



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

DÉBORA CATETTE LISBOA

**INFLUÊNCIA DA COMPOSIÇÃO DE RESINAS COMPOSTAS NA
MICRODUREZA, RESISTÊNCIA FLEXURAL E RUGOSIDADE SUPERFICIAL**

BELÉM

202

DÉBORA CATETTE LISBOA

**INFLUÊNCIA DA COMPOSIÇÃO DE RESINAS COMPOSTAS NA
MICRODUREZA, RESISTÊNCIA FLEXURAL E RUGOSIDADE SUPERFICIAL**

Trabalho de Conclusão de Curso, apresentado à Faculdade de Odontologia da UFPA como pré-requisito para obtenção do Grau de Bacharel em Odontologia.

Orientadora: Profa. Dra. Jesuína Lamartine Nogueira Araújo.

BELÉM

2020

DÉBORA CATETTE LISBOA

**INFLUÊNCIA DA COMPOSIÇÃO DE RESINAS COMPOSTAS NA
MICRODUREZA, RESISTÊNCIA FLEXURAL E RUGOSIDADE SUPERFICIAL**

Trabalho de Conclusão de Curso, apresentado à
Faculdade de Odontologia da UFPA como pré-
requisito para obtenção de Grau de Bacharel em
Odontologia.

Data da aprovação: ____/____/____

Banca Examinadora:

Profa. Dra. Jesuina Lamartine Nogueira Araújo

Orientadora – UFPA

Profa. Dra. Cecy Martins Silva

Examinador Interno – UFPA

Profa. Dra. Eliane Bemerguy Alves

Examinador Interno – UFPA

Primeiramente a DEUS, aos meus pais amados e à minha família no geral, que sempre estiveram ao meu lado em todos os momentos.

AGRADECIMENTOS

Não só dedico, mas também agradeço a **DEUS** por tudo que fez por mim até aqui. Sou eternamente grata por todas as bênçãos derramadas sobre mim, porque dEle e por Ele são todas as coisas.

Ao meu pai, que sempre foi como um grande guardião, sempre disposto a me ajudar e me incentivando a priorizar os meus estudos, obrigada por me mostrar que com o estudo podemos sempre ir mais longe. Espero um dia poder retribuir todo investimento e lhe proporcionar muito orgulho de mim.

À minha mãe, que de maneira sábia lutou comigo nessa caminhada. A senhora é a pessoa em quem penso quando tudo fica difícil e as dificuldades parecem gigantes. Espero um dia ser um terço da mulher que a senhora é. Meu eterno obrigada por tudo que a senhora sempre fez por mim.

Aos meus avós por toda ajuda, conselho, companheirismo que me proporcionaram todos esses anos morando com eles, sempre serão para mim um grande exemplo. À minha família no geral, minhas tias, irmãos, cunhada e primos, por todo apoio de sempre, por cada palavra de suporte, pela confiança depositada em mim. Amo vocês.

Ao meu namorado **Yuri Damasceno**, um agradecimento especial por me proporcionar um grande auxílio e incentivo na nossa profissão. Nunca se negou a me ajudar, pelo contrário, fez com que eu pudesse me tornar uma das melhores alunas que já passou naquela faculdade. Obrigada meu amor, a família Damasceno, meu agradecimento por me terem como da família.

Agradeço também à **Universidade Federal do Pará**, por todas as oportunidades oferecidas. À **Faculdade de Odontologia**, por permitir a minha formação no melhor curso de Odontologia do estado do Pará. A todos seus funcionários, auxiliares, professores que somaram em nossa formação acadêmica e me proporcionaram momentos felizes que levarei para a vida toda.

Ao **Laboratório de Cultivo Celular**, que foi o primeiro laboratório que entrei. Onde aprendi mais sobre pesquisa e encontrei pessoas maravilhosas

para me inspirar. Um agradecimento especial, à **Profª Kataoka**, que tem um papel fundamental em toda minha formação acadêmica e pessoal, obrigada pelas oportunidades dadas e pela confiança.

Ao **Laboratório de Materiais Dentários**, em especial a **Profª Jesuina** e a mestranda **Gabriela**, meu agradecimento será eterno, obrigada pela oportunidade, confiança e amizade construída durante esse período, a minha formação não teria sido a mesma sem a ajuda de vocês. Ao **LABEF**, em especial ao **Profº Rafael** e aos mestrandos e doutorandos que me ajudaram, cada experiência vivida naquele laboratório me elevou como pessoa. Obrigada por tudo

A Oralis, por ter sido o primeiro local onde estagiei. Lá eu pude aprender com excelentes profissionais e conhecer professores e alunos que me ajudaram e se tornaram meus amigos. Um agradecimento especial às proprietárias **Jaci** e **Kandice**, que me permitiram frequentar a clínica e aprender. Aos funcionários da clínica, em especial a **Dani, Lana, Barbara, Gleyce, Dinalva, Brunesa** e aos **Professores: Felipe, Lucas, Sergio, Armando, Breno, Priscilla, Claudia, Leila, Camila, Paulo Mauricio**, que sempre me receberam com um grande sorriso no rosto e me ajudaram durante quase 4 anos que frequentei os cursos. Aos estagiários que foram para mim uma grande equipe, sempre nos ajudando de forma saudável e construtiva, meu muito obrigada a toda família oralis.

