

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA METALÚRGICA
ESCOLA DE ENGENHARIA INDUSTRIAL METALÚRGICA DE VOLTA REDONDA
POLO UNIVERSITÁRIO DE VOLTA REDONDA

THIELLY MACHARETH WARD

Compósitos poliméricos estéticos reforçados
com 3Y-TZP obtidos por processamento digital
de luz (DLP)

Área de Concentração:

Processamento e Caracterização de Materiais

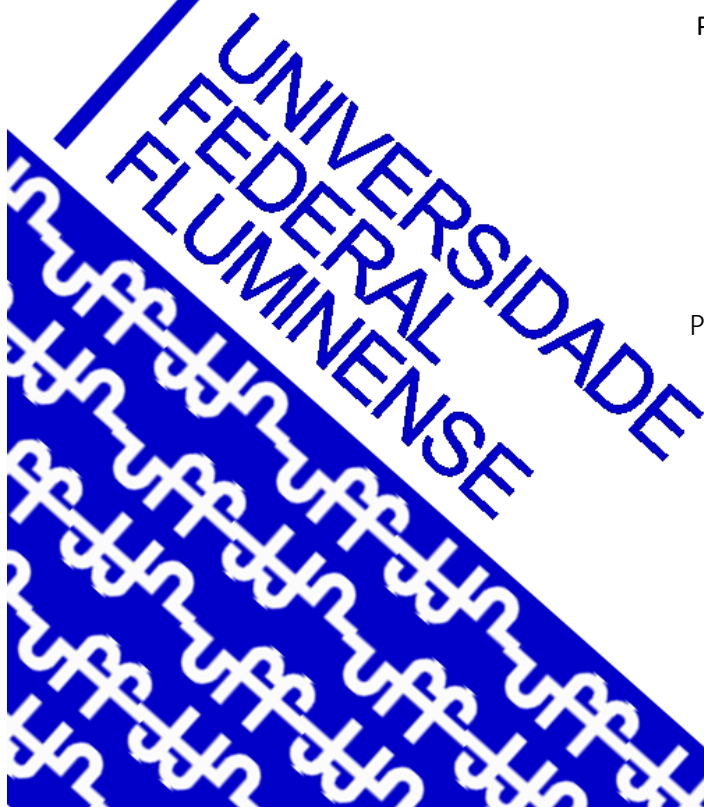
Orientador:

Prof. Claudinei dos Santos, UFF/UERJ

Coorientadora:

Prof. Daniella Regina Mulinari, UERJ

**VOLTA REDONDA – RJ
2025**



THIELLY MACHARETH WARD

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação de Engenharia Metalúrgica, da Universidade Federal Fluminense, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Metalúrgica. Área de concentração: Processamento e caracterização de materiais.

“COMPÓSITOS POLIMÉRICOS ESTÉTICOS REFORÇADOS COM 3Y-TZP OBTIDOS POR PROCESSAMENTO DIGITAL DE LUZ (DLP)”

Orientador: Prof. Claudinei dos Santos, D.Sc.– UFF-PPGEM/ UERJ

Coorientadora: Prof. Daniella Regina Mulinari, D.Sc.– UERJ

Área de concentração: **Processamento e caracterização de materiais**

Volta Redonda, RJ

2025

Ficha catalográfica automática - SDC/BEM
Gerada com informações fornecidas pelo autor

W263c Ward, Thielly Machareth
Compósitos poliméricos estéticos reforçados com 3Y-TZP obtidos por processamento digital de luz (DLP) / Thielly Machareth Ward. - 2025.
118 f.: il.

Orientador: Claudinei dos Santos.
Coorientador: Daniella Regina Mulinari.
Dissertação (mestrado)-Universidade Federal Fluminense, Escola de Engenharia Industrial e Metalúrgica de Volta Redonda, Volta Redonda, 2025.


1. Manufatura aditiva (MA). 2. Processamento Digital de Luz (DLP). 3. Zircônia estabilizada com ítria (ZrO₂(Y₂O₃)). 4. Caracterizações das propriedades físico-mecânicas. 5. Produção intelectual. I. Santos, Claudinei dos, orientador. II. Mulinari, Daniella Regina, coorientadora. III. Universidade Federal Fluminense. Escola de Engenharia Industrial e Metalúrgica de Volta Redonda. IV. Título.

CDD - XXX


THIELLY MACHARETH WARD

**“COMPÓSITOS POLIMÉRICOS ESTÉTICOS REFORÇADOS COM 3Y-TZP OBTIDOS POR PROCESSAMENTO
DIGITAL DE LUZ (DLP).”**


BANCA EXAMINADORA

Documento assinado digitalmente
 **CLAUDINEI DOS SANTOS**
Data: 12/09/2025 12:04:27-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Claudinei dos Santos, D.Sc. – Orientador
Universidade Federal Fluminense - UFF

Documento assinado digitalmente
 **DANIEL MAGALHAES DE OLIVEIRA**
Data: 12/09/2025 11:34:38-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Daniel Magalhães de Oliveira
Universidade do Estado do Rio de Janeiro - UERJ

Documento assinado digitalmente
 **ALEXANDRE FURTADO FERREIRA**
Data: 12/09/2025 16:42:36-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Alexandre Furtado Ferreira
Universidade Federal Fluminense - UFF

Volta Redonda, RJ

2025

Dedico este trabalho à minha filha, Elisa Machareth Ward, minha maior fonte de inspiração e motivação. Ao meu esposo, Pedro Ward, por estar ao meu lado em cada passo desta jornada. À minha mãe, Marli, e aos meus

avós, Du e Rozely, por serem minha base, meu alicerce e exemplo de amor incondicional.

AGRADECIMENTOS

Agradeço, em primeiro lugar, a Deus, a quem rendo toda honra, glória e louvor. Foi Ele quem me capacitou, me fortaleceu nos momentos de fraqueza e me sustentou com graça e misericórdia ao longo de toda esta jornada. A conclusão deste trabalho é, antes de tudo, fruto da fidelidade d'Ele em minha vida. Sem Sua presença e direção, nada disso seria possível, pois d'Ele, por Ele e para Ele são todas as coisas. Que este trabalho reflita, ainda que em parte, o propósito que Ele tem para mim.

À minha filha, Elisa Machareth Ward, minha luz, razão do meu esforço e maior fonte de motivação. Agradeço profundamente pela compreensão, mesmo tão pequena, pela doçura com que aceitou minha ausência em tantos momentos, e por ser a inspiração que me impulsiona a seguir e dar o meu melhor. Este trabalho é, também, para você.

Ao meu esposo, Pedro Ward, meu companheiro fiel, parceiro de vida e apoio incondicional. Obrigada por estar ao meu lado em cada passo, por me incentivar nos dias difíceis, por acreditar em mim mesmo quando eu mesma não acreditava. Sua presença firme, amorosa e constante foi essencial para que eu não desistisse. Este caminho seria muito mais árduo sem você.

À minha mãe, Marli, e aos meus avós, Du e Rozely, minha base e alicerce. Agradeço por todo amor, ensinamento e apoio incondicional. Foram vocês que me ensinaram, com exemplo e carinho, a ter coragem, disciplina e fé. Sem o suporte emocional e os valores que me passaram, eu não teria chegado até aqui.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Claudinei Santos, expressei minha mais sincera gratidão pela orientação atenciosa, generosa e comprometida durante todo o desenvolvimento desta pesquisa. Sua expertise, paciência e incentivo constante foram fundamentais para minha evolução acadêmica e para a qualidade deste trabalho.

À minha coorientadora, Prof^a. Dra. Daniella Mulinari, agradeço com especial consideração por toda atenção dedicada, pelas sugestões técnicas valiosas e pela

disposição em acompanhar cada etapa desta jornada. Sua contribuição foi decisiva para o aprimoramento científico e a entrega deste trabalho.

Aos professores Roberto Magnago (FAT - UERJ), Ana Carolina (UFF - Volta Redonda) e José Eduardo (UFF - Nova Friburgo), meu sincero agradecimento pelo apoio prestado, tanto na parte teórica quanto na execução experimental. Suas colaborações enriqueceram este estudo de maneira significativa.

Aos colegas de estudo Patrick Lima Gomes, Ronald Palandi e Maria Eduarda Cortat, agradeço por toda ajuda prestada na realização dos experimentos, pela parceria nos momentos de dificuldade e pelo constante apoio técnico e emocional ao longo do mestrado.

Aos técnicos de laboratório Bonifácio de Oliveira Fialho e Isabela Santana de Oliveira, agradeço a disponibilidade, competência e colaboração direta na execução dos ensaios laboratoriais, fundamentais para o desenvolvimento desta pesquisa.

Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica (PPGEM) da Universidade Federal Fluminense – campus Volta Redonda –, minha gratidão pela oportunidade de cursar o mestrado, pela infraestrutura disponibilizada e pela formação acadêmica de excelência.

À Faculdade de Tecnologia da UERJ – campus Resende –, agradeço pela colaboração e apoio na realização dos ensaios, bem como pela cessão dos equipamentos do Laboratório de Materiais e Processos (LMP), que contribuíram significativamente para o desenvolvimento prático desta pesquisa

RESUMO

O Processamento Digital de Luz (DLP) tem se consolidado como uma técnica promissora na odontologia, ao viabilizar a fabricação de estruturas personalizadas com elevada precisão e controle geométrico. Este estudo avaliou o efeito da incorporação de diferentes teores de zircônia estabilizada com ítria ($ZrO_2(Y_2O_3)$) nas propriedades físico-mecânicas e ópticas de compósitos poliméricos fotopolimerizáveis, visando aplicações em próteses dentárias. Compósitos contendo 3%, 5% e 10% em massa de $ZrO_2(Y_2O_3)$ foram formulados a partir de uma resina comercial, sendo uma resina comercial já carregada utilizada como controle. As amostras foram fabricadas por impressão 3D via DLP e caracterizadas quanto à dureza Shore D, resistência à compressão e flexão, translucidez e características fractográficas. Os resultados indicaram que o compósito com 3% de carga cerâmica apresentou desempenho comparável ao da resina comercial, mantendo boa translucidez (razão de contraste de 0,68), dureza satisfatória e resistência mecânica compatível com aplicações clínicas. Em contrapartida, teores mais elevados de zircônia comprometeram a integridade mecânica e aumentaram a fragilidade do material. A principal contribuição deste trabalho reside na identificação de uma formulação com 3% de $ZrO_2(Y_2O_3)$, capaz de promover um equilíbrio adequado entre propriedades mecânicas e estéticas, consolidando seu potencial para aplicações restauradoras por manufatura aditiva na odontologia.

Palavras-chave: Manufatura aditiva (MA), Processamento Digital de Luz (DLP), fotopolimerização, reforço cerâmico, $ZrO_2-Y_2O_3$, caracterizações das propriedades físico-mecânicas, translucidez, propriedades mecânicas.

ABSTRACT

Digital Light Processing (DLP) has become a promising technique in dentistry, enabling the fabrication of customized structures with high precision and geometric control. This study evaluated the effect of incorporating different contents of yttria-stabilized zirconia ($\text{ZrO}_2(\text{Y}_2\text{O}_3)$) on the physico-mechanical and optical properties of photopolymerizable polymer composites for potential application in dental prostheses. Composites containing 3%, 5%, and 10% by weight of $\text{ZrO}_2(\text{Y}_2\text{O}_3)$ were formulated using a commercial resin, with a commercially available ceramic-filled resin used as a control. The samples were fabricated via 3D printing using the DLP technique and characterized in terms of Shore D hardness, compressive and flexural strength, translucency, and fractographic features. The results indicated that the composite with 3% ceramic filler showed performance comparable to the commercial resin, maintaining good translucency (contrast ratio of 0.68), satisfactory hardness, and mechanical strength compatible with clinical applications. In contrast, higher zirconia contents compromised the mechanical integrity and increased the brittleness of the material. The main contribution of this study lies in the identification of a formulation containing 3% $\text{ZrO}_2(\text{Y}_2\text{O}_3)$, which offers an appropriate balance between mechanical and aesthetic properties, reinforcing its potential for restorative applications through additive manufacturing in dentistry.

Keywords: Additive manufacturing (AM); Digital Light Processing (DLP); photopolymerization; ceramic reinforcement; $\text{ZrO}_2\text{-Y}_2\text{O}_3$; physico-mechanical property characterization; translucency; mechanical properties.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS	11
LISTA DE FIGURAS	12
1. INTRODUÇÃO	18
2. OBJETIVO GERAL	22
2.1. Objetivos Específicos	22
3. JUSTIFICATIVAS	23
4. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	24
4.1. Polímeros	24
4.1.1 Classificação de polímeros.....	26
4.2. Fotopolimerização	30
4.3. Técnicas de Manufatura Aditiva	31
4.4. Estereolitografia.....	37
4.5. Estereolitografia na Odontologia.....	39
4.6. Processamento Digital de Luz (DLP)	40
4.6.1 Princípio de funcionamento	41
4.7. Aplicações do DLP na Odontologia	42
4.8. Resinas com Cargas Cerâmicas	43
4.8.1. Estado da arte em resinas dentárias com carga cerâmica para impressão 3D por fotopolimerização.....	43
4.9. Propriedades mecânicas de polímeros com carga cerâmica para odontologia obtidas por SLA.....	45
5. MATERIAIS E MÉTODOS.....	47
5.1. Materiais	48
5.2. Síntese Metodológica	49
5.3. Preparação das suspensões.....	50
5.4. Modelagem e impressão	53
5.5. Caracterizações físico-químicas	56
5.5.1. Espectroscopia de Infravermelho por Transformada de Fourier (FTIR).....	56
5.5.2. Análise térmica por TGA/DSC.....	57
5.5.3. Densidade	58
5.6. Ensaio mecânicos	59
5.6.1. Ensaio de compressão.....	59
5.6.2. Ensaio de Dureza Shore D.....	60
5.6.3. Ensaio de Flexão em 3-pontos.....	61

5.7. Espectroscopia - razão de contraste.....	64
6. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	65
6.1. Caracterização das matérias primas	65
6.1.1. Caracterização da Zircônia (DRX e MEV)	65
6.1.2. Caracterização da Resina Fotopolimerizável	68
6.1.2.1. FTIR da resina (antes e após cura).....	68
6.1.2.2. TGA/DSC da resina (antes e após cura)	70
6.2. Caracterização dos compósitos	75
6.2.1. Densidade dos compósitos após impressão 3D	75
6.2.2. Difração de raios X.....	75
6.2.2. Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	77
6.2.3. Rugosidade 3D	84
6.3. Propriedades Mecânicas.....	89
6.3.1. Ensaio de compressão	89
6.3.2. Dureza Shore	90
6.3.2. Ensaio de Flexão 3-pontos.....	92
6.4. Translucidez (razão de contraste).....	96
6.5. Comparação com a norma ISO 4049:2000	99
CONCLUSÕES	102
SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	104
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	105
ANEXO 1 - DADOS DAS DIMENSÕES DOS CORPOS DE PROVA.....	114
ANEXO 2 - RESULTADOS DOS ENSAIOS DE COMPRESSÃO	116
ANEXO 3 - PROTÓTIPOS ESTÉTICOS (DENTE MOLAR)	117

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Classificação dos processos da MA baseados no estado inicial da matéria-prima.	32
Tabela 2:Resumo das características da matéria-prima utilizada nesse estudo (dados do fabricante) referente zircônia estabilizada com ítria ($ZrO_2\text{-}Y_2O_3$ ou Y-TZP)......	49
Tabela 3:Parâmetros de impressão das amostras	54
Tabela 4:Resultados das medidas de rugosidade 3D	88
Tabela 5:Resultados do ensaio de flexão do grupo controle	93
Tabela 6:Resultado do ensaio de flexão com carga cerâmica de $ZrO_2(Y_2O_3)$	95
Tabela 7:Dados de ensaios da norma ISO 4049:2000	100
Tabela 8:Dados das dimensões dos corpos de prova utilizando somente a resina polimérica Basic da 3D CURE.....	114
Tabela 9:Dados das dimensões dos corpos de prova utilizando a carga cerâmica de $ZrO_2(Y_2O_3)$	115
Tabela 10:Resultados do ensaio de compressão	116
Tabela 11:Resultados do ensaio de dureza.....	116
Tabela 12:Resultados do ensaio de dureza resina comercial.....	116

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Resumo da diferença de polimerização na técnica SLA e na técnica DLP.	20
Figura 2: Representação gráfica da diferença de polimerização na SLA e na DLP.	20
Figura 3: Reação de polimerização para formação do polietileno	25
Figura 4: Classificação dos polímeros.	26
Figura 5: Princípio do funcionamento impressão 3D de aglomerante	33
Figura 6: Princípio de funcionamento de impressão 3D (FDM)	34
Figura 7: Princípio de funcionamento de Impressão SLS (Selective Laser Sintering)	35
Figura 8: Princípio do funcionamento LENS (Deposição Direta De Energia).....	35
Figura 9: Modelo de máquina de fotopolimerização durante o processo estereolitografia.....	37
Figura 10: Processo de estereolitografia	39
Figura 11: (a) Impressão realizada por estereolitografia (b) impressão realizada por processamento digital de luz	41
Figura 12: Resina fotopolimerizável Basic da 3D CURE	48
Figura 13: (a) Resina Basic 3D Cure; (b) Processo de adição e mistura entre resina e cerâmica 3Y-TZP; (c) Suspensão resultante.	50
Figura 14: (a) Corpo de prova disco; (b) Corpo de prova cilíndrico; (c) Corpo de prova para flexão em 3 pontos.	51
Figura 15: Processo de desenvolvimento e caracterização de polímeros com carga cerâmica	52
Figura 16: Disposição dos corpos-de-prova na mesa de impressão em conjunto com os suportes no software 3D FlashDLPrint	53
Figura 17: Modelo de impressora 3D FlashForge Hunter	54
Figura 18: Exemplos de amostras impressas por DLP, (a) antes da cura e (b) após a cura.	55
Figura 19: Espectrofotômetro Perkin Elmer utilizado neste trabalho	57
Figura 20: Equipamento (analisador térmico) utilizado nos experimentos.....	58
Figura 21: Imagem do picnômetro de gás hélio QUANTACHROME Ultrapyc 1200e utilizado neste trabalho	58
Figura 22: Máquina Universal de Ensaio Mecânico, Fabricante: EMIC.....	60
Figura 23: Detalhes do ensaio de compressão.	60
Figura 24: Detalhes do durometro utilizado nos ensaios mecânicos.....	61
Figura 25: Exemplo de medição de Dureza Shore-D.....	61
Figura 26: (a) Corpo de prova apenas com a resina polimérica; (b) Corpo de prova com adição da carga cerâmica $ZrO_2(Y_2O_3)$	62

Figura 27:(a)Corpo de prova no início do ensaio de flexão, (b) durante o ensaio na máquina de ensaio universal EMIC DL2000 (Brasil)	64
Figura 28:Difratograma de raios X do pó de zircônia comercial (3Y-TZP), como recebido, utilizado na composição das resinas com cargas cerâmicas.....	66
Figura 29:Microscopia eletrônica de varredura do pó de zircônia (3Y-TZP) utilizado na composição das resinas com cargas cerâmicas.....	67
Figura 30:Espectros na região do infravermelho da Resina original.	68
Figura 31:Estruturas moleculares de monômeros dentárias.....	69
Figura 32:Espectros na região do infravermelho da Resina original e dos compósitos resina 3%ZrO ₂ , 5% ZrO ₂ e 10%ZrO ₂	70
Figura 33:Resultados da análise térmica realizada na resina original, sem adição de carga cerâmica: a) análise termogravimétrica (TGA); b) análise de calorimetria de Varredura diferencial (DSC).	72
Figura 34:Comparativo de análises térmicas entrea resina original, e compósitos contendo 3% 3Y-TZP ou 10% 3Y-TZP: a) análise termogravimétrica (TGA); b) análise de calorimetria de Varredura diferencial (DSC)	74
Figura 35:Difratograma de raios X dos compósitos polimericos após impressao 3D e cura adicional.....	76
Figura 36: Resultado da análise da MEV das amostras do grupo controle (a) ampliado em 500x (b) ampliado em 1000x	77
Figura 37: Resultado da análise da MEV das amostras com 3% de carga cerâmica (a) protótipo do dente impresso, (b) imagem ampliada em 500x, (c) imagem ampliada em 1000x e (d) imagem ampliada em 5000x	79
Figura 38: Resultado da análise da MEV das amostras com 5% de carga cerâmica (a) protótipo do dente impresso, (b) imagem ampliada em 500x, (c) imagem ampliada em 1000x e (d) imagem ampliada em 5000x	81
Figura 39: Resultado da análise da MEV das amostras com 10% de carga cerâmica (a) protótipo do dente impresso, (b) imagem ampliada em 500x, (c) imagem ampliada em 1000x e (d) imagem ampliada em 5000x	83
Figura 40: Mapeamento 3D da rugosidade superficial de amostras do grupo controle.....	85
Figura 41:Mapeamento 3D da rugosidade superficial de amostras com carga de 3% Y-TZP	86
Figura 42:Mapeamento 3D da rugosidade superficial de amostras com carga de 10% Y-TZP	87
Figura 43:Resultado do ensaio de compressão comparando o material com carga cerâmica ao material comercial.....	90

Figura 44:Resultado do ensaio de Dureza Shore comparando o material com carga cerâmica ao material comercial.....	91
Figura 45:Gráfico de resultado do ensaio de flexão Força (N) x Deformação (mm) para o primeiro grupo controle somente com a resina fotopolimerizável	92
Figura 46:Gráfico de resultado do ensaio de flexão Força (N) x Deformação (mm) para o segundo grupo controle com a resina fotopolimerizável e carga cerâmica $ZrO_2(Y_2O_3)$	94
Figura 47:Resultado do teste de razão de contraste variando de acordo com a carga cerâmica.....	97
Figura 48:Resultado do teste de razão de contraste variando de acordo com a espessura para uma amostra de 3% de carga cerâmica	99
Figura 49:Protótipos estéticos (dente molar)	117

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D Three-Dimensional (em português: “Tridimensional”)

3DP Impressão Tridimensional

3Y-TZP 3 mol% Ytria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal (em português: “Policristal de Zircônia Tetragonal Estabilizada com 3 mol% de Ítria”)

5Y-TZP 5 mol% Ytria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal (em português: “Policristal de Zircônia Tetragonal Estabilizada com 5 mol% de Ítria”)

10Y-TZP 10 mol% Ytria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal (em português: “Policristal de Zircônia Tetragonal Estabilizada com 10 mol% de Ítria”)

ABNT Associação Brasileira de Normas Técnicas

ABS Terpolímero de estireno-butadieno-acrilonitrila

Al₂O₃ Alumina

CAD Computer-aided Design (em português: "Projeto Auxiliado por Computador" ou "Desenho Assistido por Computador")

CAM Computer-aided Manufacturing (em português: "Manufatura Auxiliada

CP Corpo de prova

DLP Digital Light Processing (em português: “Processamento Digital de Luz)

DMD Dispositivo de microespelhos digitais

DMLS Sinterização Direta de Metais por Laser

DRX Difração de raios x

EBM Fusão por Feixe de Elétrons

FDM Modelagem por deposição fundida

FEF Fabricação de Extrusão por Congelamento

FTIR Espectroscopia no Infravermelho por Transformada de Fourier

GPa Giga Pascal

- IJP Impressão por Jato de Tinta
- ISO International Organization for Standardization (em português: “Organização Internacional de Padronização”)
- LENS Laser Engineered Net Shaping (em português: “Modelagem de rede projetada a laser”)
- LMO Manufatura de Objetos Laminados
- LMP Laboratório de Materiais e Processos
- MA Manufatura Aditiva
- MEV Microscópio Eletrônico de Varredura
- MJM Modelagem Multi-Jato
- mm Milímetros
- Mpa Mega Pascal
- N Newton
- PLT Tecnologia de Laminação de Papel (PLT por Computador”)
- PP Polipropileno
- PPGEM Programa de Pós-Graduação de Engenharia Metalúrgica
- PTFE Politetrafluoroeteno
- PVA Poliacetato de vinila
- RFP Prototipagem por Congelamento Rápido
- RJ Rio de Janeiro
- SAN Copolímero de estireno-acriionitriia
- SBR Copolímero aleatório de butadieno-estireno
- SBS Copolímero em bloco de estireno-butadieno-estireno
- SLA Estereolitografia

SLS Selective Laser Sintering (em português: “Sinterização seletiva a laser”)

STS Copolímero em bloco de estireno-isopreno-estireno

TGA Termogravimetria

TPX Poli-4-metil-penteno-1

UERJ Universidade do Estado do Rio de Janeiro

UFF Universidade Federal FLuminense

UV Ultravioleta

ZrO₂ Dióxido de zircônio ou zircônia

ZrO₂(Y₂O₃) Zircônia Estabilizada com Ítria

1. INTRODUÇÃO

Por muitos anos, o processo manufatura subtrativa por usinagem foi associado ao processo de fabricação de restauração dentária, apresentando avanços significativos na reprodutividade, personalização e qualidade das próteses dentárias desenvolvidas. Assim sendo, nas últimas décadas, diversas tecnologias podem ser atribuídas a esse processo, incluindo tecnologias de fabricação subtrativa e aditiva.(Henriques et al., 2018).

Por outro lado,a manufatura aditiva é uma tecnologia emergente que surge como alternativa para os métodos subtrativos convencionais, permitindo a fabricação de peças complexas. Globalmente, a manufatura aditiva permite a mudança de uma produção em massa para uma customização em massa, com aumento significativo de eficiência e redução de custos de produção. A disseminação esperada dessa tecnologia aplicada às próteses dentárias deve resultar em redução de custo com equipamento. Conseqüentemente impactando no valor do produto final que chega para população (Galante; Figueiredo-Pina; Serro, 2019).

Juntamente com a busca de redução de custo com equipamento, também há a procura por melhores materiais. Destacando-se o uso de materiais cerâmicos na odontologia, que devido à sua biocompatibilidade e características estéticas, são utilizados para restaurar, substituir dentes danificados ou ausentes. A escolha da cerâmica para uso odontológico deve-se também a sua estabilidade química, propriedades mecânicas e estéticas. Porém, devido a sua natureza frágil o controle necessário para realização do processo de fabricação deve ser rígido a fim de garantir as propriedades mecânicas adequadas para a manufatura de peças dentárias. As Biocerâmicas são amplamente utilizadas. Esses materiais possuem propriedades similares às de dentição natural, como por exemplo, resistência à compressão, condutividade térmica, radiopacidade, estabilidade de coloração, estética. Entretanto, também são frágeis, duros e algumas vezes difíceis de processar.

Com intuito de ser uma alternativa às cerâmicas metálicas, sistemas baseados em materiais cristalinos com matriz vítrea foram desenvolvidos. Como exemplo, pode-se citar sistemas compósitos de alumina (Al_2O_3) infiltradas com partículas de vidro, parcialmente sinterizados (Galante; Figueiredo-Pina; Serro, 2019).Por outro lado, as cerâmicas a base de zircônia foram introduzidas nos anos

90, por apresentar boa biocompatibilidade. Estudos também mostram que não produzem reações alérgicas ou alterações de cor em longos períodos de uso. Em questão de propriedades mecânicas, possuem alta resistência à fratura, dureza, módulo de elasticidade similar ao aço, coeficiente de expansão térmica semelhante ao ferro e alta tenacidade à fratura dentre os materiais cerâmicos mais utilizados (Galante; Figueiredo-Pina; Serro, 2019). O estudo do comportamento de fadiga a longo prazo de materiais elaborados com esses materiais à base de polímeros e zircônia vem sendo estudado (Dönmez, 2024).

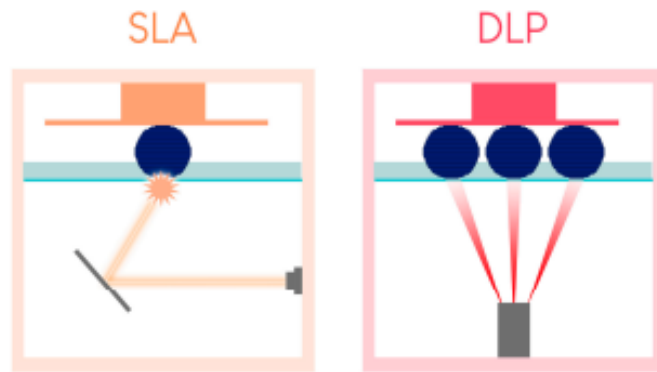
Para a geração de dados visando a realização do processo de manufatura aditiva, em contraponto do processo tradicional, é utilizada o escaneamento digital da boca dos pacientes. Esse escaneamento é preciso e leva apenas alguns minutos. Com os dados obtidos, a restauração pode ser projetada e fabricada utilizando tecnologias avançadas. Há diferentes tipos de impressão tridimensional como o processamento digital de Luz (DLP), a estereolitografia (SL) e a modelagem por deposição fundida (FDM).

O Processamento Digital De Luz (DLP), que é uma derivação da estereolitografia (Yao, 2020), utiliza um semicondutor óptico, chamado Dispositivo de Micro espelho Digital (DMD), esse dispositivo é composto por espelhos microscópicos, cada um correspondente a um pixel da imagem projetada (Katal, 2013).

A estereografia foi o primeiro método utilizado para impressão tridimensional (Almeida, 2020). Esse método utiliza resina líquida fotopolimerizável como matéria prima. Cada camada da resina é transformada em estado sólido por meio de uma reação de cura. (Coelho; Araujo; Thiré, 2018). Essa resina permite a passagem do feixe de laser e também a passagem de uma varredura a laser que é colocada sob o reservatório utilizado (Henriques et al., 2018). Essa tecnologia permite uma fabricação rápida e formas complexas com alto nível de precisão e bom acabamento (Galante; Figueiredo-Pina; Serro, 2019).

A principal diferença entre as técnicas de estereolitografia e a Processamento Digital De Luz está em seus respectivos mecanismos de cura. Como a estereolitografia utiliza laser ultravioleta, sua cura é realizada pontualmente, por outro lado, a DLP devido ao DMD é possível curar uma única camada é curada ao mesmo tempo, chamada de “corpo verde” (Truxova, 2020). Obtendo assim uma maior precisão quando comparado com a SLA (Yao, 2020), de acordo com a Figura 1.

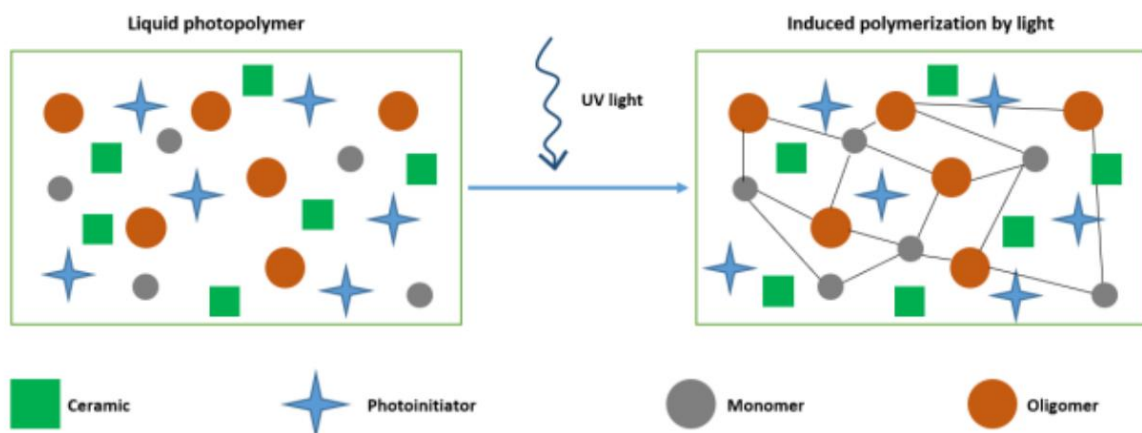
Figura 1: Resumo da diferença de polimerização na técnica SLA e na técnica DLP.



Fonte:Caussin, 2024

A fotopolimerização das resinas compostas também é um processo fundamental para obtenção da dureza para resistir aos esforços mastigatórios. A ativação dos compósitos inicialmente passava por uma reação química. Nessa reação a polimerização ocorria por meio da pasta base adicionada na pasta catalizadora. Com esse processo não se conseguia um bom tempo para a manipulação além de baixa resistência ao desgaste, alta contração de polimerização, fácil impregnação de corantes e estética ruim. Esse processo também corria o risco de sensibilidade pós-operatória desgaste, contração de polimerização e infiltração marginal das resinas compostas(Schneider et al., 2016), Figura 2.

Figura 2: Representação gráfica da diferença de polimerização na SLA e na DLP.



Fonte: Truxova, 2020

Este estudo tem como objetivo desenvolver uma resina composta com cerâmica de zircônia estabilizada com ítria ($ZrO_2-Y_2O_3$) para aplicações odontológicas, utilizando a manufatura aditiva por Processamento Digital de Luz (DLP). Serão avaliadas as propriedades mecânicas e a translucidez, a fim de determinar o grau de incorporação ideal da cerâmica na matriz polimérica transparente.

