimento promoveram alterações estatisticamente significativas nas propriedades estruturais e mecânicas dos materiais restauradores avaliados.

Os resultados obtidos neste estudo demonstraram diferenças significativas nas propriedades mecânicas e de superfície entre os materiais Tetric CAD e Shofu HC, especialmente após o envelhecimento artificial por termociclagem. Tais diferenças podem ser atribuídas à composição química distinta, ao tipo e à distribuição das partículas inorgânicas, bem como à proporção e à natureza da matriz polimérica de cada material^{20,34,40-42}.

Em relação à rugosidade superficial, observou-se neste estudo que o material Shofu HC apresentou valores médios significativamente superiores (0,125 μm) em comparação ao Tetric CAD (0,069 μm), independentemente das condições de envelhecimento. Esse resultado pode ser explicado, principalmente, pelas diferenças na composição e microestrutura dos materiais, especialmente quanto ao tamanho das partículas, fator que influencia diretamente a qualidade da superfície obtida após os procedimentos de acabamento e polimento. O Shofu HC, um compósito micro-híbrido, contém aproximadamente 61% de partículas inorgânicas (sílica e silicato de zircônio), com diâmetro médio entre 1 e 10 μm . Esse maior diâmetro pode gerar irregularidades na superfície após o polimento, devido à dificuldade de nivelamento da matriz e à exposição dessas partículas maiores. Por outro lado, o Tetric CAD, classificado como compósito nanohíbrido, contém 71% de carga inorgânica, composta por vidro de silicato de bário/alumínio (<1 μm) e sílica coloidal (<20 nm), o que resulta em uma distribuição mais homogênea das partículas e, conseqüentemente, em uma superfície mais lisa e com menor rugosidade. A menor dimensão das partículas favorece os procedimentos de acabamento e polimento, uma vez que a maior proporção de matriz resinosa facilita esse processo, contribuindo para a obtenção de superfícies com menor rugosidade^{20,34,38-42}.

A matriz orgânica dos materiais também influencia diretamente o comportamento superficial. O Tetric CAD é formulado com uma mistura de monômeros como Bis-GMA, Bis-

EMA, UDMA e TEGDMA, que, apesar de suscetíveis à degradação hídrica, apresentam bom desempenho devido à alta densidade de carga. Já o Shofu HC, embora também utilize UDMA e TEGDMA, apresenta menor densidade de carga e maior proporção de partículas volumosas, o que compromete a suavidade superficial, mesmo em maiores espessuras^{34,42}.

Sabe-se que a exposição contínua dos materiais restauradores a substâncias químicas presentes na dieta pode provocar degradação de suas propriedades físico-mecânicas. Os solventes orgânicos analisados neste estudo têm potencial para interagir com a matriz resinosa dos compósitos, promovendo alterações químicas que resultam em degradação estrutural, comprometendo características como rugosidade superficial, microdureza e resistência mecânica^{14,31}. No entanto, neste estudo, não foi identificado efeito estatisticamente significativo dos solventes simuladores de alimentos sobre a rugosidade superficial dos materiais cerâmicos avaliados. É importante destacar que a rugosidade pode ser influenciada por diversas variáveis, tanto intrínsecas quanto extrínsecas ao material restaurador, incluindo composição química, microestrutura, espessura dos espécimes, bem como métodos e sistemas de polimento utilizados. Fatores como o tipo de abrasivo, a pressão aplicada durante o polimento e a sequência de grãos abrasivos também podem alterar significativamente o perfil topográfico das superfícies cerâmicas³².

Adicionalmente, verificou-se que a espessura influenciou diretamente os resultados de rugosidade, com valores mais elevados observados na espessura de 0,5 mm para ambos os materiais, independentemente da condição de envelhecimento ($p < 0,05$). Essa diferença pode estar associada à maior fragilidade estrutural das camadas mais finas, que, por apresentarem menor massa, são mais propensas a microdeformações, dificultando a dissipação de calor e alterando a distribuição de tensões durante o processamento e polimento. Isso resulta em superfícies mais irregulares e compromete a textura final⁴².

Dessa forma, os resultados encontrados reforçam a importância da composição do material e da espessura clínica da restauração na determinação da qualidade da superfície. Apesar de ambos os materiais apresentarem valores de rugosidade dentro do limite clínico aceitável ($R_a < 0,2 \mu\text{m}$), considerado seguro para minimizar a adesão de biofilme e o desgaste do antagonista, o Tetric CAD apresentou rugosidade inferior, sugerindo maior qualidade superficial.