À minha querida **turma**, que foram como família para mim durante esses anos, queria agradecer por todo apoio, por cada abraço, por cada frase de superação, lutamos sempre juntos por nossos objetivos. Amo cada um de vocês.

A minha dupla **Suelen** e ao meu trio **Karol** e **Yasmin**. Obrigada por cada olhar, cada palavra de apoio, cada crítica positiva, pelas milhares de risadas e pelos ensinamentos diários. Sem vocês teria sido mais difícil. Dividimos muito mais que material, risadas, dificuldades, trabalhos e muito amor.

Aos meus amigos da vida, **Isabela, Dayane**, meu muito obrigada por estarem comigo nos mais diversos momentos, desde sempre e para sempre.

“Por vezes sentimos que aquilo que fazemos não é senão uma gota de água no mar. Mas, o mar seria menor se lhe faltasse uma gota”

(Madre Teresa de Calcutá)

RESUMO

Este estudo teve como objetivo avaliar resinas compostas com diferentes composições por meio de microdureza Knoop (KHN), resistência flexural (RF) e rugosidade superficial (Ra). Foram confeccionados 90 corpos de provas (CP), sendo 30 para cada um dos testes, distribuídos em três grupos (n=10) de acordo com as resinas: G1-ZXT (Z350XT-3M\ESPE), G2-AF (Admira Fusion-VOCO) e G3-IPS (IPS Empress Direct-IVOCLEAR\VIVADENT). Os corpos de prova foram preparados com auxílio de uma matriz circular bipartida (5x2mm), para KHN e Ra, e retangular (12x2x2mm) para RF. A inserção foi por meio de incremento único, fotoativação por 20 segundos com intensidade de luz de 1.200mW/cm² (Bluephase\Ivoclar-Vivadent) e armazenamento a 37°C por 48 horas. Foram realizados os testes ANOVA, Tukey e Kruskal Wallis ($\alpha=0,05$). As resinas avaliadas apresentaram diferenças estatisticamente significativas referentes à microdureza na base ($p<0,01$). Em relação a KHN do topo e a resistência flexural houve diferença significativa ($p<0,01$), exceto para G2-AF e G3-IPS em ambos os testes. Quanto à rugosidade, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p=0,53$). As propriedades mecânicas das resinas compostas podem se distinguir frente à diferentes composições e características estruturais.

Palavras-chave: Resinas Compostas. Dureza. Propriedades de Superfície.

ABSTRACT

This study aimed to evaluate composite resins with different compositions using Knoop microhardness (KHN), flexural strength (RF) and surface roughness (Ra).: 90 specimens (CP) were made, 30 for each of the tests, distributed in three groups (n = 10) according to the resins: G1-ZXT (Z350XT-3M \ ESPE), G2- AF (Admire Fusion-VOCO) and G3-IPS (IPS Empress Direct-IVOCLEAR \ VIVADENT). The specimens were prepared with the aid of a bipartite circular matrix (5x2mm), for KHN and Ra, and rectangular (12x2x2mm) for RF. The insertion was by means of a single increment, photoactivation for 20 seconds with light intensity of 1,200mW \ cm² (Bluephase \ Ivoclar-Vivadent) and storage at 37°C for 48 hours. ANOVA, Tukey and Kruskal Wallis tests were performed ($\alpha = 0.05$).The evaluated resins showed statistically significant differences regarding microhardness at the base ($p < 0.01$). Regarding the top KHN and flexural strength, there was a significant difference ($p < 0.01$), except for G2-AF and G3-IPS in both tests. As for roughness, there was no statistically significant difference between groups ($p = 0.53$). The mechanical properties of composite resins can be distinguished from different compositions and structural characteristics.

Keywords: Composite Resins. Hardness. Surface Properties.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características das resinas compostas utilizadas no estudo	15
Tabela 2 – Média e desvio padrão dos grupos para os testes de microdureza Knoop e resistência flexural.....	18
Tabela 3 – Média e desvio padrão dos grupos para os testes de resistência flexural.....	18
Tabela 4 – Rugosidade superficial para todos os grupos.....	19

LISTA DE ABREVIATURAS

BIS-GMA	bisfenol-A glicidil metacrilato
TEGDMA	trietilenoglicol dimetacrilato
UDMA	uretano dimetacrilato

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	13
2	MATERIAIS E MÉTODOS.....	15
2.1	Confecção das amostras.....	15
2.2	Avaliação da microdureza knoop (KHN).....	16
2.3	Avaliação da resistência flexural (RF).....	16
2.4	Avaliação da rugosidade superficial (Ra).....	17
2.5	Análise estatística.....	17
3	RESULTADOS.....	18
3.1	Microdureza knoop.....	18
3.2	Resistência flexural.....	18
3.3	Rugosidade superficial.....	19
4	DISCUSSÃO.....	20
5	CONCLUSÃO.....	25
	REFERÊNCIAS.....	26

1 INTRODUÇÃO

As resinas compostas constituem uma porção significativa dos materiais restauradores mais utilizados na atualidade devido sua variada aplicabilidade na odontologia¹. Fatores como a biocompatibilidade, estabilidade química e bons resultados estéticos, são características destes materiais. Além disso, apresentam propriedades físico-químicas favoráveis no que se referem ao comportamento mecânico e clínico²⁻⁴.

