

POTENCIAL DA IMPRESSÃO 3D DA ZIRCÔNIA VIA FOTOPOLIMERIZAÇÃO EM CUBA: REVISÃO

Patrick de Lima Vieira, IME, patrick.lima@ime.eb.br, ORCID: 0000-0002-5711-0943. **Heraldo Elias Salomão dos Santos**, ProtMat, heraldonline@gmail.com, ORCID: 0000-0001-6633-0115; **Letícia Vitorazi**, UFF, leticiavitorazi@id.uff.br, ORCID: 0000-0002-6626-9016; **Juliana Kelmy Macário Barboza Daguno**, CTI-Campinas, juliana.daguno@cti.gov.br, ORCID: 0000-0001-6098-6826. **Claudinei dos Santos**, UERJ, claudineisvr@gmail.com, ORCID: 0000-0002-9398-0639. **Carlos Nelson Elias**, IME, elias@ime.eb.br, ORCID: 0000-0002-7560-6926

DOI:

RESUMO

A evolução das cerâmicas odontológicas é marcada por avanços estruturais e funcionais, impulsionados pelo desenvolvimento de materiais como a alumina, o dissilicato de lítio e, principalmente, as zircônias estabilizadas com ítria. A zircônia 3Y-TZP consolidou-se como referência devido à sua elevada resistência mecânica, embora apresente limitações ópticas. Para superar esse desafio, surgiram composições parcialmente estabilizadas, como 4Y-PSZ e 5Y-PSZ, para aumentar a fração da fase cúbica e a translucidez. Paralelamente, o avanço das tecnologias de manufatura aditiva, especialmente a fotopolimerização em cuba (SLA/DLP/LCD), permitiu a fabricação de cerâmicas com geometrias complexas e maior precisão. Nesse contexto, o desenvolvimento de resinas fotocuráveis contendo monômeros acrílicos, fotoiniciadores adequados e altas frações volumétricas de pós-cerâmicos tornou-se essencial. Aspectos reológicos, como a pseudoplasticidade e a estabilidade de suspensão, influenciam diretamente a processabilidade e a qualidade das peças sinterizadas. Os resultados da literatura mostram a possibilidade de obter densidades superiores a 98%, com propriedades mecânicas compatíveis, para atender às aplicações clínicas de menor exigência. Assim, a integração entre Ciência dos Materiais, fotopolimerização e engenharia de suspensões cerâmicas representa um eixo promissor para a produção de cerâmicas odontológicas densas e esteticamente superiores.

Palavras-chave: Zircônia, Manufatura aditiva, Fotopolimerização em cuba, DLP (*Digital Light Processing*), Biomateriais.

1. Revisão

1.1 Cerâmicas

O uso de materiais cerâmicos é amplamente difundido devido às suas propriedades distintas. A sua estrutura é caracterizada por ligações iônicas e covalentes, que conferem a esses materiais uma série de propriedades desejáveis, incluindo alta dureza, resistência ao desgaste e estabilidade térmica e química. Além disso, funcionam como isolantes elétricos eficazes e, em certos casos, apresentam propriedades dielétricas. A maioria dos materiais cerâmicos é composta por óxidos metálicos; no entanto, também há cerâmicas baseadas em carbonetos, nitretos e boratos (1, 2).

As cerâmicas podem ser classificadas de diversas maneiras, considerando sua composição química, estrutura, aplicação, temperatura de sinterização e porosidade. Em termos de composição química, destacam-se as cerâmicas de óxido, compostas principalmente por óxidos metálicos, como a alumina (Al_2O_3), a zircônia (ZrO_2) e a sílica (SiO_2), conhecidas por sua resistência e estabilidade térmica. Além disso, existem cerâmicas formadas por carbeto e nitreto, como o carbo de silício (SiC) e o nitreto de boro (BN), que se destacam pela dureza e resistência em ambientes de alta temperatura. A classificação estrutural divide as cerâmicas em cristalinas, que apresentam organização atômica ordenada e boa resistência mecânica, e vítreas, que possuem estrutura amorfa ou semicristalina, oferecendo boa translucidez e estética (3, 4).

Quanto à aplicação, as cerâmicas podem ser divididas em tradicionais, utilizadas em louças e azulejos, e avançadas, empregadas em tecnologias de ponta, como eletrônicos e biomateriais, sendo a zircônia um exemplo relevante na odontologia (5). Com base na temperatura de sinterização, são classificadas em baixa e alta temperatura. Algumas são sinterizadas abaixo de 1000°C , como as argilas, e outras exigem temperaturas superiores, como a alumina e a zircônia. Finalmente, a porosidade é outro critério de classificação, distinguindo cerâmicas densas, de baixa porosidade e alta resistência, das cerâmicas porosas, que permitem a passagem de fluidos e têm aplicações específicas, como filtros (6, 7). A Figura 1 apresenta uma classificação genérica de cerâmicas relativas a áreas distintas de aplicações.

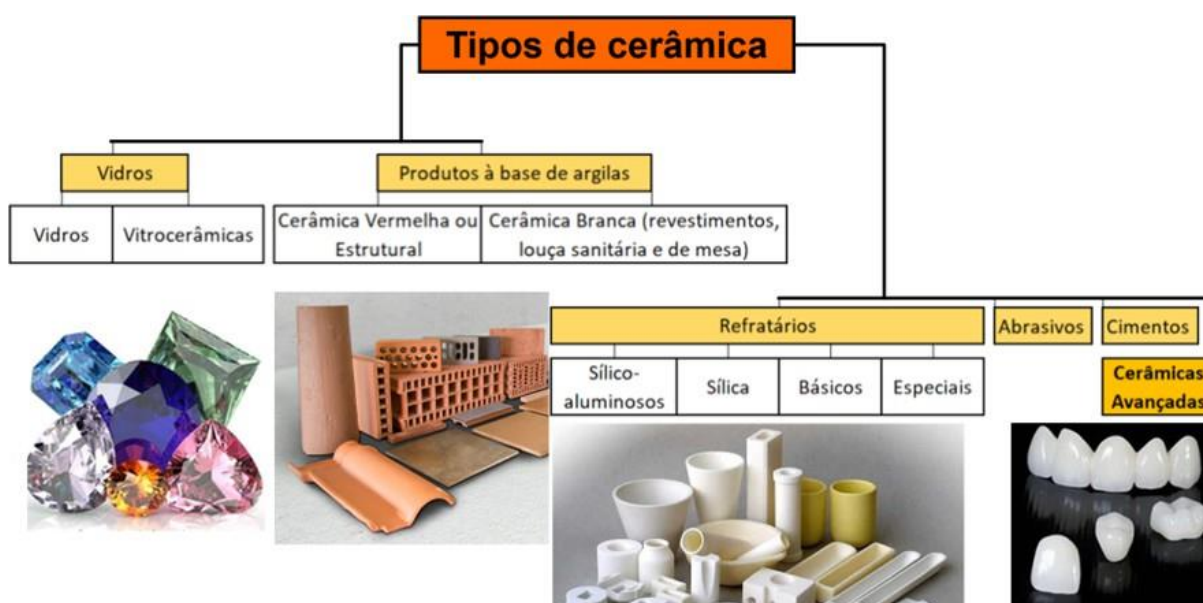


Figura 1 – Classificação das aplicações cerâmicas em classes gerais (8, 9).