2. OBJETIVO GERAL

Desenvolver e caracterizar compósitos poliméricos fotopolimerizáveis reforçados com zircônia estabilizada com ítria (3Y-TZP), para aplicação em manufatura aditiva via impressão 3D por Processamento Digital de Luz (DLP), avaliando sua capacidade de impressão e suas propriedades mecânicas e ópticas visando o uso em próteses dentárias.

2.1. Objetivos Específicos

- I. Caracterizar termicamente da resina polimérica fotopolimerizável.
- II. Aperfeiçoar o processamento da resina com ênfase na incorporação da carga cerâmica.
- III. Avaliar a capacidade de impressão (integridade dimensional e qualidade superficial).
- IV. Caracterizar as propriedades ópticas e mecânicas dos compósitos poliméricos reforçados com cerâmica.

3. JUSTIFICATIVAS

Diante do cenário atual, este trabalho propõe o desenvolvimento e a caracterização de compósitos poliméricos fotopolimerizáveis reforçados com zircônia estabilizada com 3 mol% de ítria (3Y-TZP), processados por impressão 3D utilizando a técnica de Processamento Digital de Luz (DLP). A proposta busca explorar o potencial dessa formulação para aplicação em próteses dentárias, considerando tanto o desempenho mecânico quanto os aspectos estéticos das peças obtidas. A manufatura aditiva (MA) tem ampliado significativamente a capacidade de produzir componentes com alta complexidade geométrica, agilidade e personalização, especialmente no campo da odontologia. Quando aliada ao desenvolvimento de materiais biocompatíveis, com propriedades físico-mecânicas adequadas, essa tecnologia se mostra promissora para a fabricação de dispositivos odontológicos de alto desempenho. Nesse contexto, a engenharia de materiais desempenha papel fundamental na inovação da área, promovendo o desenvolvimento de novos compósitos que aliam durabilidade ao apelo estético exigido por restaurações dentárias modernas. A impressão 3D de próteses cerâmicas para uso odontológico representa um avanço tecnológico que favorece o planejamento digital e a execução precisa de tratamentos personalizados, aumentando a confiabilidade mecânica e a previsibilidade clínica dos resultados. O desenvolvimento de compósitos poliméricos reforçados com zircônia permite unir as vantagens da resina fotopolimerizável, como precisão dimensional e velocidade de fabricação, às propriedades mecânicas, biológicas e ópticas conferidas pela adição de cerâmicas à base de $ZrO_2-Y_2O_3$. Assim, este trabalho contribui para o avanço na aplicação da manufatura aditiva na odontologia restauradora, por meio da formulação de compósitos que aliam eficiência estética e resistência mecânica, com potencial de uso clínico relevante.

4. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

4.1. Polímeros

O uso de materiais poliméricos e filmes poliméricos aumentou na medicina e na odontologia. Esse interesse crescente se deve não apenas às excelentes superfícies polímeros, mas também às suas propriedades mecânicas e biológicas desejáveis, ao baixo custo de produção e à facilidade de processamento, o que permite que sejam adaptados para uma ampla variedade de aplicações. (Rokaya et al., 2018)

Entrando no mundo da manufatura aditiva, dentre os polímeros mais utilizados se encontram Acrilonitrilabutadieno estireno (ABS), ácido polilático (PLA), policarbonato (PC), politereftalato de etileno glicol (PETG) e o nylon. (Aldawood, 2025)

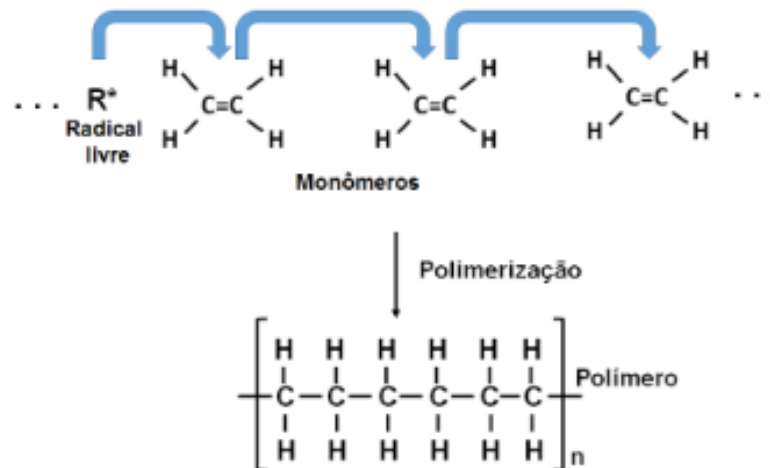
Os polímeros são estruturas formadas pela molécula básica monômero (Castro, 2019), que em sua repetição forma uma macromolécula ligadacovalentemente (Ferreira, 2014). Geralmente os polímeros têm sua estrutura formada por carbono, conhecidos como polímeros orgânicos e em alguns casos encontram-se polímeros com silício em sua estrutura.(Miyazaki et al., 2022).

A utilização de polímeros nos possibilita combinações de vantagens dificilmente encontradas em outros materiais, como: transparência, resistência à deterioração por decomposição e ataque de microrganismos, baixa densidade, resistência à corrosão, resistência mecânica, resiliência, baixo custo de manutenção e facilidade de processamento (Candian, 2007). O crescimento populacional proporcionou a busca por melhores materiais tanto em função quanto em estática, fazendo seu uso cada vez mais comum na área biomédica (Maitz, 2015).

A Polimerização é o processo em que ocorre a formação de cadeias longas, ou em rede, a partir de moléculas orgânicas pequenas, Figura 3. Esse processo pode ocorrer de duas formas: por adição ou por crescimento em estágios, também chamado de condensação. A polimerização por adição, pode ser chamado também por polimerização em cadeia, envolve uma rápida reação entre cadeias de monômeros quimicamente ativados. No caso de polimerização por condensação as reações químicas são individuais entre os monômeros reativos que se organizam em pares, tornando assim o processo mais lento. Em muitos casos, a polimerização

aumenta o ponto de fusão e a rigidez do material, trazendo a complexidade da estrutura molecular.(Shackelford, 2008)

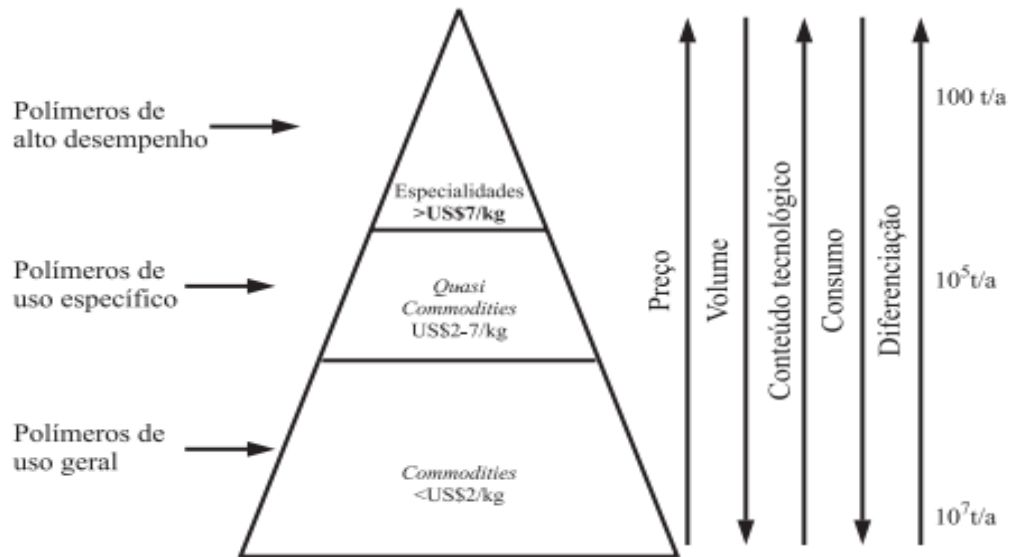
Figura 3: Reação de polimerização para formação do polietileno



Fonte: Castro, 2019

O material polimérico se divide pelo grau de diferenciação, escala de produção e nível de consumo, o que gera seu valor agregado. O polímero de *Commodities* são os polímeros para uso geral, produzidos em alta escala com baixo valor agregado e consumidos em grandes quantidades. Já os polímeros de *quase-commodities* são os polímeros destinados para uso específicos, também produzidos em alta escala, com propriedades específicas para certas aplicações. Outra divisão são os polímeros de especialidades, que possuem alto desempenho com propriedades bem definidas, consideradas até incomuns, para produtos específicos, Figura 4. São produzidos em pequenas escalas, porém com alto valor agregado.(Hemais, 2003)

Figura 4: Classificação dos polímeros.



Fonte: Hemais, 2003

4.1.1 Classificação de polímeros

Os polímeros podem ser classificados em relação a sua estrutura química, método de preparação, comportamento mecânico e suas características tecnológicas em relação a sua estrutura química o polímero é classificado em relação ao seu mero. Podendo ser polímeros de cadeia carbônica e polímeros de cadeia heterogênea. (Canevarolo Jr, S, 2006)

Resumidamente pode ser sintético ou natural, de alto peso molecular, inorgânico ou orgânico, estruturas repetidas e variadas, onde, essa unidade que se repete normalmente é a de baixo peso molecular (Manrich, 2005).

A classificação dos polímeros descrita é essencial para compreender o desempenho dos compósitos desenvolvidos neste estudo. Polímeros com estrutura termorrígida, caracterizados por alta densidade de ligações cruzadas, como as resinas epóxi ou metacrílicas multifuncionais, conferem ao compósito elevada rigidez e resistência à flexão, sendo ideais para suportar esforços mecânicos em aplicações odontológicas (Zhang et al., 2022). Em contrapartida, polímeros com cadeias menos entrelaçadas e maior flexibilidade tendem a apresentar menor resistência mecânica, embora favoreçam propriedades ópticas, como maior translucidez, devido à menor densidade de reticulação (Lee et al., 2023). A polaridade da cadeia polimérica também exerce influência direta sobre a compatibilidade com cargas cerâmicas: matrizes mais polares favorecem a adesão interfacial com partículas de $ZrO_2(Y_2O_3)$,

contribuindo para uma melhor dispersão e, conseqüentemente, para melhorias na dureza e estabilidade mecânica do compósito (Alshamrani et al., 2022; Britto et al., 2024). Dessa forma, a seleção de polímeros com estrutura adequada — do ponto de vista de rigidez, polaridade e grau de reticulação — é determinante para alcançar o equilíbrio ideal entre estética (translucidez e opacidade controladas) e desempenho mecânico (resistência à flexão, dureza e rigidez), aspectos indispensáveis na formulação de compósitos estéticos para uso clínico em odontologia.

4.1.1.1 Quanto à estrutura química

4.1.1.1.a Polímeros de Cadeia Carbônica

Um dos polímeros de cadeia carbônica são as Poliolefinas que são polímeros oriundos de monômeros de hidrocarboneto alifático insaturado tendo dupla ligação carbono-carbono reativa (Canevarolo Jr, S, 2006). Nessa classificação, há subclassificações como: metacrilatos, acrílicos, poliéteres, poliésteres. O polietileno e polipropileno são responsáveis por representar aproximadamente a metade dos polímeros produzidos no mundo. (Canevarolo Jr, S, 2006)

Já os polímeros de dienos, por sua vez, são derivados de monômeros com dienos, isto é, duas duplas ligações carbono-carbono reativas geram cadeias poliméricas flexíveis com uma dupla ligação residual passível de reação posterior. São borrachas que podem ser vulcanizadas com enxofre, fazendo-se uso da dupla ligação residual presente no mero. Em contra partida, a alta reatividade conduz à reação com o oxigênio ou ozônio do ar, catalisado pela temperatura, determinando uma relativa baixa estabilidade térmica devido à oxidação. (Canevarolo Jr, S, 2006)

Há também os polímeros estirênicos são derivados do estireno. A subclassificação mais importante é o poliestireno, que em sua forma expandida produz uma espuma muito comum, conhecida por isopor, marca registrada no Brasil do EPS (poliestireno expandido). Esse tipo de polímero possui baixo custo, facilidade de processamento e boas propriedades mecânicas.

Outros tipos de polímeros são os polímeros fluorados. Nessa classificação dos polímeros fluorados, o polímero mais conhecido e empregado é o politetrafluoroetileno (PTFE), devido às suas características de alta estabilidade térmica, baixo coeficiente de atrito e inércia química. Todas estas características devem-se a altas forças intermoleculares geradas pela presença de grandes

átomos de flúor, que também dão rigidez à macromolécula dificultando mudanças de conformação (Canevarolo Jr, S, 2006).

Há também os polímeros acrílicos que são derivados do do ácido acrílico e metacrílico. Devido a sua alta transparência o que causou destaque foi o polimetilmetacrilato, conhecido como acrílico, e a poliacrilonitrila (Canevarolo Jr, S, 2006).

Outra classe é o polivinil ésteres, onde o principal é o poliacetato de vinila (PVA), muito utilizado na forma de emulsões aquosas para a confecção de tintas. A partir da desacetilação do PVA, obtém-se um dos poucos polímeros solúveis em água, que é o poliálcool vinílico. Uma vantagem deste copolímero é a possibilidade de controle da sua velocidade de dissolução em água podendo ser utilizados na confecção de cápsulas de medicamentos (Canevarolo Jr, S, 2006).

4.1.1.1.b Polímeros de Cadeia Heterogênea

Os polímeros de cadeia heterogênea são conhecidos por possuir na sua cadeia principal além de carbono outro átomo conhecido como heteroátomo. Como o oxigênio, nitrogênio, enxofre, etc. Essa categoria são divididas em oito classes, sendo elas: poliéteres, poliésteres, policarbonato, poliamidas, poliuretanos, aminoplásticos, derivados da celulose e as siliconas (Canevarolo Jr, S, 2006)..

Os poliéteres caracterizam-se pela presença da ligação de éter na cadeia principal. Essa classificação de heteropolímeros é conhecida por suas boas propriedades físicas e mecânicas. Já os poliésteres caracterizam-se pela ligação de éster, que dependendo do material utilizado podem gerar cadeias saturadas ou insaturadas. Há também os policarbonato, onde a ligação característica é a ligação -O-CO-O- sendo normalmente em cadeias lineares. Os policarbonatos são muito utilizados para substituição do vidro, como por exemplo janelas de aviões. As poliamidas são caracterizadas pela ligação de amida, dividindo em produtos naturais e sintéticos. Possuem alta resistência mecânica, devido a sua ligação com ponte de hidrogênio, e estabilidade dimensional. Os aminoplásticos são derivados das aminas, como por exemplo o formaldeído. Por outro lado, há os produtos naturais derivados da celulose, que como características de um plástico convencional, tendo como exemplo carboxi-metil-celulose. E por último dessa classificação temos as siliconas, que apresenta a formação de silício em sua cadeia principal, sendo o mais comum o polidimetil (Canevarolo Jr, S, 2006).

4.1.1.2 Quanto ao comportamento mecânico

Em relação ao comportamento mecânico os polímeros podem ser classificados em: plásticos, elastômero e fibras. Os plásticos encontram-se no estado sólido da sua temperatura de utilização, são subclassificados em termoplásticos, termorrígidos e baroplástico (Canevarolo Jr, S, 2006).

Os termoplásticos são polímeros que amolecem e fluem quando sob um aumento substancial da temperatura e pressão. Podendo ser moldados nestas condições, se solidificam adquirindo a forma do molde. Podem ser submetidos ao processo de elevação de temperatura e pressão novamente, sendo assim recicláveis (Canevarolo Jr, S, 2006).

Já os termorrígidos, também chamados por termofixos ou termoendurecidos, também quando submetidos ao aumento da temperatura, amolecem e fluem, adquirindo a forma do molde. Solidificam-se devido à reação química, formando ligações cruzadas entre cadeias. Devido a esse fato, são moldados ainda quando na forma de pré-polímero (antes da cura, sem ligações cruzadas). Os termorrígidos são materiais insolúveis, infusíveis e não-recicláveis (Canevarolo Jr, S, 2006).

Por outro lado, os baroplásticos fluem através de rearranjos em sua conformação, devido ao aumento substancial da pressão e marginal da temperatura. Seu estado de trabalho deve ser borrachoso, logo, sua temperatura de trabalho deve estar entre a temperatura de transição vítrea e a temperatura de fusão (Canevarolo Jr, S, 2006).

A segunda classificação dos polímeros são os elastômeros. Esse tipo de polímero podem deformar elasticamente no mínimo duas vezes o seu comprimento original. Possuem cadeias flexíveis amarradas uma às outras, com baixa densidade de ligação cruzada. Fazendo com que o elastômero possam ter características como boa resistência mecânica e módulo de elasticidade quando deformado, aceitando assim grandes deformações, após retirado o esforço há a recuperação total e rápida da deformação (Canevarolo Jr, S, 2006).

A última classificação de polímeros em relação ao comportamento mecânico são as fibras. As fibras são termoplástico orientado, no sentido longitudinal dito eixo principal da fibra. Essa orientação influencia as cadeias e dos cristais, é realizada de modo forçado durante a fiação, aumentando assim a resistência mecânica desta classe de materiais, tornando-os possíveis de serem usados na forma de fios finos (Canevarolo Jr, S, 2006).

4.1.1.3 Quanto ao desempenho mecânico

Essa classificação é dividida em quatro subclassificações, levando em conta o desempenho mecânico do polímero. A primeira subclassificação são os termoplásticos convencionais. Que são polímeros de baixocusto, com propriedades mecânica não tão específicas, alta produção, corresponde aproximadamente 90%da produção total de polímeros no mundo, facilidade de processamento, entre outros (Canevarolo Jr, S, 2006).

Os termoplásticos especiais possui um custo semelhante aos convencionais, com a tendencia de ser um pouco mais caro. Porém possui características pouco melhores. Já os termoplásticos de engenharia são utilizados para a confecção de peças de bom desempenho para aplicações em dispositivos mecânicos. São polímero que possuem alta resistênciamecânica, boa tenacidade e excelente estabilidade direcional. A última subclassificação dessa categoria são os termoplásticos de engenharia especiais. Esses tem sua aplicações em que alta temperatura. Possuem grande quantidade de anéis aromáticos na cadeia principal, a qual aumenta a estabilidade térmica para uso a temperaturas acima de 150°C (Canevarolo Jr, S, 2006).

4.2. Fotopolimerização

Um fotopolímero, ou resina ativada por luz, pode ser obtido a partir de uma resina líquida, explorando a capacidade de ativação por luz dos cromóforos (foto-iniciadores) incorporados no domínio líquido do monômero exposto à luz com um comprimento de onda adequado. O polímero sólido se forma devido à evolução da microestrutura provocada pelo mecanismo de reticulação que ocorre entre as unidades monoméricas e as cadeias emergentes, formando uma estrutura linear ou reticulada — processo geralmente conhecido como cura. (Brighenti et al., 2024)

A fotopolimerização é usada para produzir materiais com propriedades específicas. Esse processo possui inúmeras aplicações como na odontologia, óptica, artes gráficas e eletricidade e eletrônica. Em específico na odontologia, foram criadas para suprir a falta de controle do tempo de reação. O processo de polimerização inicia-se com a absorção da luz visível, que reage com o redutor,

produzindo assim radicais livres e ativando assim a resina. Assim, os monômeros são polimerizados, formando a matriz polimérica com ligações cruzadas.

A dureza é diretamente influenciada pelo grau de polimerização. Os fatores que influenciam diretamente nessa propriedade são: o tempo de fabricação ou tempo de prateleira do produto, tipo de aparelho fotopolimerizador, cor da resina, tempo de polimerização, tempo pós-polimerização, intensidade da luz e profundidade em resina composta. O comprimento de onda deve ser uniforme em toda área da restauração, para o máximo de polimerização e sucesso clínico a longo prazo (Santos et al., 2000).

A fotopolimerização destaca-se em relação a outros processos devido à obtenção de altas massas molares a altas velocidades de conversão. Além dessa vantagem, é um processo adequado para a obtenção de materiais compostos nos quais um componente inorgânico é recoberto parcial ou totalmente com um polímero, causando o encapsulamento, para preparação de látex de redes interpenetradas (Rodrigues; Neumann, 2003).

4.3. Técnicas de Manufatura Aditiva

A manufatura aditiva (AM), também conhecida como fabricação sólida de forma livre, prototipagem rápida ou impressão 3D (3DP), envolve metodologias de processamento que são capazes de produzir estruturas depositando materiais camada por camada, recorrendo a um arquivo de design gerado por computador. A peça de trabalho é virtualmente cortada em várias camadas bidimensionais. Então, o software gera o caminho da ferramenta ao longo das direções x e y. Cada camada de material é depositada uma sobre a outra, consecutivamente, formando uma peça tridimensional (Galante; Figueiredo-Pina; Serro, 2019). Sua popularidade cresceu devido a eficiência em relação a outros métodos de fabricação como fundição e fresagem. Capaz de trazer precisões altas com redução de custo e desperdícios (Rizzante, 2022).

São classificados por estado inicial de matéria prima, conforme Tabela 1 (Argôlo, 2019). Entre as desvantagens de métodos como FDM e PAM, está a rugosidade superficial ao fim do processo (Kumbharand, 2018).

A criação do modelo tridimensional, com auxílio de um software assistido por computador, é o início do processo de impressão tridimensional. Após a criação do modelo ocorre a conversão do desenho para o formato que possa ser executado

pela impressora. Após esse processo, o modelo tridimensional é dividido em camadas e ocorre a projeção do caminho de impressão (densidade de preenchimento, ângulo, formato, aspecto exterior etc.). E finalmente ocorre a impressão, onde a impressora cria um objeto por meio da leitura das informações dos arquivos com cortes seccionados transversalmente e os imprime, camada por camada, com os materiais disponíveis. Finalmente, a última etapa consiste no pós-processamento dos objetos impressos (Barczewski et al., 2022).

Tabela 1: Classificação dos processos da MA baseados no estado inicial da matéria-prima.

Baseado em líquido	Baseado em sólido	Baseado em pó
Estereolitografia (SLA)	Modelagem por Fusão e deposição (FDM)	Sinterização Seletiva a Laser (SLS)
Impressão por Jato de Tinta (IJP)	Manufatura de Objetos Laminados (LOM)	Sinterização Direta de Metais por Laser (DMLS)
Prototipagem por Congelamento Rápido (RFP)	Tecnologia de Laminação de Papel (PLT)	Impressão Tridimensional (3DP)
Modelagem Multi-jato (MJM)	Fabricação de Extrusão por Congelamento (FEF)	Fusão por Feixe de Elétrons (EBM)
		Modelagem por Laser de Engenharia (LENS)

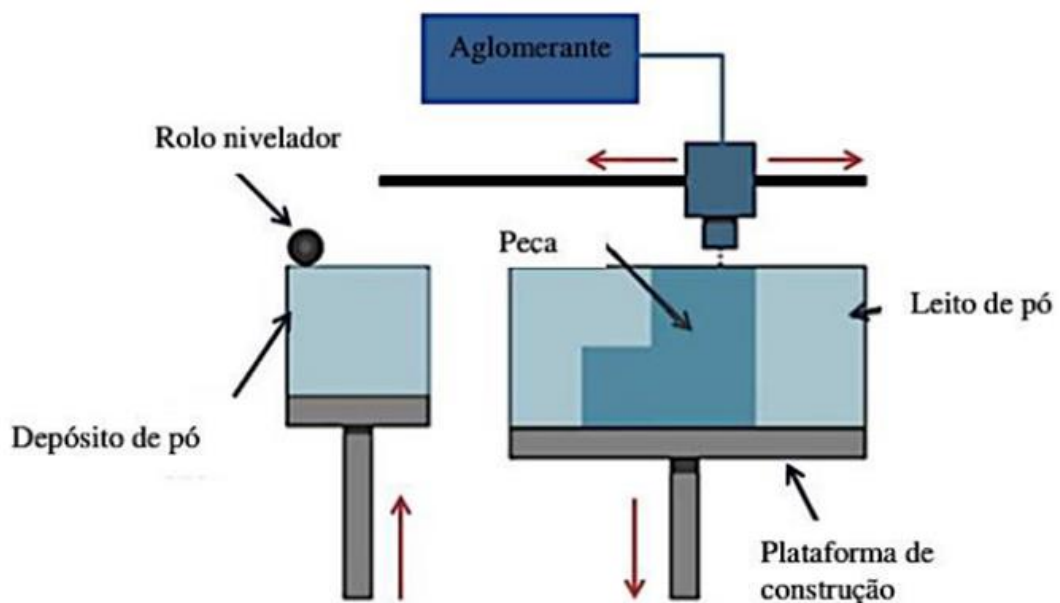
Fonte: Argôlo, 2019

A caracterização do conceito de manufatura aditiva é realizada pelo detalhamento do produto, sua profundidade e volume, porém vale reforçar que uma peça pode ser fabricada em vários processos de manufatura aditiva. A ASTM (American Society for Testing and Materials) cria a norma F42 com o objetivo de classificar o processo de impressão 3D em sete categorias (Feriotti et al., 2021). São elas:

- Fotopolimerização
- Impressão por Jato de Material – Material Jetting
- Jateamento de aglomerante – BinderJetting
- Deposição de Material Fundido – Material Extrusion - FDM
- Fusão do leito de pó – Power bedfusion – SLM E EBM
- Adição de lâminas – SheetFusion
- Deposição direta de energia – Directed Energy Deposition

O Jateamento de aglomerante é um processo que utiliza a resina aglomerante e o pó de aço. O aglomerante tem a função de adesivo entre as camadas de pó da peça, depositando seletivamente o aglomerado nas secções da peça sobre a camada de pó metálico, repedindo assim sucessivamente até a obtenção da peça em que se deseja. Nesse processo utiliza-se o tratamento térmico para remoção da resina e após essa remoção, usa-se a capilaridade de outra liga metálica para aumentar a resistência e dureza (Feriotti et al., 2021). A Figura 5 demonstra o princípio de funcionamento da impressão 3D de aglomerante. No processo de jateamento de aglutinante é usado um aglutinante líquido de forma seletiva para gerar a união do material em pó (Volpato, 2018).

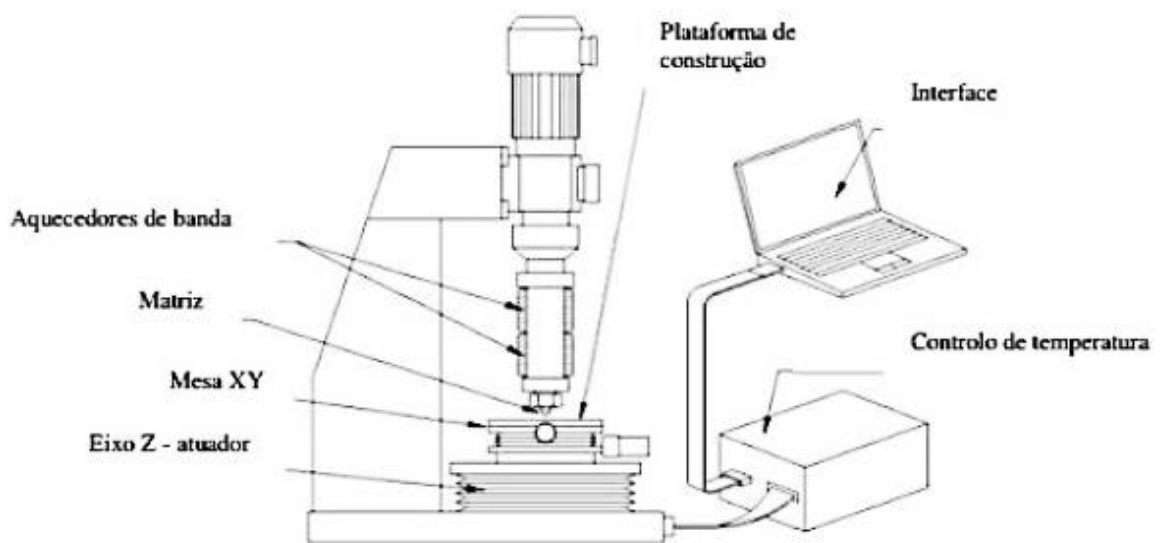
Figura 5: Princípio do funcionamento impressão 3D de aglomerante



Fonte: Feriotti et al., 2021

O processo de impressão 3D por extrusão de material (FDM) é baseada na extrusão de misturas de metal com um ligante polimérico, formando objetos tridimensionais a partir de deposição de camada por camada, Figura 6. O teor de pó metálico é responsável pela contração da peça no tratamento térmico, quando maior a concentração do pó metálico, menor é a contração durante o tratamento térmico. A remoção do ligante e a sinterização, sem comprometer as propriedades reológicas adequadas durante o processo de extrusão (Feriotti et al., 2021).

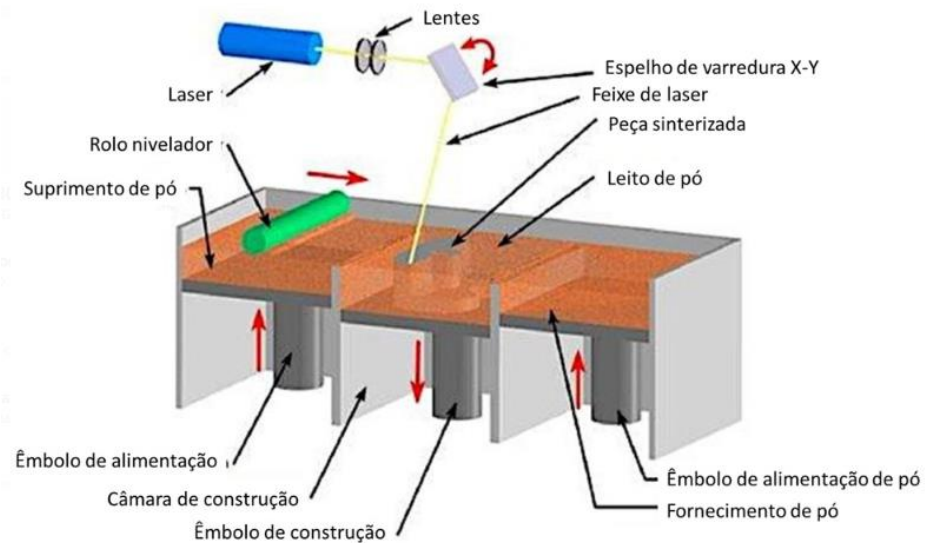
Figura 6: Princípio de funcionamento de impressão 3D (FDM)



Fonte: Feriotti et al., 2021

O processo de fusão do leito de pó é o processo aonde ocorre a fundição de pequenas partículas em pó espalhadas em uma camada de material em uma superfície, onde a fundição é dada por um laser, camada por camada até a obtenção do formato desejado, conforme Figura 7 (Feriotti et al., 2021).

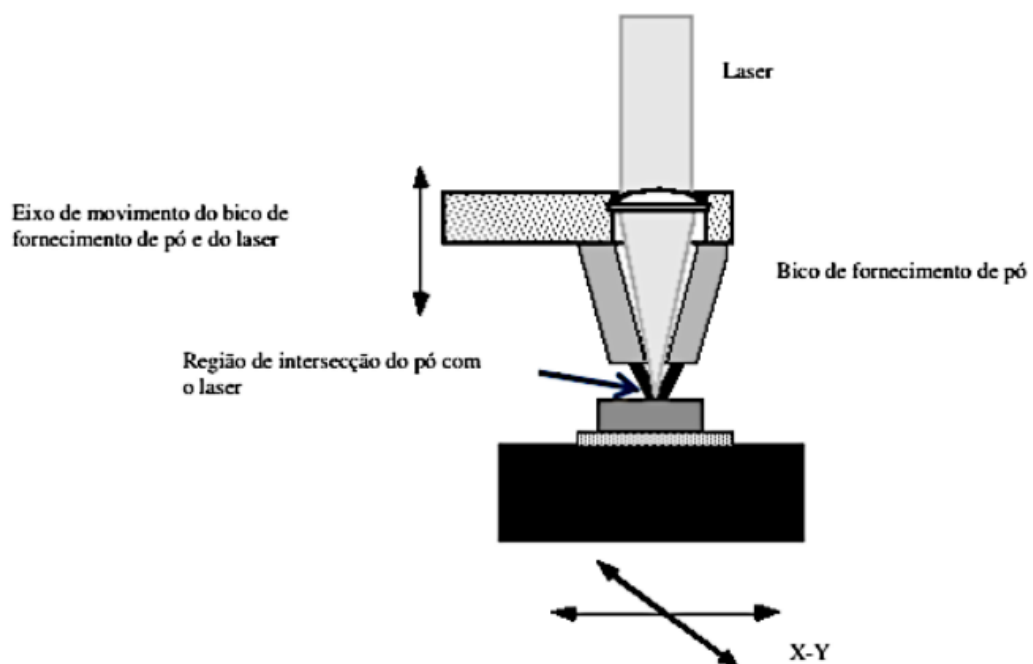
Figura 7: Princípio de funcionamento de Impressão SLS (Selective Laser Sintering)



Fonte: Feriotti et al., 2021

Há também o método de deposição com energia direcionada, LENS, que é bem similar com o processo de sinterização a laser para a produção de protótipos densos e com velocidades razoáveis de construção. Nesse processo as partículas metálicas são inseridas através de um feixe laser que funde as partículas sobre um substrato, conforme Figura 8 (Feriotti et al., 2021).