Desde que foram desenvolvidos, muitos esforços são realizados para otimizar o comportamento clínico desses materiais restauradores e apesar de inúmeras vantagens, fatores como a longevidade dos procedimentos ainda representa um desafio⁵. Falhas na interface entre a restauração e o dente, infiltração marginal e sensibilidade pós-operatória estão entre as principais causas de insucesso⁶. Frente a isso, mudanças quanto a sua composição vêm sendo utilizadas como estratégia para reduzir esses efeitos indesejados⁷.

As resinas são constituídas basicamente por uma matriz orgânica, representada por monômeros BIS-GMA (bisfenol-A glicidil metacrilato), TEGDMA (triethilenoglicol dimetacrilato) ou UDMA (uretano dimetacrilato), uma matriz inorgânica que pode conter partículas de quartzo, cerâmica, sílica e vidro de bário, além de agente de união à base de silano que é responsável pela ligação das partículas de carga com a matriz⁷. As partículas inorgânicas também podem ser divididas quanto ao tamanho, comercialmente conhecidas como micropartículas, híbrida, microhíbrida e nanopartículas⁸.

Modificações na composição inorgânica, como a inserção de componentes de carga reforçadas com componentes cerâmicos ou derivados organicamente modificados, foram estratégias inicialmente adotadas a fim de possibilitar o aumento da resistência mecânica e maior resistência ao desgaste⁹⁻¹¹. Contudo, as mudanças mais recentes apontam principalmente para modificações na matriz polimérica das resinas com o intuito de diminuir a contração de polimerização^{1,12}. Dentre as possibilidades de redução do estresse decorrentes desse processo, está a inserção ou a remoção de diferentes monômeros resinosos.

A associação entre esses componentes proporciona propriedades específicas para esses materiais, logo, a avaliação da resistência mecânica,

através da dureza superficial e verificação da propagação de trincas são uma forma de prever o desempenho clínico do compósito quando submetido às forças oclusais¹³. Além disso, a rugosidade superficial das resinas também requer atenção, já que o aumento da lisura favorece a distribuição de tensão e reduz o acúmulo de placa bacteriana¹⁴. Assim, compreender as características laboratoriais desses materiais é essencial para possibilitar melhor indicação, o que contribui para o sucesso clínico das restaurações.

Dessa forma, o presente estudo teve como objetivo avaliar os valores de microdureza, rugosidade superficial e resistência flexural das resinas compostas nanoparticulada (Z350XT-3M/ESPE) e nanohíbridas (EmpressDirect-IVOCLAR/VIVADENT e Admira Fusion-VOCO). Tendo como hipótese nula (H0): resinas compostas com diferentes composições não diferem nas propriedades de microdureza, rugosidade superficial e/ou resistência flexural.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Confeção das amostras

Para este estudo *in vitro* foram confeccionados 90 corpos de prova, 30 para cada análise, distribuídos em três grupos (n=10) de acordo com as resinas: G1–XT (Filtek Z350XT/3M ESPE, St. Paul, MN, EUA), G2–AF (Admira Fusion/ Voco, Cuxhaven, Alemanha) e G3–ED (IPS Empress Direct/ Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenst). As características dos compósitos resinosos utilizados neste estudo estão disponíveis da Tabela 1.

Resina	Tipo	Fabricante	Composição
Z350XT	Resina Composta Nanoparticulada	3M ESPE (St. Paul, MN, EUA)	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA, partículas de zircônia e sílica (4 – 20 nm), 63,3% vol., 78,5% peso
Admira Fusion	Ormocer Microhíbrido	Voco (Alemanha)	Resina de cerâmica organicamente modificada, vidro cerâmico (1 µm), dióxido de silício (20 – 40 nm), 69% em vol., 84% em peso
IPS EmpressDirect	Resina Composta Microhíbrida	Ivoclar/Vivadent (Liechtenst.)	Bis-GMA, UDMA, triclodecandimetanol dimetacrilato, partículas de vidro de bário, alumínio e silicato (400nm), Dióxido de Silício/Dióxido de Zircônia (150 nm) 78,1% em peso.

Tabela 1: Características das resinas compostas utilizadas no estudo.

Para a confecção dos corpos de prova utilizados nos testes de microdureza Knoop e rugosidade superficial, foi empregada uma matriz de prolipropileno circular bipartida com 5,0mm de diâmetro interno e 2,0mm de

altura, envolta por um anel fixo de alumínio. Já para a análise do teste da resistência flexural houve a confecção dos corpos de prova com uso de matriz de aço bipartida com formato retangular com 12,0mm de comprimento e 2,0mm de altura e largura.