A microestrutura e a porosidade dos materiais cerâmicos desempenham um papel fundamental na definição de suas propriedades. Essas propriedades podem ser ajustadas por meio de diferentes técnicas de processamento, como prensagem, sinterização, extrusão e fundição. Esse controle estrutural permite o aprimoramento da resistência mecânica e da tenacidade da cerâmica, ampliando, assim, suas possíveis aplicações em setores como o eletrônico. Os materiais cerâmicos são empregados na fabricação de componentes como capacitores, indutores, resistores e filtros. Na engenharia mecânica, os materiais cerâmicos são empregados em aplicações que exigem resistência a altas temperaturas, incluindo a fabricação de turbinas de aeronaves, bem como em rolamentos

e componentes que requerem alta resistência ao desgaste. No campo biomédico, a cerâmica é empregada na odontologia, principalmente na fabricação de coroas, próteses e implantes dentários (10). Embora o uso da cerâmica na odontologia seja um fenômeno relativamente recente, a busca por materiais que combinem apelo estético e durabilidade tem sido um esforço de longa data (11).

1.2 Evolução das cerâmicas na odontologia

As cerâmicas odontológicas representam uma das principais inovações no campo da odontologia restauradora, com raízes que remontam ao uso das primeiras porcelanas no século XVIII. Inicialmente, a cerâmica foi usada na odontologia por Alexis Duchateau e Nicholas Dubois de Chemant em 1774, quando, ao observarem sua durabilidade, substituíram dentes de marfim por dentes de porcelana em próteses. Desde então, o uso da cerâmica evoluiu consideravelmente, tornando-a um material essencial para restaurar a funcionalidade e a estética dos dentes (12).

O avanço da tecnologia de cerâmicas odontológicas foi impulsionado pela invenção do forno elétrico no final do século XIX, que permitiu a fabricação de porcelanas de baixa fusão, apropriadas para o desenvolvimento de próteses parciais fixas e de coroas em cerâmica. Nesse período, utilizou-se a técnica da folha de platina, que servia de suporte à porcelana, proporcionando estabilidade e resistência às coroas dentárias. Esse avanço foi essencial para que as cerâmicas pudessem ser usadas em larga escala, trazendo maior refinamento e longevidade às próteses (13, 14).

Nas décadas de 1950 e 1960, o desenvolvimento das vitrocerâmicas marcou um novo capítulo na evolução das cerâmicas odontológicas. Com a adição de leucita, os materiais ganharam maior resistência térmica e flexural, além de melhor aderência a ligas metálicas, o que possibilitou o uso dessas cerâmicas em coroas dentárias completas. Posteriormente, com a adição de cristais de alumina às porcelanas, houve um avanço ainda mais significativo na resistência das coroas, tornando-as mais duráveis e resistentes a fraturas, o que ampliou as possibilidades de uso em restaurações mais complexas e duradouras (15, 16, 17). A Figura 2 apresenta uma representação de classificação comum na odontologia das cerâmicas empregadas, e algumas aplicações por tipo de material podem ser observadas na Tabela 1.

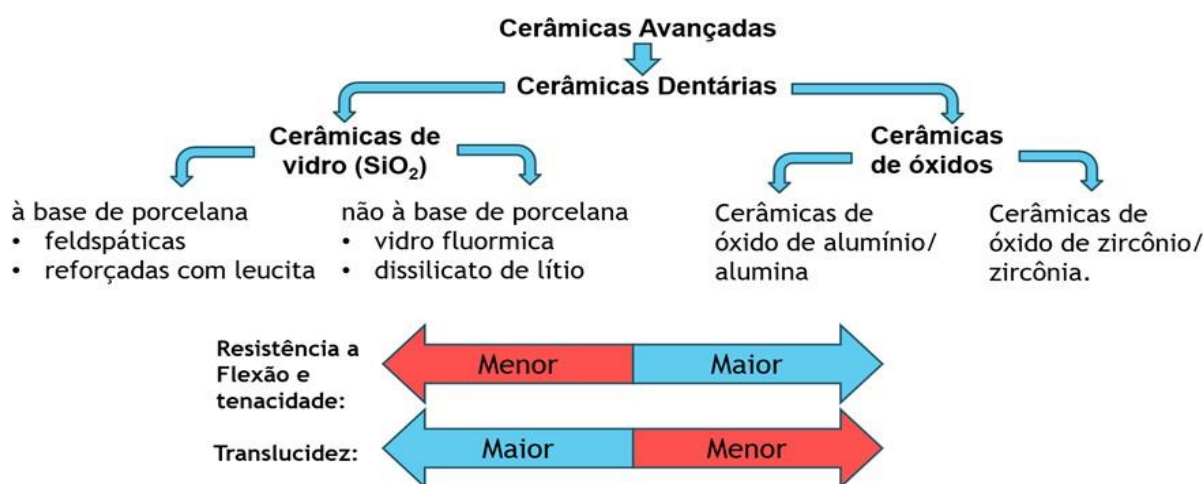


Figura 2 – Subdivisões das cerâmicas dentárias.

A década de 1970 foi marcada pela incorporação de cristais de dissilicato de lítio em cerâmicas odontológicas, o que melhorou as propriedades mecânicas desses materiais. Essa inovação aumentou a resistência flexural das cerâmicas para cerca de 400 MPa, proporcionando maior segurança e confiabilidade às próteses odontológicas. O dissilicato de lítio trouxe uma estética aprimorada, sendo translúcido e semelhante ao esmalte dentário, o que é fundamental para próteses visíveis na cavidade bucal (19, 20).

O uso da zircônia estabilizada por ítria (Y-TZP) revolucionou a odontologia moderna. A Y-TZP possui alta resistência à fratura e propriedades mecânicas que a tornam ideal para próteses que exigem durabilidade e biocompatibilidade, como as de fêmur na ortopedia e as coroas odontológicas. A estabilização da zircônia com óxidos específicos permite que ela mantenha as fases tetragonal e/ou cúbicas à temperatura ambiente, podendo tenacificar por fenômenos de transformação de fase, de tetragonal para monoclinica, e ajustar o nível de translucidez por meio do controle da porção de fase cúbica, levando a resultados mais estéticos e funcionais (21, 22).

Tabela 1 – Cerâmicas odontológicas e indicações clínicas (18).