Figura 8: Princípio do funcionamento LENS (Deposição Direta De Energia)



Fonte: Feriotti et al., 2021

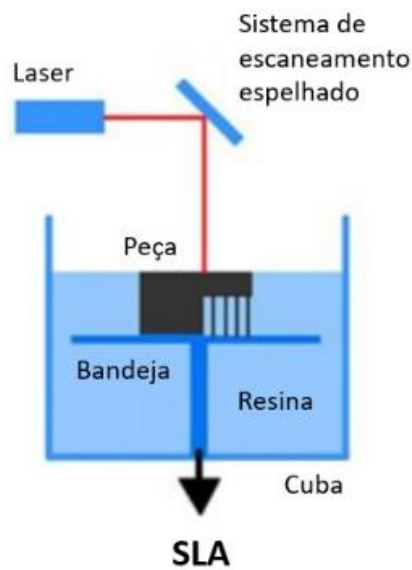
O jateamento de material ocorre devido à deposição em pequenas quantidades de forma seletiva. E há também a adição de lâminas, onde lâminas são recortadas de material e posteriormente são unidas para a formação do objeto (Volpato, 2018).

Na fotopolimerização, processo que ocorre no processo de estereolitografia e no processamento digital de luz, acontece a cura da resina fotossensível de maneira seletiva ativada por luz. Os modelos são definidos pela varredura de um feixe de laser, também pode se utilizar materiais fotopolimerizados com UV. Nesse caso o filme é revestido em resina, que é então curado por um flash de luz UV de um projetor para cada camada do objeto (Luis; Silva; Xavier, 2018).

O tempo total de impressão e a viabilidade celular são controlados pela escolha do foto-iniciador, pois ele afeta o tempo e o comprimento de onda necessários para realizar a foto-reticulação da estrutura 3D impressa. Existem vários tipos de foto-iniciadores utilizados em reações de fotopolimerização. Entre eles, estão os foto-iniciadores do Tipo I, que absorvem luz na faixa ultravioleta (UV) do espectro eletromagnético, e os do Tipo II, que absorvem luz na faixa visível do espectro. (Elkhoury et al., 2023)

Alguns parâmetros podem ser ajustados em qualquer impressora 3D, independentemente de sua tecnologia de fotopolimerização. Esses parâmetros incluem orientação de construção do objeto, a localização do objeto na plataforma e a espessura da camada impressa. A orientação da construção é comumente ajustada para reduzir o tempo de impressão ou permitir maior fluxo de resina, ou melhor, distribuição de objetos dentro da plataforma da impressora (Castro et. al, 2022). A Figura 9 mostra de maneira esquemática o processo de fotopolimerização.

Figura 9: Modelo de máquina de fotopolimerização durante o processo estereolitografia



Fonte: LUIS; SILVA; XAVIER, 2018

4.4. Estereolitografia

A FDM, apesar de muito utilizada possui algumas desvantagens. Qualidade e as características mecânicas do produto impresso são inferiores, principalmente devido ao método de impressão em camadas, que introduz pontos adicionais de contato ou falha, além da inevitável presença de vazios. (Islam et al., 2024)

Grande parte das técnicas usadas para o de processamento de cerâmica demanda um custo alto e uso de ferramentas como matrizes e moldes. Essas ferramentas, além de caras necessitam de um tempo prolongado. Como exemplo, uma técnica que é amplamente utilizada para produção de peças cerâmicas complexas em grande escala é a moldagem por injeção, possuindo um molde com alto de alto valor e altas tolerâncias dimensionais, o que faz a modelagem por injeção não ser utilizada para produção em baixa escala e fabricação de protótipo. (T. Chartier, 2002)

Os materiais Al_2O_3 , ZrO_2 e Si_3N_4 são exemplos de cerâmicas que podem ser utilizados por esse método (Altun, 2020). A maioria desses materiais são de aparência clara ou branca, o que ajuda no índice de refração das partículas no processo (Essmeister, 2022).

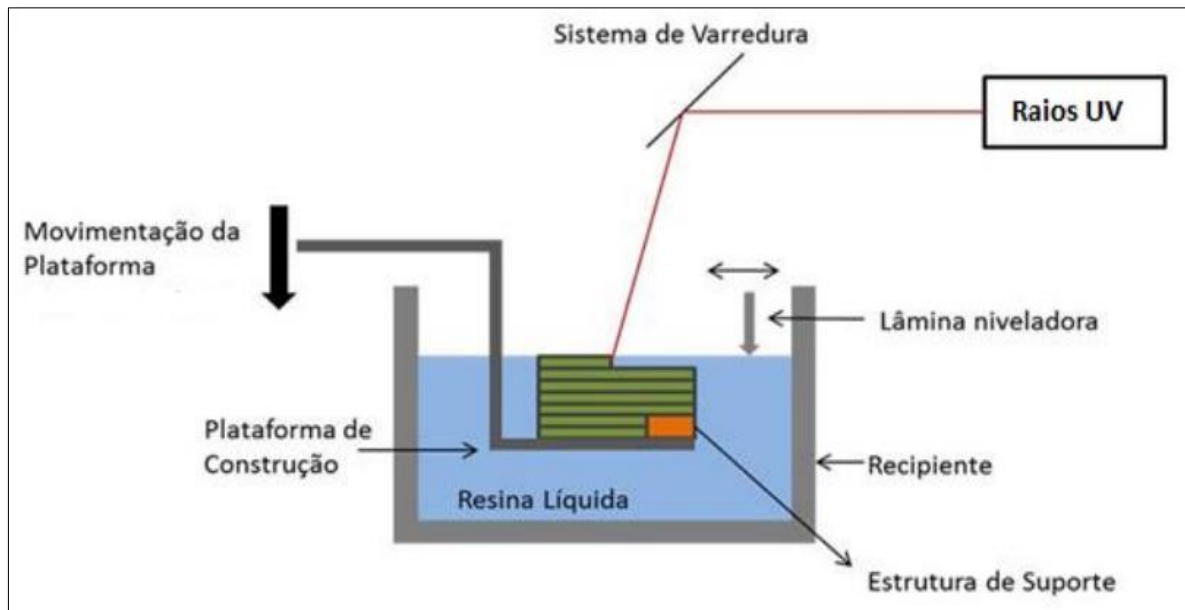
O processo baseado em líquidos é classificado em diferentes tipos. Sendo os principais deles a estereolitografia, que é o processo de polimerização da resina

líquida por laser UV e a impressão por jato de tinta que é o jateamento da resina por um cabeçote seguindo da luz UV. Já os métodos baseados em sólidos, destaca-se a Modelagem por Fusão e Deposição onde o material é fundido previamente a sua deposição. Também se destaca a Manufatura de Objetos Laminados e a Tecnologia de Laminação de Papel, onde em ambos os processos uma lâmina de material é recortada e adicionada para construir um objeto. Os processos baseados em pó usam-se o laser para o seu processamento ou um aglutinante aplicado por um cabeçote do tipo de tinta. Ambos os processos são conhecidos respectivamente por Sinterização Seletiva a Laser e Impressão Tridimensional (Argôlo, 2019).

A estereolitografia foi uma das principais tecnologias da prototipagem rápida. Esse processo parte do princípio da polimerização de resina fotossensíveis através de uma fonte de luz de LED ultravioleta. Dessa maneira, a máquina apresenta um recipiente contendo resina, com uma plataforma que se movimenta na vertical. Um computador transmite para a plataforma a primeira camada do modelo virtual a ser polimerizada começando assim reação que promove a formação de uma cadeia polimérica entre as moléculas do monômero dispersas na resina, ocorrendo a solidificação. Em seguida a plataforma desce, imergindo a primeira camada solidificada na resina e permitindo que uma nova camada seja polimerizada sobre a anterior até a formação completa do produto. No final do processo introduz-se o modelo em um forno de radiação ultravioleta para ser submetido a uma cura completa, Figura 10(Argôlo, 2019).

Nesta técnica, o substrato polimérico é solidificado por meio da promoção de ligações cruzadas entre suas cadeias moleculares induzidas por luz, sem o uso de catalisadores ácido/base que são citotóxicos. O processo de polimerização é iniciado por um material fotossensível chamado foto-iniciador, que é inicialmente adicionado à bio-tinta. Radicais livres são gerados pelos foto-iniciadores quando expostos a uma frequência específica de luz, podendo promover a reticulação localmente, sem desencadear uma reação em cadeia por toda a estrutura. Dessa forma, ao direcionar a luz de reticulação com precisão, é possível controlar com exatidão a solidificação espaço-temporal da bio-tinta. (Elkhoury et al., 2023)

Figura 10: Processo de estereolitografia



Fonte: Argôlo, 2019

4.5. Estereolitografia na Odontologia

A capacidade da Manufatura Aditiva (AM) de produzir implantes e próteses altamente personalizados utilizando polímeros biocompatíveis revolucionou a indústria da saúde, ao melhorar os tratamentos específicos para cada paciente e reduzir os tempos de produção. (Gide et al., 2025). Contudo, a tecnologia de impressão tridimensional (3D) tem sido amplamente cada vez mais utilizada na fabricação de modelos com superfícies complexas podendo ser personalizada a cada paciente. No entanto, devido à alta viscosidade da maioria dos materiais compósitos dentários a influencia negativamente na sua fluidez o que dificulta o processo de impressão 3D.

Diversas resinas biocompatíveis foram lançadas no mercado para uma variedade de aplicações, como guias cirúrgicos, modelos dentários, gabaritos de perfuração, moldes e coroas e pontes temporárias. No que diz respeito a melhor ajuste e conforto do paciente, os protetores bucais produzidos por fotopolimerização em cuba (VAT) apresentam maior resolução de impressão do que aqueles feitos por modelagem por deposição fundida (FDM). (Husna et al., 2024)

Contudo, com o intuito de facilitar e aprimorar as técnicas cirúrgicas na Implantodontia, a estereolitografia permite a maior precisão do posicionamento dos implantes e confecção de guias cirúrgicos. A efetividade de guias cirúrgicos

produzidos pela técnica convencional e pela estereolitografia. Atualmente, a prototipagem rápida usando a modelagem de estereolitografia é uma opção favorável para fabricação de guias cirúrgicos. As vantagens dos guias cirúrgicos e prótese dentárias utilizando esse método, é a diminuição no tempo operatório, rápida cicatrização pós-cirúrgica e menor complicação pós-operatória, além de melhor aspecto visual, obtendo então melhor coloração e fácil de ser suportado por diferentes densidades óssea.

4.6. Processamento Digital de Luz (DLP)

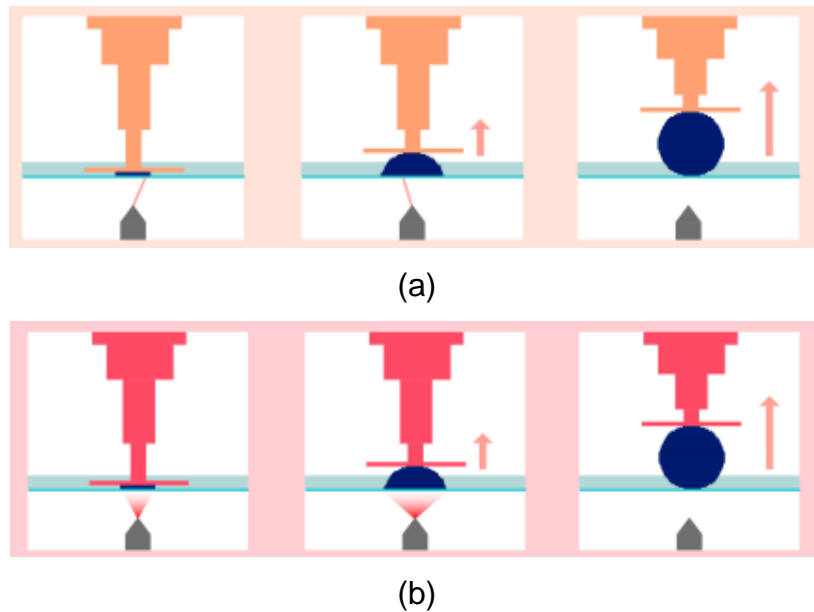
O processo de impressão por DLP envolve a polimerização de uma resina líquida fotossensível, que é curada pela exposição à luz. A grande vantagem dessa técnica é que a resina é polimerizada camada por camada de maneira simultânea, ou seja, toda a camada de material é solidificada de uma só vez, em vez de ser feita linha por linha como em outras tecnologias de impressão 3D, como a estereolitografia. Esse processo é controlado por um microespelho digital, que projeta imagens da camada a ser formada diretamente sobre a resina líquida, conforme Figura 11a. Isso resulta em uma maior velocidade de impressão e uma resolução excepcionalmente alta, permitindo a produção de peças com superfícies extremamente detalhadas e precisas. (Park et al., 2020).

Além da alta qualidade de impressão, o DLP se destaca pela sua capacidade de fabricar modelos com formas geométricas complexas e intrincadas. A velocidade de cura da resina e a precisão no controle do processo fazem desse método uma escolha ideal para a criação de produtos delicados que exigem grande fidelidade aos detalhes, como dispositivos odontológicos, modelos de prótese e até protótipos de engenharia de alta precisão. Esses produtos muitas vezes possuem reentrâncias, cavidades e formas intrincadas que seriam desafiadoras para outros métodos de fabricação. (Park et al., 2020).

Porém, apesar de suas vantagens, o processo de impressão por DLP apresenta alguns desafios. A utilização de resina líquida, por exemplo, pode ser um ponto crítico. Essa resina, embora eficiente, exige cuidados rigorosos no manuseio, armazenamento e descarte, uma vez que pode ser sensível à contaminação e à exposição inadequada à luz. Além disso, o processo de resfriamento e o manejo de resíduos líquidos podem ser complicados, exigindo etapas extras de limpeza e segurança para evitar falhas na impressão ou danos ao equipamento. Mesmo assim,

essas limitações não diminuem a popularidade do DLP, especialmente em setores que demandam alto desempenho e precisão, como a odontologia e a fabricação de dispositivos médicos personalizados. (Park et al., 2020).

Figura 11: (a) Impressão realizada por estereolitografia (b) impressão realizada por processamento digital de luz



Fonte:Caussin, 2024

4.6.1 Princípio de funcionamento

Nas técnicas de impressão 3D usadas na odontologia, o processo de fabricação é realizado por um computador (CAM/ CAD), nesse processo as informações obtidas através de escaneamento são convertidas em dados digitais (Tamura, 2005). E esses dados são convertidos em processos físicos e peças prototipadas (Stransbury, 2016).

O arquivo CAD descreve a geometria e tamanho de partes a serem construídas. Para isso, o formato STL foi desenvolvido; um arquivo STL lista as coordenadas de triângulos, que juntos formam a superfície da estrutura 3D. Essa estrutura é virtualmente fatiada em camadas de espessuras que passam por um processo de fabricação por camadas (normalmente na faixa de 25 a 100 μm). (Melchels et al., 2010)

No caso da tecnologia DLP, as resinas utilizadas são compostas por monômeros, polímeros, líquidos e termoendurecíveis que são sensíveis à luz.

Quando essas substâncias são expostas a uma fonte de luz específica, ocorre uma reação de polimerização iniciada por radicais livres. Durante essa reação, as ligações duplas (C=C) presentes nas extremidades dos monômeros são rompidas e transformadas em ligações covalentes simples (C–C), unindo os monômeros entre si. Esse processo faz com que o material passe de um estado líquido para uma estrutura sólida (Perea-Lowery, 2021). Durante o processo de impressão 3D por DLP, são utilizados lasers UV ou fontes de luz LED UV para polimerizar os fotopolímeros líquidos presentes no tanque da impressora. À medida que o tanque se movimenta verticalmente (para cima ou para baixo), as camadas do material são solidificadas sucessivamente, dando origem à estrutura tridimensional. Após a impressão, é necessário realizar um tratamento de pós-processamento. Esse tratamento é chamado de cura, podendo ter a cura térmica ou a exposição adicional à luz UV, que é especialmente indicado para resinas fotossensíveis. Esse tratamento tem o objetivo de reticular os monômeros que não reagiram completamente durante a impressão, finalizando o processo de polimerização. Considerando suas características técnicas, a tecnologia DLP vem sendo amplamente aplicada na área odontológica, com destaque para melhora nas propriedades térmicas e mecânicas do material impresso, garantindo maior resistência e estabilidade (Oh, 2023).

4.7. Aplicações do DLP na Odontologia

A integração dos laboratórios odontológicos com a tecnologia de impressão 3D tem crescido significativamente nas últimas décadas (Srinivasan, 2021). Atualmente, grande parte das impressões realizadas nos consultórios utiliza resinas à base de polímeros (Stansbury, 2016). Na odontologia, a aplicação da tecnologia DLP (Digital Light Processing) é bastante ampla, abrangendo áreas como prótese dentária, cirurgia oral e maxilofacial, implantodontia, ortodontia, endodontia e periodontia. Essa tecnologia permite tratamentos mais acessíveis, com menor custo e maior personalização para cada paciente. Por exemplo, antes da popularização das tecnologias de impressão 3D, as restaurações eram geralmente fabricadas por fresagem. Atualmente, as restaurações impressas em 3D têm apresentado várias vantagens. Alguns estudos demonstraram que os valores de desajuste marginal e interno das restaurações produzidas por impressão 3D são significativamente menores do que os das restaurações fresadas. (Tian, 2021). Além disso, a impressão

3D contribui para a redução do tempo necessário nas etapas clínicas e laboratoriais, ao mesmo tempo em que aumenta a precisão dos resultados (Di Fiore, 2022). Atualmente, diversas resinas fotossensíveis já foram aprovadas para uso na odontologia restauradora e vêm sendo amplamente utilizadas, principalmente por apresentarem boa biocompatibilidade com os tecidos orais. Essas resinas permitem a confecção segura de restaurações provisórias, coroas, pontes, guias cirúrgicos e outros dispositivos odontológicos, com resultados satisfatórios tanto em termos clínicos quanto estéticos (Oh, 2023).

4.8. Resinas com Cargas Cerâmicas

A adequada polimerização das resinas compostas é determinante para a maximização das características físicas, mecânicas e biológicas dos compósitos. A obtenção de um elevado grau de conversão é fundamental para garantir o sucesso clínico das restaurações realizadas com este tipo de material. (Borges et al., 2015)

A alta carga de cerâmica sólida é benéfica para o processo de sinterização durante o pós-processamento. Entretanto, a viscosidade da resina é altamente dependente da concentração de pós cerâmicos, devendo ser baixa o suficiente para se auto nivelar para a fotopolimerização de uma nova camada. As resinas de alto teor de sólidos geralmente apresentam maior viscosidade, impedindo que a resina se auto nivele no processo de impressão. Portanto, surfactantes são necessários para diminuir a viscosidade e as aglomerações na resina. (Gao, 2019)

A junção desses materiais ajuda a superar a fragilidade dos materiais cerâmicos e ao mesmo tempo aumentar a dureza do polímero. Atualmente a maior parte dos estudos destes materiais, focaram no processamento e caracterização de compósitos densos (Seuba et al., 2021). A combinação de ambos os materiais nos permite atingir propriedades únicas, que não são possíveis de se obter nos materiais separados (Jagadeesh et al., 2022).

4.8.1. Estado da arte em resinas dentárias com carga cerâmica para impressão 3D por fotopolimerização

A manufatura aditiva de cerâmica surgiu como uma alternativa para superar as limitações dos métodos convencionais de fabricação, que incluem o encolhimento dimensional durante o processamento, a complexidade na produção de geometrias

complexas e o alto desgaste das ferramentas de usinagem. Essa tecnologia permite a fabricação de componentes cerâmicos com alta precisão e controle sobre as propriedades finais, reduzindo desperdícios e custos associados a moldes e processos de usinagem. (Dadkhah, M.et al., 2023).

Atualmente, a manufatura aditiva de cerâmica tem sido amplamente adotada em setores como a indústria aeroespacial, automotiva e de saúde, de destacando na criação de biomateriais personalizados, como implantes odontológicos, próteses ósseas para engenharia de tecidos, permitindo maior compatibilidade biológica e aceleração no processo de recuperação dos pacientes. Com a evolução das técnicas de impressão 3D, a manufatura aditiva de cerâmica continua avançando, oferecendo novas possibilidades para a produção de componentes altamente especializados e otimizados para diversas aplicações industriais e médicas. (Dadkhah, M.et al., 2023)

Comparado aos métodos tradicionais, como fundição e sinterização, a DLP se diferencia fundamentalmente, oferecendo diversas vantagens para o desenvolvimento de materiais cerâmicos em diferentes aplicações. Além de proporcionar maior precisão e complexidade geométrica, a DLP é significativamente mais rápida, o que a torna uma das opções mais convenientes para aplicações na bioengenharia. Atualmente, a DLP tem sido utilizada com sucesso na fabricação de peças cerâmicas a partir de resinas líquidas, permitindo a criação de componentes com geometrias complexas e alta qualidade. As cerâmicas mais empregadas nesse processo incluem zircônia, alumina, carboneto de silício, nitreto de silício e cerâmicas derivadas de polímeros. A zircônia é amplamente utilizada na produção de peças personalizadas, como implantes e outros produtos odontológicos, devido à sua biocompatibilidade e resistência mecânica. Já a alumina se destaca como uma cerâmica estrutural essencial, graças à sua elevada dureza, resistência térmica e custo relativamente baixo. Por outro lado, o carboneto de silício e o nitreto de silício têm ganhado cada vez mais destaque na indústria aeroespacial, devido à necessidade de fabricar componentes densos e altamente resistentes a condições extremas. A excepcional dureza desses materiais torna-os ideais para aplicações que exigem alta resistência mecânica, abrasão e estabilidade térmica, impulsionando sua crescente adoção nesse setor. (Dadkhah, M.et al., 2023)

4.9. Propriedades mecânicas de polímeros com carga cerâmica para odontologia obtidas por SLA

A fabricação de peças avançadas em compósitos poliméricos utilizando partículas cerâmicas tem se tornado cada vez mais popular nos últimos anos (Khecho et al., 2024). Essa evolução considerável ao longo da última década é impulsionada pela crescente demanda por materiais que apresentem não apenas uma boa resistência mecânica, mas também propriedades restauradoras eficazes e biocompatibilidade superior. O desenvolvimento desses compostos é resultado da combinação de uma matriz polimérica com partículas cerâmicas, o que proporciona um aumento significativo nas propriedades físicas e mecânicas do material, refletindo diretamente na sua performance clínica, como maior resistência à fratura e à abrasão, características essenciais em tratamentos odontológicos. (Melo-Silva, T et al., 2014).

A matriz polimérica, que serve como a base do composto, passa por um processo de polimerização, durante o qual ocorre a formação de ligações cruzadas entre seus monômeros. Esse processo de polimerização é fundamental para conferir a resistência necessária ao material, tornando a matriz não apenas estruturalmente robusta, mas também a parte ativa na reação química que dá origem ao material final. A principal função da matriz polimérica é garantir a estabilidade estrutural do composto, além de permitir uma adequada adesão ao dente, aspecto crucial para o sucesso das restaurações odontológicas. Já a carga cerâmica desempenha um papel fundamental na melhora das propriedades mecânicas do material. Essa carga, composta por partículas cerâmicas, é incorporada à matriz polimérica e é responsável por aumentar a resistência do material à fratura e à abrasão, o que é fundamental para garantir a durabilidade das restaurações. A interação entre a matriz polimérica e as partículas cerâmicas resulta em um material mais resistente e com propriedades mecânicas superiores, permitindo que o composto suporte as forças mastigatórias e outras condições adversas que os materiais odontológicos enfrentam no ambiente bucal. (Melo-Silva, T et al., 2014)

Os fatores que influenciam as propriedades da resina polimérica são múltiplos e interdependentes, e sua otimização é essencial para garantir o desempenho desejado. Os principais fatores incluem:

- Incorporação da carga cerâmica: A quantidade e o tipo de carga cerâmica incorporada ao material podem influenciar diretamente as propriedades

mecânicas, como a dureza e a resistência à fratura. O controle adequado da distribuição das partículas cerâmicas também é crucial para o desempenho do material.

- Módulo de elasticidade da matriz polimérica e da carga cerâmica: A combinação da matriz polimérica e da carga cerâmica deve ser cuidadosamente ajustada para garantir que o material final tenha o equilíbrio necessário entre flexibilidade e rigidez, a fim de se adaptar às condições de mastigação sem comprometer a durabilidade.
- Tipo de luz e intensidade da fotopolimerização: O processo de fotopolimerização é uma etapa essencial para a cura da resina composta. A escolha do tipo de luz (normalmente, luz visível de alta intensidade) e a intensidade dessa luz influenciam a taxa de polimerização e, conseqüentemente, as propriedades finais do material. Uma fotopolimerização inadequada pode resultar em uma restauração com propriedades mecânicas comprometidas.
- Tempo de polimerização: O tempo de polimerização também é um fator crucial. Se o tempo for excessivo ou insuficiente, isso pode afetar a adesão entre a matriz polimérica e a carga cerâmica, prejudicando a resistência e a durabilidade do material.
- Tempo de cura: O tempo de cura refere-se ao tempo necessário para que o material atinja suas propriedades finais de dureza e resistência. Esse tempo deve ser adequado para permitir que o material alcance seu desempenho ideal, tanto em termos de resistência mecânica quanto de adaptação clínica.

Portanto, a adição de carga cerâmica à resina polimérica é um dos fatores determinantes para melhorar as propriedades mecânicas dos materiais odontológicos. Com o ajuste correto da proporção de carga cerâmica e o controle rigoroso dos parâmetros de polimerização e cura, é possível obter materiais que possuam características superiores, como alta dureza, módulo de elasticidade otimizado e resistência a desgastes, contribuindo para a longevidade e eficácia das restaurações odontológicas. (Melo-Silva, T et al., 2014)

5. MATERIAIS E MÉTODOS

A seleção do material comercial consistiu na escolha de uma resina comercialmente disponível. Nesse trabalho foi utilizada a resina fotopolimerizável comercial Basic da 3D CURE por apresentar baixo custo além de características adequadas para impressão 3D, como boa fluidez, alta capacidade de cura sob luz ultravioleta (UV) e compatibilidade com cargas cerâmicas. A resina fotopolimerizável utiliza a cura por radiação UV garantindo assim a formação de uma estrutura rígida e bem definida. Esse tipo de resina é amplamente utilizado na manufatura aditiva devido à sua precisão na reprodução de detalhes e na capacidade de produzir peças com boa resistência mecânica e estabilidade dimensional¹.

Após a resina ser modificada com diferentes concentrações de $ZrO_2(Y_2O_3)$ é feito o processo de impressão de amostras tridimensionais, por meio do processo DLP. Essa técnica de manufatura aditiva utiliza um feixe de luz UV para curar seletivamente camadas de resina, criando peças com alta precisão e detalhamento.

Segundo a impressão 3D, as amostras são preparadas para as análises posteriores. Nessa fase, podem ser feitos ajustes na geometria das peças, remoção de suportes de impressão e polimento inicial, se necessário, para garantir a reprodutibilidade dos testes.

A análise do tempo de decantação avalia a estabilidade da suspensão formada entre a resina e o $ZrO_2(Y_2O_3)$. Essa análise verifica a sedimentação das partículas cerâmicas ao longo do tempo, o que poderia comprometer a homogeneidade do material e a qualidade das peças impressas.

A cor e a translucidez das amostras são analisadas para verificar possíveis alterações ópticas causadas pela adição do $ZrO_2(Y_2O_3)$. Essas propriedades são essenciais para aplicações odontológicas, pois afetam a estética das próteses e restaurações dentárias.

As peças impressas passam por um processo de cura adicional, no qual são expostas a luz UV para garantir a polimerização completa da resina. Esse estágio é fundamental para aumentar a resistência mecânica do material e reduzir tensões internas que poderiam comprometer sua durabilidade.

A seguir são detalhadas as etapas experimentais realizadas nessa dissertação.

¹Maiores detalhes estão disponíveis no endereço (<https://3dcure.com.br/loja/resina-3d-cure-basic-1-kg/>).

5.1. Materiais

A adição de $ZrO_2(Y_2O_3)$ em diferentes concentrações tem o intuito de melhorar as propriedades mecânicas e estéticas da resina, são adicionadas partículas de óxido de zircônio estabilizado com 3% mol. de Y_2O_3 (3Y-TZP) em concentrações de 3%, 5% e 10% em peso. A zircônia é amplamente utilizada na odontologia devido à sua elevada resistência mecânica, biocompatibilidade e estabilidade química. A variação na concentração permite avaliar o impacto desse reforço cerâmico nas propriedades mecânicas finais dos polímeros fotocuráveis obtidos por impressão 3D.

A resina fotopolimerizável comercial Basic da 3D CURE, Figura 12, utilizada neste trabalho, é compatível com impressoras 3D do tipo LCD e DLP com fonte de luz UV de 405nm. Essas resinas apresentam baixa viscosidade, o que diminui o desperdício com excessos na superfície das peças impressas e facilita o processo de limpeza do tanque.

Figura 12: Resina fotopolimerizável Basic da 3D CURE



Fonte: <https://3dcure.com.br>, 2022

A cerâmica adicionada à resina Basic foia zircônia estabilizada com 3% mol. ítria (ZrO_2 - Y_2O_3 ou 3Y-TZP) mantendo assim maior estabilidade na fase tetragonal. As características gerais deste material são, segundo o fabricante, SinoZr-China, como evidenciada na Tabela 2, bem como sua nomenclatura de produto (SZ-DT-BP). Uma resina comercial, NanoLab 3D A1, Wilcos, foi utilizada comparativamente, em algumas etapas de caracterização, como no ensaio de dureza e resistência a flexão.

Tabela 2: Resumo das características da matéria-prima utilizada nesse estudo (dados do fabricante) referente zircônia estabilizada com ítria (ZrO_2 - Y_2O_3 ou Y-TZP).

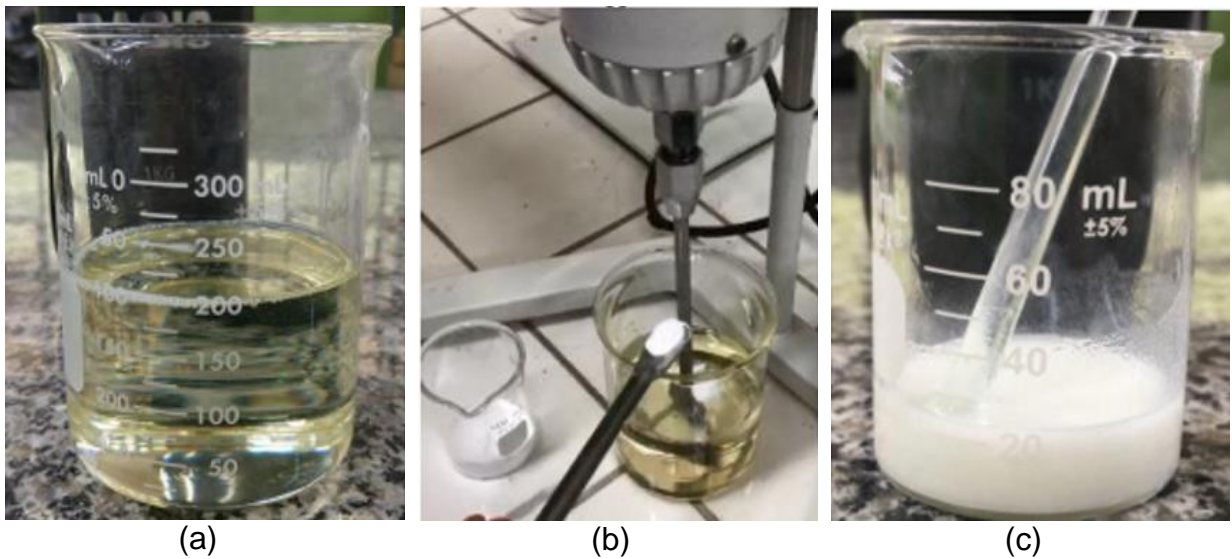
ZrO₂ (3% mol Y₂O₃)	(SZ-DT-BP)
Y₂O₃ (%peso)	5,5 ± 2
Al₂O₃ (%)	≤ 0,25
SiO₂ (ppm)	< 300
Fe₂O₃ (ppm)	< 300
S (m²/g)	12 ± 1
Densidade (g/cm³)	6,05

Fonte: Dados fornecidos pelo fabricante, SinoZr-China

5.2. Síntese Metodológica

Diferentes misturas de resinas (suspensões de 250 mL de resina fotocurável + carga cerâmica) contendo 3%, 5% ou 10% peso de 3Y-TZP, foram desenvolvidas com a adição controlada de pó cerâmico à resina utilizando agitador mecânico para laboratório modelo Fisatom 710, com baixa velocidade de agitação por 60 min conforme mostrado na Figura 13. A homogeneização da mistura foi feita somente de maneira mecânica e sem controle de temperatura.