As resinas, na cor A2, foram inseridas em incremento único na matriz posicionada sobre uma tira de poliéster e fixada em placa de vidro, com objetivo de promover maior lisura na parte inferior do corpo de prova. Após a inserção do material, uma tira de poliéster e uma lamínula de vidro foram colocadas sobre a porção superior da matriz, seguido de uma pressão digital por 5 segundos para proporcionar o escoamento da resina.

A unidade fotoativadora empregada foi o Bluephase (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) com a técnica contínua por 20 segundos, totalizando 24 J/cm² de densidade de energia. Após a etapa de polimerização, os espécimes foram marcados com uma caneta hidrográfica em suas superfícies superiores (topo) para diferenciá-las das superfícies inferiores (base). Os espécimes foram então removidos de suas matrizes e armazenados em estufa biológica (480ES/Olidef, Ribeirão Preto, SP, Brasil) isenta de luz, regulada a 37 ± 2 ° C por 48 horas.

2.2 Avaliação da microdureza knoop (KHN)

Foram realizadas três leituras da microdureza Knoop nas superfícies superior e inferior de cada corpo de prova utilizando um microdurômetro FM-700 (Future-Tech Corp, Kawasaki, Kanagawa, Japão), com uma carga de 100 gf por 20 segundos. A localização das endentações para obtenção das leituras foi determinada de maneira que fosse possível o mapeamento da área dos corpos de prova (extremidades lateral esquerda, direita, em cima, em baixo e centro). A microdureza média então foi obtida pela média aritmética da somatória dos valores obtidos das endentações no topo e na base.

2.3 Avaliação da resistência flexural (RF)

Cada corpo de prova foi apoiado por dois suportes paralelos e separados com uma distância de 8mm. Esse conjunto foi submetido a uma máquina de ensaio universal Kratos (Kratos Equipamentos Industriais Ltda.,

Cotia, SP, Brasil) com velocidade de 0,50 mm/min e no centro do CP foi empregada uma carga de 50Kgf até suceder a fratura.

2.4 Avaliação da rugosidade superficial (Ra)

Para esta análise utilizou-se o rugosímetro Sj-210 (Mitutoyo, Los Angeles, CA, USA) no parâmetro Ra. A ponta do rugosímetro tocou o corpo de prova com cut off de 0,25mm, contudo, em diferentes direções para a obtenção dos resultados em rugosidade média (Ra). A rugosidade média, foi obtida pela média aritmética da somatória dos valores absolutos dos desvios do perfil da superfície a partir da linha central dentro do traçado avaliado.

2.5 Análise estatística

Para análise dos resultados da microdureza e resistência flexural utilizou-se Análise de Variância (ANOVA) com *post hoc* de Tukey e, para rugosidade superficial, o teste de Kruskal Wallis. Ambos com um nível de significância de 5% ($\alpha \leq 0,05$) no programa Estatístico BioEstat 5.0.

3 RESULTADOS

3.1 Microdureza knoop

A análise de variância da microdureza na base dos espécimes revelou diferenças estatisticamente significativas entre os grupos ($p < 0,0001$). No topo também foram observadas diferenças significativas ($p < 0,001$), exceto entre G2-AF e G3-ED. O grupo que obteve maior média de dureza foi o G1-XT, em comparação com os valores do G2-AF, logo o que apresentou a média mais baixa foi o G3-ED (Tabela 2).

Grupo	MicrodurezaKnoop Topo	MicrodurezaKnoop Base
	Média $\pm$ DP	Média $\pm$ DP
G1-XT (Z350XT-3M)	37.77 $\pm$ 5.20 ^a	32.98 $\pm$ 6.15 ^a
G2-AF (Admira Fusion)	21.16 $\pm$ 4.42 ^b	22.33 $\pm$ 4.33 ^b
G3-ED (IPS EmpressDirect)	19.16 $\pm$ 3.5 ^b	14.4 $\pm$ 2.58 ^c

Letras diferentes indicam diferenças significativas entre os grupos, ($p < 0,05$) ANOVA e Tuckey; DP: desvio padrão.

Tabela 2: Média e desvio padrão dos grupos para o teste de microdurezaKnoop.

3.2 Resistência flexural

No que se refere à resistência flexural, a análise de variância indicou que o G1-XT apresentou a maior média de resistência à flexão, seguido o grupo G2-AF, enquanto que o G3-ED obteve menor média (Tabela 3). Houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p < 0,0001$), exceto entre os grupos G2-AF e G3-XT.

Grupo	Resistência flexural
	Média $\pm$ DP
G1-XT (Z350XT-3M)	92.61 $\pm$ 14.37 ^a
G2-AF (Admira Fusion)	64.69 $\pm$ 6.20 ^b
G3-ED (IPS EmpressDirect)	58.40 $\pm$ 6.24 ^b

Letras diferentes indicam diferenças significativas entre os grupos, ($p < 0,05$) ANOVA e Tuckey; DP: desvio padrão.