Principais cerâmicas	Resistência flexural	Indicações clínicas
Cerâmica feldspática	110 MPa	- Coroas anteriores; - Facetas; - <i>Inlay</i> e <i>Onlay</i> .
Leucita	100 MPa	- Coroas anteriores; - Facetas; - <i>Inlay</i> e <i>Onlay</i> .
Dissilicato de lítio	300 a 400 MPa	- Coroas anteriores e posteriores (até pré-molar); - PPF anterior; - Prótese adesiva anterior; - Laminados cerâmicos (Facetas e lentes de contato); - <i>Inlay</i> e <i>Onlay</i> .
Alumina	550 a 650 MPa	- Coroas anteriores e posteriores (até pré-molar); - PPF anterior; - Prótese adesiva anterior; - <i>In-ceram spinell</i> é indicado para anterior.
Zircônia	900 a 1200 MPa	- Coroa anterior e posterior; - PPF anterior; - Prótese adesiva; - <i>Abutment</i> de implante.

1.3 Zircônia

A transformação de fase da zircônia sob tensão envolve a conversão da fase

tetragonal para a monoclinica ($T \rightarrow M$), promovendo um aumento volumétrico de 3 a 5%. Esse fenômeno induz tensões compressivas locais, que retardam a propagação de trincas e aumentam a resistência do material (21), conforme ilustrado na Figura 3. No entanto, a zircônia Y-TZP está sujeita à degradação hidrotérmica, um fenômeno progressivo que ocorre sob determinadas condições ambientais, como alta umidade, estresse mecânico e temperaturas entre 150 e 400 °C (10, 23). Esse processo caracteriza-se pela transformação espontânea da fase tetragonal para a fase monoclinica, resultando na formação de microtrincas que comprometem a resistência mecânica da cerâmica. Inicialmente, a degradação ocorre na superfície do material devido à interação da água com os grãos de zircônia, propagando-se posteriormente para o interior da estrutura. Com o avanço desse processo, há aumento da rugosidade superficial, acompanhado de redução da resistência e da tenacidade à fratura (24).

A zircônia estabilizada com 3% em mol de ítria (3Y-TZP) tem sido amplamente utilizada na fabricação de próteses e implantes odontológicos devido à sua elevada resistência mecânica e à resistência ao desgaste, superando as ligas de titânio nesses aspectos (25). Sua alta tenacidade à fratura e resistência à propagação de trincas sob tensão a tornam mais resistente a danos quando comparada a outras cerâmicas, pois tende a ter uma maior porção de fase tetragonal do que as demais zircônias (21, 26). Entretanto, um dos desafios associados ao uso da zircônia é a alta taxa de falhas de adesão, que pode comprometer o revestimento estético, especialmente em comparação com as restaurações metalocerâmicas. Para mitigar essa limitação, foram desenvolvidas próteses monolíticas de zircônia, mas a baixa translucidez do material ainda restringe sua aplicabilidade, pois as fases tetragonal e monoclinica são anisotrópicas, conforme representado nas Figuras 4 e 5. Assim, novas formulações de zircônia com propriedades ópticas aprimoradas têm sido investigadas (27).



Figura 3 – Representação da transformação de fase de tetragonal para monoclinica.

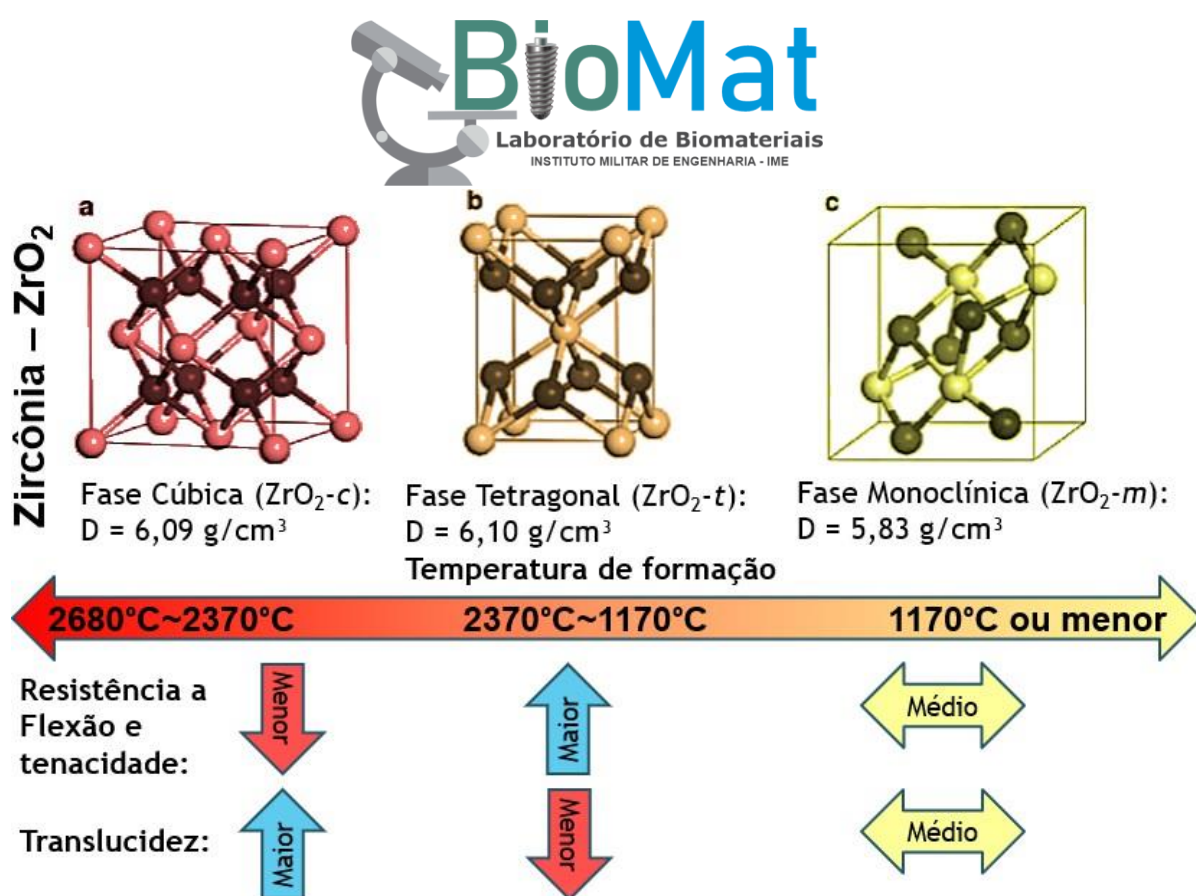


Figura 4 – Representação das fases cúbica, tetragonal e monoclinica em função de suas temperaturas de formação em estado puro, correlacionada aos efeitos do seu teor no material final.

Os implantes dentários de zircônia apresentam coloração branca, o que representa uma vantagem estética em relação aos de titânio (28). Esse fator tem impulsionado a crescente aceitação da zircônia 3Y-TZP no mercado de próteses dentárias, onde já representa cerca de 30% das aplicações globais. No entanto, a translucidez do material é inversamente proporcional ao aumento da cristalinidade, o que pode resultar em opacidade comparável à dos metais (29).

Uma estratégia para aumentar a translucidez da zircônia monolítica é a introdução da fase cúbica, obtida pelo incremento do teor de ítria aliado a tratamentos térmicos específicos. Os grãos cúbicos, devido à sua isotropia, promovem maior transmitância da luz, tornando o material mais translúcido (27). No entanto, a redução da transformação de fase tetragonal para monoclinica na zircônia cúbica compromete sua tenacidade e resistência mecânica em comparação à 3Y-TZP, o que pode limitar suas aplicações clínicas (27).