Figura 13:(a) Resina Basic 3D Cure; (b) Processo de adição e mistura entre resina e cerâmica 3Y-TZP; (c) Suspensão resultante.



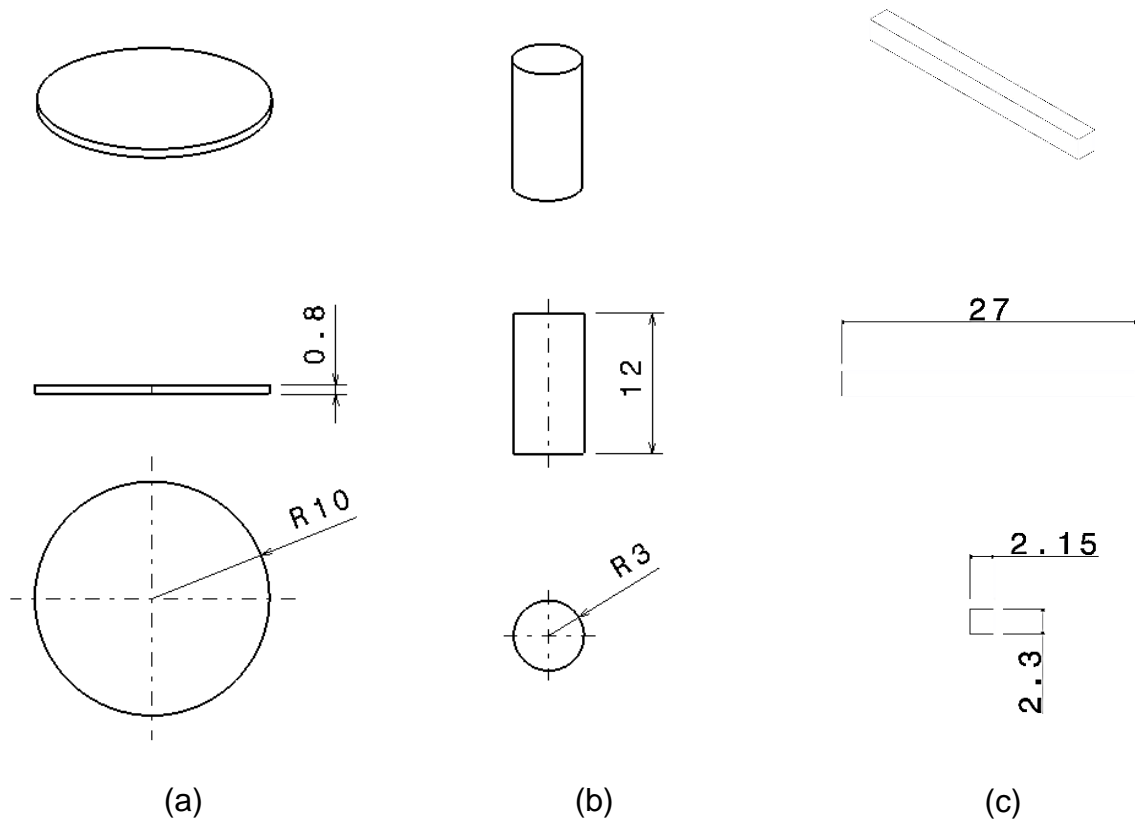
Fonte: O Autor, 2023

5.3. Preparação das suspensões

Para a criação dos desenhos dos CPs, duas principais geometrias distintas de corpos de prova foram desenvolvidas através do software CATIA V5.

O primeiro grupo de geometrias são discos de 20 mm de diâmetro com espessuras variando entre 0,8 mm e 1,5 mm. O segundo grupo, cilindros com 6 mm de diâmetro e 12 mm de altura. O terceiro grupo, hastes de aproximadamente 27 mm de comprimento e seção reta de 2,15 x 2,30 mm conforme ilustrado na Figura 14. Cada uma delas utilizada em um tipo de ensaio diferente descrito posteriormente.

Figura 14:(a) Corpo de prova disco; (b) Corpo de prova cilíndrico; (c) Corpo de prova para flexão em 3 pontos.

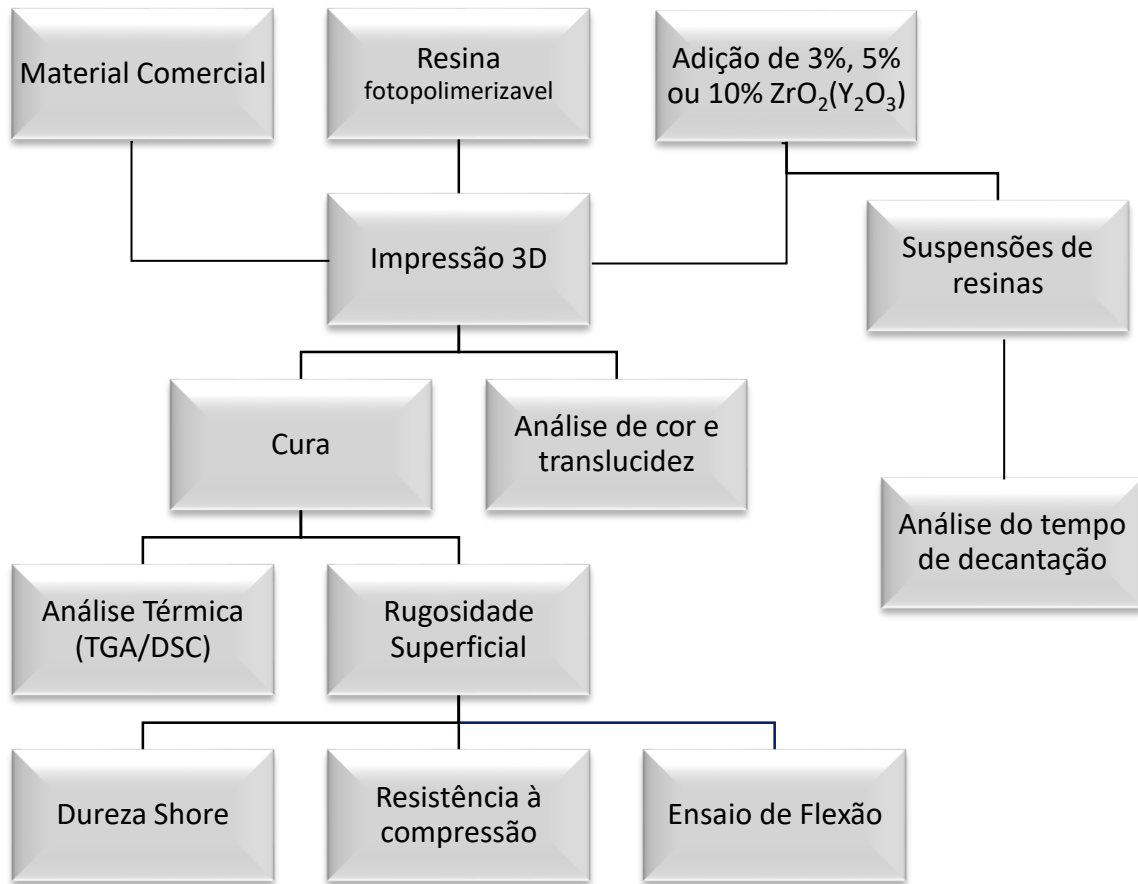


Fonte: O Autor, 2023

Quanto as propriedades térmicas das amostras são investigadas por meio da análise termogravimétrica (TGA) e da calorimetria exploratória diferencial (DSC). A TGA avalia a estabilidade térmica do material, monitorando a perda de massa em função da temperatura, enquanto a DSC identifica transições térmicas, como temperatura de fusão e degradação térmica.

O processo de desenvolvimento e caracterização de polímeros com carga cerâmica para aplicações odontológicas envolve diversas etapas fundamentais, desde a escolha do material, até a avaliação de suas propriedades mecânicas, térmicas e ópticas. Cada fase desempenha um papel essencial na obtenção de um material com desempenho desejado para dispositivos odontológicos, conforme Figura 15.

Figura 15: Processo de desenvolvimento e caracterização de polímeros com carga cerâmica



Fonte: O Autor, 2025

A textura da superfície das amostras é analisada para determinar sua rugosidade. Um material com alta rugosidade pode aumentar a adesão de biofilme bacteriano, comprometendo a biocompatibilidade e facilitando a proliferação de microrganismos. Portanto, essa avaliação é essencial para garantir um acabamento adequado das peças odontológicas.

A dureza Shore mede a resistência da superfície do material à indentação. Esse ensaio fornece uma indicação da resistência ao impacto e da capacidade do material de manter sua forma sob cargas leves.

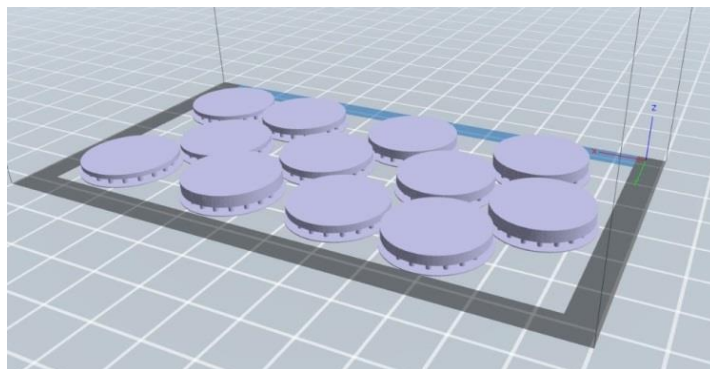
O teste de resistência à compressão das amostras foi avaliado para verificar sua capacidade de suportar forças aplicadas verticalmente. Esse é um fator crítico para aplicações odontológicas, pois os materiais utilizados em restaurações e próteses precisam resistir a forças mastigatórias sem falhar prematuramente.

O ensaio de flexão foi realizado para determinar a resistência à flexão e o módulo de elasticidade em flexão do material. Esses parâmetros são importantes para entender o comportamento mecânico da resina fotopolimerizável modificada com $ZrO_2(Y_2O_3)$, especialmente para aplicações estruturais e funcionais. O ensaio realizado foi o ensaio de flexão em três pontos, onde a amostra é apoiada em dois pontos e uma carga é aplicada no centro com a finalidade de medir a resistência do material ao dobramento.

5.4. Modelagem e impressão

O modelo das amostras feitas em impressão 3D foi, primeiramente, criado utilizando o software CATIA V5R20. Doze ($n = 12$) discos de amostras foram projetados, sendo eles divididos entre as espessuras de 1,5, 2,0, 2,5 e 3,0 mm. O arquivo 3D em formato “.stl” foi importado para o 3D FlashDLPrint, onde foi convertido para o formato compatível com a impressora, posicionado na mesa de impressão e receberam suportes de ancoragem individuais (Figura 16). Em seguida, foi gerado o arquivo “.svgx” para iniciar a impressão 3D.

Figura 16: Disposição dos corpos-de-prova na mesa de impressão em conjunto com os suportes no software 3D FlashDLPrint



Fonte: O Autor, 2025

Após esse processo, foram utilizados 200mL de resina fotopolimerizável no tanque de resina da impressora 3D, sendo ela o modelo FlashForge Hunter, do laboratório de Materiais e Processos da UERJ-FAT conforme mostrado na Figura 17, onde a plataforma de construção posicionada no topo do tanque irá se mover de acordo com a distância equivalente à espessura de uma camada desejada,

repetindo o processo até que a espessura final seja atingida. A impressão foi realizada seguindo os parâmetros apresentados na Tabela 3.

Figura 17: Modelo de impressora 3D FlashForge Hunter



Fonte: <https://flashforge.com.br/categorias/hunter-series/>, 2025

Tabela 3: Parâmetros de impressão das amostras

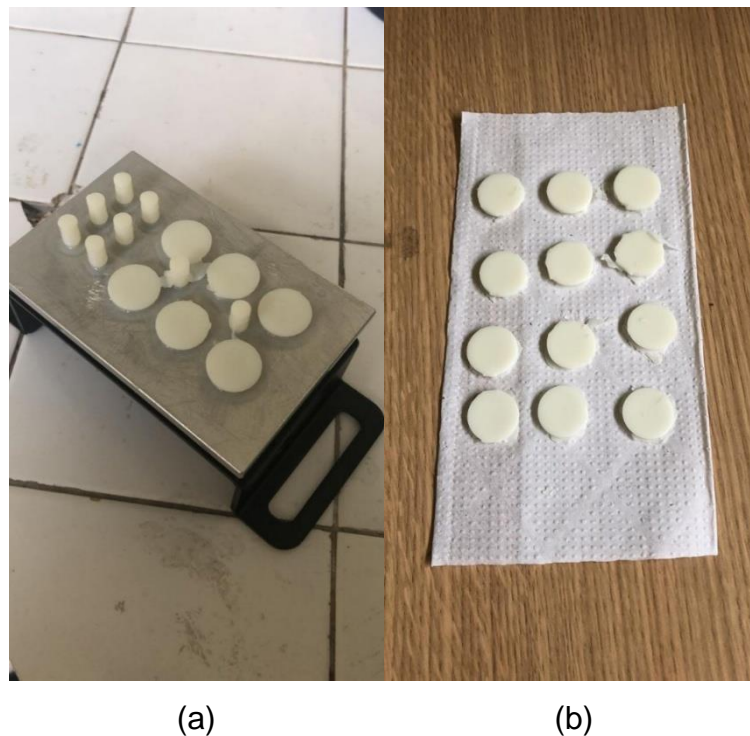
Parâmetros de Impressão	
Tempo de cura	7 s
Tempo de cura das camadas de aderência	28 s
Camada de transição	8ª camada
Intensidade da luz	95%
Formato do tapete	Retangular
Espessura do tapete	0,20 mm
Margem do tapete	5,00 mm
Preenchimento máximo	100%

Fonte: O Autor, 2025

Em seguida, os corpos-de-prova recém impressos, foram imersos em álcool para que realização da limpeza do material excedente. Após a limpeza, as amostras precisaram passar por um processo de secagem onde foram dispostas em um dessecador durante um período de 24 horas. Posteriormente, os discos passaram pela cura do material, com a intenção de submeter as peças em uma exposição

adicional à luz ultravioleta controlada em termos de intensidade e tempo de exposição para garantir que as peças foram polimerizadas uniformemente. Esse processo foi realizado no forno de cura 3D Done, utilizando uma fonte de luz com o comprimento de onda de 405nm por 18 minutos com a variação de temperatura em cerca de 50°C. Os modelos de amostras curadas são apresentadas na Figura 18.

Figura 18: Exemplos de amostras impressas por DLP, (a) antes da cura e (b) após a cura.



Fonte: O Autor, 2025

Posteriormente, com as amostras já curadas, iniciou-se o procedimento de acabamento dos discos, realizado pelas etapas de lixamento e polimento individual de cada um deles. Para esse processo, foi usada a politriz automática EcoMet 30 (Buehler, Germany) do laboratório de Materiais e Processos da UERJ-FAT, em conjunto de discos diamantados de 45, 15 e 6 μm , seguido pela medição de diâmetro, espessura e comprimento de cada amostra impressa usando um paquímetro digital Mitutoyo (0,01mm).

5.5. Caracterizações físico-químicas

Para a determinação das fases cristalinas presentes nos materiais, as amostras foram medidas pela técnica de difratometria de raios X. Para a realização da análise, foi utilizado um difratômetro (Empyrean, MalvernPanalytical, Reino Unido) da Escola de Engenharia de Lorena - USP-EEL, que utiliza tubo emissor de Cu-K α . As medidas foram realizadas empregando varredura 2 θ entre 10° e 80°, com passo angular de 0,02°/s, durante 100 s. A identificação das fases cristalinas foi realizada por meio da aplicação dos resultados na análise por meio do software X'pert-Highscore (Phillips), utilizando-se como base de dados arquivos COD.

A morfologia dos pós de zircônia e detalhes das peças impressas, foram investigadas utilizando Microscopia eletrônica de varredura. Utilizou-se um microscópio SCHOTTKY JEOL (JSM 7100FT) com EDS/SDD 80 mm² (Xplore Oxford), disponível no laboratório do CTI (Centro da tecnologia da Informação Renato Archer-Campinas) usando como parâmetros, uma voltagem de 20 KV e trabalhando com distância de trabalho de WD = 10 mm. O pó de zircônia foi metalizado com uma fina camada de ouro, utilizando metalizadora Emithech K550X SputerCoater (Quorum Technologies - Kent, UK).

5.5.1. Espectroscopia de Infravermelho por Transformada de Fourier (FTIR)

Os grupos funcionais presentes e a estrutura molecular dos materiais impressos foram determinados em um em um espectrofotômetro Perkin Elmer (modelo Spectrun 100, disponível no Laboratório de Plasma da FEG/UNESP, no modo refletância total atenuada (ATR), utilizando o método de transmitância) com um acessório de diamante de (ATR), Figura 19. Os dados foram coletados por meio de 64 varreduras, com resolução espectral de 4 cm⁻¹ na faixa de 4000 a 500 cm⁻¹.

Figura 19: Espectrofotômetro Perkin Elmer utilizado neste trabalho



Fonte: O Autor, 2025

5.5.2. Análise térmica por TGA/DSC

Análise térmica de termogravimetria (TGA) e ensaio de calorimetria exploratória diferencial (DSC) foram realizados nas resinas do grupo controle (antes e após a cura) e dos grupos de resinas curadas sem carga, ou contendo 3% e 10% de 3Y-TZP

O equipamento utilizado foi o NETZSCH STA 409 PC/PG, usando um microcadinho de alumina na taxa de aquecimento de 5°C/min até 800°C em atmosfera de nitrogênio na taxa de 1 ml/min. durante todo o tratamento térmico de acordo com a recomendação da norma ASTM E1131 para materiais orgânicos e poliméricos, Figura 20.

Figura 20: Equipamento (analisador térmico) utilizado nos experimentos



Fonte: O Autor, 2025

5.5.3. Densidade

A densidade dos materiais foi determinada em um picnômetro de gás hélio QUANTACHROME Ultracyc 1200e, em temperatura ambiente, disponível no Laboratório de Fadiga e Materiais Aeronáuticos da FEG/UNESP, Figura 21, com a finalidade de avaliar o comportamento de acordo com teor de carga.

Figura 21: Imagem do picnômetro de gás hélio QUANTACHROME Ultracyc 1200e utilizado neste trabalho



Fonte: O Autor, 2025

5.5.4. Rugosidade 3D

As amostras polidas, foram complementadas com medições de rugosidade de superfície 3D. A análise de rugosidade foi realizada por interferometria com o rugosímetro óptico ZygoNewView 7100 (Zygo Corporation, Middlefield, CT, EUA). Foram medidos os parâmetros Ra, Rq e PV das amostras, onde:

- Ra: é a média aritmética dos valores absolutos das alturas do perfil ao longo do comprimento de avaliação;
- Rq: refere-se à medida correspondente às ordenadas dos cinco picos mais altos e dos cinco vales mais profundos ao longo do comprimento da amostra;
- PV (Pico e Vale): refere-se aos valores médios dos picos e dos vales medidos no espaço da amostra.

As definições dos parâmetros de rugosidade estão disponíveis na Norma Técnica ISO 21920-2:2021. Três áreas de cada amostra foram medidas. A técnica de interferometria também produz uma imagem 3D da região de medição. A medição de rugosidade com um interferômetro óptico não destrutivo fornece uma melhor compreensão da morfologia da superfície e da rugosidade do que as medições com um perfilômetro de contato.

5.6. Ensaaios mecânicos

5.6.1. Ensaios de compressão

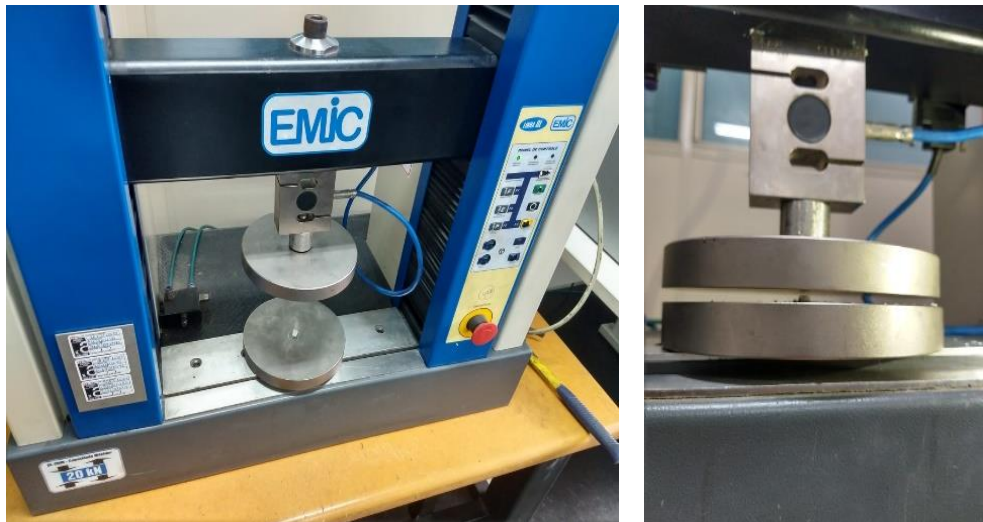
Ensaios de compressão foram realizados, em diferentes grupos de polímeros, utilizando a norma ASTM D695. Nessa etapa de caracterização, utilizou-se a Máquina de Ensaio Universal EMIC, Modelo DL 2000, com célula de carga de 5kN, Figura 22, com velocidade de carregamento 1mm/s. A Figura 23 apresenta os detalhes do equipamento. As superfícies superiores e inferiores dos corpos de prova cilíndricos foram lixadas e polidas com lixa diamantada até 6 µm, preservando-se o paralelismo das faces. Mais detalhes sobre as amostras são encontrados no Anexo 2.

Figura 22: Máquina Universal de Ensaio Mecânica, Fabricante: EMIC
Série: 23, Modelo: DL2000, Capacidade: 20kN.



Fonte: O Autor, 2025

Figura 23: Detalhes do ensaio de compressão.



Fonte: O Autor, 2025

5.6.2. Ensaio de Dureza Shore D

Para a realização do ensaio de dureza utilizou-se durômetro digital portátil Shore D Instrutherm DP-400, conforme Figura 24, contendo certificado de Calibração INMETRO. Nessa atividade experimental, trinta ($n = 30$) medidas de dureza Shore foram realizadas, segundo a norma ASTM D2240-15. Seguindo recomendações de

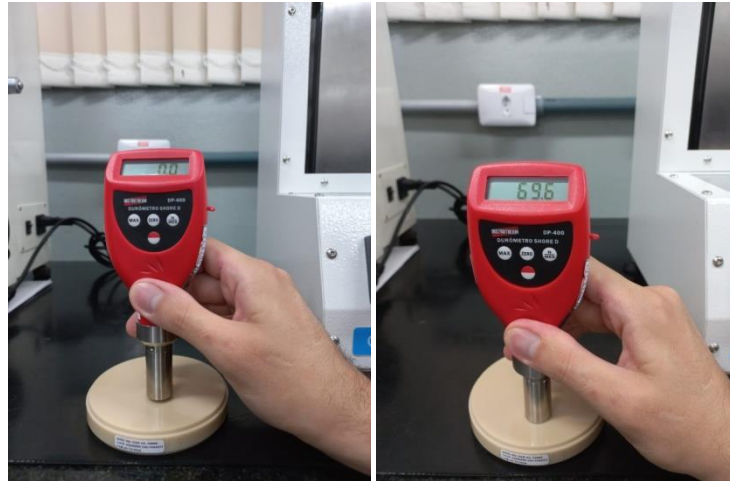
realização de testes de dureza Shore-D, o durômetro foi posicionado transversalmente a superfície plana e polida do bloco e a dureza foi determinada e registrada no ponto de maior valor, para cada medida. A Figura 25 apresenta exemplo de registro de medição realizados antes e após 15 segundos de penetração do durômetro.

Figura 24: Detalhes do durômetro utilizado nos ensaios mecânicos.



Fonte: O Autor, 2025

Figura 25: Exemplo de medição de Dureza Shore-D.



Fonte: O Autor, 2025

5.6.3. Ensaio de Flexão em 3-pontos

Para a realização dos ensaios de flexão em 3-pontos, foram impressos corpos de prova de dois grupos de amostras distintos:

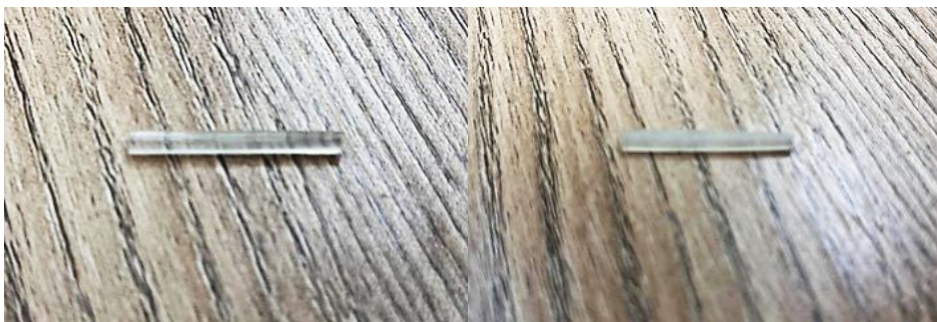
1) grupo controle, no qual 17 corpos de prova foram fabricados exclusivamente com a resina comercial, sem a adição de qualquer outro componente;

2) a resina comercial, 13 corpos de prova, porém com a incorporação 5% em pesada cerâmica $ZrO_2(Y_2O_3)$, escolhida para este estudo devido às suas reconhecidas propriedades mecânicas previamente determinadas.

A inclusão da cerâmica tem como finalidade potencializar características como resistência à flexão, durabilidade e desempenho estrutural do material final.

A fabricação dos corpos de prova seguiu um rigoroso controle de processo, garantindo uniformidade nas dimensões e condições de impressão, a fim de assegurar a reprodutibilidade dos ensaios e permitir uma análise comparativa precisa entre os dois grupos. Após a impressão e o devido tempo de cura, foi realizado o polimento das quatro faces das amostras para garantir uma superfície uniforme e padronizada. O processo foi conduzido utilizando lixas de granulações progressivas, começando com a de $6\mu m$, seguida pela de $15\mu m$ e finalizando com a de $45\mu m$. Esse procedimento visou remover irregularidades superficiais, reduzir possíveis tensões residuais e proporcionar um acabamento adequado para a realização do ensaio mecânico, garantindo maior precisão e repetibilidade nos resultados obtidos, conforme Figura 26. Após o processo de preparação das amostras, que envolveu a impressão e o polimento das superfícies, foi realizada a medição precisa das dimensões dos corpos de prova. A medição foi realizada com o auxílio de um paquímetro de alta precisão ($0,01mm$). As dimensões de cada grupo de corpo de prova, são apresentadas em ANEXO.

Figura 26:(a) Corpo de prova apenas com a resina polimérica; (b) Corpo de prova com adição da carga cerâmica $ZrO_2(Y_2O_3)$



(a)

(b)

Fonte: O Autor, 2025

Para esse trabalho, os testes de flexão em 3 pontos foram realizados de acordo com a norma ABNT NBR ISO 4049:2017 (Materiais restauradores odontológicos), que estabelece as diretrizes para a avaliação mecânica desses materiais. Para garantir a conformidade com as especificações dessa norma, a velocidade de carregamento foi ajustada para 1 mm/min, conforme recomendado, sendo aplicada na superfície das amostras tal como recebidas. Todas as dimensões das amostras foram rigorosamente medidas utilizando um paquímetro digital micrômetro Mitutoyo. As medições foram realizadas em três regiões distintas ao longo de cada amostra, garantindo a representação fiel da variabilidade da espessura e comprimento.

O ensaio mecânico de flexão em 3-pontos foi conduzido em uma máquina de ensaio universal EMIC DL2000 (Brasil), reconhecida pela sua precisão e amplamente utilizada para a caracterização de materiais em diversos estudos científicos e industriais. Para a realização do ensaio de flexão, foi empregada uma matriz de flexão de três pontos, a qual possuía uma abertura de 20 mm entre os apoios, conforme ilustrado na Figura 27. Essa configuração de três pontos é ideal para avaliar a resistência à flexão e a rigidez de materiais sob carga. A carga foi aplicada gradualmente, a uma velocidade controlada de 0,5 mm/min, o que garantiu um controle preciso sobre o processo de ensaio. Esse controle é fundamental para garantir a reprodutibilidade dos resultados e a obtenção de dados confiáveis e representativos sobre o comportamento mecânico do material, especialmente no que diz respeito à influência da adição de carga cerâmica na resina polimérica. O ensaio foi projetado para fornecer informações detalhadas sobre as propriedades de resistência à flexão, a deformação do material e a sua capacidade de suportar tensões antes de atingir a fratura, permitindo uma análise aprofundada do impacto da cerâmica na performance mecânica da resina.

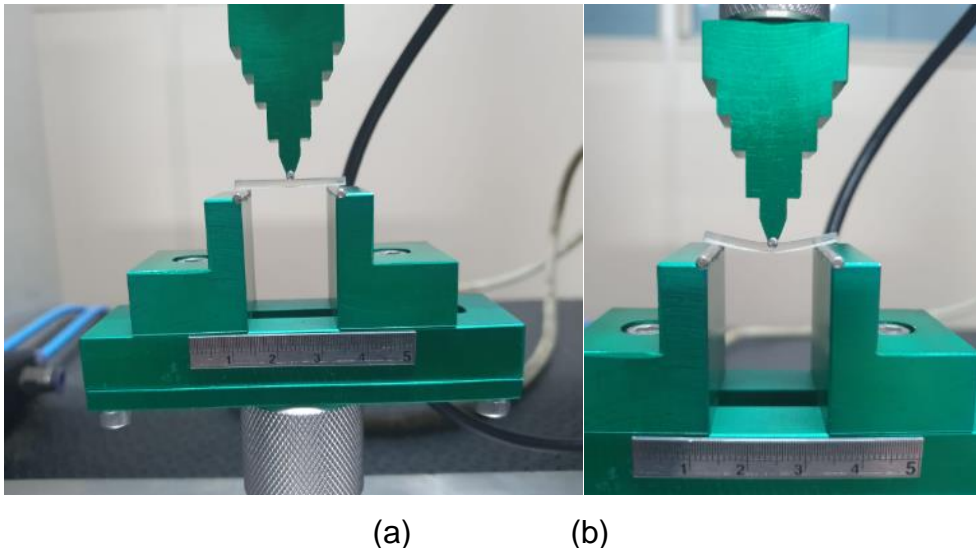
As medições foram feitas dentro do intervalo de 20 mm da área de flexão, que corresponde ao vão de apoio entre os dois suportes da máquina de ensaio, assegurando que as dimensões estavam de acordo com os requisitos da norma. Os valores do módulo de ruptura por flexão em 3 pontos foram calculados a partir das dimensões dos corpos-de-prova e da carga máxima registrada no momento da ruptura. Para isso, foi utilizada a seguinte equação (4), que leva em consideração as propriedades geométricas das amostras e a carga aplicada.

$$\sigma = \frac{3.F.l}{2.b.h^2} \quad (4)$$

Onde:

- σ : resistência a flexão 3-pontos (em MPa);
- F: carga máxima de ruptura (em N);
- l: distância entre os apoios do dispositivo de ensaio (20 mm),
- b: largura das amostras (em mm)
- h: altura das amostras (em mm).

Figura 27:(a)Corpo de prova no início do ensaio de flexão, (b) durante o ensaio na máquina de ensaio universal EMIC DL2000 (Brasil)



(a) (b)
Fonte: O Autor, 2025

5.7. Espectroscopia - razão de contraste

Os parâmetros ópticos de translucência foram analisados por espectrofotometria das amostras. Foi utilizado um espectrofotômetro modelo HPSPRO (Coralis, Brasil), com um padrão de fundo branco sólido ($L = 100,0$, $a = -0,3$ e $b = 1,1$) e um fundo preto ($L = 23,7$, $a = -0,6$ e $b = -1,3$). O equipamento foi alimentado com uma fonte de luz baseada nos padrões da CIE para a medição CIELab, padrão D65. Foram realizadas três medições por lado de cada amostra. Os valores médios foram utilizados para desenvolver cálculos relacionados à translucidez e ao índice de cor, seguindo as diretrizes da ISO 2471:2008.