Tabela 3: Média e desvio padrão dos grupos para o teste de resistência flexural.

3.3 Rugosidade superficial

Para rugosidade superficial, após aplicação do teste de Kruskal Wallis, o grupo G3-ED apresentou valores mais elevados (0.1572), seguido do grupo G1-XT (0.1407), e do G2-AF (0.1388). Todavia, os valores obtidos entre os grupos foram semelhantes (Tabela 4), não constatando diferenças estatisticamente significativas ($p = 0,53$).

Grupo	Rugosidade superficial			
	Média	DP	Mediana	IQR
G1-XT (Z350XT-3M)	0.140	0.081	0.094	0.134
G2-AF (Admira Fusion)	0.138	0.118	0.101	0.073
G3-ED (IPS EmpressDirect)	0.157	0.093	0.126	0.126

DP: desvio padrão; IQR: desvio interquartilico. ($p = 0,53$) Kruskal Wallis.

Tabela 4: Rugosidade superficial para todos os grupos.

4 DISCUSSÃO

Na odontologia o uso de materiais restauradores à base de resinas compostas aumentou substancialmente nos últimos anos devido à sua boa aparência estética, melhorias nas formulações, facilidade de manuseio e capacidade de estabelecer ligação de união com os tecidos duros dentais. Para ser considerado clinicamente eficaz, esses materiais devem ter boa adaptação e resistência a longo prazo, qualidades que são fortemente influenciadas pelas características intrínsecas dos materiais e pelo ambiente ao qual estão expostos¹⁵.

A dureza e a resistência do material restaurador são as propriedades intrínsecas mais importantes e se correlaciona bem com o sucesso do procedimento restaurador. No presente estudo, a resina composta Z350XT (3M ESPE) registrou os maiores valores de microdureza. Tal resultado pode estar relacionado as características na composição do material. Esta resina é classificada como nanoparticulada, formada por partículas menores com tamanho médio de 40nm ou 0,04 μm e uma grande quantidade de partículas inorgânicas de vidro e zircônia em sua composição possibilitando um agregado dessas partículas, os nanoclusters¹⁴. Portanto, a H0 foi rejeitada.

Segundo Dubay et al.¹⁶, o design do agregado de partículas forma uma enorme quantidade de interfaces e aumento da área de contato entre a fase orgânica e a inorgânica projetados em diferentes níveis estruturais. Dessa forma, a microestrutura das partículas contribui para dissipar a energia simultânea de várias forças e resistir a eventuais rachaduras. Logo, os biomateriais com a tecnologia nano apresentam maiores graus de resistência e dureza, diferenciando-os dos demais¹⁷.

Esses valores de microdureza obtidos no topo e na base neste estudo, estão de acordo com Nunes et al.⁷, este ressalta que a presença de UDMA na matriz resinosa aumenta a resistência mecânica, e promove menor sorção de água que Bis-GMA e TEGDMA. Porém, estes compostos são reticuladores muito rígido e com viscosidade elevada, além disso, a adição de diluentes com menor absorção de água como o TEGDMA e a diminuição da parte Bis-GMA pode levar a maiores tensões de contração nas resinas. Fatores como os

grupos hidroxila, as ligações uretano e as ligações éter presentes no Bis-GMA, TEGDMA e UDMA respectivamente, além dos grupos éster presentes nos três, são responsáveis pela diferença de absorção de água de cada monômero¹⁸. Este processo contribui para o fracionamento dos compósitos dentários, influenciando na mudança dimensional inicial, desempenho clínico, estética das restaurações e, até mesmo, na biocompatibilidade do material¹⁹.

Dessa forma, os compostos adicionados às resinas composta tem o objetivo de melhorar essa condição de expansão e contração, mas em geral, essas combinações não são copolimerizadas com a matriz da resina²⁰. De tal forma que temos a incorporação de novas matrizes, como a adição de Ormocers, que foram inicialmente usados em conjunto com dimetacrilatos²¹. Eles são compostos de copolímeros orgânicos inorgânicos com partículas inorgânicas de carga silanada, sendo descritos como copolímeros tridimensionalmente reticulados. Consistem em polissiloxano cerâmico, que possui baixa contração em relação à matriz de monômero de dimetacrilato orgânico observada em outros compósitos²².

O tamanho maior de moléculas de monômero pode reduzir a contração de polimerização, o desgaste e a lixiviação de monômeros, e espera-se que os materiais combinem as vantagens de polímeros orgânicos como por exemplo, flexibilidade e resistência ao impacto e materiais inorgânicos (por exemplo, estabilidade térmica e resistência química)²³.

Pode-se presumir que devido a tais características a resina Admira Fusion (VOCO) apresentou o segundo maior resultado de microdureza. Além disso, é formada por óxido de silício, que compõe tanto os preenchimentos de vidro quanto a matriz de resina cerâmica. Não contém nenhum dos monômeros clássicos atuais como bisfenol A (BPA), bisfenol A metacrilato de glicidila (Bis-GMA), trietilenoglicol-dimetacrilato (TEGDMA), uretano dimetacrilato (UDMA)²⁴.