A introdução da zircônia 3Y-TZP, com menor percentual de alumina residual, marcou a segunda geração de cerâmicas odontológicas, destacando-se por sua resistência mecânica e à degradação hidrotérmica. No entanto, visando aprimorar a translucidez desse material, a terceira geração trouxe ao mercado novas formulações parcialmente estabilizadas com aproximadamente 4% e 5% em mol de ítria (4Y-PSZ e 5Y-PSZ), que apresentam teor elevado de ítria, resultando em refinamento da microestrutura e no aumento da fração de fase cúbica (30, 31).

Na zircônia 5Y-PSZ, a fase cúbica pode atingir mais de 50%, proporcionando maior translucidez ao material. Entretanto, essa modificação estrutural reduz sua tenacidade à fratura e resistência à propagação de trincas, tornando-a menos resistente mecanicamente quando comparada à 3Y-TZP, pois apenas a fase tetragonal é responsável pela tenacificação por mudança de fase (31). Apesar dessa limitação,

estudos indicam que suas propriedades ainda são suficientes para suportar forças mastigatórias fisiológicas, da ordem de 900 N. No entanto, recomenda-se cautela ao empregar esse tipo de zircônia em regiões sujeitas a altas tensões. A presença de cristais cúbicos melhora significativamente a transmissão da luz, tornando a 5Y-PSZ uma opção mais indicada para restaurações em dentes anteriores (30, 31).

Por outro lado, a 4Y-PSZ foi desenvolvida como uma alternativa intermediária entre a 3Y-TZP e a 5Y-PSZ, equilibrando translucidez e resistência mecânica. A introdução da fase cúbica, ópticamente isotrópica, melhora as propriedades ópticas do material, mas, como observado na 5Y-PSZ, resulta em uma leve redução da resistência mecânica. Na 4Y-PSZ, a fase tetragonal ainda predomina sobre a cúbica, permitindo que a transformação de fase ocorra em uma proporção suficiente para manter boa resistência à fratura. Dependendo do local de origem da fissura, os valores de resistência à fratura podem variar, o que justifica um desempenho intermediário em relação à 3Y-TZP e à 5Y-PSZ. Tanto a 4Y-PSZ quanto a 5Y-PSZ apresentam resistência à degradação hidrotérmica, garantindo estabilidade a longo prazo, e são classificadas como cerâmicas de terceira geração (32, 33). Essas novas formulações ampliam as possibilidades de aplicação clínica da zircônia, permitindo uma escolha mais precisa com base nas necessidades estéticas e mecânicas de cada caso.

1.4 Biomateriais

Biomateriais são substâncias, de origem natural ou sintética, projetadas para interagir com sistemas biológicos, com a finalidade de reparar ou substituir tecidos, órgãos ou funções corporais, visando à manutenção ou melhora da qualidade de vida do paciente (34). Para serem eficazes, os biomateriais devem apresentar características físicas e biológicas compatíveis com os tecidos do organismo receptor e promover uma resposta biológica adequada.

A ciência dos biomateriais tem apresentado um rápido desenvolvimento devido aos avanços interdisciplinares em áreas como a medicina, a odontologia, a biologia, a engenharia, a física e a química. Nas últimas décadas, observou-se um aumento substancial no uso de biomateriais, impulsionado pelo aumento da expectativa de vida e pela maior incidência de traumas e doenças, o que demanda tratamentos mais eficazes (34, 35). Esse cenário é reforçado pela intensa competição entre corporações industriais em inovação tecnológica, especialmente no setor da nanotecnologia, o que tem acelerado o progresso na área de biomateriais. Isso resultou no desenvolvimento de novos materiais e dispositivos biomédicos, bem como em um maior entendimento das interações entre biomateriais e tecidos biológicos (35).

A classificação dos biomateriais pode ser feita de acordo com sua origem, em biológicos (autógenos, alógenos ou xenógenos) ou em sintéticos/aloplásticos (metais, cerâmicas e polímeros), ou com base na resposta induzida no ambiente biológico: bioinertes, bioativos e bioabsorvíveis. A evolução dos biomateriais pode ser dividida em três gerações distintas. A primeira é composta por materiais bioinertes, cujo propósito principal é evitar reações de corpo estranho. A segunda geração inclui materiais bioativos e biodegradáveis. Os biomateriais bioativos destacam-se por sua capacidade de aderência ao tecido biológico, e os bioabsorvíveis se degradam e são absorvidos pelo organismo após certo tempo, podendo participar de processos fisiológicos, como o fornecimento de minerais que auxiliam a osteointegração (35, 36).

A terceira geração de biomateriais consiste em materiais projetados para estimular respostas celulares em nível molecular, abrangendo campos como a biomimética e a engenharia tecidual. Ressalta-se que essas gerações representam uma classificação

conceitual, e não cronológica, visto que os avanços nas propriedades dos materiais não necessariamente seguem essa sequência rígida e biomateriais modernos podem exibir características de diferentes gerações (37, 38).

Em vista desses benefícios, a pesquisa e o desenvolvimento de novos biomateriais sintéticos têm recebido atenção especial. Atualmente, três tipos de biomateriais são amplamente utilizados em aplicações odontológicas: metais, polímeros e cerâmicas, embora, em muitos casos, essas categorias se intercalem, formando compósitos, como nas próteses metalocerâmicas (ver Tabela 2). Esses biomateriais podem ser classificados com base em suas propriedades físico-químicas e mecânicas (39).

Tabela 2 – Categorias de biomateriais (39).

Categoria	Exemplos	Aplicações
Metálicos	Titânio CP, ligas de titânio, ligas de cobalto e de cromo, ligas à base de prata, ligas de ouro, aço inoxidável.	Próteses unitárias, próteses parciais removíveis, aparelhos ortodônticos, núcleos metálicos, implantes e fixações ósseas.
Cerâmicos	Vidros bioativos, dissilicato de lítio, alumina, zircônia e fosfatos de cálcio.	Restaurações diretas e indiretas, próteses, cimentos endodônticos, obturadores e retro-oblitadores.
Polímeros	Silicone, monômeros resinosos, Teflon®, poliéster, polietileno, poliuretano, politetrafluoretileno.	Sistemas adesivos, resinas compostas, materiais de moldagem, fios de sutura, material de obturação radicular, próteses totais e parciais, dentes artificiais provisórios, próteses faciais.

A ciência dos materiais dentários tem como objetivo principal investigar e desenvolver biomateriais sintéticos para uso em tratamentos na cavidade bucal. O emprego de biomateriais sintéticos em substituição aos naturais oferece várias vantagens, incluindo a eliminação da necessidade de coleta de materiais autógenos ou de uso de materiais alógenos provenientes de bancos de tecidos; a redução do tempo clínico necessário para o tratamento; e a minimização do tamanho da ferida cirúrgica, o que diminui o risco de complicações como lesões nervosas e vasculares, formação de hematomas e processos inflamatórios, promovendo maior conforto ao paciente. Além disso, os materiais sintéticos são produzidos sob condições controladas, com composições químicas e propriedades físico-químicas bem definidas, e estão disponíveis continuamente em quantidade adequada (40, 41).