A microdureza é um parâmetro crucial na avaliação de materiais restauradores, pois está diretamente associada à sua resistência ao desgaste e à abrasão em ambiente clínico³⁸. Os

resultados indicaram que a microdureza dos materiais Shofu HC e Tetric CAD foi significativamente influenciada pela composição da matriz polimérica, pelo tipo e tamanho das partículas inorgânicas, pela espessura dos espécimes e pelos protocolos de envelhecimento. Destaca-se o desempenho superior do Shofu HC, independentemente da espessura analisada, o que pode ser atribuído à presença de partículas inorgânicas de maior dureza, como sílica e silicato de zircônio (1–10 μm), incorporadas em matriz de UDMA e TEGDMA. Essas partículas conferem maior resistência à deformação e à indentação, sobretudo nas regiões superficiais^{20,42}. Além disso, o TEGDMA contribui para o aumento da dureza da resina por apresentar alta concentração de duplas ligações e elevado grau de conversão, formando uma rede polimérica mais densa e altamente reticulada⁴¹.

A redução progressiva dos valores de microdureza após os diferentes protocolos de envelhecimento evidencia a sensibilidade dos materiais às condições ambientais simuladas. Tal efeito foi mais acentuado no Shofu HC, especialmente nos grupos submetidos à imersão em etanol absoluto e metiletilcetona (MEK), sugerindo degradação da matriz orgânica por solvatação e hidrólise.³⁹ Solventes como etanol e MEK são conhecidos por sua alta capacidade de solvatação e por promoverem plastificação e degradação superficial, comprometendo significativamente a dureza do material^{14,40}. A ação do MEK, em particular, pode promover plastificação e degradação superficial, comprometendo significativamente a dureza do material. Esses achados corroboram a literatura, que destaca o potencial desses solventes, aprovados pela FDA como simuladores alimentares, em reduzir a resistência de materiais restauradores à base de resina composta¹⁴.

Na espessura de 0,5 mm, a maior vulnerabilidade à variação térmica e à penetração de solventes pode ter intensificado a degradação da matriz, resultando em perdas maiores de microdureza em comparação à espessura de 1,0 mm. Camadas mais finas apresentam menor massa e, conseqüentemente, menor capacidade de dissipação térmica, tornando-se mais suscetíveis à ação de solventes e tensões mecânicas. Em contrapartida, os valores de microdureza do Tetric CAD demonstraram pouca variação entre os protocolos de envelhecimento e entre as espessuras, sem diferenças estatisticamente significativas. Isso pode indicar menor penetração de solventes ou um estado de polimerização mais estável^{20,34,42}.

Apesar das reduções observadas, os valores de microdureza obtidos neste estudo para ambos os materiais estão de acordo com os dados da literatura, que indicam uma faixa clínica aceitável entre 60 e 120 VHN para cerâmicas híbridas CAD/CAM. Tais valores demonstram estabilidade frente aos desafios simulados do ambiente bucal.^{34,43} Os resultados evidenciam a

relação direta entre composição do material, espessura da restauração e resistência à degradação superficial. O Shofu HC mostrou-se inicialmente mais resistente, porém mais suscetível aos efeitos dos protocolos de envelhecimento, enquanto o Tetric CAD, embora menos resistente, apresentou maior estabilidade ao longo dos ciclos simulados. Esse desempenho pode estar relacionado à sua elevada taxa de conversão de monômeros e à menor susceptibilidade à absorção de solventes, características que contribuem para a preservação de suas propriedades mecânicas ao longo do tempo^{40,44}.

Os resultados deste estudo demonstraram que a resistência flexural dos materiais avaliados variou significativamente conforme o tipo de cerâmica híbrida e as condições de envelhecimento artificial. O Shofu HC apresentou valores médios de resistência flexural superiores aos do Tetric CAD, atribuídos principalmente à sua maior proporção de partículas inorgânicas (71%), como vidro de bário e sílica coloidal, dispersas em matriz de dimetacrilatos. Essa elevada carga reforçadora confere maior resistência mecânica e menor susceptibilidade à degradação por hidrólise ou microfissuração, sobretudo sob estresse térmico^{34,38,43}. Por outro lado, a menor densidade ou distribuição diferenciada das cargas inorgânicas na matriz do Tetric CAD pode resultar em menor rigidez estrutural^{20,34,42}.