Os valores das medições foram calculados pelas Equações (1-3), que quantificam a razão de contraste como um índice de avaliação da opacidade.

$$CR = \frac{Y_P}{Y_B} \quad (1)$$

$$Y = \left(\frac{L+16}{116} \right) \cdot Y_n \quad (2)$$

$$\Delta E = [(L_w - L_b)^2 + (a_w - a_b)^2 + (b_w - b_b)^2]^{1/2} \quad (3)$$

Onde:

- CR: razão de contraste;
- Y: reflectância espectral;
- L: luminância;
- A: coordenada;
- a*, b* e b: coordenada;
- Índices "b" e "w" estão relacionados aos fundos preto e branco;
- Y_n: a reflectância espectral para a luz refletida por um difusor com reflexão perfeita, iluminado pela mesma fonte de luz que o objeto, com valor igual a 100;
- ΔE: a diferença de cor.

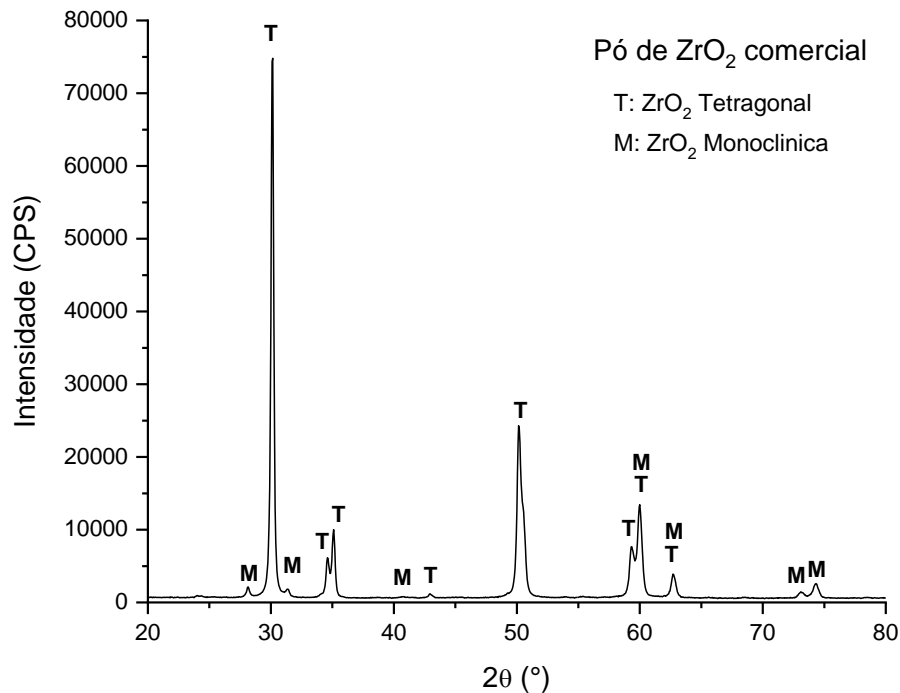
6. RESULTADOS E DISCUSSÃO

6.1. Caracterização das matérias primas

6.1.1. Caracterização da Zircônia (DRX e MEV)

As Figuras 28 e 29 apresentam os resultados da análise de difração de raios-X e microscopia eletrônica de varredura, respectivamente, para o pó de zircônia 3Y-TZP utilizado como carga cerâmica nas resinas fotocuráveis.

Figura 28: Difratoograma de raios X do pó de zircônia comercial (3Y-TZP), como recebido, utilizado na composição das resinas com cargas cerâmicas.



Fonte: O Autor, 2025

Observa-se, a partir da análise de difração de raios-X, Figura 28, que o pó apresenta alta cristalinidade, e é majoritariamente composto de fase ZrO₂-Tetragonal, e um teor residual de fase ZrO₂ monoclínica, conforme indicado pelo fabricante. Utilizando os seguintes picos e intensidades:

28,2° com 6000 CPS (monoclínica)

30,2° com 75000 CPS (tetragonal)

31,5° com 5000 CPS (monoclínica)

Portanto, pelo Método de Garvie e Nicholson temos a fração de fase monoclínica:

$$X_m = \frac{6000 + 5000}{6000 + 5000 + 75000} = \frac{11000}{86000} = 0,128$$

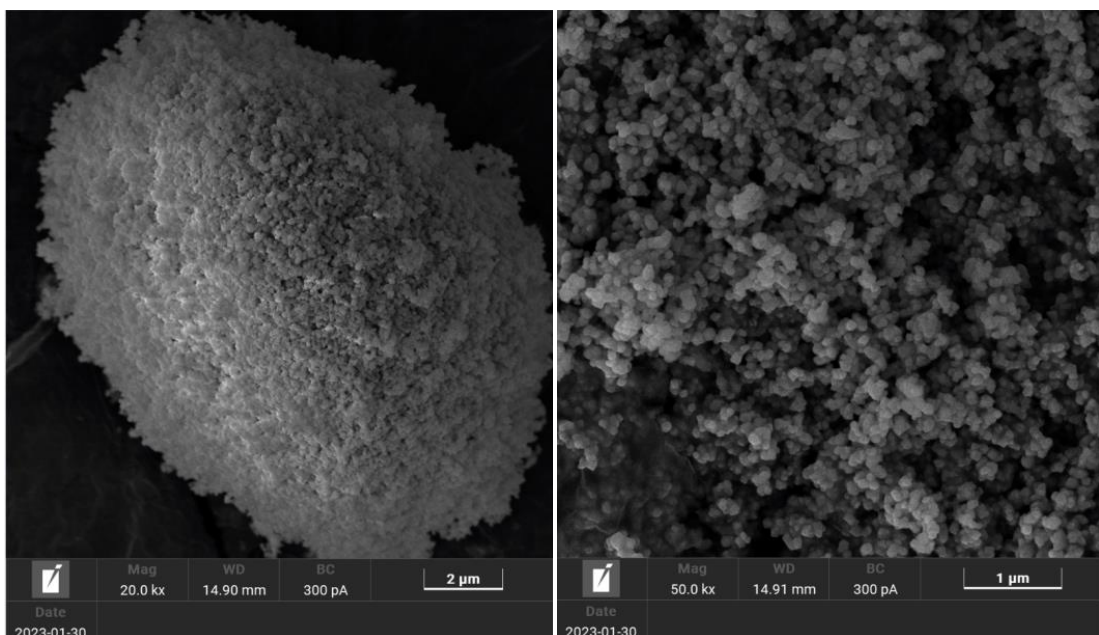
Conseqüentemente, a fração de cristalinidade associada à fase tetragonal será:

$$X_t = 1 - X_m = 1 - 0,128 = 0,872 \quad \text{ou} \quad 87,2\%$$

Além disso, é importante notar que a fase tetragonal é reconhecidamente uma fase cristalina correspondente à alta resistência mecânica da zircônia, quando usada na confecção de peças cerâmicas.

A Figura 29 mostra os resultados obtidos por meio da microscopia eletrônica de varredura (MEV) da morfologia das partículas do pó cerâmico de zircônia estabilizada com 3% de ítria ($ZrO_2-3\%Y_2O_3$) utilizado na composição das resinas. É possível observar que o aglomerado apresenta um aglomerado de partículas submicrométricas com morfologia esférica, típica de materiais cerâmicos finos de forma que a distribuição seja aparentemente homogênea. Com o aumento da imagem é possível observar que as partículas possuem morfologia esférica, relativamente homogênea com tamanhos na ordem de 200 a 300 nm. Essas características da carga cerâmica — como o formato, a distribuição e o tamanho das partículas — são parâmetros de importância crucial para a compreensão do comportamento mecânico e óptico dos compósitos poliméricos. Especificamente, partículas com morfologia esférica tendem a promover uma dispersão mais homogênea na matriz, reduzindo zonas de concentração de tensão e favorecendo a integridade estrutural do compósito. Além disso, a forma esférica está frequentemente associada a processos de síntese que resultam em materiais com maior grau de cristalinidade, o que contribui para o aumento da rigidez, estabilidade térmica e translucidez do compósito.

Figura 29: Microscopia eletrônica de varredura do pó de zircônia (3Y-TZP) utilizado na composição das resinas com cargas cerâmicas.



(a)

(b)

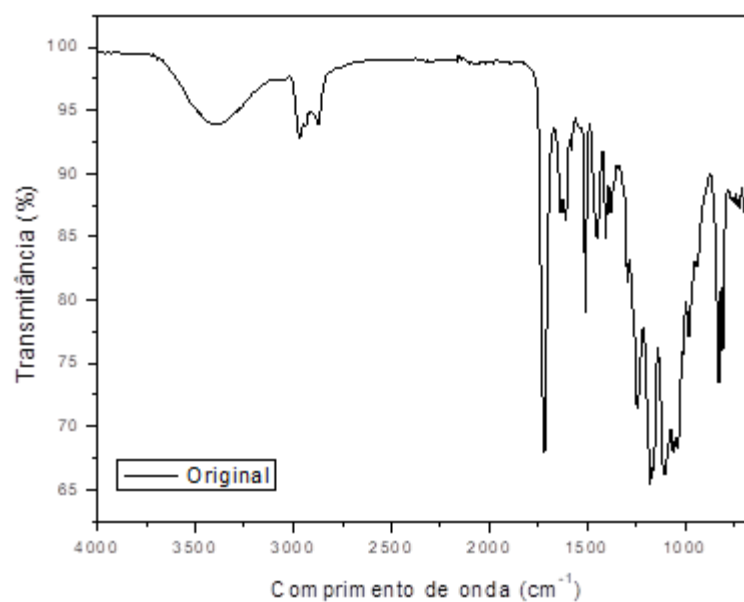
Fonte: O Autor, 2025

6.1.2. Caracterização da Resina Fotopolimerizável

6.1.2.1. FTIR da resina (antes e após cura)

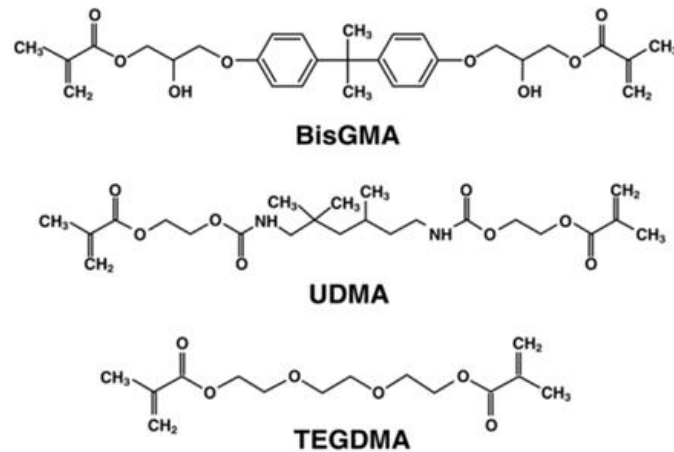
Os espectros da resina originais sem adição de carga cerâmica, estão apresentadas na Figura 30. O espectro da resina apresentou bandas correspondentes aos grupos funcionais presentes nos monômeros de base odontológica convencionais em formulações compostas incluem dimetacrilato de éter diglicídico de bisfenol A (BisGMA), dimetacrilato de uretano (UDMA) e dimetacrilato de trietilenoglicol (TEGDMA) (Tiu et al., 2021). O BisGMA apresenta o núcleo rígido de Bisfenol A, e dois grupos hidroxila pendentes permitem a formação de fortes ligações de hidrogênio e apresentam a maior e a menor concentração de ligações duplas. Por outro lado, o UDMA possui um núcleo alifático flexível com duas ligações de uretano. O TEGDMA possui alta concentração de ligações duplas (Tiu et al., 2021). As estruturas químicas dos monômeros de base odontológica são mostradas na Figura 31. A composição da resina adquirida pelo fabricante é confidencial. No entanto, a única informação dada é que o monômero da resina é a base de acrilato. Assim, buscou-se investigar os grupos funcionais presentes para que fosse possível entender as interações entre a resina e a zircônia estabilizada com ítria.

Figura 30: Espectros na região do infravermelho da Resina original.



Fonte: O Autor, 2025.

Figura 31: Estruturas moleculares de monômeros dentárias.



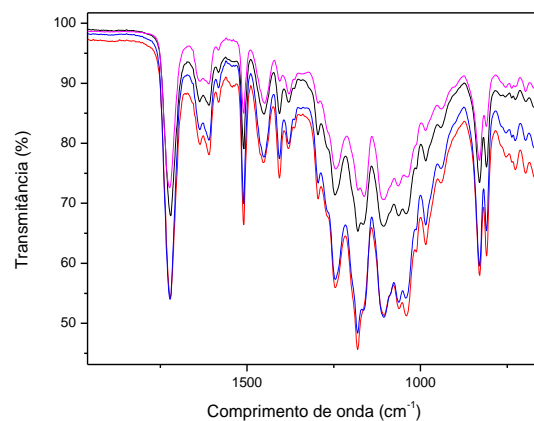
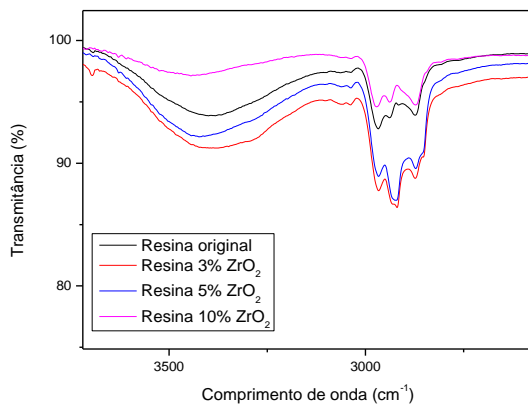
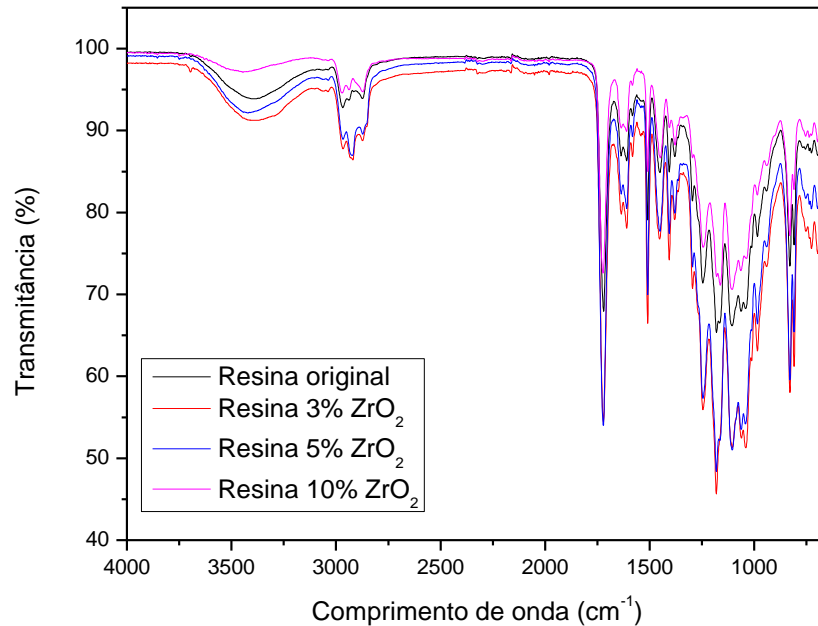
Fonte: Tiu et al., 2021.

Analisando os espectros da resina original foi observado uma banda em 3400cm^{-1} correspondente à presença do grupo hidroxila (Hodásová et al., 2021). Os espectros também mostraram o estiramento C-H do anel aromático evidente a partir de um pico em 2963 cm^{-1} . Também foram observados picos de absorção em 2933 e 2872 cm^{-1} correspondentes ao estiramento das ligações CH_2 e CH_3 . Além disso, foi notado o estiramento das ligações $\text{C}=\text{O}$ do éster em 1714 cm^{-1} , o pico em 1627 cm^{-1} referente ao estiramento da ligação dupla carbono-carbono ($\text{C}=\text{C}$) (Parthasarathy et al., 2018). As vibrações de estiramento do anel dos núcleos aromáticos são observadas em 1606 , 1580 e 1506 cm^{-1} , respectivamente. Os grupos metil exibem vibrações de flexão simétricas e assimétricas em 1407 e 1463 cm^{-1} . Os picos de estiramento C-O são obtido em 1180 e 1075 cm^{-1} . Também foi observado vibrações de flexão O-H, as quais se combinam com outras vibrações e produzem bandas complexas, coincidindo com as dos grupos éster e éter ($1000\text{--}1200\text{ cm}^{-1}$). As vibrações de flexão fora do plano C-H são observadas em 828 , 811 e 560 cm^{-1} (Alrahlahet et al., 2021). Ajay et al. (2024) evidenciaram espectros similares quando sintetizaram e caracterizaram um Bis-GMA quimicamente modificado para aplicações odontológicas (Ajay et al., 2024).

A adição de partículas de 3Y-TZP na resina original apresentou comportamento similar aos espectros da resina original, como observado na Figura 32. No entanto, a

quantidade de zircônia estabilizada com ítria causou uma alteração nos picos entre 2933 e 2872 cm^{-1} relacionados ao estiramento de C–H em cadeias alifáticas.

Figura 32: Espectros na região do infravermelho da Resina original e dos compósitos resina 3% ZrO_2 , 5% ZrO_2 e 10% ZrO_2 .



Fonte: O Autor, 2025

6.1.2.2. TGA/DSC da resina (antes e após cura)

De forma a facilitar a análise comparativa, conforme Figuras 33 e Figura 34, apresentam comparativamente e de forma independente, os resultados de TGA e DSC das resinas do grupo controle (antes e após a cura) e dos grupos de resinas curadas sem carga, ou contendo 3% e 10% de 3Y-TZP, respectivamente.

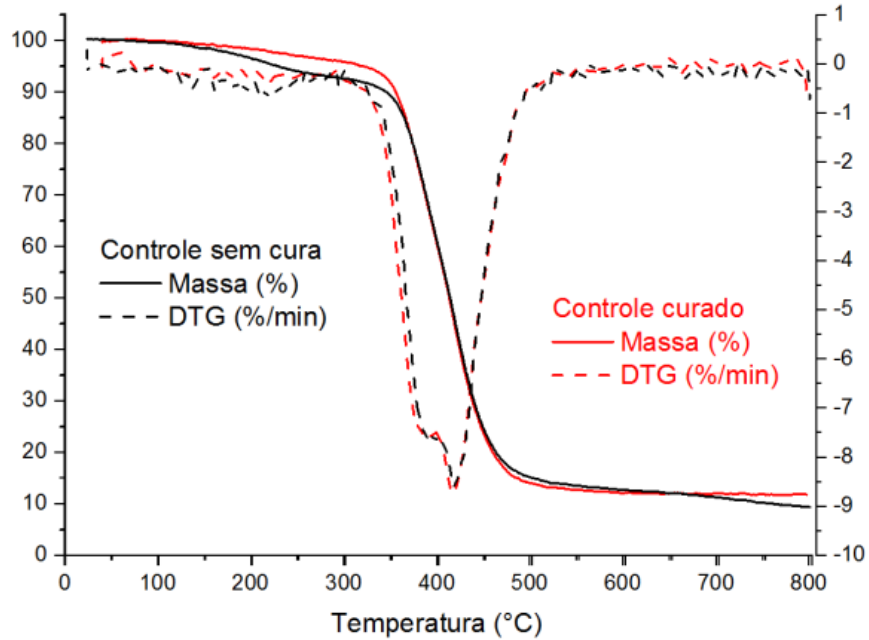
O comportamento térmico das resinas antes e após a cura foi avaliado usando análise termogravimétrica (TGA), em relação às curvas TG e derivada

(DTG), conforme mostradas na Figura 33a. As curvas de TG demonstram o processo de perda de massa em função da temperatura, que indica decomposição térmica. Ambas as resinas apresentam uma ligeira diferença na degradação, fornecendo informações sobre o quanto o processo de cura pode afetar a estabilidade térmica. A temperatura de início foi determinada pela identificação do ponto da curva de TG onde a massa se desvia da linha de base antes do início do evento térmico. A estabilidade térmica da resina curada apresenta-se superior comparada a resina antes do processo de cura devido ao processo de reticulação (formação de ligações cruzadas). Essas ligações restringem a mobilidade das cadeias, tornando-as menos propensas a se mover ou deformar sob o efeito da temperatura. Assim, com a cura é mais provável que todos os monômeros tenham reagido, resultando em uma estrutura polimérica mais compacta e com maior densidade de ligações cruzadas. As amostras foram avaliadas exclusivamente nas concentrações de 3% e 10%, em razão da indisponibilidade comercial da zircônia no mercado brasileiro.

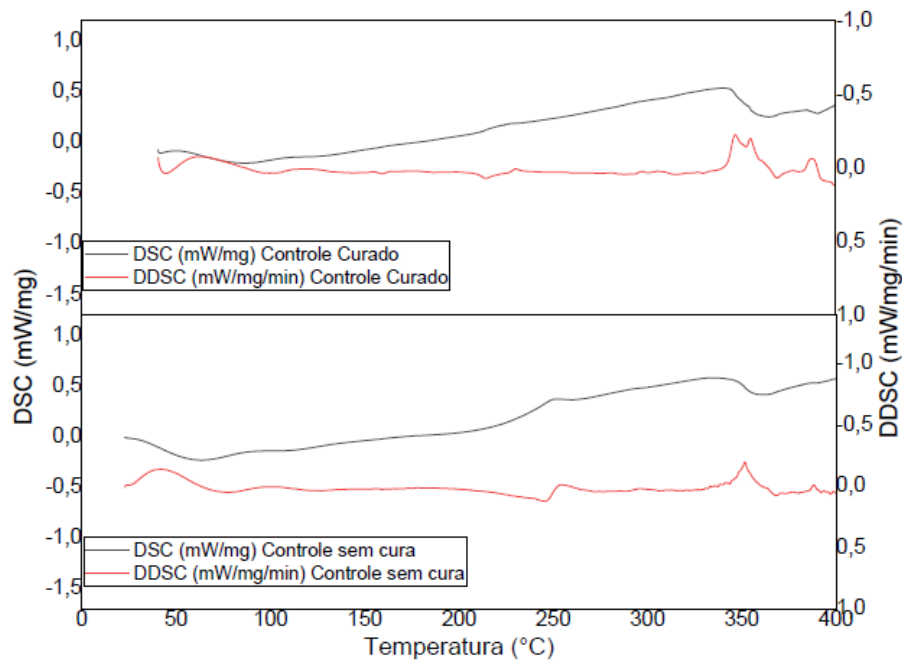
Para a resina antes do processo de cura, o desvio inicial ocorre aproximadamente a 155 °C, iniciando o processo de decomposição térmica. A decomposição continua em torno de 410 °C, onde a perda de massa se estabiliza. A 800 °C, 10% do material permanece como resíduo. Para a resina após o processo de cura, o desvio inicial ocorre aproximadamente a 165 °C, iniciando o processo de decomposição térmica. A decomposição continua até 410 °C, onde a perda de massa se estabiliza. A 800 °C, 13% do material permanece como resíduo.

Essa ligeira diferença causada pelo processo de reticulação influenciou na Tg, Figura 33 (b), dos materiais, pois quanto mais reticulada a estrutura da cadeia maior foi a energia necessária para romper essas ligações. Assim, a resina curada apresentou um Tg em torno de 64 °C e a resina sem o controle de cura 44 °C.

Figura 33: Resultados da análise térmica realizada na resina original, sem adição de carga cerâmica: a) análise termogravimétrica (TGA); b) análise de calorimetria de Varredura diferencial (DSC).



(a)



(b)

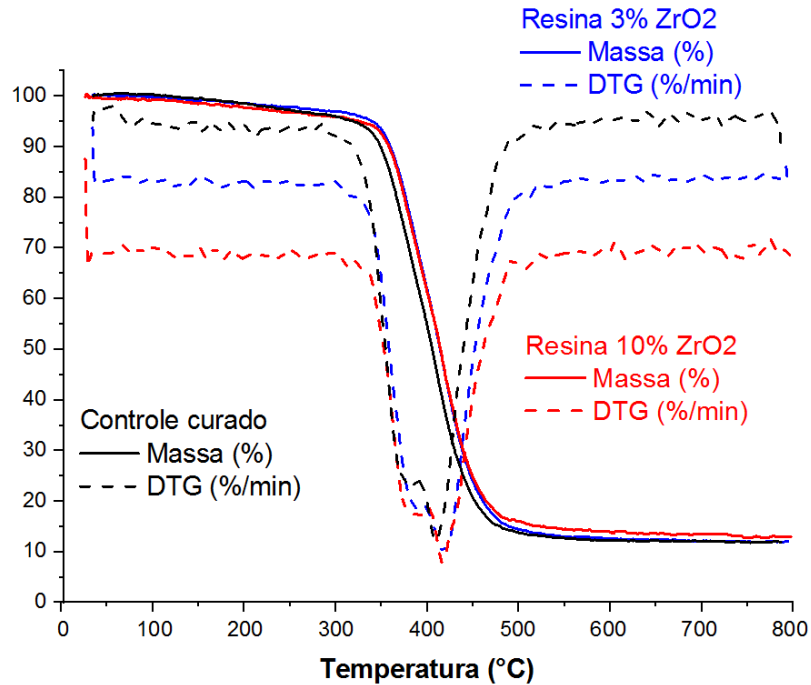
Fonte: O Autor, 2025

A análise térmica por Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC) permitiu avaliar os eventos térmicos relacionados ao processo de cura das amostras controle. Observa-se que, em ambos os gráficos, referentes às amostras curadas e não curadas, o sentido exotérmico é orientado para cima, conforme indicado pelo aumento positivo no fluxo de calor. Essa convenção é comum em instrumentos de DSC, nos quais a liberação de calor (reação exotérmica) resulta em desvios ascendentes na curva térmica. No gráfico da amostra curada, nota-se um pico exotérmico mais evidente, sugerindo a ocorrência de reações térmicas residuais ou relaxações estruturais típicas de sistemas parcialmente reticulados. Já na amostra sem cura, a ausência de picos acentuados indica a ausência de transformações térmicas significativas dentro da faixa de temperatura analisada. Essas informações são fundamentais para confirmar o grau de cura dos materiais analisados e sua estabilidade térmica.

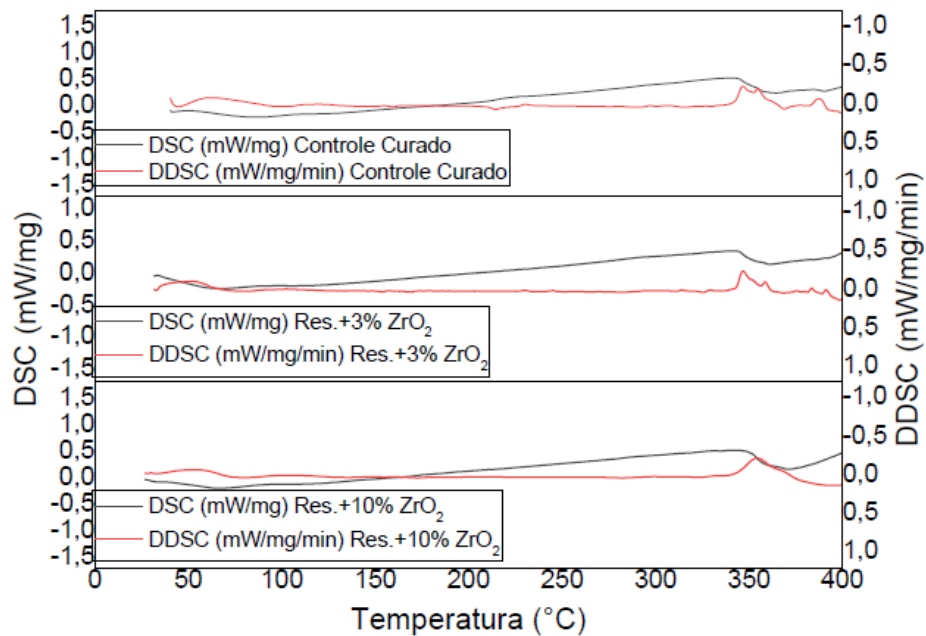
Com a adição do óxido à resina, observou-se um sutil deslocamento da linha de base antes do início do principal evento de degradação térmica, conforme mostrado na Figura 34(a). No entanto, ao comparar diferentes quantidades de óxido adicionadas à resina, não foi observada uma diferença significativa na estabilidade térmica global dos materiais, segundo os dados obtidos por termogravimetria (TGA). Ainda assim, verificou-se um leve deslocamento na temperatura de transição vítrea (T_g) dos compósitos, possivelmente identificado por análises complementares, como DSC.

Esse deslocamento pode indicar uma maior mobilidade segmentar das cadeias poliméricas, potencialmente resultante de descontinuidades introduzidas na matriz pela presença do óxido. Tal efeito pode tornar o material ligeiramente mais flexível a baixas temperaturas, o que poderá impactar as propriedades finais dos compósitos.

Figura 34: Comparativo de análises térmicas entre a resina original, e compósitos contendo 3% 3Y-TZP ou 10% 3Y-TZP: a) análise termogravimétrica (TGA); b) análise de calorimetria de Varredura diferencial (DSC)



(a)



(b)

Fonte: O Autor, 2025

6.2. Caracterização dos compósitos

6.2.1. Densidade dos compósitos após impressão 3D

A densidade dos polímeros fotocurados, obtidos por DLP, contendo diferentes teores de carga cerâmica, são apresentados na Tabela 4.

Tabela 4 - Densidade (em $\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$) dos compósitos poliméricos obtidos por DLP.

Amostras	Densidade ($\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$)
Resina comercial	$1,100 \pm 0,000$
Resina curada	$1,232 \pm 0,003$
Resina 3% ZrO_2	$1,211 \pm 0,010$
Resina 5% ZrO_2	$1,170 \pm 0,000$
Resina 10% ZrO_2	$1,196 \pm 0,010$

Fonte: O Autor, 2025

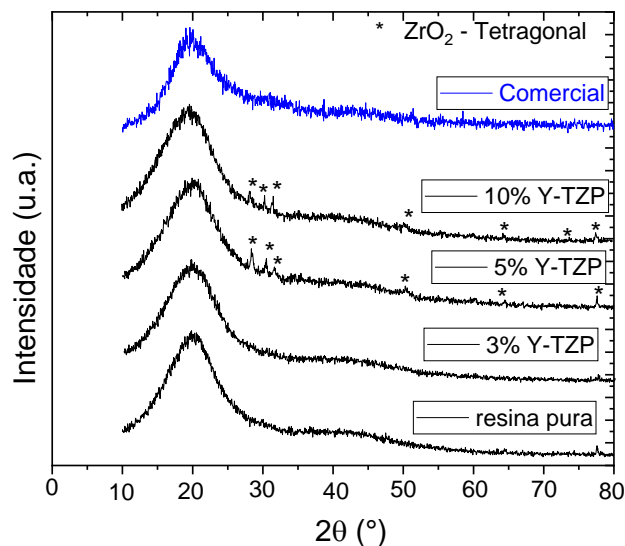
A densidade da resina original após o processo de cura foi ligeiramente superior à densidade apresentada pelo fornecedor. A adição de zircônia estabilizada com ítria, cuja massa específica é da ordem de $6,05 \text{ g/cm}^3$, causou um ligeiro decréscimo da densidade dos compósitos. Esse fato pode ter ocorrido devido à presença de uma residual porosidade (pode ocorrer aprisionamento de ar ou formação de poros, reduzindo a densidade aparente do material), baixa dispersão da zircônia na resina (partículas podem se aglomerar, criando vazios na matriz), e/ou efeito de sinterização (em pós-cura): Se a análise for feita após um processo térmico, alterações volumétricas ou na composição podem influenciar a densidade final. Esse decréscimo na densidade consequentemente poderá afetar as propriedades mecânicas dos compósitos, e será citado na avaliação das propriedades mecânicas.

6.2.2. Difração de raios X

A Figura 35 apresenta o difratograma de raios X (XRD) comparando as amostras contendo ZrO_2 (óxido de zircônio) estabilizado com ítria (Y-TZP) em 3%, 5% e 10% com resina pura, com o objetivo de avaliar a presença de fases cristalinas, especialmente a fase tetragonal de ZrO_2 . A amostra comercial em azul

apresenta um pico amplo e difuso, típico de materiais amorfos ou com baixa cristalinidade, ausência de picos definidos, o que sugere nenhuma presença de fase cristalina de ZrO_2 . Ao aumentar a carga cerâmica, observa-se o aumento de picos bem marcados, a presença da fase tetragonal de ZrO_2 . Percebendo que a intensidade dos picos tende a aumentar conforme aumenta a concentração de Y-TZP, indicando maior quantidade de fase cristalina. Comparando com a resina pura, a mesma apresenta um padrão semelhante ao da amostra Comercial, com um pico largo e sem picos definidos, o que sugere estrutura amorfa ou semicristalina.

Figura 35: Difratoograma de raios X dos compósitos poliméricos após impressão 3D e cura adicional.