1.5 Fotopolimerização em cuba

A fotopolimerização, um processo fundamental em diversas áreas da ciência e da engenharia, requer a presença de reagentes específicos para ocorrer. Essencialmente, um sistema fotopolimerizável consiste em um monômero ou oligômero insaturado, capaz de formar longas cadeias poliméricas sob a ação da luz, e em um fotoiniciador, uma molécula sensível à radiação que, ao absorver energia luminosa, gera espécies reativas capazes de iniciar a polimerização. A natureza química tanto do monômero quanto do fotoiniciador influencia significativamente as propriedades finais do material polimérico (42, 43).

Na maioria das tecnologias de impressão 3D baseadas em fotopolimerização em cuba, a resina líquida fotopolimerizável é armazenada em um reservatório, onde a plataforma de construção permanece parcialmente imersa. Durante a impressão, uma fonte de luz é direcionada às regiões específicas da resina conforme os dados digitais de um modelo CAD, promovendo a cura seletiva do material e solidificando a primeira camada. Após essa etapa, a plataforma se move para permitir a submersão de uma nova camada de resina líquida, repetindo o processo até que a peça completa seja formada (44, 45).

A estereolitografia (SLA) é uma das técnicas mais antigas e precisas de impressão 3D por cuba de resina. Nesse processo, um feixe de laser UV é direcionado à superfície da resina fotopolimérica líquida, solidificando-a camada por camada, conforme um modelo tridimensional. O movimento do laser é controlado por espelhos galvanométricos, permitindo um alto nível de detalhe e acabamento superficial superiores em comparação com outras tecnologias de impressão 3D. No entanto, o tempo de impressão pode ser relativamente alto, já que o laser precisa percorrer cada área da camada de forma sequencial (46, 47).

A *Digital Light Processing* (DLP) é semelhante à SLA, mas utiliza um projetor digital para curar toda uma camada da resina de uma só vez, em vez de um feixe de laser ponto a ponto. Esse projetor emite luz UV por meio de um dispositivo de microespelhos (DMD), que reflete a luz de acordo com o formato da camada a ser curada. Como resultado, as impressoras DLP são geralmente mais rápidas do que as SLA, pois cada camada é solidificada simultaneamente. No entanto, a resolução da impressão pode ser limitada pelo número de pixels do projetor, o que torna o nível de detalhe dependente da densidade da matriz de projeção (45, 48).

A impressão 3D por LCD funciona de maneira semelhante ao DLP, mas, em vez de usar um projetor de luz, utiliza uma tela de cristal líquido (LCD) com uma matriz de LEDs UV na parte inferior do tanque de resina. A tela LCD exibe uma máscara correspondente à camada do modelo, permitindo que apenas as áreas desejadas sejam expostas à luz UV e solidificadas simultaneamente. Essa tecnologia oferece uma alternativa mais acessível ao DLP, pois elimina a necessidade de projetores complexos e reduz custos. Entretanto, a durabilidade da tela LCD pode ser um fator limitante, e a resolução da impressão depende diretamente da densidade de pixels da tela utilizada (49, 50).

Os processos de fotopolimerização em cuba podem ser classificados com base na direção de construção da peça, conforme a Figura 5. No método "de cima para baixo", a fonte de luz é posicionada acima da cuba, enquanto a plataforma de construção se desloca progressivamente para baixo à medida que novas camadas são formadas. Um dos desafios dessa abordagem é o recobrimento, ou seja, a deposição uniforme de uma nova camada de resina líquida não curada entre a plataforma e a fonte de luz. Para garantir a precisão dimensional, a espessura dessa camada deve ser rigorosamente controlada, o que pode ser dificultado por fatores como a viscosidade e a tensão superficial da resina. Caso a deposição seja irregular, a qualidade da peça final pode ser comprometida. Assim, impressoras que utilizam essa técnica frequentemente incorporam sistemas específicos de recobrimento para otimizar o processo (51, 52).

No método "de baixo para cima", por outro lado, a cura da resina ocorre a partir da base da cuba, que possui um fundo transparente, permitindo a incidência da luz de baixo para cima. Conforme as camadas são solidificadas, a plataforma de construção se eleva, dispensando o uso de um sistema de recobrimento, pois a resina preenche naturalmente os espaços deixados pela movimentação da plataforma. No entanto, essa abordagem apresenta um desafio significativo: a adesão temporária da peça ao fundo da

cuba, o que exige descolamentos periódicos entre a camada recém-impressa e a base do recipiente. Esse fator pode introduzir tensões mecânicas na peça em construção, tornando-se ainda mais crítico em processos que utilizam pastas cerâmicas de alta viscosidade, em que a elevada concentração de sólidos torna o desprendimento mais complexo (44, 53).