Os protocolos de envelhecimento influenciaram significativamente os resultados, com redução da resistência flexural após termociclagem e exposição a solventes simuladores de alimentos, especialmente etanol absoluto e MEK. Esses solventes promovem a plastificação da matriz polimérica, facilitando a propagação de trincas sob cargas mecânicas³⁹. Apesar disso, os valores médios de resistência flexural observados para ambos os materiais permaneceram acima do limite mínimo de 100 MPa estabelecido pela norma ISO 6872 para coroas cerâmicas unitárias cimentadas adesivamente^{37,45}. Sabe-se que os materiais à base de polímero demonstram bom desempenho nos testes de flexão, sendo capazes de suportar maiores cargas por permitirem maior deformação elástica antes da fratura²⁰. Portanto, mesmo após os protocolos de envelhecimento, as cerâmicas híbridas avaliadas mantiveram resistência compatível com os requisitos clínicos, reforçando sua aplicabilidade.

O módulo de elasticidade é uma propriedade mecânica fundamental para materiais restauradores, por estar diretamente relacionado à sua capacidade de suportar deformações elásticas sob carga funcional. No presente estudo, o Shofu HC apresentou valores significativamente superiores ao Tetric CAD, independentemente da espessura e das condições de envelhecimento, indicando maior rigidez estrutural. Essa diferença pode estar associada à maior concentração de cargas inorgânicas e à menor flexibilidade da matriz resinosa, fatores

que contribuem para uma maior resistência à deformação. Valores elevados de módulo de elasticidade são desejáveis em restaurações indiretas quando se busca um comportamento mecânico semelhante ao de estruturas dentárias rígidas, como o esmalte, favorecendo a distribuição uniforme das tensões mastigatórias⁴⁵. Por outro lado, materiais com menor módulo de elasticidade, como o Tetric CAD, podem apresentar maior capacidade de dissipação de tensões, reduzindo o risco de falhas catastróficas.

Os resultados também indicaram que o envelhecimento por termociclagem isolada promoveu reduções mais acentuadas nos valores de microdureza, resistência flexural e módulo de elasticidade dos materiais, em comparação com os grupos submetidos à termociclagem associada à imersão em soluções simuladoras alimentares. Esse achado sugere que as mudanças bruscas de temperatura associadas ao consumo de alimentos e bebidas quentes ou frios provocam contrações e expansões nos materiais restauradores. Essas variações térmicas podem causar tensões mecânicas e formação de trincas, diminuindo a resistência das restaurações e acelerando sua degradação⁴⁰. As tensões térmicas podem ocasionar mudanças microestruturais, como trincas intergranulares e transformações de fase, resultando em redução da dureza e do módulo de elasticidade^{33,34,40,47}. Associada a isso, a imersão em água pode favorecer a penetração de moléculas na matriz resinosa, amolecendo o polímero. Além disso, a água absorvida pode promover a hidrólise do agente de acoplamento silano, responsável pela ligação entre a matriz resinosa e as partículas inorgânicas⁴⁸. A exposição a fluidos, como água destilada, etanol e metiletilcetona, também pode exercer efeitos plastificantes ou promover o reequilíbrio da matriz polimérica, o que pode atenuar ou agravar os danos causados pelo estresse térmico repetitivo.

Este estudo apresenta limitações, uma vez que os protocolos de envelhecimento adotados (termociclagem e imersão em solventes orgânicos) não replicam integralmente as condições clínicas intraorais, como a presença de saliva, variações de pH e estresse mecânico contínuo por mastigação. Além disso, as espessuras analisadas (0,5 mm e 1,0 mm) não abrangem toda a diversidade de espessuras observadas em restaurações indiretas.

6 CONCLUSÃO

- O material Shofu HC demonstrou desempenho superior em termos de microdureza e resistência flexural, sendo potencialmente mais indicado para restaurações em regiões submetidas a altas cargas mastigatórias, onde se requer maior durabilidade mecânica.
- O Tetric CAD apresentou menor rugosidade superficial e maior estabilidade frente aos protocolos de envelhecimento, o que pode representar uma vantagem estética e de manutenção da integridade superficial ao longo do tempo, especialmente em casos clínicos com menor exigência funcional.
- A espessura de 1,0 mm favoreceu melhores propriedades mecânicas em ambos os materiais, indicando que restaurações com maior espessura podem oferecer desempenho clínico superior. Assim, a escolha do material restaurador deve considerar um equilíbrio entre demandas estéticas e funcionais, de modo a otimizar a longevidade das restaurações indiretas.