Fonte: O Autor, 2025

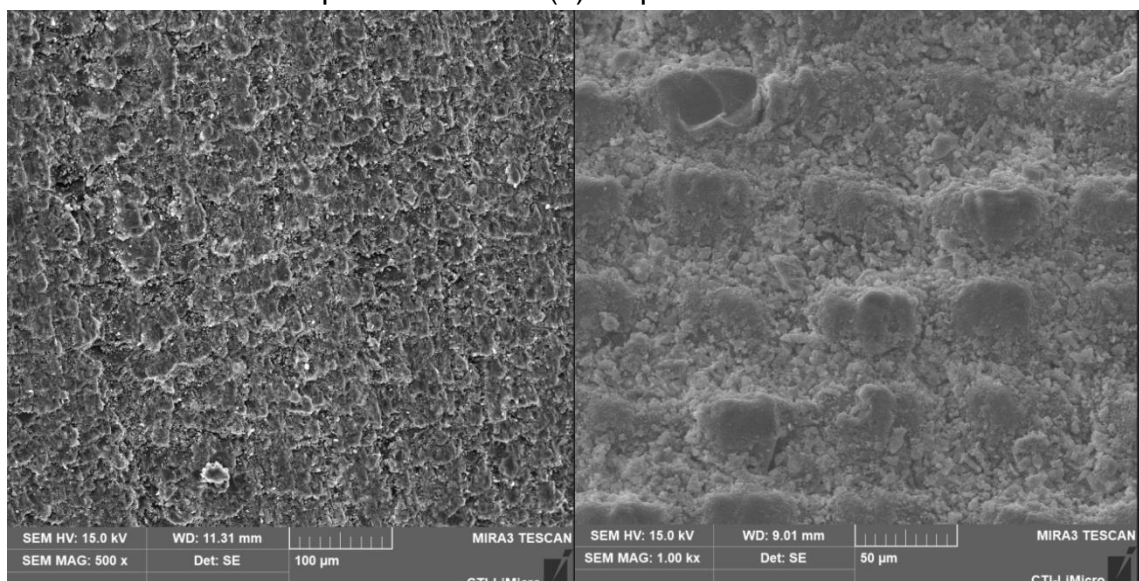
A introdução de ZrO_2 estabilizado com ítria (Y-TZP) promove um aumento na cristalinidade da matriz, como evidenciado pela presença de picos definidos no padrão de difração de raios X, característicos da fase tetragonal do óxido de zircônio. Essa fase cristalina é estabilizada pela adição de ítria, o que é confirmado pela ausência desses picos nas amostras de resina pura e do material comercial, ambos apresentando padrões difusos típicos de materiais amorfos ou com baixa cristalinidade. Assim, a presença de Y-TZP nas amostras é essencial para a formação e estabilização da fase tetragonal de ZrO_2 .

6.2.2. Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

A análise morfológica das amostras foi realizada por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV), utilizando o modo BSE (Backscattered Electrons) para evidenciar o contraste entre a matriz polimérica e as partículas de carga cerâmica. Foram analisadas três formulações de compósito polimérico contendo diferentes concentrações de carga cerâmica, 3%, 5% e 10%, e um grupo controle, composto apenas pela matriz polimérica sem carga cerâmica. As imagens obtidas estão representadas na Figura 36-39.

A Figura 36, representa o resultado das análises realizadas no grupo controle em diferentes ampliações, sendo a da esquerda com aumento de 500 vezes e a da direita com aumento de 1.000 vezes. Na micrografia da Figura 36 (a), ampliada em 500x, observa-se uma superfície com morfologia homogênea e textura relativamente uniforme. A estrutura apresenta aspecto denso, com distribuição fina e compacta das partículas, sem evidência significativa de falhas ou porosidade acentuada. A topografia sugere uma superfície contínua, com boa coesão entre os constituintes. Entretanto, a micrografia da direita Figura 36 (b), ampliada em 1.000x revela uma superfície notoriamente mais rugosa e heterogênea, visíveis apenas nessa maior ampliação. São visíveis cavidades irregulares distribuídas aleatoriamente, indicando uma estrutura porosa e com possíveis falhas de compactação.

Figura 36: Resultado da análise da MEV das amostras do grupo controle (a) ampliado em 500x (b) ampliado em 1000x



(a)

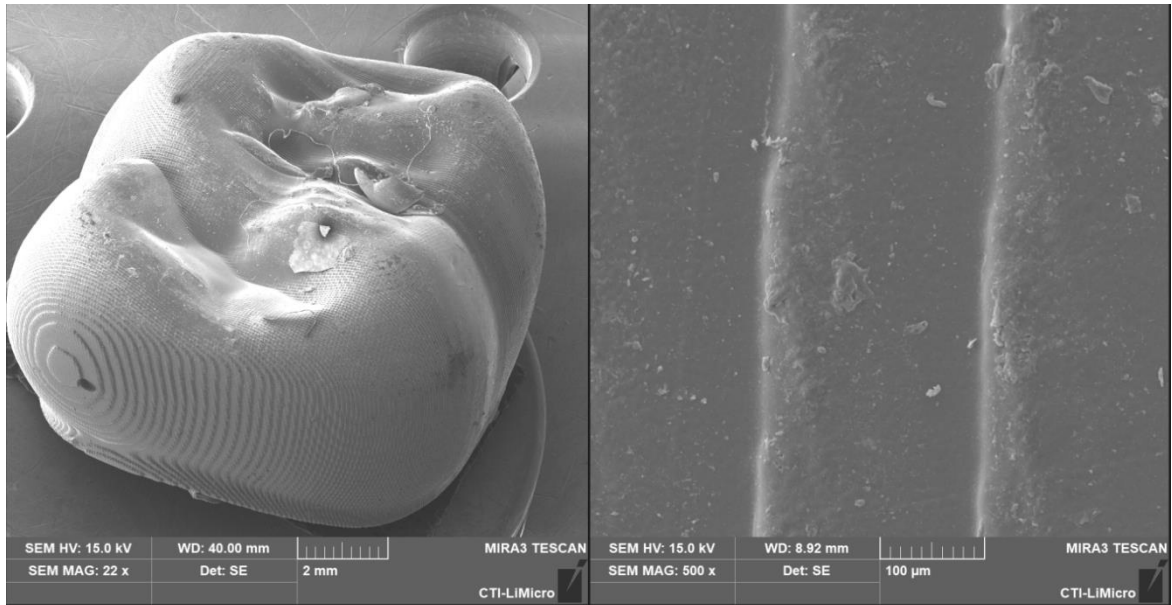
(b)

Fonte: O Autor, 2025

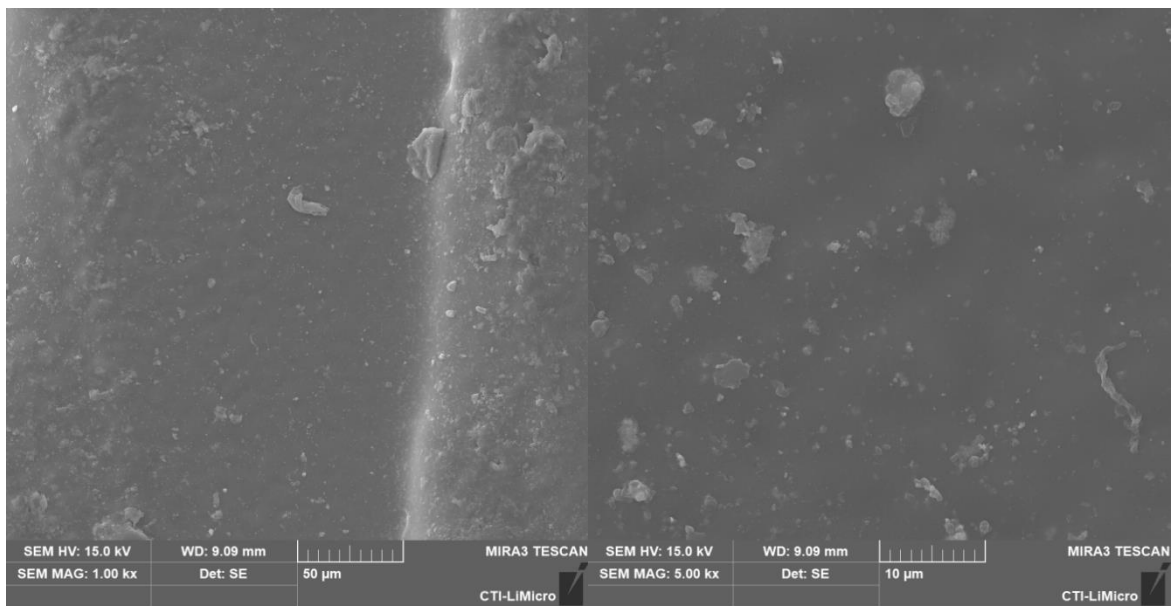
Na Figura 37 têm-se o resultado nas análises da resina polimérica com 3% de carga cerâmica. Observa-se a geometria geral da amostra, evidenciando contornos bem definidos e ausência de deformações macroscópicas. As linhas concêntricas visíveis indicam um processo de manufatura por deposição. É possível analisar a interface entre a matriz e os reforçadores cerâmicos. A carga cerâmica se encontra razoavelmente dispersa ao longo da matriz, sem a formação de grandes aglomerados, o que indica uma boa incorporação durante o processamento. Entretanto, em determinadas regiões há acúmulo superficial de partículas e presença de resíduos e cavidades, os quais podem estar associados à dispersão parcial ou à segregação localizada de fases durante a solidificação. As imagens também revelam presença de uma superfície microporosa e com descontinuidades superficiais. Tais porosidades podem atuar como iniciadores de trincas sob solicitações mecânicas, o que deve ser considerado na análise do desempenho estrutural do compósito. Contudo, a magnitude e distribuição desses defeitos não sugerem comprometimento severo da integridade da amostra, indicando um controle razoável sobre o processo de fabricação. A adição da carga cerâmica contribui para a maior rugosidade superficial (observado nos resultados de rugosidade) e possível aumento da área de interface, o que pode favorecer a ancoragem mecânica entre matriz e reforçador. Esses aspectos são coerentes com estudos anteriores da literatura, que apontam a adição de baixas porcentagens de reforçadores cerâmicos como estratégia eficaz para melhorar propriedades como dureza, resistência à abrasão e estabilidade térmica.

Logo, resultados obtidos com 3% de carga cerâmica demonstram que, apesar de pequenas imperfeições superficiais, a morfologia do compósito é compatível com uma distribuição relativamente homogênea dos reforçadores, com potencial para melhoria das propriedades mecânicas sem comprometer a integridade estrutural da matriz.

Figura 37: Resultado da análise da MEV das amostras com 3% de carga cerâmica(a) protótipo do dente impresso, (b) imagem ampliada em 500x, (c) imagem ampliada em 1000x e (d) imagem ampliada em 5000x



(a) (b)



(c)

(d)

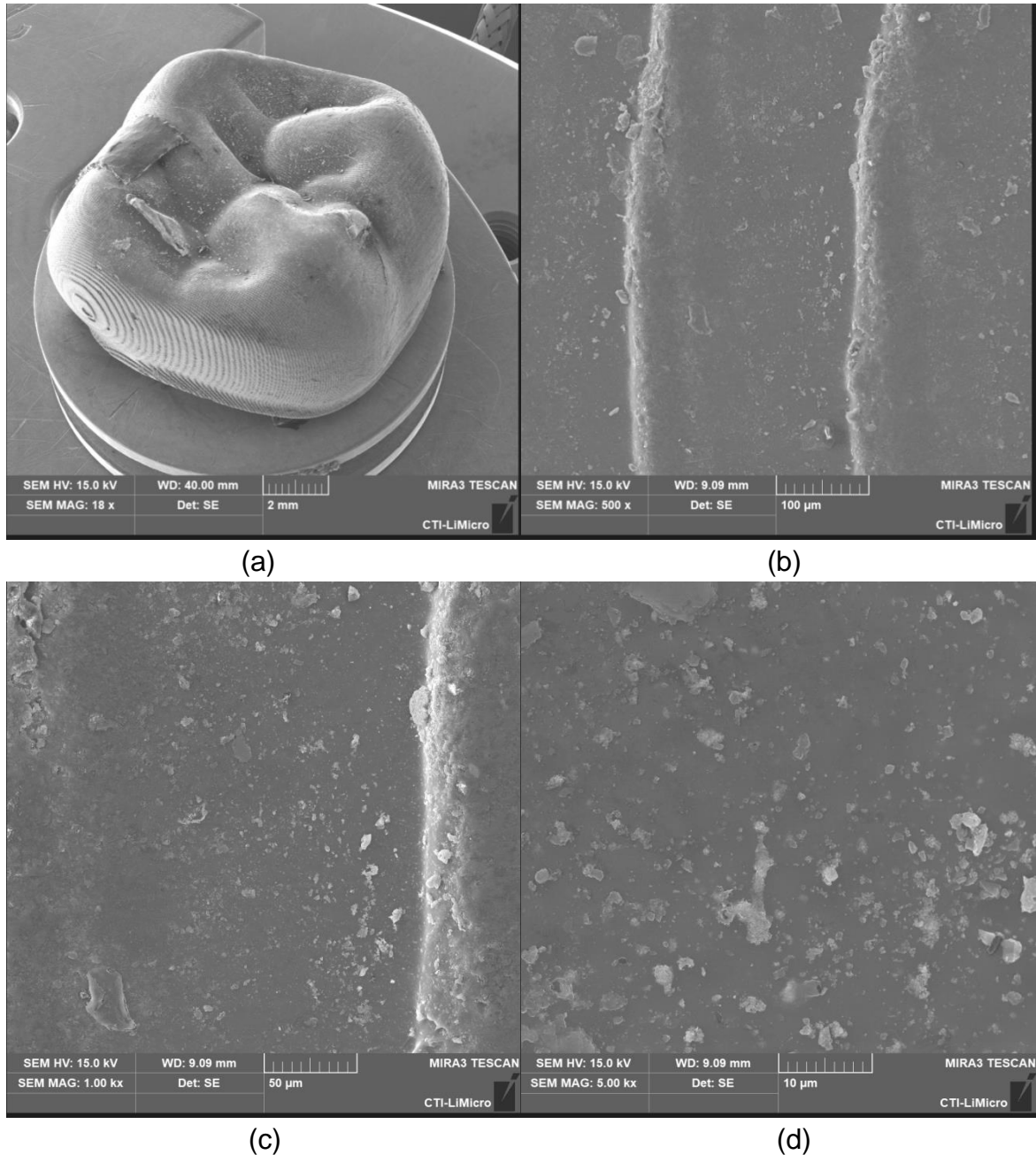
Fonte: O Autor, 2025.

A Figura 38 apresenta micrografias obtidas para amostras contendo 5% em massa de carga cerâmica. As imagens foram adquiridas com diferentes ampliações. A Figura 38 (a), fornece uma visão macro do protótipo do dente molar impresso. Observa-se uma estrutura relativamente íntegra, as linhas concêntricas,

similares às observadas em amostras anteriores, indicam que o processo de conformação manufatura aditiva de decomposição influencia na orientação da superfície. A deformação pode ser consequência da presença elevada de fase cerâmica, que pode gerar tensões internas durante a solidificação ou resfriamento. Na Figura 38 (b) são visíveis faixas longitudinais com acúmulo de material cerâmico em suas bordas. A carga cerâmica parece estar mais concentrada ao longo dessas linhas, indicando uma possível migração ou arraste da fase cerâmica durante o processo de conformação. Com a ampliação de 500x, Figura 38 (c), observa-se com maior clareza o contorno entre matriz e carga. A distribuição das partículas cerâmicas ainda apresenta certa regularidade, mas já é possível perceber aglomerados maiores e áreas com maior porosidade. Na imagem de maior ampliação, Figura 38 (d) as partículas cerâmicas são evidenciadas com alto detalhamento. Nota-se uma ampla gama de tamanhos e formas, incluindo partículas com bordas irregulares. Há significativa presença de microporos e descontinuidades ao redor das partículas, reforçando a hipótese de baixa interação interfacial entre a matriz polimérica e a carga cerâmica. A elevada densidade de partículas nessa escala confirma a eficácia da incorporação volumétrica, mas evidencia também os desafios de dispersão quando a fração mássica é elevada.

No entanto, as micrografias demonstram que a amostra com 5% de carga cerâmica apresenta uma maior densidade de partículas, como esperado, porém acompanhada de sinais evidentes de aglomeração, porosidade e heterogeneidade na distribuição. Esses aspectos indicam que, embora o aumento da carga cerâmica possa proporcionar ganhos em propriedades como dureza e resistência térmica, há risco de perda de desempenho mecânico, especialmente sob cargas cíclicas ou de impacto, devido à maior incidência de zonas de falha interfacial.

Figura 38: Resultado da análise da MEV das amostras com 5% de carga cerâmica(a) protótipo do dente impresso, (b) imagem ampliada em 500x, (c) imagem ampliada em 1000x e (d) imagem ampliada em 5000x



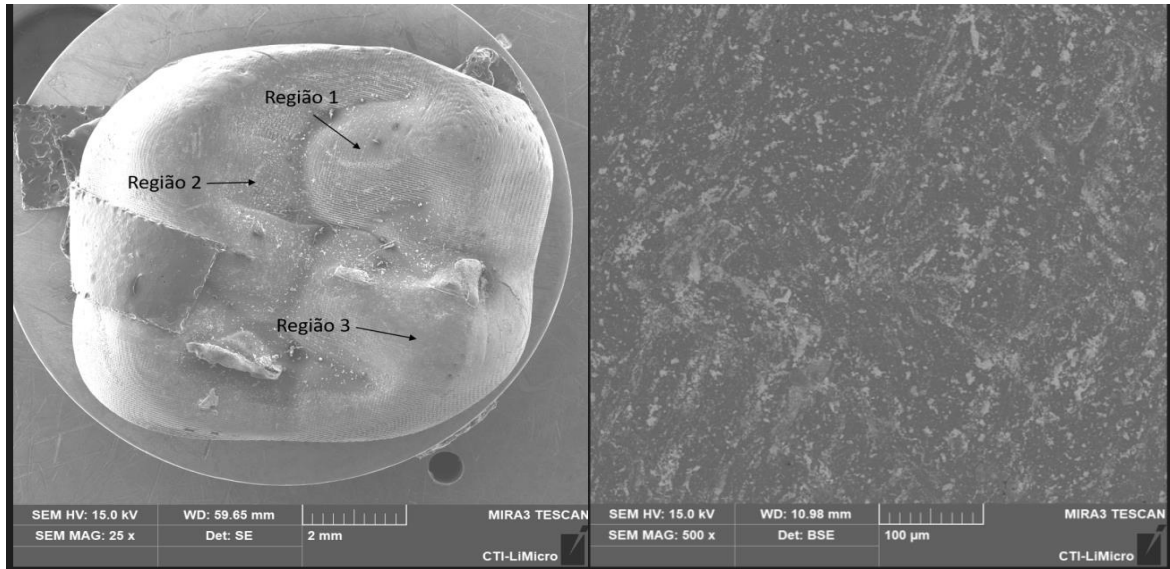
Fonte: O Autor, 2025

A última amostra analisada, Figura 39, apresenta as micrografias das amostra contendo 10% em massa de carga cerâmica. A imagem panorâmica, Figura 39 (a), permite identificar regiões de deformação e descontinuidade superficial. As Regiões 1, 2 e 3, demarcadas na imagem, apresentam diferenças marcantes em termos de aspecto superficial. Notam-se ondulações irregulares e falhas estruturais que

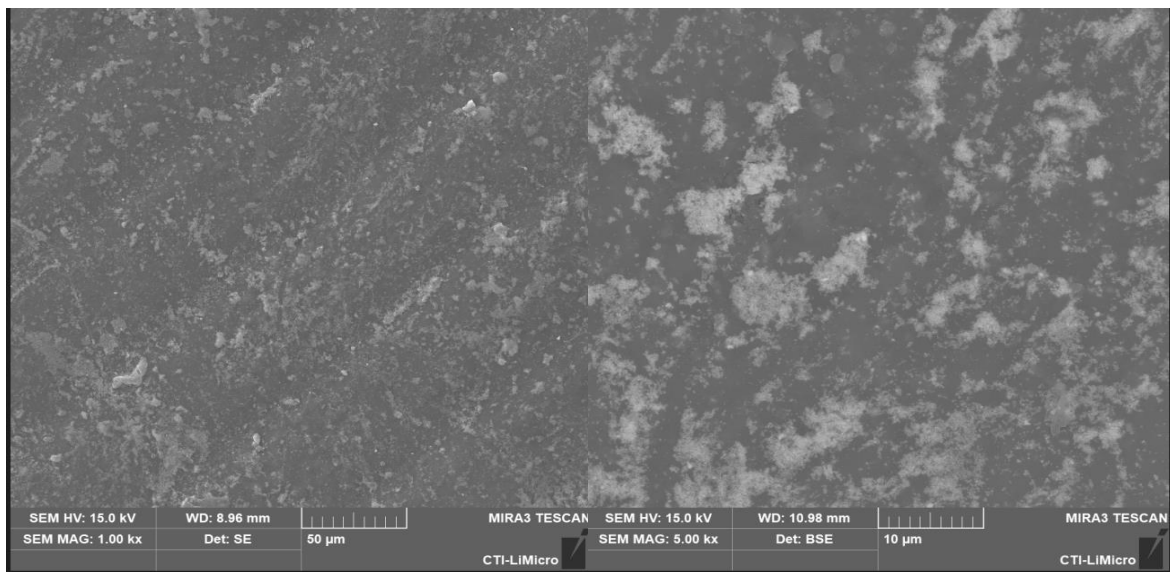
indicam uma baixa homogeneidade da mistura e possível segregação de fases. Esse comportamento pode ser explicado pela saturação da matriz polimérica, que perde capacidade de envolver uniformemente as partículas cerâmicas em teores mais elevados. Na figura 39 (b), evidencia-se fortemente a presença da carga cerâmica, com contraste mais claro devido à maior densidade eletrônica. Observa-se uma elevada densidade de partículas cerâmicas, muitas das quais se encontram agrupadas em aglomerados. Tais aglomerados reduzem a efetividade da interface partícula-matriz, atuando como pontos de descontinuidade que podem comprometer o desempenho mecânico do compósito. Com a ampliação da imagem, Figura 39 (c), a superfície analisada apresenta textura mais rugosa e com inúmeros pontos de concentração de partículas. Os aglomerados são mais frequentes e visualmente maiores do que nas amostras anteriores, indicando que o limite de dispersão foi ultrapassado. Na última ampliação, Figura 39 (d), os aglomerados cerâmicos aparecem com maior nitidez. Observa-se a formação de estruturas compactas de partículas. A matriz, nesse caso, não consegue envolver adequadamente todas as partículas, o que favorece a formação de poros e microvazios. Esse fenômeno tende a reduzir as propriedades mecânicas e térmicas, sendo especialmente crítico para aplicações estruturais.

O aumento da fração de carga cerâmica para 10% resulta em expressiva deterioração da morfologia superficial. A formação de aglomerados e a presença de falhas interfaciais comprometem a uniformidade estrutural do compósito. O aspecto heterogêneo e a elevada densidade de partículas não dispersas corretamente sugerem que a capacidade de incorporação da matriz foi excedida, tornando essencial o uso de estratégias adicionais, como compatibilizantes ou modificação da carga, para manter a integridade do material. Comparando com as amostras com 3% e 5% a de 10% apresenta a maior concentração de defeitos, sendo visivelmente a mais crítica do ponto de vista morfológico. Portanto, apesar da intenção de reforço com maior quantidade de carga cerâmica, com a amostra de 10%, ocorre saturação da capacidade de dispersão, e o ganho potencial em propriedades pode ser neutralizado pela perda de coesão microestrutural.

Figura 39: Resultado da análise da MEV das amostras com 10% de carga cerâmica
 (a) protótipo do dente impresso, (b) imagem ampliada em 500x, (c) imagem ampliada em 1000x e (d) imagem ampliada em 5000x



(a) (b)



(c) (d)

Fonte: O Autor, 2025

A análise morfológica das amostras contendo diferentes teores de carga cerâmica (3%, 5% e 10%) revelou variações significativas na microestrutura dos compósitos poliméricos, diretamente relacionadas à proporção de reforço incorporado. As amostras com 3% e 5% de carga apresentaram melhor homogeneidade na dispersão das partículas cerâmicas, com baixa incidência de

aglomerados e boa interação matriz-carga. A superfície revelou-se relativamente contínua e com poucos pontos de descontinuidade, indicando que a matriz ainda possuía capacidade suficiente de envolver eficientemente as partículas. Nesses teores, a presença da carga cerâmica contribui potencialmente para o reforço do material, sem comprometer sua integridade estrutural. Na amostra com 10% de carga cerâmica, os efeitos da saturação da matriz são evidentes. Verifica-se elevada densidade de aglomerados, além de descontinuidades significativas na interface partícula-matriz. A presença de regiões porosas e falhas estruturais compromete de forma acentuada a qualidade morfológica do compósito, sendo indicativo de uma dispersão ineficaz e da necessidade de adaptação da formulação ou uso de agentes compatibilizantes. Portanto, a faixa ideal de incorporação da carga cerâmica situa-se entre 3% e 5% em massa, garantindo boa dispersão e coesão estrutural. Teores superiores, especialmente acima de 10%, resultam em redução da qualidade microestrutural e comprometimento das propriedades finais do material, devido à limitação da matriz polimérica em envolver e distribuir adequadamente as partículas cerâmicas.

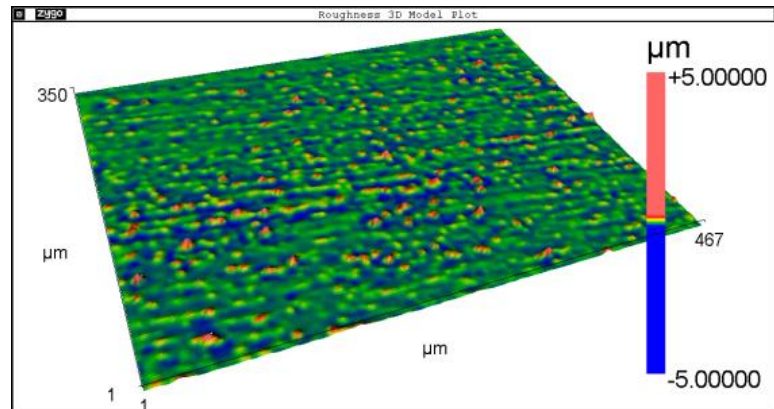
6.2.3. Rugosidade 3D

A rugosidade superficial é uma propriedade crítica a ser considerada na avaliação da viabilidade de materiais utilizados em procedimentos restauradores e na confecção de próteses ou implantes dentários. Superfícies excessivamente rugosas não apenas comprometem o conforto do paciente, podendo causar irritação dos tecidos moles e desconforto durante o uso, como também favorecem significativamente a retenção de resíduos alimentares e a adesão de biofilme dental. Essa aderência facilita a colonização microbiana e aumenta o risco de inflamações, infecções, como a mucosite e a peri-implantite, comprometendo a longevidade do implante e a saúde bucal como um todo. Por isso, a análise da rugosidade superficial, geralmente expressa pelo parâmetro Ra (rugosidade média aritmética), é fundamental para assegurar um desempenho clínico adequado e seguro dos materiais utilizados em odontologia (Von Appen et al., 2018).

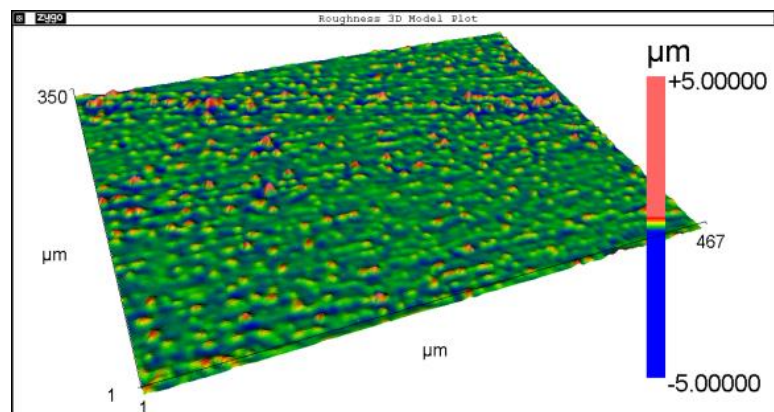
A Figura 40 mostra a rugosidade superficial do grupo controle. Observa-se que a amostra (a) apresenta uma superfície com rugosidade moderada e padrão mais linear e homogêneo, o que sugere uma topografia mais regular. Já a amostra (b) mostra regiões com picos agudos mais evidentes, possivelmente indicativos de

defeitos superficiais ou acúmulo de material, o que resulta em uma rugosidade localmente mais acentuada. A amostra (c), por sua vez, exibe um comportamento intermediário, com uma distribuição relativamente uniforme da rugosidade, mas sem a linearidade observada em (a).

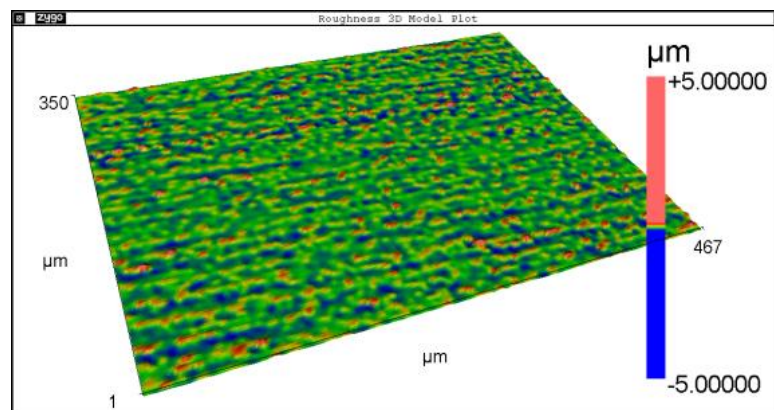
Figura 40: Mapeamento 3D da rugosidade superficial de amostras do grupo controle



(a)



(b)



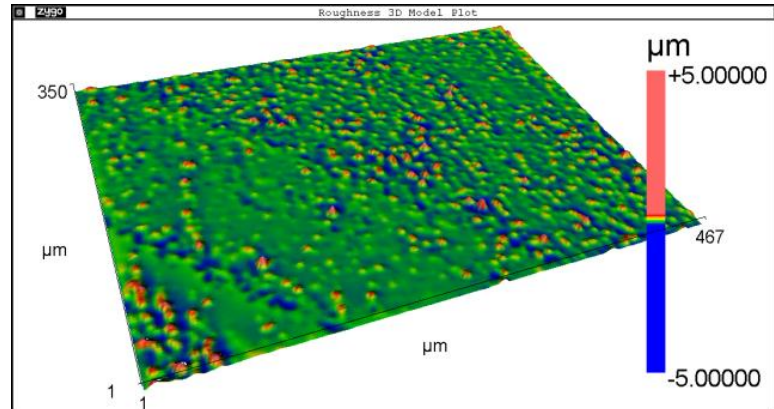
(c)

Fonte: O Autor, 2025

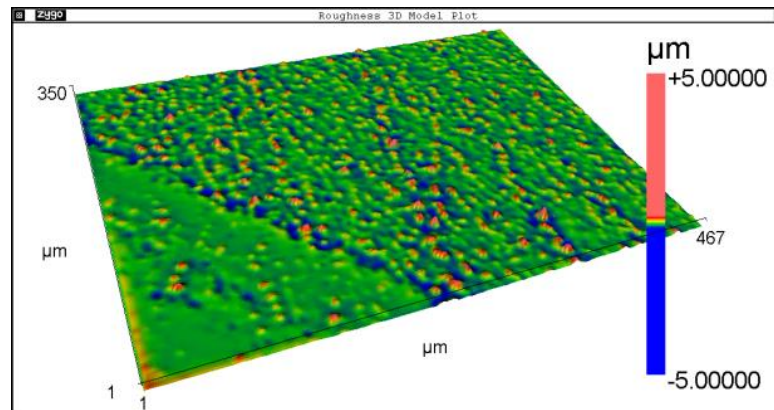
Essas variações podem estar relacionadas a flutuações no processo de cura ou acabamento superficial durante a preparação das amostras.