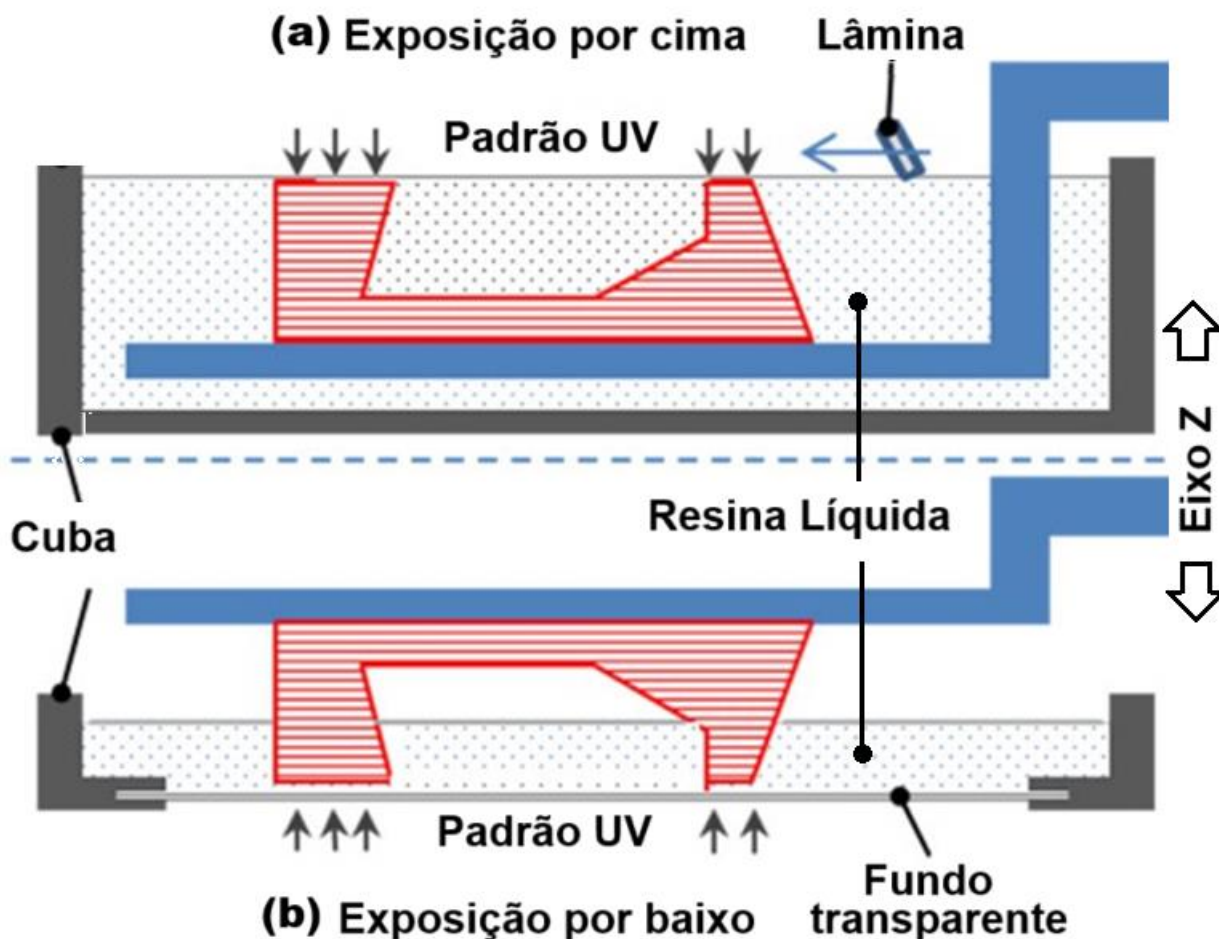


Figura 5 – Esquema de impressão 3D em cuba, do método de cima para baixo e do de baixo para cima. Adaptado (61)

Duas classes principais de sistemas fotopolimerizáveis são comumente empregadas: as baseadas na polimerização radical de resinas acrílicas e as baseadas na polimerização catiônica de resinas epóxi ou de vinil éter (54). A primeira classe, dominada por resinas acrílicas e metacrílicas, envolve a geração de radicais livres a partir da homólise, induzida pela radiação, das ligações químicas do fotoiniciador. As propriedades das resinas acrílicas e metacrílicas, como a funcionalidade e a massa molecular, desempenham papel crucial no desempenho do material final. Monômeros de alta funcionalidade, por exemplo, tendem a promover maior reticulação e menor tempo de cura, enquanto monômeros de baixa funcionalidade geralmente conferem maior flexibilidade ao polímero (55).

Sistemas epóxi e vinil éter, por sua vez, caracterizam-se por um mecanismo de polimerização catiônica. Embora menos estudados do que os sistemas radicais, os epóxis apresentam grande potencial em diversas aplicações. A combinação de sistemas radicais e catiônicos em uma mesma formulação, conhecida como cura dual, permite modular as propriedades do material final e expandir as aplicações de materiais fotopolimerizáveis (56).

A incorporação de cargas em materiais compósitos para a prototipagem rápida pode alterar significativamente as propriedades do material final. Em altas concentrações, as cargas atuam como a fase contínua, enquanto a resina desempenha o papel de ligante. A presença de cargas, especialmente cerâmicas ou metálicas, contribui para reduzir a contração volumétrica durante a polimerização, resultando em peças com maior precisão dimensional. Essa redução da contração é atribuída à restrição imposta pelas cargas à mobilidade das cadeias poliméricas da resina (57, 58).

No entanto, o uso de cargas em sistemas de resinas fotopolimerizáveis apresenta desafios específicos. A estabilidade da suspensão de cargas na resina é crucial para garantir a homogeneidade do material compósito. Fatores como a viscosidade da resina, preferencialmente inferior a $3 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ a $30\text{--}100 \text{ s}^{-1}$ (59), a densidade das cargas e o tempo de exposição à radiação UV influenciam a sedimentação e a aglomeração das partículas. Além disso, a dispersão homogênea das cargas é fundamental para otimizar as propriedades mecânicas e funcionais do material composto. Uma dispersão inadequada pode levar à formação de aglomerados, comprometendo a resistência mecânica e a condutividade elétrica em cargas condutoras (60, 61).

Outro aspecto importante a ser considerado é a interação das cargas com a radiação UV. A opacidade e a absorção da luz pelas cargas podem afetar a profundidade de cura e a homogeneidade da polimerização. A seleção de cargas com índice de refração próximo ao da resina pode minimizar esses efeitos, favorecendo a transmissão da luz e a cura eficiente do material. A otimização da formulação da resina, incluindo a escolha do fotoiniciador e a adição de agentes dispersantes, é essencial para obter materiais compósitos com propriedades adequadas às aplicações desejadas (62).

Em um trabalho mais recente (63), foram compilados os resultados da impressão 3D de zircônia por meio de diversas técnicas, incluindo a fotopolimerização em cuba. Suspensões de fotopolimerização contendo diferentes concentrações de pós cerâmicos de zircônia, variando entre 34,5 e 58,0% em volume, foram preparadas para a fabricação de peças por SLA e DLP. As peças sinterizadas apresentaram densidades relativas elevadas, entre 90% e 99,8% da densidade teórica (64, 65). Conforme esperado, o aumento da concentração de carga resultou em um incremento na densidade das peças sinterizadas. Similarmente, as propriedades mecânicas, em geral, melhoraram com o aumento da fração volumétrica de cerâmico. Embora os valores obtidos tenham sido, na maioria dos casos, inferiores aos de peças de zircônia produzidas por métodos convencionais, ainda assim, atingiam valores aplicáveis a algumas indicações clínicas de menor exigência mecânica (66, 67).

A Tabela 3 apresenta uma revisão de alguns trabalhos recentes que visavam à produção de zircônias densas por fotopolimerização em cuba. Dentre os materiais empregados nos trabalhos analisados, destacam-se, agrupados conforme sua função nas formulações:

- **Monômeros:** **HDDA** (diacrilato de 1,6-hexanodiol), **TMP3EOTA** (triacrilato etoxilado de trimetilolpropano), **PPTTA** (tetraacrilato etoxilado de pentaeritritol), **PEGDA** e **PEG(400)DA** (diacrilatos de polietilenoglicol), **ACMO** (acrilol morfolina), **HEMA** (metacrilato de 2-hidroxietila), **HEA** (acrilato de 2-hidroxietila), **HBVE** (éter vinílico de hidroxibutila), **TMPTA** (triacrilato de trimetilolpropano), **PHEA** e **2-PEA** (acrilato de 2-fenoxietila), **IBOA** (acrilato de isobornila), **UDMA** (dimetacrilato de uretano), **Genomer 5695** (acrilato poliéter modificado), **U600** (resina uretânica difuncional), **Di-TMPTA** (tetraacrilato de ditrimetilolpropano) e **PEGDA-250** (diacrilato de PEG MW250).
- **Diluentes:** **PEG-200** e **PEG-400** (polietilenoglicol), **etanol**, **água deionizada**, **álcool benzílico**, **octanol** e **decalina** (decahidronaftaleno).
- **Dispersantes:** **Solsperse 41000** e **AC7590** (dispersantes poliméricos), a família **BYK** (**BYK113**, **BYK145**, **BYK-110**, **BYK w969/w996**), **DISPERBYK** e **DISPERBYK-180/2152** (polímeros carboxilados), **XP90** e **Triton X** (tensoativos não iônicos), **KOS110** (copolímero ácido), **Hyperdispersant** (hiperdispersante não especificado) e **CPD01/CPD09** (dispersantesalconolamina/poliacrilato).
- **Fotoiniciadores:** **TPO** (óxido de fosfina difenil 2,4,6-trimetilbenzoílico), **TPO-L** (fenilfosfinato etílico 2,4,6-trimetilbenzoílico), **CPI01 + 819DW** (sistema iniciador comercial), **Irgacure 1173** (2-hidroxi-2-metil-1-fenil-propan-1-ona) e **Irgacure 184** (1-hidroxi-ciclohexil-fenil-cetona).
- **Cerâmicas:** **3Y-TZP**, **4Y-PSZ** e **5Y-PSZ** (zircônias estabilizadas com ítria), **Ce-Y-ZrO₂** (zircônia coestabilizada com céria e ítria), **ZTA** (alumina reforçada com zircônia) e **Al₂O₃** (alumina).

Tabela 3 – Resumo das formulações fotocuráveis para impressão 3D de cerâmica via DLP.

ref	Monômero	Diluyente	Dispersante	Fotoiniciado	rCerâmica	%sólido	D.R. %	ano
(68)	PPTTA + 2-PEA + ACMO	–	AC7590 + BYK145	TPO	3Y-TZP	40 %vol	96,6	2025
(69)	HDDA	–	Solsperse 41000	TPO	3Y-TZP	34–46 %vol	98	2020
(70)	HDDA + TMP3EOTA	PEG-200	Solsperse 41000	TPO	Ce-Y-ZrO ₂	40 %vol	98,2	2024
(71)	ACMO + HBVE + TMPTA + HEMA + PEGDA + UDMA	H ₂ O deionizada	CPD01/CPD09	CPI01 + 819DW	ZrO ₂	40 %vol	98,3	2025
(72)	HEMA + HDDA + TMPTA + PPTTA	PEG-400	Solsperse / BYK113 / XP90 / TX-100 / KOS110	TPO	3Y-TZP	40 %vol	98,88	2025
(73)	HDDA + PEGDA	–	DISPERBY K	TPO	3Y-TZP	83 %massa	99	2020
(74)	HDDA + Genomer 5695	Álcool benzílico	–	Irgacure 1173	3Y-TZP	44 %vol	99,1	2019
(75)	HDDA + PEG(400)DA	Etanol	BYK	TPO	ZTA Al ₂ O ₃ +	40 %vol	99,2	2020
(76)	Di- TMPTA + HDDA	–	–	Irgacure 184	ZTA	47 %vol	99,4	2020
(49)	HDDA + PEGDA 250	–	DISPERBY K 2152	TPO-L	3Y-TZP	35 %vol	99,6	2023
(77)	HDDA + TMPTA + IBOA + HEA + HEMA + PHEA + IDA	–	BYK w969/w996 + Triton X	TPO-L	3Y / 8Y	28–33 %vol	>90	2018
(78)	HDDA + TMPTA	–	KOS110	TPO	3Y-TZP	50 %vol	91,8–96,3	2020
(79)	PPTTA + HDDA + U600	Octanol + PEG400	Hiper dispersante	Não inf.	3Y-TZP	28 %vol	94–97	2019
(80)	PEGDA + HDDA + TMPTA	–	BYK-110	TPO	3Y-TZP	67–75 %massa	97,5–99,5	2024
(81)	HDDA	Decalina	DISPERBY K 180	-TPO	4Y-PSZ / 5Y-PSZ	50 %vol	98,8–99,9	2025

1.6 Reologia

O termo "reologia" foi originalmente definido por E. C. Bingham como o estudo do fluxo e da deformação da matéria, derivado das palavras gregas *rheo* (escoamento) e *logia* (ciência ou estudo) (82, 83, 84). Assim, a reologia analisa como diferentes materiais respondem a esforços externos, investigando propriedades como viscosidade, elasticidade, plasticidade e escoamento (85). Essa ciência busca compreender as mudanças estruturais que ocorrem nos materiais sob a influência de forças externas, o que é essencial para diversas áreas da Engenharia e da Ciência dos Materiais.

O fenômeno do escoamento está intrinsecamente ligado à resistência interna dos materiais, em que camadas de fluido exercem forças umas sobre as outras. A complexidade desse comportamento pode ser influenciada por diversos fatores, como o tamanho e a geometria das cadeias moleculares. Por exemplo, solventes possuem viscosidade desprezível devido à sua estrutura molecular simples, enquanto resinas poliméricas apresentam alta viscosidade devido às cadeias longas e entrelaçadas que dificultam seu fluxo.

A deformação dos materiais pode ser classificada como reversível, quando o corpo retorna à sua forma original (elasticidade), ou irreversível, quando ocorre fluxo contínuo ou escoamento (83). Um aspecto relevante do escoamento é a existência de um limite mínimo de tensão de cisalhamento necessário para que o material flua. Esse conceito, proposto por Bingham (1922), é conhecido como viscoplasticidade e descreve materiais que se comportam como sólidos até que a tensão aplicada ultrapasse esse limite (82).

Os fluidos podem ser classificados em ideais e reais. Os fluidos ideais são modelos teóricos, isentos de viscosidade e de tensões cisalhantes. Já os fluidos reais subdividem-se em newtonianos e não-newtonianos. Os fluidos newtonianos apresentam viscosidade constante, influenciada apenas pela temperatura e pela pressão, e sua curva de escoamento é linear (86). Por outro lado, os fluidos não-newtonianos podem ser classificados em diferentes categorias: aqueles cujo comportamento varia independentemente do tempo (pseudoplásticos, dilatantes e viscoplásticos), aqueles cujas propriedades mudam com o tempo (tixotrópicos e reopéticos) e os materiais viscoelásticos, que combinam características de sólidos e líquidos (87, 88).

Dessa maneira, para um fluido newtoniano, basta um ensaio que mede um único parâmetro reológico para caracterizar seu comportamento. Um fluido é classificado como não-newtoniano quando a relação entre a tensão de cisalhamento e a taxa de cisalhamento não é constante. Nesse caso, a viscosidade, conhecida como viscosidade aparente, varia com a taxa de cisalhamento aplicada. (85). Os principais comportamentos reológicos são ilustrados na Figura 6.