7. 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 Ducek, 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 Nguyen, J. F., Migonney, V., Ruse, N. D., & Sadoun, M. (2012). Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dental Materials*, 28(5), 529–534.
- 8 Baldassarri, M., Stappert, C. F., Wolff, M. S., Thompson, V. P., & Zhang, Y. (2012). Residual stresses in porcelain-veneered zirconia prostheses. *Dental Materials*, 28(8), 873–879.
- 9 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.
- 10 Lambert, H., Durand, J. C., Jacquot, B., & Fages, M. (2017). Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: state of the art. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(6), 486–495.
- 11 Zimmermann, M., Koller, C., Mehl, A., & Hickel, R. (2017). Indirect zirconia-reinforced lithium silicate ceramic CAD/CAM restorations: preliminary clinical results after 12 months. *Quintessence International*, 48(1), 19–25.

- 12 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.
- 13 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 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.
- 15 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 milled crowns: effect on the load-bearing capacity under fatigue. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *134*, 105407.
- 16 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.
- 17 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.
- 18 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.
- 19 Ruse, N. D., & Sadoun, M. J. (2014). Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of Dental Research*, *93*(12), 1232–1234.
- 20 Awada, A., & Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *114*(4), 587–593.
- 21 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.

- 22 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.
- 23 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.
- 24 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.
- 25 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. (2022). Substrate rigidity effect on CAD/CAM restorations at different thicknesses. *European Journal of Dentistry*, 17(4):1020-1028.
- 26 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.
- 27 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.
- 28 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.
- 29 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.
- 30 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.

- 31 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.
- 32 Çakmak, G., Subaşı, M. G., & Yilmaz, B. (2021). Effect of thermocycling on the surface properties of resin-matrix CAD-CAM ceramics after different surface treatments. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 117, 104401.
- 33 Food and Drug Administration (FDA). Guidelines for chemistry and technology requirements of indirect food additive petitions, bureau of foods. Department of Health, Washington, DC; 1976.
- 34 Laborie M, Naveau A, Menard A. CAD-CAM resin-ceramic material wear: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2024 May;131(5):812-818
- 35 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.
- 36 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.
- 37 International Organization for Standardization. ISO 6872: 2008. Dentistry - Ceramic materials, 3rd ed, International Organization for Standardization, Geneva, 2008.
- 38 Ellakany, P., Madi, M., Aly, N. M., Alshehri, T., Alameer, S. T., & Al-Harbi, F. A. (2023). Influences of different CAD/CAM ceramic compositions and thicknesses on the mechanical properties of ceramic restorations: an in vitro study. *Materials*, 16(2), 646.
- 39 Koenig, A., Schmidtke, J., Schmohl, L., Schneider-Feyrer, S., Rosentritt, M., Hoelzig, H., Kloess, G., Vejjasilpa, K., Schulz-Siegmund, M., Fuchs, F., & Hahnel, S. (2021). Characterisation of the filler fraction in CAD/CAM resin-based composites. *Materials*, 14(8), 1986.
- 40 Kim SY, Bae HJ, Lee HH, Lee JH, Kim YJ, Choi YS, Lee JH, Shin SY. The Effects of Thermocycling on the Physical Properties and Biocompatibilities of Various CAD/CAM Restorative Materials. *Pharmaceutics*. 2023 Aug 10;15(8):2122

- 41 Barszczewska-Rybarek IM. Structure-property relationships in dimethacrylate networks based on Bis-GMA, UDMA and TEGDMA. *Dent Mater.* 2009 Sep;25(9):1082-9REF).
- 42 Koizumi H, Saiki O, Nogawa H, Hiraba H, Okazaki T, Matsumura H. Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dent Mater J.* 2015;34(6):881-7
- 43 Colombo M, Poggio C, Lasagna A, Chiesa M, Scribante A. Vickers Micro-Hardness of New Restorative CAD/CAM Dental Materials: Evaluation and Comparison after Exposure to Acidic Drink. *Materials (Basel).* 2019 Apr 16;12(8):1246)
- 44 Ilie, N., & Hickel, R. (2009). Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clinical Oral Investigations*, 13(4), 427–438
- 45 Kim SH, Choi YS, Kang KH, Att W. Effects of thermal and mechanical cycling on the mechanical strength and surface properties of dental CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2022 Jul;128(1):79-88. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.11.014
- 46 Costa, A., Xavier, T., Noritomi, P., Saavedra, G., & Borges, A. (2014). The influence of elastic modulus of inlay materials on stress distribution and fracture of premolars. *Operative Dentistry*, 39(4), E160–E170
- 47 Hamza TA, Alameldin AA, Elkouedi AY, Wee AG. Effect of artificial accelerated aging on surface roughness and color stability of different ceramic restorations. *Stomatological Dis Sci.* 2017;1:8-13.
- 48 Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LVJ. Does artificial aging affect mechanical properties of CAD/CAM composite materials. *J Prosthodont Res.* 2018 Jan;62(1):65-74