Figura 41: Mapeamento 3D da rugosidade superficial de amostras com carga de 3%

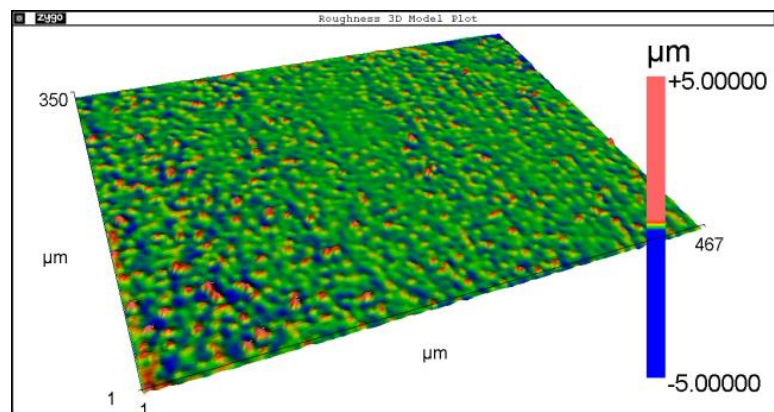
Y-TZP



(a)



(b)



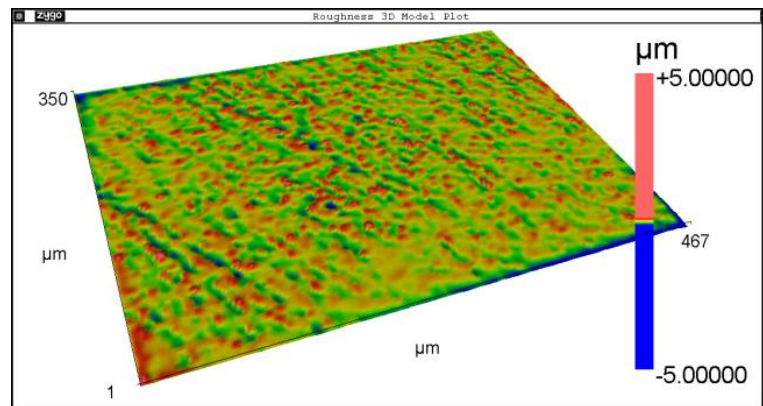
(c)

Fonte: O Autor, 2025

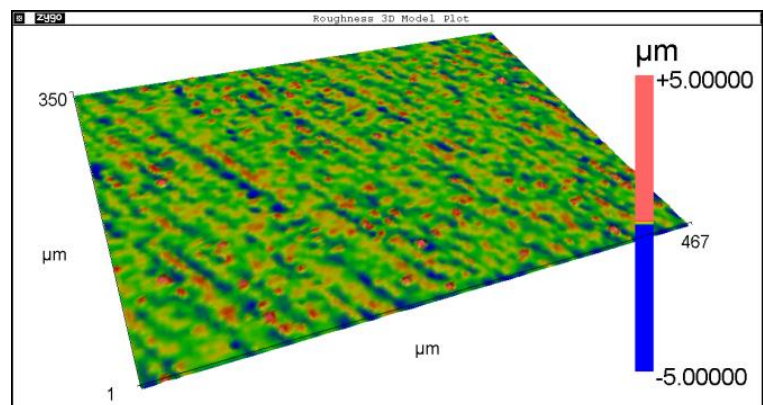
A Figura 41 mostra a rugosidade da resina com carga de 3% de ítria e a Figura 42 mostra a rugosidade com 10% de carga de ítria. As amostras foram avaliadas exclusivamente nas concentrações de 3% e 10%, em razão da indisponibilidade comercial da zircônia no mercado brasileiro.

Figura 42: Mapeamento 3D da rugosidade superficial de amostras com carga de 10%

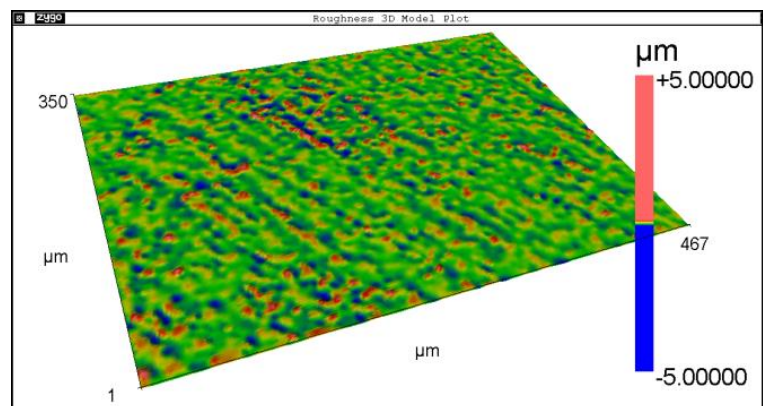
Y-TZP



(a)



(b)



(c)

Fonte: O Autor, 2025

A Tabela 4 apresenta os resultados das medidas de rugosidade 3D (Ra, Rq e PV) de diferentes composições de materiais, incluindo um grupo controle (resina pura), e amostras com adição de 3% e 10% de Y-TZP (zircônia estabilizada com ítria). Onde:

- Ra: Rugosidade média aritmética;
- Rq: Rugosidade quadrática média;
- PV: Pico a vale

Tabela 4: Resultados das medidas de rugosidade 3D

	Grupo controle		Res+3%Y-TZ		Res+ 10%Y-TZP	
Ra	0,040 ± 0,010	0,038 ± 0,003	0,021 ± 0,006	0,070 ± 0,013	0,040 ± 0,005	0,011 ± 0,002
Rq	0,057 ± 0,017	0,056 ± 0,004	0,290 ± 0,008	0,126 ± 0,061	0,054 ± 0,005	0,019 ± 0,004
PV	0,860 ± 0,360	1,000 ± 0,150	0,540 ± 0,160	1,520 ± 0,150	0,760 ± 0,040	0,530 ± 0,210

Fonte: O Autor, 2025

A adição de 3% de Y-TZP reduz significativamente a rugosidade média (Ra), indicando uma superfície mais lisa. A Rq confirma que a adição de 3% Y-TZP pode criar maior irregularidade superficial (mesmo com Ra baixo), o que sugere que a superfície tem pequenas regiões abruptas. Já com 10% Y-TZP, há inconsistência: uma superfície bastante lisa (0,054 μm), outra com valor mais alto (0,126 μm), o que reforça possível heterogeneidade do material. parâmetro PV mostra que a adição de Y-TZP influencia a profundidade dos sulcos. A variação entre amostras sugere influência da concentração e distribuição das partículas de zircônia na resina. O grupo controle tem rugosidade moderada e consistente, mas não apresenta os benefícios potenciais da incorporação de zircônia. A adição de 3% Y-TZP reduz o valor médio da rugosidade (Ra), mas pode aumentar a irregularidade em escala microscópica (Rq e PV), indicando superfície com picos pontuais. A adição de 10% Y-TZP apresenta variabilidade nos dados, sugerindo que a dispersão das partículas afeta a uniformidade da superfície.

Essa interpretação é confirmada pelas micrografias obtidas por microscopia eletrônica de varredura (MEV), mostradas na Figura 36. Na ampliação de 500 \times (a), observa-se uma superfície relativamente uniforme, com textura fina e presença de microporosidades bem distribuídas. Na imagem ampliada em 1000 \times (b), esses poros

são mais evidentes e variam levemente em diâmetro e profundidade, o que condiz com os valores de PV observados, próximos de 1 μm , embora a maioria das irregularidades esteja concentrada em amplitudes menores (como indicado por Ra e Rq).

6.3. Propriedades Mecânicas

6.3.1. Ensaio de compressão

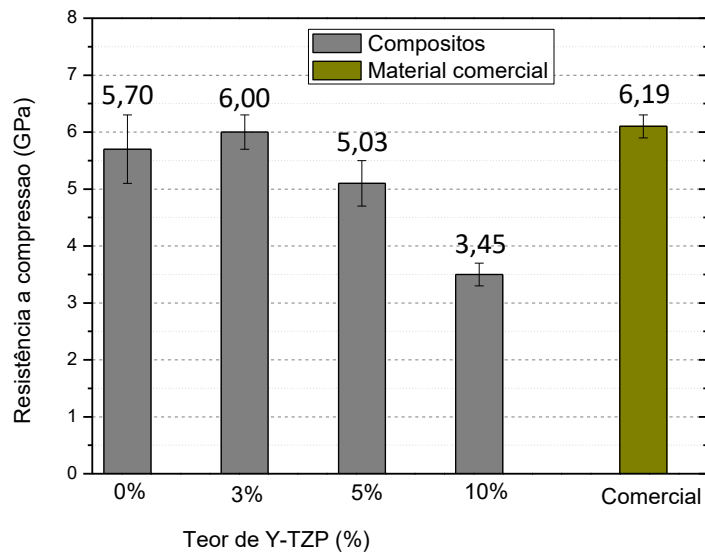
A resistência à compressão dos compósitos contendo diferentes teores de Y-TZP (zircônia tetragonal estabilizada com ítria) apresentou variações significativas, conforme ilustrado no gráfico, Figura 43e mais detalhadamente no ANEXO 2. A amostra de resina pura (0% de Y-TZP) e o material comercial apresentaram valores médios de resistência semelhantes, em torno de 5,6 GPa, servindo como parâmetros de referência. A introdução de 3% de Y-TZP promoveu uma leve elevação na resistência à compressão, para 6,0 GPa, sugerindo que a incorporação de pequenas quantidades de partículas cerâmicas bem dispersas pode atuar como reforço mecânico à matriz polimérica, aumentando sua resistência ao escoamento sob carga compressiva.

No entanto, à medida que a concentração de Y-TZP foi aumentada para 5% e 10%, observou-se uma tendência inversa. A resistência à compressão passou a decrescer, sendo que a amostra com 5% 5,1 GPa e para a amostra com 10% de Y-TZP exibiu o menor desempenho mecânico, com valores próximos a 3,5 GPa. Esse resultado pode ser atribuído a diversos fatores, como a má dispersão das partículas cerâmicas na matriz, a formação de aglomerados, ou ainda à presença de tensões residuais geradas durante o processamento do material. Essas descontinuidades internas atuam como pontos de concentração de tensões, favorecendo a nucleação de trincas e comprometendo a integridade estrutural do compósito.

A comparação com o material comercial, 6,2 GPa, revela que este apresenta desempenho mecânico compatível com a resina pura, o que indica que a formulação comercial, embora livre de reforços cerâmicos visíveis, possui um equilíbrio adequado entre resistência e processabilidade. Dessa forma, os resultados evidenciam que a adição de Y-TZP deve ser cuidadosamente balanceada, já que teores acima de 3% podem comprometer a integridade mecânica da resina, ao invés

de melhorá-la. Esses dados reforçam a importância de otimizar não apenas o teor de reforço cerâmico, mas também o seu método de dispersão e compatibilização com a matriz orgânica para garantir o desempenho desejado em aplicações clínicas.

Figura 43:Resultado do ensaio de compressão comparando o material com carga cerâmica ao material comercial



Fonte: O Autor, 2025

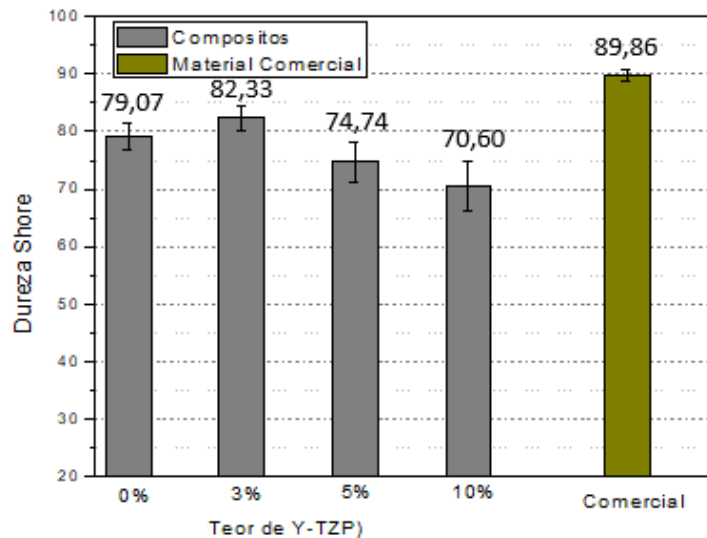
6.3.2. Dureza Shore

A Figura 44 mostra o resultado do ensaio da dureza shore. O eixo Y (vertical) representa a dureza Shore, variando aproximadamente de 20 a 100. No eixo X (horizontal) representa o teor de Y-TZP nos compostos, os comparando com as resinas comercial. A amostra da resina sem carga cerâmica apresenta dureza em torno de 80, as amostras com carga cerâmica de 3% Y-TZP possuem dureza próxima de 82, ligeiramente maior que 0%, para as amostras com 5% de carga de Y-TZP: apresentam dureza em torno de 75, queda em relação ao 3% e a amostra com 10% Y-TZP apresentam dureza mais baixa entre os compostos, por volta de 71. A dureza do material comercial é significativamente maior, próxima de 90, com baixa variação, indicando desempenho superior em resistência à deformação

A dureza aumenta com 3% de Y-TZP, mas diminui com teores maiores (5% e 10%). Isso sugere que há um limite ótimo de adição de Y-TZP (~3%) para maximizar

a dureza. Concentrações maiores podem causar agregação ou comprometimento da matriz (resina polimérica).

Figura 44: Resultado do ensaio de Dureza Shore comparando o material com carga cerâmica ao material comercial



Fonte: O Autor, 2025

A redução da dureza observada em compósitos com teores de Y-TZP superiores a 3% pode ser atribuída a uma combinação de fatores estruturais e processuais que comprometem o desempenho mecânico do material. Em concentrações elevadas, as partículas de zircônia tendem a se agregar, formando aglomerados que atuam como zonas frágeis e interrompem a distribuição homogênea das tensões, o que reduz a eficiência do reforço.

Além disso, a matriz do compósito apresenta uma capacidade limitada de incorporar cargas cerâmicas sem comprometer sua coesão; teores acima do ideal podem causar saturação da matriz e, conseqüentemente, queda na resistência. A interface entre matriz e reforço também desempenha papel crítico, pois o aumento da quantidade de partículas nem sempre é acompanhado por uma boa adesão interfacial, o que prejudica a transferência de tensão e reduz os benefícios esperados com a adição de Y-TZP.

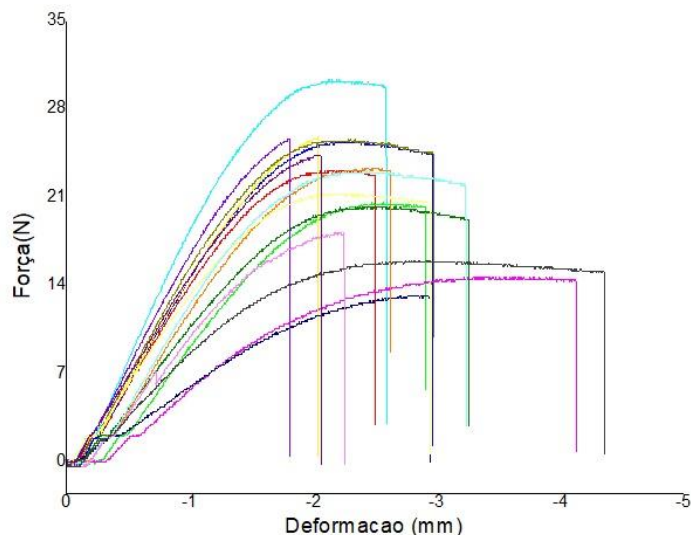
Por fim, a eficiência do processo de mistura torna-se crucial em teores mais elevados, uma vez que técnicas convencionais podem não garantir a dispersão adequada das partículas, favorecendo a formação de microdefeitos ou poros. Dessa

forma, o teor de 3% de Y-TZP representa um ponto de equilíbrio entre reforço efetivo, dispersão homogênea e integridade estrutural da matriz, sendo superior a este limite contraproducente para a dureza do compósito.

6.3.2. Ensaio de Flexão 3-pontos

De acordo com o ensaio realizado com diferentes grupos, o primeiro grupo consistiu no grupo controle, cujo corpo de prova foi confeccionado utilizando exclusivamente a resina comercial fotopolimerizável Basic da 3D CURE. Os resultados obtidos indicaram uma tensão máxima de 166,81 MPa, uma tensão média de 135,69 MPa e uma tensão mínima de 77,02 MPa, A taxa de deformação observada durante o ensaio apresentou uma variação entre o valor máximo de -0,090 mm/mm e o valor mínimo de -0,160 mm/mm, refletindo a resposta do material à aplicação da carga. A média da taxa de deformação foi de -0,114 mm/mm, indicando uma taxa de deformação significativa ao longo do corpo de prova durante o ensaio. Além disso, a porcentagem média de deformação registrada foi de -11,4%, o que demonstra a magnitude da alteração dimensional do material em relação à sua forma original apresentados na Figura 45. Esses resultados são importantes para entender a capacidade do material de suportar deformações sem falhar, fornecendo informações cruciais sobre sua resistência à deformação. Os dados completos estão apresentados na Tabela 5.

Figura 45: Gráfico de resultado do ensaio de flexão Força (N) x Deformação (mm) para o primeiro grupo controle somente com a resina fotopolimerizável



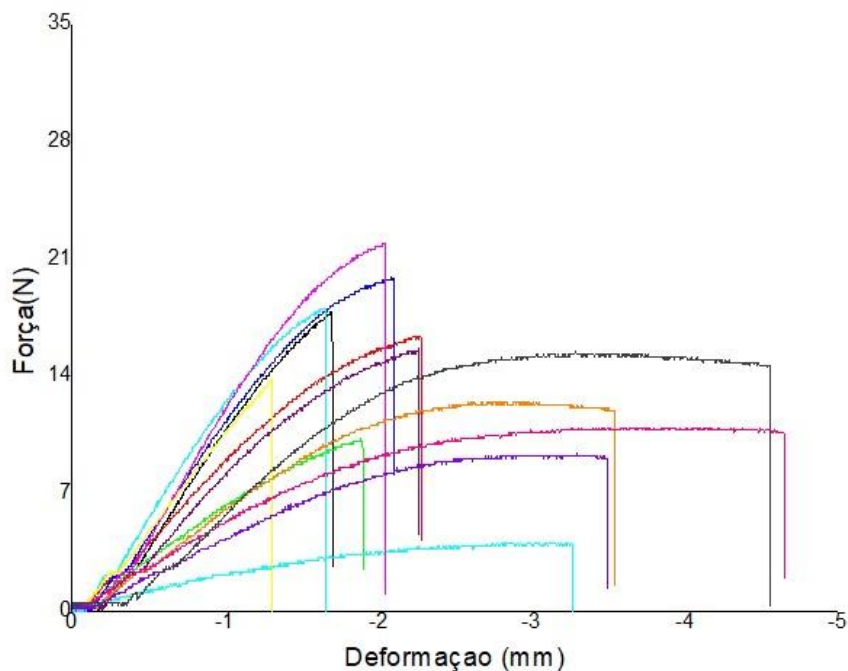
Fonte: O Autor, 2025

Tabela 5: Resultados do ensaio de flexão do grupo controle

Corpo de Prova	Base (mm)	Espessura (mm)	Compr. Base (mm)	Força @ Força Max. (N)	Deformação @ Força Max. (mm)	Tensão @ Força Max. (MPa)	Def.Especif. @ Força Max. (mm/mm)	Def.Especif. @ Força Max. (%)
CP 1	2,20	2,10	20	21,93	-2,08	142,403	-0,10	-10,385
CP 2	2,10	2,30	20	23,11	-2,05	143,540	-0,10	-10,255
CP 3	2,05	2,40	20	20,58	-2,47	125,488	-0,12	-12,358
CP 4	2,20	2,35	20	25,47	-2,20	147,795	-0,11	-11,024
CP 5	2,10	2,60	20	30,36	-2,13	166,813	-0,11	-10,628
CP 6	1,85	2,65	20	14,67	-3,22	89,771	-0,16	-16,107
CP 7	2,10	2,40	20	25,81	-2,03	153,631	-0,10	-10,170
CP 8	2,20	2,20	20	25,64	-2,28	158,926	-0,11	-11,421
CP 9	1,55	2,25	20	13,16	-2,68	113,204	-0,13	-13,420
CP 10	1,90	2,15	20	20,24	-2,21	148,641	-0,11	-11,066
CP 11	2,20	2,30	20	23,28	-2,33	138,024	-0,12	-11,670
CP 12	2,15	2,20	20	25,64	-1,79	162,622	-0,09	-8,961
CP 13	2,20	2,40	20	21,25	-2,02	120,739	-0,10	-10,113
CP 14	2,05	2,40	20	23,11	-2,33	140,915	-0,12	-11,670
CP 15	2,45	2,00	20	18,22	-2,17	111,551	-0,11	-10,861
CP 16	2,40	2,60	20	16,02	-2,74	77,019	-0,14	-13,711
CP 17	2,00	2,20	20	24,29	-2,00	165,614	-0,10	-10,006
Número CPs	17	17	17	17	17	17	17	17
Média	2,100	2,324	20,000	21,928	-2,278	135,688	-0,114	-11,402
Mediana	2,100	2,300	20,000	23,110	-2,200	142,403	-0,110	-11,024
Desv.Padrão	0,2069	0,1804	0,0000	4,4708	0,3431	26,0668	0,0173	1,7172
Coef.Var.(%)	9,853	7,763	0,000	20,388	-15,061	19,211	-15,238	-15,062
Mínimo	1,550	2,000	20,000	13,160	-3,220	77,019	-0,160	-16,107
Máximo	2,450	2,650	20,000	30,360	-1,790	166,813	-0,090	-8,961

No segundo grupo, que foi composto pela resina polimérica fotopolimerizável e com 5% de Y-TZP os resultados indicaram uma tensão máxima de 142,38 MPa e uma tensão mínima de 50,55 MPa, resultando em uma tensão média de 91,1 MPa. Esse comportamento sugere uma variação significativa na resistência do material sob as condições de teste. Em relação à taxa de deformação, observou-se uma variação entre -0,233 mm/mm de mínima e -0,065 mm/mm de máxima, o que reflete a capacidade do material de se deformar sob carga. Com base nesses dados, a média da porcentagem de variação de deformação foi de 11,06%, indicando um comportamento relevante em termos de capacidade de deformação do material sob o ensaio, que pode ser evidenciado na Figura 46, o que pode influenciar diretamente em sua performance em aplicações reais. Esses resultados fornecem uma compreensão mais detalhada sobre as propriedades mecânicas do composto, sugerindo seu comportamento durante o ensaio de flexão. Conforme dados apresentados na Tabela 6.

Figura 46: Gráfico de resultado do ensaio de flexão Força (N) x Deformação (mm) para o segundo grupo controle com a resina fotopolimerizável e carga cerâmica $ZrO_2(Y_2O_3)$



Fonte: O Autor, 2025

Tabela 6:Resultado do ensaio de flexão com carga cerâmica de $ZrO_2(Y_2O_3)$

Corpo de Prova	Base (mm)	Espessura (mm)	Compr. Base (mm)	Força @ Força Max. (N)	Deformação @ Força Max. (mm)	Tensão @ Força Max. (MPa)	Def.Especif. @ Força Max. (mm/mm)	Def.Especif. @ Força Max. (%)
CP 1	2,00	2,30	20	17,880	-1,6967	116,609	-0,08	-8,484
CP 2	1,80	2,40	20	16,361	-2,2760	113,618	-0,11	11,380
CP 3	1,85	2,10	20	10,120	-1,8965	78,147	-0,09	9,483
CP 4	1,95	2,25	20	19,903	-2,0963	136,089	-0,10	10,482
CP 5	2,00	2,35	20	18,048	-1,6506	115,200	-0,08	8,253
CP 6	1,55	1,55	20	4,048	-3,2636	50,549	-0,16	16,318
CP 7	2,10	2,20	20	21,927	-2,0464	142,383	-0,10	10,232
CP 8	1,80	2,40	20	13,831	-1,3049	96,049	-0,07	6,525
CP 9	2,30	2,50	20	15,686	-2,2631	81,840	-0,11	11,316
CP 10	1,60	2,05	20	11,976	-3,5379	109,537	-0,18	17,690
CP 11	1,45	1,90	20	9,108	-3,4966	99,183	-0,17	17,483
CP 12	1,90	3,30	20	10,626	-4,6508	50,842	-0,23	23,254
CP 13	2,10	2,90	20	14,674	-4,5577	72,286	-0,23	22,789
Número CPs	13	13	13	13	13	13	13	13
Média	1,877	2,323	20,000	14,168	-2,672	97,102	-0,134	12,055
Mediana	1,900	2,300	20,000	14,674	-2,263	99,183	-0,113	11,316
Desv.Padrão	0,2403	0,4333	0,0000	4,9258	1,1092	29,1926	0,0555	8,1665
Coef.Var.(%)	12,804	18,652	0,000	34,766	-41,509	30,064	-41,509	67,742
Mínimo	1,450	1,550	20,000	4,048	-4,651	50,549	-0,233	-8,484
Máximo	2,300	3,300	20,000	21,927	-1,305	142,383	-0,065	23,254

Fonte: O Autor, 2025

Com base nos resultados obtidos nos ensaios de flexão, observa-se que, embora o composto cerâmico com carga de $ZrO_2(Y_2O_3)$ apresente valores inferiores em comparação à resina, ele ainda exibe resultados satisfatórios para aplicações odontológicas. A resina, por sua natureza, demonstra um desempenho superior em termos de resistência à flexão, mas o composto cerâmico, devido à sua composição e propriedades estruturais, oferece características que o tornam adequado para o uso odontológico. A resistência mecânica do composto cerâmico, mesmo sendo inferior, é suficiente para suportar as exigências típicas de cargas e deformações em tratamentos odontológicos, como próteses e restaurações dentárias.

6.4. Translucidez (razão de contraste)

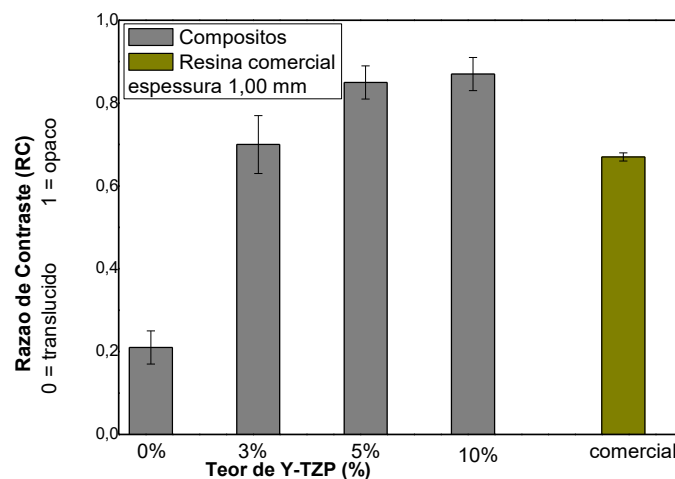
A razão de contraste (RC), parâmetro diretamente associado à translucidez dos materiais, apresentou variações expressivas nos compósitos em função do teor de Y-TZP adicionado, revelando uma tendência marcante de aumento da opacidade conforme a concentração do reforço cerâmico se eleva. Os resultados indicam que o compósito sem adição de Y-TZP (0%) apresentou o menor valor de RC, evidenciando elevada translucidez, característica desejável em aplicações onde a estética é um fator determinante, como na odontologia restauradora. Com a introdução de apenas 3% de Y-TZP, já se observou um aumento acentuado na opacidade, o que demonstra que mesmo baixas concentrações da zircônia são suficientes para alterar significativamente as propriedades ópticas do compósito. A situação se intensifica com os teores de 5% e 10%, que alcançaram valores de RC próximos a 1,0, o que representa praticamente completa opacidade, tornando esses compósitos visualmente comparáveis a materiais cerâmicos densos e não translúcidos, conforme observado na Figura 47.

Esse comportamento pode ser explicado pelas características ópticas da Y-TZP, um material com alto índice de refração e forte capacidade de espalhamento de luz, que interfere diretamente na passagem da luz através da matriz, aumentando a reflexão e diminuindo a transmissão luminosa. Além disso, a presença de partículas cerâmicas em maior quantidade promove interfaces adicionais onde a luz sofre desvio ou absorção, agravando o efeito opacificante. A pequena diferença entre os valores de RC para os compósitos com 5% e 10% sugerem a existência de uma saturação óptica, ou seja, um ponto em que o aumento da concentração de

partículas não resulta mais em variações significativas na translucidez, o que pode indicar um limite físico de modificação da propriedade.

Em paralelo, a resina comercial utilizada como referência apresentou uma razão de contraste intermediária, sendo mais opaca do que os compósitos com baixos teores de Y-TZP, mas ainda menos opaca do que os com maiores concentrações, evidenciando que sua formulação provavelmente foi otimizada para alcançar um balanço entre desempenho estético e resistência mecânica. Diante disso, torna-se evidente que o controle da translucidez em compósitos à base de Y-TZP está intrinsecamente ligado à quantidade de reforço cerâmico incorporado, sendo essa uma variável crítica no desenvolvimento de materiais para aplicações biomédicas e odontológicas, onde a estética e o comportamento óptico devem ser cuidadosamente ajustados de acordo com a demanda clínica e funcional. Além disso, esses achados reforçam a importância de estudos complementares envolvendo modelagem da dispersão de luz, tamanho e distribuição das partículas, além de aspectos da interface matriz–reforço, uma vez que esses fatores também exercem influência significativa sobre as propriedades ópticas globais do material final.

Figura 47: Resultado do teste de razão de contraste variando de acordo com a carga cerâmica



Fonte: O Autor, 2025

Na Figura 48, A análise do gráfico que relaciona a razão de contraste (RC), parâmetro óptico que mede o grau de opacidade de um material, sendo 0 totalmente translúcido e 1 completamente opaco, em função da espessura de corpos de prova revela diferenças significativas entre o compósito experimental contendo 3% de ZrO_2 e o material comercial.

Observa-se que o material comercial apresenta um aumento expressivo da razão de contraste conforme a espessura aumenta, indicando um comportamento óptico típico de materiais com alta densidade de dispersores internos, onde a espessura intensifica os efeitos de absorção e espalhamento da luz, resultando em uma opacidade crescente. Os dados do material comercial seguem uma tendência consistente e previsível, com pouca dispersão, sugerindo um material opticamente homogêneo e bem processado, com distribuição uniforme de cargas ou pigmentos.

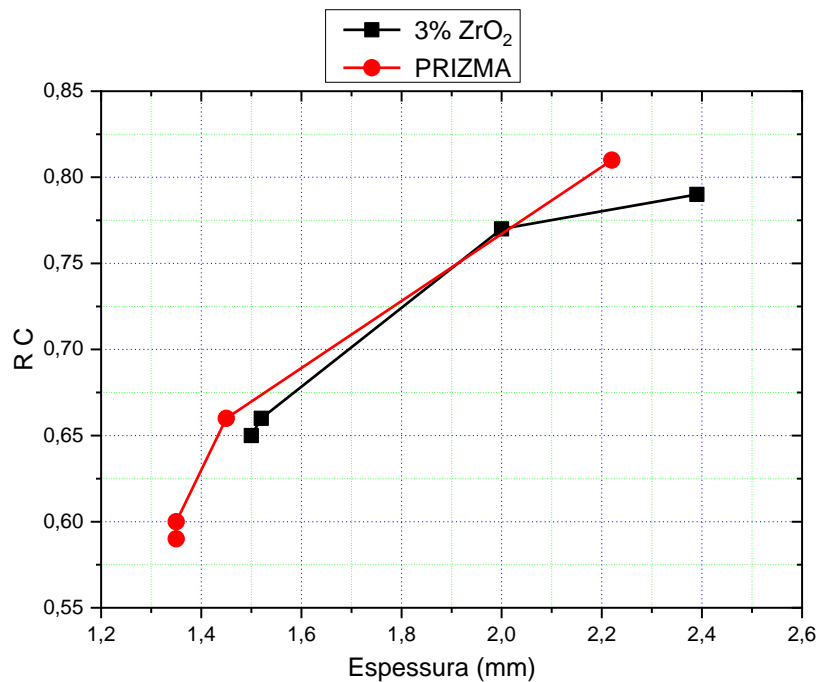
Entretanto, o compósito com 3% de ZrO_2 apresenta valores de RC notavelmente inferiores em todas as espessuras testadas, o que demonstra maior translucidez do sistema experimental em relação ao material comercial, além de exibir uma considerável dispersão dos dados, evidenciada pelas barras de erro verticais. Essa variabilidade óptica pode ser atribuída a limitações no processo de dispersão da fase cerâmica, formação de microdefeitos ou variações na interface entre a matriz polimérica e as partículas de zircônia, resultando em inconsistências na interação da luz com a estrutura do material. Além disso, a ausência de uma tendência linear acentuada sugere que a opacidade do compósito não evolui de forma proporcional com o aumento da espessura, possivelmente devido à menor densidade óptica das partículas cerâmicas ou à sua distribuição heterogênea na matriz.

Esse comportamento sugere que, embora o compósito com 3% de ZrO_2 mantenha maior translucidez — característica desejável em muitas aplicações estéticas, como em restaurações odontológicas —, ele ainda apresenta falta de uniformidade estrutural e controle óptico quando comparado ao material comercial. Essa hipótese é reforçada pela dispersão dos dados obtidos, a qual pode estar relacionada à heterogeneidade na distribuição da fase cerâmica ou na qualidade da interface matriz/reforço.