No meio bucal, a característica hidrofílica ou hidrofóbica dos monômeros deve ser considerada já que influencia na absorção e sorção de água. O material restaurador pode absorver água pelo processo de difusão através da matriz orgânica, contudo esse fenômeno pode alterar as propriedades do material por meio da solubilização do polímero, degradação da interface matriz/partícula e redução da resistência mecânica^{25,26}. Nesse contexto, o

Ormocer apresenta um baixo grau de conversão por possuir uma rede polimérica densa que faz as ligações duplas fique menos acessíveis, o que explica seu alto nível de absorção de água e solubilidade. Esta sua composição, mesmo apresentando resultados positivos na redução de estresse de polimerização, parece reduzir a dureza como observado nos resultados deste trabalho²⁷.

A resina composta IPS Empress direct (Ivoclar Vivadent) registou os valores mais baixos de microdureza. Isso pode ser atribuído à sua composição, que contém 50,2% de carga de vidro de bário, óxidos mistos e vidro de Ba-Al-fluorossilicato e 20,0% de dimetacrilato. Além disso, contém cerâmica de vidro reforçada por dissilicato de lítio que possui a propriedade de incompatibilidade de expansão térmica entre cristais de dissilicato de lítio e matriz vítrea. Com isso, resulta em tensões compressivas tangenciais ao redor dos cristais levando à deflexão da trinca e aumento de resistência de contração. Tais propriedades trazem benefício no que se refere ao grau de contração de polimerização, mas parece não ter boa relação com a microdureza²⁸. Além disso, os aglomerados de partículas inorgânicas de tamanho médio entre 100 nanômetros a 0,7 micrômetros apresenta-se inferior as nanoparticuladas no que se refere a resistência à tração e a rugosidade superficial devido sua irregular conformação²⁹.

Vale ressaltar que neste estudo as superfícies na base dos corpos de prova apresentaram valores de microdureza inferiores as superfícies do topo, o que pode ser explicado pelo fato de a luz ser atenuada à medida que viaja através do composto após o processo de fotopolimerização. A uma profundidade de 2 mm, a atenuação da luz pode reduzir a radiação para aproximadamente 75% daquela que atinge a superfície superior, reduzindo assim, a dureza do material nessa região³⁰.

A rugosidade da superfície de um material resinoso é o resultado da interação de vários fatores. Alguns deles são intrínsecos e são relacionados com o próprio material, tal como as partículas de carga, o tipo de matriz resinosa, o grau de polimerização atingido e a eficiência na ligação entre matriz orgânica e inorgânica. Outros fatores são extrínsecos e estão associados com o tipo de sistema de polimento utilizado, tal como flexibilidade do material em

que os abrasivos estão impregnados, a dureza dos abrasivos, a geometria dos instrumentos, e a maneira como são utilizadas³¹.

Todavia, o tamanho das partículas de carga do material é o principal determinante na característica superficial de lisura da resina. Segundo H. Kocaagaoglu et al.³², resinas com tamanho de cargas menores promovem superfícies mais lisas, reduzindo a colonização bacteriana, já que esta é favorecida por irregularidades com valores acima de 0,2 micrômetros. Neste estudo a rugosidade superficial apresentou valores equivalentes sem diferença estatística significativa ($p=0,53$), logo, a hipótese nula foi aceita, o que pode ter relação com o preparo dos corpos de prova, que proporcionou uma lisura superficial adequada. Os resultados encontrados são concordantes com o estudo de Elkafass et al.³⁰

Na tentativa de superar os desafios clínicos apresentados pelas restaurações em resina compostas, é possível quantificar a energia capaz de formar e propagar uma fissura em um material, simulando as condições intra-orais que podem resultar na falha catastrófica de uma restauração. Evidências apontam correlação entre a resistência flexural aplicada sobre um corpo de prova, com a ocorrência de fraturas de resina composta na região posterior, como observado por Heintze et al.³³

No presente estudo, os resultados a cerca do teste de resistência flexural são concordantes com os achados obtidos sobre o teste de microdureza, pois o principal fator que pode afetar a resistência à flexão das resinas compostas é a composição da carga³⁴. Shortall et al.³⁵, sugere que o teor de carga dos compósitos interfere nas propriedades mecânicas, pois o maior teor de carga resulta em maior resistência à flexão, dessa forma, a hipótese nula foi rejeitada neste teste.

A resina Z350 XT (3M ESPE) apresentou os maiores valores de resistência flexural, seguido da Admira Fusion. Segundo os estudos de Wetzel et al.³⁶, o comportamento mecânico de resinas do tipo nanoparticuladas apresentam vantagens como, por exemplo, diminuição da contração de polimerização, resistência ao desgaste devido a matriz polimérica e um maior conteúdo de carga implicando em um melhor comportamento mecânico, além de maior energia superficial.

Para o compósito IPS Empress Direct observou-se que a resistência flexural apresentou os valores mais baixos, uma hipótese que pode ser considerada é com relação a um alto desenvolvimento de tensões de contração intrínsecas a composição do material, tornando-o extremamente friável. Estes resultados estão de acordo com outros estudos³⁷.