A realização da microscopia eletrônica de varredura (MEV), já evidenciou aglomerações ou descontinuidades na interface.

Portanto, o desempenho do compósito em termos de contraste óptico está fortemente condicionado à qualidade da dispersão das partículas e à interação matriz-reforço, reforçando a importância de otimizações no processamento e na formulação para alcançar resultados mais consistentes e comparáveis aos de sistemas comerciais consolidados como o material comercial estudado.

Figura 48: Resultado do teste de razão de contraste variando de acordo com a espessura para uma amostra de 3% de carga cerâmica



Fonte: O Autor, 2025

6.5. Comparação com a norma ISO 4049:2000

Segundo a norma ISO 4049:2000, que estabelece os requisitos específicos para materiais restauradores odontológicos à base de resina, os critérios de desempenho e propriedades físico-químicas devem ser rigorosamente atendidos para garantir segurança, durabilidade e eficácia clínica. Esta norma padroniza aspectos como resistência mecânica, tempo de polimerização, solubilidade e biocompatibilidade, assegurando que os produtos estejam em conformidade com padrões internacionais de qualidade. A aplicação correta desses requisitos,

conforme descrito na ISO 4049:2000, é essencial para o desenvolvimento e a avaliação de materiais restauradores utilizados na odontologia contemporânea

Os compósitos desenvolvidos neste trabalho foram avaliados conforme os requisitos estabelecidos na norma ISO 4049:2000, a qual especifica os critérios de desempenho físico, químico e mecânico para materiais restauradores poliméricos de uso odontológico, especialmente para aplicações indiretas, como aquelas obtidas via impressão 3D por DLP, conforme tabela abaixo.

Tabela 7: Dados de ensaios da norma ISO 4049:2000

TIPO	Classe / Grupo	Resistência Mínima à Flexão [MPa]	Sorção de água máx [ug/mm ³]	Solubilidade máx [ug/mm ³]
TIPO 1	classe 1	80	40	7,5
	classe 2, grupo 1	80	40	7,5
	classe 2, grupo 2	100		
	classe 3	80	40	7,5
TIPO 2	classe 1	50	40	7,5
	classe 2, grupo 1	50	40	7,5
	classe 3	50	40	7,5

Fonte: ISO 4049:2000 adaptado pelo autor, 2025

A resistência à flexão das formulações superou o limite mínimo de 100 MPa exigido para materiais restauradores da Classe 2, Grupo 2, utilizados de forma indireta. De acordo com a norma, materiais do Classe 2, Grupo 2 são materiais que requerem cura fora da boca (extra oral), ou seja, são fotopolimerizados em ambiente laboratorial e posteriormente cimentados (luted) no dente. Os compósitos reforçados com 3%, 5% e 10% de $ZrO_2(Y_2O_3)$ apresentaram valores médios entre 99,7 MPa e 107,9 MPa, com desempenho crescente em função da carga cerâmica. Estes resultados indicam a viabilidade mecânica das formulações para aplicações clínicas.

As análises térmicas realizadas por TGA e DSC evidenciaram um perfil de degradação térmica das amostras acima de 320 °C, e comportamento térmico típico de materiais poliméricos fotocuráveis. Embora a norma ISO 4049 não estabeleça critérios específicos para análise térmica, os resultados demonstram estabilidade adequada nas condições intraorais. A presença da zircônia influenciou levemente a transição vítrea, mas sem comprometer a estabilidade do sistema.

A translucidez óptica foi avaliada por meio da razão de contraste, parâmetro relacionado à opacidade dos materiais. A norma ISO 4049, em sua seção 5.3 e 5.4, estabelece que materiais restauradores devem apresentar coloração homogênea e boa estabilidade de cor após exposição à luz e à umidade. O compósito com 3% de carga cerâmica apresentou razão de contraste de 0,68, mantendo bom desempenho estético, semelhante ao material comercial controle. Com o aumento do teor de carga cerâmica, houve aumento da opacidade, conforme esperado, mas sem comprometimento visual severo. Esses resultados indicam que a formulação com 3% de $ZrO_2(Y_2O_3)$ apresenta o melhor equilíbrio entre propriedades ópticas e mecânicas.

A densidade aparente das amostras aumentou proporcionalmente ao teor de reforço cerâmico, refletindo a maior massa específica da zircônia incorporada à matriz polimérica. Este comportamento é consistente com os dados da literatura e contribui positivamente para as propriedades mecânicas, sem afetar negativamente a processabilidade no sistema DLP. Os valores de densidade obtidos situaram-se na faixa de 1,21 g/cm³ (resina pura) a 1,46 g/cm³ (10% ZrO_2), indicando boa dispersão da carga e ausência de aglomerados significativos.

A partir dos resultados apresentados, observa-se que os compósitos fotopolimerizáveis reforçados com $ZrO_2(Y_2O_3)$, especialmente na formulação com 3% de carga, atendem aos critérios normativos estabelecidos pela ISO 4049:2000, apresentando desempenho mecânico, estabilidade química e estética compatíveis com aplicações restauradoras indiretas na odontologia, consolidando seu potencial para uso clínico via manufatura aditiva por DLP.

CONCLUSÕES

A incorporação de diferentes teores de $ZrO_2(Y_2O_3)$ na matriz polimérica processada por DLP demonstrou impacto significativo nas propriedades mecânicas e ópticas dos compósitos desenvolvidos. A análise comparativa entre os teores de 3%, 5% e 10% revelaram tendências claras em relação ao comportamento estrutural, estético e de processabilidade dos materiais.

A formulação contendo 3% de carga cerâmica apresentou-se como a mais equilibrada dentre os grupos testados. Este teor foi suficiente para promover uma leve redução na translucidez, conferindo ao material características estéticas próximas às de resinas comerciais utilizadas em odontologia. Além disso, as propriedades mecânicas, como resistência à compressão, dureza Shore D e resistência à flexão, permaneceram dentro de faixas aceitáveis para aplicações clínicas, demonstrando que a adição moderada de cerâmica pode melhorar a performance estética sem comprometer de forma significativa o desempenho mecânico.

Na amostra com 5% de $ZrO_2(Y_2O_3)$, verificou-se uma acentuada redução na translucidez, com aumento da opacidade, o que pode ser desejável em casos em que o mascaramento de substratos escurecidos é necessário. Contudo, os resultados de resistência mecânica apresentaram uma queda considerável em comparação ao grupo de 3%, indicando o início de uma tendência de perda de integridade estrutural com o aumento do teor de carga.

Por sua vez, a formulação com 10% de carga cerâmica evidenciou os maiores índices de opacidade, tornando o material altamente estético em termos de mascaramento óptico. No entanto, essa concentração resultou em moderada redução das propriedades mecânicas, sobretudo na resistência à compressão e na dureza, além de maior fragilidade à ruptura. Esses fatores tornam o compósito com 10% de carga inadequado para aplicações que exijam elevada resistência mecânica.

De modo geral, os resultados indicam que os teores de 3% e 5% de $ZrO_2(Y_2O_3)$ representam a melhor combinação entre propriedades mecânicas, estética e viabilidade de processamento via DLP, atendendo aos requisitos básicos para uso em próteses dentárias. Já o teor de 10%, embora promovam ganhos em opacidade, devem ser avaliados com cautela, considerando as exigências clínicas específicas e as limitações estruturais observadas.

Além das propriedades técnicas, o compósito desenvolvido apresenta uma vantagem econômica significativa em relação às resinas comerciais, graças ao seu baixo custo e produção e materiais utilizados. Isso torna o material uma alternativa viável e acessível para aplicações odontológicas, ampliando o acesso a próteses de qualidade. Vale destacar que os resultados dos ensaios realizados estão plenamente em conformidade com os critérios estabelecidos pela norma ISO 4049:2020, o que confirma que o material atende aos requisitos de desempenho e segurança exigidos para uso clínico. Dessa forma, o compósito não só oferece boa performance estética e mecânica, mas também representa uma solução custo-benefício superior aos materiais comerciais tradicionais.

SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Dando continuidade à presente pesquisa sobre compósitos poliméricos estéticos reforçados com carga cerâmica 3Y-TZP, obtidos por Processamento Digital de Luz (DLP), diversas linhas de investigação podem ser desenvolvidas visando a otimização das propriedades físico-químicas, mecânicas e ópticas desses materiais para aplicação na odontologia restauradora.

Uma primeira etapa de aprimoramento seria a avaliação de diferentes tipos e concentrações de agentes dispersantes e surfactantes, com o intuito de melhorar a dispersão das partículas cerâmicas na matriz polimérica. A melhoria da homogeneidade da suspensão pode minimizar a formação de aglomerados e, conseqüentemente, reduzir defeitos internos que comprometem tanto a resistência mecânica quanto as propriedades estéticas dos compósitos.

Além disso, é altamente recomendável a realização de estudos sobre o efeito de tratamentos pós-cura, como ciclos térmicos ou exposição adicional a radiação UV. Essas etapas podem contribuir para o aumento da conversão de monômeros residuais, promovendo maior dureza superficial, estabilidade dimensional e resistência ao desgaste. Além de um processamento assertivo e adequado que garanta as propriedades da resina curada.

Do ponto de vista de caracterização mecânica, torna-se fundamental a execução de ensaios de fadiga cíclica e envelhecimento hidrotérmico acelerado, para simular as condições de uso prolongado no ambiente oral e avaliar a estabilidade a longo prazo dos compósitos.

Outro aspecto relevante para estudos futuros é a realização de uma comparação sistemática com os requisitos estabelecidos pelas normas internacionais, como a ISO 4049, que especifica critérios mínimos de desempenho para materiais à base de resina utilizados em restaurações dentárias. Parâmetros como resistência à flexão, módulo de elasticidade, dureza e resistência à dissolução em meio aquoso devem ser avaliados com base nesses critérios normativos, a fim de validar a viabilidade clínica dos materiais desenvolvidos.

Por fim, recomenda-se a fabricação de protótipos reais de próteses dentárias (como coroas, facetas ou inlays) utilizando as formulações mais promissoras. Esses protótipos devem ser submetidos a ensaios de validação *in vitro*, seguindo os protocolos estabelecidos por normas ISO aplicáveis, permitindo assim uma

aproximação mais fiel entre os resultados experimentais e as exigências clínicas reais.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

A.A. Altun, T. Prochaska, T. Konegger, M. Schwentenwein, Dense, strong, and precise silicon nitride-based ceramic parts by lithography-based ceramic manufacturing, *Appl. Sci.* 10 (3) (2020) 996.

Ajay, R., Selvabalaji, A., Muthamilselvi, M., Vasanthakumari, A., Sonia, A., & Deepa, G. (2024). Synthesis and Characterization of a Chemico-structurally Modified Bis-GMA Analog for Dental Applications. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 25(6), 588–592. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-3687>

Aldawood, F. K. (2025). Multi-criteria optimization of polymer selection for biomedical additive manufacturing using analytic hierarchy process. *Materials and Design*, 256(July), 114369. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2025.114369>

Almeida, L. F. (2020). Efeito da fotopolimerização complementar em resinas para impressoras por estereolitografia em suas propriedades mecânicas e diferentes designs de impressão na precisão de modelos odontológicos. *Molecules*, 2(1), 1–12. <http://clik.dva.gov.au/rehabilitation-library/1-introduction-rehabilitation%0Ahttp://www.scirp.org/journal/doi.aspx?DOI=10.4236/as.2017.81005%0Ahttp://www.scirp.org/journal/PaperDownload.aspx?DOI=10.4236/as.2012.34066%0Ahttp://dx.doi.org/10.1016/j.pbi.201>

Alrahlah, A., Al-Odayni, A. B., Al-Mutairi, H. F., Almousa, B. M., Alsubaie, F. S., Khan, R., & Saeed, W. S. (2021). A low-viscosity bisgma derivative for resin composites: Synthesis, characterization, and evaluation of its rheological properties. *Materials*, 14(2), 1–15. <https://doi.org/10.3390/ma14020338>

Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR NM ISO 2471 - Papel e cartão- Determinação da opacidade (fundo de papel) - Método da reflectância difusa. 2001.

Argôlo, I. F. T. de. Caracterização térmica e mecânica de materiais impressos pelo processo de estereolitografia. *Ayaçq*, 8, 55. Dissertação (Mestrado em Profissional

em Ciência e Tecnologia em Saúde) - Universidade Estadual da Paraíba, Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa , 2019.

Barczewski, Bianca Figueiredo and Junqueira, Laura de Andrade and Raposo, Francisco José and Brandão, Marcos Antônio Fernandes and Raposo, Nádia Rezende Barbosa. Aplicações da manufatura aditiva em oftalmologia. *Rev. bras.oftalmol.* [online]. 2022, vol. 81, [cited 2025-04-26], e0052. Available from: <<https://www.rbojournal.org/article/aplicacoes-da-manufatura-aditiva-em-oftalmologia/>>. ISSN 0034-7280.

Borges, A., Pitta-Lopes, J., & Portugal, J. (2015). Influence of exposure time and distance to light on the ability to composite light curing. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentaria e Cirurgia Maxilofacial*, 56(3), 166–172. <https://doi.org/10.1016/j.rpemd.2015.07.001>

Brighenti, R., Cosma, M. P., & Monchetti, S. (2024). Mechanics of polymers obtained by layered photopolymerization. *European Journal of Mechanics, A/Solids*, 106, 105323. <https://doi.org/10.1016/j.euromechsol.2024.105323>

Candian, L. M. Estudo do polietileno de alta densidade reciclado para uso em elementos estruturais. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Estruturas) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2007.

Canevarolo, Sebastiao, V., "Ciência dos polímeros. Um curso básico para tecnólogos e engenheiros", Artliber Editora Ltda, 2002 ... | ISBN 85-88098-10-5 1.

Caussin, E., Moussally, C., Le Goff, S., Fasham, T., Troizier-Cheyne, M., Tapie, L., Dursun, E., Attal, J. P., & François, P. (2024). Vat Photopolymerization 3D Printing in Dentistry: A Comprehensive Review of Actual Popular Technologies. *Materials*, 17(4). <https://doi.org/10.3390/ma17040950>

Chartier, T., Chaput, C., Doreau, F. et al. Stereolithography of structural complex ceramic parts. *Journal of Materials Science* 37, 3141–3147 (2002). <https://doi.org/10.1023/A:1016102210277>

Chaudhary, R., Fabbri, P., Leoni, E., Mazzanti, F., Akbari, R., &Antonini, C. (2023). Additive manufacturing by digital light processing: a review. *Progress in Additive Manufacturing*, 8(2), 331–351. <https://doi.org/10.1007/s40964-022-00336-0>

Coelho, A. W. F., Araujo, A. C., &Thiré, R. M. da S. M. (2018). Manufatura aditiva por estereolitografia: análise da geometria da peça e da influência da posição e orientação de fabricação. *Matéria (Rio de Janeiro)*, 23(4). <https://doi.org/10.1590/s1517-707620180004.0600>

Dadkhah, M., Tulliani, J. M., Saboori, A., &Iuliano, L. (2023). Additive manufacturing of ceramics: Advances, challenges, and outlook. *Journal of the European Ceramic Society*, 43(15), 6635–6664. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2023.07.033>

De Castro, D. L., Cavalcante, M. D. P., & Pedrosa, M. C. G. (2019). Nanotecnologia e polímeros: revisão dos temas visando a abordagem em aulas de Química. *Revista Thema*, 16(2), 313. <https://doi.org/10.15536/thema.v16.2019.313-330.1164>

Di Fiore, A., Meneghello, R., Brun, P., Rosso, S., Gattazzo, A., Stellini, E., &Yilmaz, B. (2022). Comparison of the flexural and surface properties of milled, 3D-printed, and heat polymerized PMMA resins for denture bases: An in vitro study. *Journal of Prosthodontic Research*, 66(3), 502–508. https://doi.org/10.2186/jpr.JPR_D_21_00116

Diseño, D., Asistida, C., Galdino, J., Baeder, F. M., Zaffalon, G. T., Fernanda, P., &Corazza, L. (2024). Uso do sistema Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing (CAD- CAM) com suas indicações , vantagens e desvantagens : Uma revisão integrativa Use of the Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing (CAD-CAM) system with its indications , advantages and disadvantages : An integrative review. 2024, 1–11.

Dönmez, M. B., Çakmak, G., Güven, M. E., Dede, D. Ö., Abou-Ayash, S., & Yilmaz, B. (2024). Fatigue behavior of implant-supported cantilevered prostheses in recently introduced CAD-CAM polymers: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 133(2), 544–551. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2024.05.001>

Elkhoury, K., Zuazola, J., & Vijayavenkataraman, S. (2023). Bioprinting the future using light: A review on photocrosslinking reactions, photoreactive groups, and photoinitiators. *SLAS Technology*, 28(3), 142–151. <https://doi.org/10.1016/j.slast.2023.02.003>

Essmeister, J., Altun, A. A., Staudacher, M., Lube, T., Schwentenwein, M., & Konegger, T. (2022). Stereolithography-based additive manufacturing of polymer-derived SiOC/SiC ceramic composites. *Journal of the European Ceramic Society*, 42(13), 5343–5354. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2022.06.021>

Ferriotti, M. A., Marcelino, D. de M., Pohlmann, M. N., Martino Neto, J., & Rosa, J. L. (2021). Aplicações Da Manufatura Aditiva E Impressão 3D Na Fabricação De Moldes Para Injeção De Termoplásticos. *Brazilian Journal of Production Engineering - BJPE*, 199–218. <https://doi.org/10.47456/bjpe.v7i3.34567>

Ferreira Fernandes, R. (2014). Polímero. *Revista de Ciência Elementar*, 2(1), 24927. <https://doi.org/10.24927/rce2014.293>

Galante, R., Figueiredo-Pina, C. G., & Serro, A. P. (2019). Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. *Dental Materials*, 35(6), 825–846. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.02.026>

Gao, Y. (2019). ScienceDirectScienceDirectScienceDirect low viscosity , high uniform shrinkage ceramic resin for Low Low solid solid loading , loading , low low viscosity , viscosity , high high uniform uniform shrinkage shrinkage ceramic ceramic resin resin for forst. *Procedia Manufacturing*, 48, 749–754. <https://doi.org/10.1016/j.promfg.2020.05.109>

Gide, K. M., Tranchemontagne, C. E., Sardar, M. Z., & Bagheri, Z. S. (2025). Precise fiber alignment in stereolithography (SLA) 3D printing of composite polymers. *Hybrid Advances*, 10(May), 100501. <https://doi.org/10.1016/j.hybadv.2025.100501>

GoldyKatal, NelofarTyagi, & Ashish Joshi. (2013). Digital Light Processing and its Future Applications. *International Journal of Scientific and Research Publications*, 3 (4)(4), 2250–3153.

Hemais, C. A. (2003). Polímeros e a indústria automobilística. *Polímeros*, 13(2), 107–114. <https://doi.org/10.1590/s0104-14282003000200008>

Henriques, B., Pinto, P., Silva, F. S., Fredel, M. C., Fabris, D., Souza, J. C. M., & Carvalho, O. (2018). On the mechanical properties of monolithic and laminated nano-ceramic resin structures obtained by laser printing. *Composites Part B: Engineering*, 141(October 2017), 76–83. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2017.12.044>

Hodásová, L., Alemán, C., Del Valle, L. J., Llanes, L., Fargas, G., & Armelin, E. (2021). 3D-printed polymer-infiltrated ceramic network with biocompatible adhesive to potentiate dental implant applications. *Materials*, 14(19). <https://doi.org/10.3390/ma14195513>

Husna, A., Ashrafi, S., Tomal, A. A., Tuli, N. T., & Bin Rashid, A. (2024). Recent advancements in stereolithography (SLA) and their optimization of process parameters for sustainable manufacturing. *Hybrid Advances*, 7(June), 100307. <https://doi.org/10.1016/j.hybadv.2024.100307>

Islam, M. A., Mobarak, M. H., Rimon, M. I. H., Al Mahmud, M. Z., Ghosh, J., Ahmed, M. M. S., & Hossain, N. (2024). Additive manufacturing in polymer research: Advances, synthesis, and applications. *Polymer Testing*, 132(February), 108364. <https://doi.org/10.1016/j.polymertesting.2024.108364>

Jeong, M., Radomski, K., Lopez, D., Liu, J. T., Lee, J. D., & Lee, S. J. (2024). Materials and Applications of 3D Printing Technology in Dentistry: An Overview. *Dentistry Journal*, 12(1), 1–15. <https://doi.org/10.3390/dj12010001>

José, I., Ladeira, D. Callichio, L. (2021). *Manufatura Aditiva De Materiais Metálicos. Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação em Engenharia de Materiais - EE Higienópolis, Instituto Presbiteriano Mackenzie.*

Khecho, A., Rahman, M. M. T., Reddy, D., El-Ghannam, A., & Joyee, E. B. (2025). DLP-based additive manufacturing of hollow 3D structures with surface activated silicone carbide-polymer composite. *Composites Part B: Engineering*, 296(June 2024), 112236. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2025.112236>

Li, X., Xie, B., Jin, J., Chai, Y., & Chen, Y. (2018). 3D Printing Temporary Crown and Bridge by Temperature Controlled Mask Image Projection Stereolithography. *Procedia Manufacturing*, 26, 1023–1033. <https://doi.org/10.1016/j.promfg.2018.07.134>

Mahdi, M., Barazandeh, F., & Yaghmaie, F. (2014). Sensors and Actuators A : Physical Scanning-projection based stereolithography : Method and structure. *Sensors & Actuators: A. Physical*, 218, 116–124. <http://dx.doi.org/10.1016/j.sna.2014.08.002>

Maitz MF. Applications of synthetic polymers in clinical medicine. *BiosurfBiotribol*2015;1:161–76.

Manrich, S. *Processamento de termoplásticos*. 1.ed. São Paulo: Artiber Editora, 2005

Marsico, C., Carpenter, I., Kutsch, J., Fehrenbacher, L., & Arola, D. (2022). Additive manufacturing of lithium disilicate glass-ceramic by vat polymerization for dental appliances. *Dental Materials*, 38(12), 2030–2040. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.11.005>

Melchels, F. P. W., Feijen, J., & Grijpma, D. W. (2010). A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. *Biomaterials*, 31(24), 6121–6130. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2010.04.050>

Melo-Silva, T. C. F., Melo-Silva, C. L., Carvalho, C. F., Teixeira, A. B., Lins, J. F. C., & Gouvêa, J. P. (2014). Avaliação De Propriedades Mecânicas De Compósitos Usados Em Odontologia Variando a Composição Inorgânica. 1, 2591–2602.

Miyazaki, D. R., Menezes, N. P., de Lima, A. A., Heilmann, A., Zanella, F., Burkarter, E., Mariano, A. A., Thomazi, F., & Dartora, C. A. (2022). Modelos de polímeros utilizando o Hamiltoniano de tight-binding. *Revista Brasileira de Ensino de Física*, 44. <https://doi.org/10.1590/1806-9126-rbef-2021-0341>

N. N. Kumbhar and A. V. Mulay. Post processing methods used to improve surface finish of products which are manufactured by additive manufacturing technologies: A review. *J. Inst. Eng. India Ser. C*, 99:481 – 487, 2018.

Oh, R., Lim, J. H., Lee, C. G., Lee, K. W., Kim, S. Y., & Kim, J. E. (2023). Effects of washing solution temperature on the biocompatibility and mechanical properties of 3D-Printed dental resin material. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 143. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2023.105906>

P. Jagadeesh, M. Puttegowda, Y.G.T. Girijappa, S.M. Rangappa, S. Siengchin, Carbon fiber reinforced areca/sisal hybrid composites for railway interior applications: mechanical and morphological properties, *Polym, Composer* 43 (2022) 160–172, <https://doi.org/10.1002/pc.26364>.

Parthasarathy, R., Misra, A., Song, L., Ye, Q., & Spencer, P. (2018). Structure–property relationships for wet dentin adhesive polymers. *Biointerphases*, 13(6), 1–15. <https://doi.org/10.1116/1.5058072>

Park, S. M., Park, J. M., Kim, S. K., Heo, S. J., & Koak, J. Y. (2020). Flexural strength of 3D-printing resin materials for provisional fixed dental prostheses. *Materials*, 13(18), 1–14. <https://doi.org/10.3390/ma13183970>

Perea-Lowery, L., Gibreel, M., Vallittu, P. K., & Lassila, L. V. (2021). 3d-printed vs. Heat-polymerizing and autopolymerizing denture base acrylic resins. *Materials*, 14(19), 1–11. <https://doi.org/10.3390/ma14195781>

Rizzante FAP, Magão P, Moura G, et al. Can postpolymerization for 3D-printed interim restorations be improved? *J ProsthetDent*. 2022;128:1102.e1–1102.e5.

Rokaya, D., Srimaneepong, V., Sapkota, J., Qin, J., Siraleartmukul, K., & Siriwongrunson, V. (2018). Polymeric materials and films in dentistry: An overview. *Journal of Advanced Research*, 14, 25–34. <https://doi.org/10.1016/j.jare.2018.05.001>

Rodrigues, M. R.; Neumann, M. G. (2003). Fotopolimerização : Princípios e Métodos. v. 13, p. 276–286, 2003. <https://doi.org/10.1590/S0104-14282003000400013>

Schneider, A. C., Mendonça, M. J., Rodrigues, R. B., Do Monte Ribeiro Busato, P., & Camilotti, V. (2016). Influência de três modos de fotopolimerização sobre a microdureza de três resinas compostas. *Polimeros*, 26, 37–42. <https://doi.org/10.1590/0104-1428.1855>

Seuba, J., Maire, E., Adrien, J., Meille, S., & Deville, S. (2021). Mechanical properties of unidirectional, porous polymer/ceramic composites for biomedical applications. *Open Ceramics*, 8(October), 1–9. <https://doi.org/10.1016/j.oceram.2021.100195>

Shackelford, J. D. (2008). *Ciência dos Materiais*. In Pearson (Ed.), *Ciencia dos Materiais* (6a).

Silva, A. L. A., Feitosa, A. D., Albuquerque, R. M. De, & Xavier, A. D. S. (2018). *Manufatura Aditiva: Caracterização e comparação com os processos de produção existentes*. https://doi.org/10.14488/enegep2018_tn_wic_264_516_35268

Silva, F., Silva, E., Januário, M., Vasconcelos, M., & Vasconcelos, R. (2017). Técnicas para reduzir os efeitos da contração de polimerização das resinas compostas fotoativas. *Salusvita*, 36(1), 187–203.

Silva, R. Faria, D. (2021). *Impressão Tridimensional Na Odontologia: Uma Revisão De Literatura Three Dimensional Printing in Dentistry: a Literature Review*. *Odontol. Clín.-Cient*, 20(3), 2021. www.cro-pe.org.br/Revisãodeliteratura/Literaryreview

Srinivasan, M., Kalberer, N., Kamnoedboon, P., Mekki, M., Durual, S., Özcan, M., & Müller, F. (2021). CAD-CAM complete denture resins: an evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface characteristics. *Journal of Dentistry*, 114(June). <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2021.103785>

Stansbury, J. W., & Idacavage, M. J. (2016). 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental Materials*, 32(1), 54–64. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.09.018>

Tamura, H. (2005). Flexural Strength of CAD/CAM Denture Base Materials: Systemic Review and Meta-analysis of In-vitro Studies. 8(831), 34–37. <https://doi.org/10.4103/jispcd.JISPCD>

Tian, Y., Chen, C. X., Xu, X., Wang, J., Hou, X., Li, K., Lu, X., Shi, H. Y., Lee, E. S., & Jiang, H. B. (2021). A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications. *Scanning*, 2021. <https://doi.org/10.1155/2021/9950131>

Tiu, J., Belli, R., & Lohbauer, U. (2021). Characterization of heat-polymerized monomer formulations for dental infiltrated ceramic networks. *Applied Sciences (Switzerland)*, 11(16). <https://doi.org/10.3390/app11167370>

Truxova, V., Safka, J., Seidl, M., Kovalenko, I., Volesky, L., & Ackermann, M. (2020). Ceramic 3d printing: Comparison of SLA and DLP technologies. *MM Science Journal*, 2020(June), 3905–3911. https://doi.org/10.17973/MMSJ.2020_06_2020006

Volpato, N. *Manufatura Aditiva: Tecnologias e aplicações da impressão 3D*. 1.ed. São Paulo: Blucher, 2018. p. 15-29.

Von Appen, C., Longoni, C., LaisBortoli, M., Beatriz Borges Fortes, C., TomioSanada, J., & Tomio Sanada, J. (2018). Avaliação Da Rugosidade Superficial De Resinas Acrílicas Quimicamente Ativadas E Bisacrílica. Porto Alegre-RS. Correspondência. *Rev. Fac. Odontol. Porto Alegre*, 53–60. <https://doi.org/10.22456/2177-0018.87634>

Wilson, A., & Coelho, F. (2018). *Manufatura Aditiva por Jato de Aglutinante (Impressão 3D): fabricação e avaliação de compósitos de gesso com fibras de sisal*. Dissertação (mestrado) UFRJ/COPPE/Programa de Engenharia Mecânica. 136.

Yao, L., Hu, P., Wu, Z., Liu, W., Lv, Q., Nie, Z., & Zhengdi, H. (2020). Comparison of accuracy and precision of various types of photo-curing printing technology. *Journal of Physics: Conference Series*, 1549(3). <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1549/3/032151>

ANEXO 1 - DADOS DAS DIMENSÕES DOS CORPOS DE PROVA

Tabela 8: Dados das dimensões dos corpos de prova utilizando somente a resina polimérica Basic da 3D CURE

	Comprimento (mm)	Altura (mm)	Largura (mm)
1	27,45	2,20	2,30
2	27,10	2,35	2,20
3	27,10	2,45	2,20
4	27,10	2,40	2,30
5	27,05	2,25	2,10
6	27,10	2,15	2,65
7	27,10	2,60	1,80
8	27,10	2,40	2,00
9	27,10	2,30	1,65
10	27,25	2,20	1,85
11	27,15	2,10	1,60
12	27,10	2,15	2,10
13	27,10	2,20	2,20
14	27,10	2,45	2,15
15	27,10	2,45	2,30
16	27,10	2,40	2,55
17	27,15	2,25	2,50

Fonte: O Autor, 2025

Tabela 9: Dados das dimensões dos corpos de prova utilizando a carga cerâmica de $ZrO_2(Y_2O_3)$

	Comprimento (mm)	Altura (mm)	Largura (mm)
1	27,20	2,30	2,10
2	27,35	1,80	2,25
3	27,20	2,10	2,10
4	27,10	2,30	2,05
5	27,15	2,45	2,20
6	27,05	1,90	1,65
7	27,15	2,30	2,15
8	27,05	2,55	1,70
9	27,10	2,20	2,50
10	27,15	2,20	1,80
11	27,15	2,25	2,20
12	27,00	1,80	2,15
13	27,15	2,75	2,00

Fonte: O Autor, 2025

ANEXO 2 - RESULTADOS DOS ENSAIOS DE COMPRESSÃO

Tabela 10: Resultados do ensaio de compressão

Nanolab		Transparente		5% zirconia		10% zirconia	
mód. Ruptura		mód. Ruptura		mód. Ruptura		mód. Ruptura	
Cp	MPa	Cp	MPa	Cp	MPa	Cp	MPa
1	6194,1	1	4652	1	5138,3	1	4599
2	6244,6	2	5144,8	2	5130,9	2	2717,6
3	6193,5	3	6185,7	3	5130,1	3	1912,6
4	6190,4	4	4918,6	4	4938,3	4	2339,6
5	6190,9	5	6188,2	5	5701,5	5	2343,5
6	6184,5	6	6190,6	6	4363	6	6244,4
7	6184,3	7	6177,5	7	4814,6	7	5101,3
8	6182,4	8	5634,8			8	2349,5
9	6186,7	9	6186,1			9	3399,2
Média	6194,6	Média	5697,6	Média	5031	Média	3445,2
Desvio Padrão	19,219	Desvio Padrão	632,49	Desvio Padrão	404,67	Desvio Padrão	1517,7

Fonte: O Autor, 2025

Tabela 11: Resultados do ensaio de dureza

AMOSTRAS	NanoLab	Resina PURA	Resina + 5% ZrO₂	Resina + 10% ZrO₂
Média	89,86	79,07	74,74	70,6
<i>Desvio Padrão</i>	<i>0,89</i>	<i>2,37</i>	<i>3,64</i>	<i>4,26</i>

Fonte: O Autor, 2025

Tabela 12: Resultados do ensaio de dureza resina comercial

Resina + 3% branca	Resina +3 3% amarela	PRIZMA	
72,79	82,33	87,59	MÉDIA
3,36	2,07	1,49	DP

Fonte: O Autor, 2025

ANEXO 3 - PROTÓTIPOS ESTÉTICOS (DENTE MOLAR)

Figura 49: Protótipos estéticos (dente molar)





Fonte: O Autor, 2025