Neste estudo, apesar dos compósitos utilizados apresentarem um peso de partículas de carga semelhante (variando entre os 78,1 % e os 80%), pode-se verificar que cada resina composta apresentou um comportamento diferente dependendo da propriedade mecânica avaliada, em discordância aos resultados dos estudos de Kown et al.³⁸ e Yanikoglu et al³⁹. Isto pode ser justificado, visto que além do peso de carga há diferentes formulações utilizadas por cada fabricante, pois variações nas quantidades de monômeros diluentes nas diferentes resinas compostas podem produzir diferentes comportamentos na formação da cadeia polimérica.

5 CONCLUSÃO

A presença de componentes estruturais distintos pode exercer influência nas propriedades físicas e mecânicas das resinas compostas. A resina Filtek Z350XT evidenciou microdureza e resistência a flexão superior às outras resinas analisadas. Em contrapartida, a resina IPS Empress Direct denotou uma superfície mais lisa com os valores de rugosidade menores. No entanto, todos os compósitos exibiram valores considerados aceitáveis.

REFERÊNCIAS

1. FUGOLIN APP; PFEIFER CS. New resins for dental composites. **J Dent Res.** LOCAL, 2017 v.96, n.10, p.1085-1091.
2. HWANG S, CHUNG S, LEE J-T, KIM Y-T, KIM Y, OH S, YEO I-S. Influence of acid, ethanol, and anthocyanin pigment on the optical and mechanical properties of a nanohybrid dental composite resin. **Materials**, 2018, v.11, n.7, p. 1234.
3. RIZZANTE FAP, DUQUE JA, DUARTE MAH, MONDELLI, RFL, MENDONÇA G, ISHIKIRIAMA, SK. Polymerization shrinkage, microhardness and depth of cure of bulk fill resin composites. **Dent Mater J.** 2019, v.38, n.3, p.403-410.
4. MORADI Z, ABBASI M, KHALESİ R, TABATABAEI MH, SHAHIDI Z. Fracture toughness comparison of three indirect composite resins using 4-point flexural strength method. **Eur. J Dent.** 2020.
5. MORASCHINI V, FAI CK, ALTO RM, DOS SANTOS GO. Amalgam and resin composite longevity of posterior restorations: a systematic review and metaanalysis. **J Dent.** 2015, v.43, n.9, p.1043-1050.
6. FERRACANE JL, HILTON TJ. Polymerization stress--is it clinically meaningful? **Dent Mater.** 2016, v.32, n.1, p.1-10.
7. NUNES MCP, PORCELLI ICS, FRANCO EB. Influence of different storage media on the microhardness of composite resins. **Oral Sci.** 2015, v.7, n.1, p. 7-13.
8. HABIB E, WANG R, WANG Y, ZHU M, ZHU XX. Inorganic fillers for dental resin composites: present and future. **ACS Biomater Sci Eng.** 2016, v.2, p.1-11.
9. LIN J, SUN M, ZHENG Z, SHINYA A, HAN J, LIN H, SHINYA A. Effects of rotating fatigue on the mechanical properties of microhybrid and nanofiller-containing composites. **Dent Mater J.** 2013, v.32, n.3, p.476-483.
10. ISHIKIRIAMA SK, DE OLIVEIRA GU, MAENOSONO RM, WANG L, DUARTE MA, MONDELLI RF. Wear and surface roughness of silorane composites after pH cycling and toothbrushing abrasion. **Am J Dent** 2014, v. 27, p.195-198.
11. LAWSON NC, BURGESS JO. Wear of nanofilled dental composites at varying filler concentrations. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater.** 2015, v.103, n.2, p.424-429.
12. BACCHI A, NELSON M, PFEIFER CS. Characterization of methacrylate-based composites containing thio-urethane oligomers. **Dent Mater.** 2016, v.32, n.2, p.233-239.

13. POWERS JM, SAKAGUCHI RL. Craig's restorative dental materials. **St Louis Missouri:** Mosby Elsevier; 2006.
14. DE LIMA LM, ABREU JD, COHEN-CARNEIRO F, REGALADO DF, PONTES DG. A New methodology for fluorescence analysis of composite resins used in anterior direct restorations. **Gen Dent.** 2015, v.63, n.5, p.66- 69.
15. AL-AHDAL K, SILIKAS N, WATTS DC. Development of viscoelastic stability of resin-composites incorporating novel matrices. **Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater** 2015, v.31, p.561–6.
16. DUBEY DK, TOMAR V. Role of Molecular Level Interfacial Forces in Hard Biomaterial Mechanics: A Review. **Annals Biomed. Eng.** 2010, v.38, n.6, p.2040–2055.
17. ROSA RS, BALBINOT EA, BLANDO E, MOTA EG, OSHIMA HMS, HIRAKATA LM, HÜBLER R. Evaluation of mechanical properties on three nanofilled composites. **Stomatolog.** 2012, v.14, n.4, p.126-130.
18. FERRACANE JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. **Dent. Mater.** 2006, v.22, n.3, p.211-222.
19. TOLEDANO M, OSORIO R, OSORIO E, FUENTES V, PRATI C, GARCIA-GODOY F. Sorption and solubility of resin-based restorative dental materials. **J Dent.** 2003, v.31, n.1, p.43–50.
20. ROY KK, KUMAR KP, JOHN G, SOORAPARAJU SG, NUJELLA SK, SOWMYA K. A comparative evaluation of effect of modern-curing lights and curing modes on conventional and novel-resin monomers. **J Conserv Dent.** 2018, v.21, n.1, p.68-73.
21. MONSARRAT P, GARNIER S, VERGNES JN, NASR K, GROSGOGÉAT B, JONJOT S. Survival of directly placed ormocer-based restorative materials: A systematic review and meta-analysis of clinical trials. **Dent Mater.** 2017, v.33, n.5, p.212-220.
22. DIJKEN JW, PALLESEN U. Randomized 3-year clinical evaluation of Class I and II posterior resin restorations placed with a bulk-fill resin composite and a one-step self-etching adhesive. **J Adhes Dent.** 2015, v.17, n.1, p.81-88,
23. MUNIZ GR, SOUZA EM, RAPOSO CC, SANTANA IL. Influence of heat treatment on the sorption and solubility of direct composite resins. **Ind J Dent Res.** 2013, v.24, n.6, p.708-712.
24. SCHNEIDER LF, CAVALCANTE LM, SILIKAS N, WATTS DC. Degradation resistance of silorane, experimental ormocer and dimethacrylate resin-based dental composites. **J Oral Sci.** 2011, v.53, n.4, p.413-419.

25. ALSHALI RZ, SALIM NA, SATTERTHWAITE JD, SILIKAS N. Long-term sorption and solubility of bulk-fill and conventional resin-composites in water and artificial saliva. **J Dent**. 2015, v.43, n.12, p.1511-1518.
26. SHAH MB, FERRACANE JL, KRUZIC JJ. R-curve behavior and toughening mechanisms of resin-based dental composites: effects of hydration and post-cure heat treatment. **Dent Mater**. 2009, v.25, n.6, p.760-770.
27. MANHART J. Nanohybrid- ORMOCER –Füllungsmaterial für die Bulk-Fill-Technik. **Stomatol**. 2015, v.112, p.266–7.
28. GUAZZATO M, ALBAKRY M, RINGER SP, SWAIN MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glassinfiltrated ceramics. **Dent Mater**. 2004, v.20, p.441-448.
29. ABUELENAIN DA, NEEL EAA AND AL-DHARRAB A. Surface and Mechanical Properties of Different Dental Composites. **Austin J Dent**. 2015, v.2, n.2, p.1019.
30. ELKAFFASS AA, ELTOUKHY RI, ELNEGOLY SA, MAHMOUD SH. Influence of preheating on mechanical and surface properties of nanofilled resin composites. **J Clin Exp Dent**. 2020, v.12, n.5, p.494-500.
31. JEFFERIES SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. **Dent. Clin. North Am**. 1998, v.42, n.4, p.613-27.
32. KOCAAGAOGLU H, ASLAN T, GÜRBULAK A, ALBAYRAK H, TAŞDEMİR Z, GUMUS H. Efficacy of polishing kits on the surface roughness and color stability of different composite resins. **Niger J Clin Pract**. 2017, v.20, p.557-65.
33. HEINTZE SD, ILIE N, HICKEL R, REIS A, LOGUERCIO A, ROUSSON V. Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials—a systematic review. **Dent Mater**. 2017, v.33, n.7, p.101–14.
34. CHEN MH, CHEN CR, HSU SH, SUN SP, SU WF. Low shrinkage light curable nanocomposite for dental restorative material. **Dent Mater**. 2016, v.22, n.1, p.38-145.
35. SHORTALL AC, UCTASLI S, MARQUIS PM. Fracture resistance of anterior, posterior and universal light activated composite restoratives. **Oper Dent**. 2001, v.26, n.1, p.87-96.
36. WETZEL B, ROSSO P, HAUPERT F, FRIEDRICH K. Epoxy nanocomposites – fracture and toughening mechanisms. **Eng Fract Mechan**. 2006, v.73, p.2375-2398.

37. PORTO IC, DE AGUIAR FH, BRANDT WC, LIPORONI PC. Mechanical and physical properties of silorane and methacrylate-based composites. **J Dent.** 2013, v.41, n.8, p.732-739.
38. KWON, YH, JEON GH, JANG CM, SEOL HJ, KIM HI. Evaluation of polymerization of light-curing hybrid composite resins. **J Biomed Mater. Res. Part. B. Appl. Biomater.** 2006; v.76, n.1, p.106-113.
39. YANIKOGLU N, DUYMUS ZY, YILMAZ B. Effect of different solutions on the surface hardness of composite resin materials. **Dent Mater J.** 2009, v.28, n.3, p.344-51.