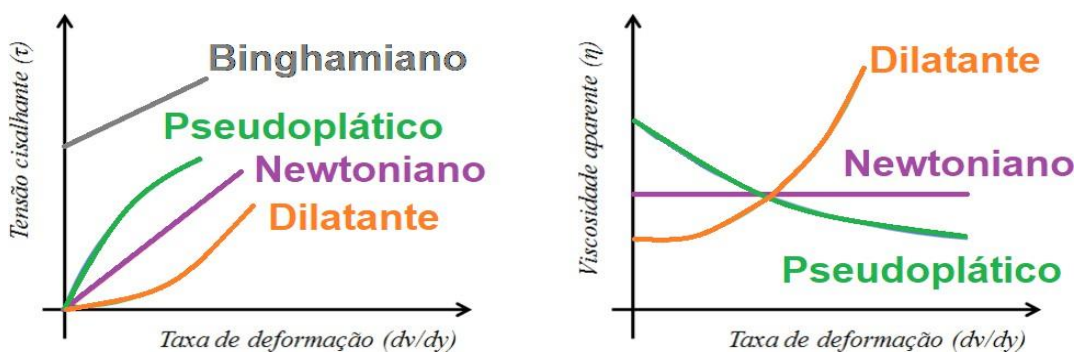


Figura 6 – Tipos de comportamento reológico dos fluidos, independentes do tempo.

Os fluidos não-newtonianos podem ser categorizados em três grupos principais, baseados em suas respostas reológicas:

- Fluidos independentes do tempo - A viscosidade depende apenas da taxa de cisalhamento, sem influência do tempo.
- Fluidos dependentes do tempo - A viscosidade é determinada tanto pela taxa de cisalhamento quanto pela duração do cisalhamento.
- Fluidos viscoelásticos - Esses fluidos exibem características tanto de sólidos (elasticidade) quanto de líquidos (viscosidade) e podem apresentar recuperação parcial após deformação.

Dentro dos fluidos independentes do tempo, há várias subcategorias:

- Pseudoplásticos: A viscosidade diminui à medida que aumenta a taxa de cisalhamento. Tais fluidos começam a fluir sob tensões muito baixas, sem tensão residual. Esse comportamento ocorre devido ao alinhamento das cadeias moleculares, o que reduz a resistência ao escoamento (89). Isso ocorre porque as cadeias moleculares se alinham ao gradiente de velocidade, o que facilita o fluxo (90).
- Dilatantes: Comportam-se de forma oposta aos pseudoplásticos, com a viscosidade aumentando à medida que a taxa de cisalhamento aumenta. Embora raros, esses fluidos são observados em suspensões concentradas, nas quais as partículas irregulares não se orientam facilmente (91).
- Viscoplasticos (ou binghamianos): Comportam-se como sólidos até que uma tensão mínima, conhecida como tensão de escoamento, seja superada. Após esse ponto, a relação entre a tensão e a taxa de cisalhamento torna-se linear. Esses fluidos, como as dispersões interparticulares, mantêm uma rede de partículas em repouso, e a deformação ocorre apenas quando a tensão ultrapassa a de escoamento (82, 92).

Quanto aos fluidos dependentes do tempo, há duas categorias adicionais:

- Tixotrópicos: A viscosidade diminui com o tempo de cisalhamento devido a mudanças reversíveis na estrutura interna. Quando o cisalhamento é interrompido, o fluido tende a recuperar sua viscosidade inicial (93). A diferença principal entre tixotropia e pseudoplasticidade é que, no caso dos tixotrópicos, a viscosidade não depende apenas da taxa de cisalhamento, mas também do tempo de aplicação do cisalhamento (87).
- Reopéticos: caracterizam-se pelo aumento da viscosidade com o tempo de cisalhamento. Esses fluidos apresentam baixos níveis de viscosidade em repouso e aumentam a viscosidade à medida que o cisalhamento se prolonga, caracterizando-se por um comportamento de espessamento dependente do tempo (88).

O escoamento pseudoplástico (sem limite de escoamento) resulta de um comportamento tixotrópico imediatamente concluído (exibindo um intervalo de tempo infinitamente curto para ir do valor de viscosidade inicial ao valor de viscosidade limite final), enquanto o escoamento dilatante resulta de um comportamento reopético, também imediatamente concluído (94).

No caso da impressão 3D por fotopolimerização em cuba, o ideal é que a resina

apresente baixa viscosidade e comportamento newtoniano, contudo naturalmente a adição da carga cerâmica tende a aumentar a viscosidade e mudar o comportamento do fluido de newtoniano para não-newtoniano, geralmente pseudoplástico em caso de partículas mais regulares, ou dilatante em caso de partículas de morfologia mais irregular. O comportamento pseudoplástico é mais adequado para essa técnica de impressão 3D do que o comportamento dilatantes, embora um dos fatores-chaves seja a viscosidade da resina, preferencialmente abaixo de 3 Pa.s durante a faixa da taxa de cisalhamento de 30 a 100 s⁻¹, pois representa aproximadamente as taxas de cisalhamento aplicadas durante o processo de movimentação da placa de impressão (59). Se a viscosidade for alta demais, poderão ocorrer falhas na impressão, como descolamento ou deformação do objeto impresso; se a viscosidade for baixa demais, haverá aumento da tendência à decantação das partículas cerâmicas.

Em resumo, a literatura atual evidencia a importância de continuar explorando o desenvolvimento de resinas com incorporação de carga sólida de cerâmicas e de analisar suas interações com diferentes aditivos poliméricos para avançar no campo da manufatura aditiva cerâmica e odontológica. As investigações detalhadas sobre as partículas de zircônia e suas interações com os polímeros envolvidos oferecem perspectivas promissoras para o desenvolvimento de novas resinas capazes de produzir cerâmicas densas.

2 Conclusões

A revisão apresentada evidencia que o progresso das cerâmicas odontológicas está intimamente ligado à evolução da ciência dos materiais e da engenharia de processamento. Materiais como o dissilicato de lítio e, principalmente, a zircônia em suas diferentes gerações representam marcos na obtenção de restaurações duráveis e esteticamente superiores. As modificações estruturais, incluindo o controle das frações tetragonal e cúbica, permitiram ajustar a resistência mecânica, a translucidez e a estabilidade hidrotérmica, ampliando as aplicações clínicas e oferecendo ao cirurgião-dentista alternativas mais seguras e previsíveis.

Simultaneamente, as técnicas de fotopolimerização em cuba têm ampliado as possibilidades de manufatura aditiva de cerâmicas, desde que associadas a formulações adequadas e a um controle reológico rigoroso. A combinação de monômeros multifuncionais, dispersantes eficientes e teores elevados de carga cerâmica possibilita a produção de peças densas, com microestruturas refinadas e desempenho compatível com as necessidades protéticas. Os avanços recentes indicam que o domínio da reologia, da interação luz-material e das condições de sinterização será determinante para consolidar a impressão 3D como rota de fabricação de cerâmicas odontológicas de próxima geração.

Referências

1. WANG, S. F.; ZHANG, J.; LUO, D. W.; GU, F.; TANG, D. Y.; DONG, Z. L.; KONG, L. B. Transparent ceramics: Processing, materials and applications. *Progress in Solid State Chemistry*, v. 41, n. 1-2, p. 20–54, 2013.
2. OTITOJU, T. A.; OKOYE, P. U.; CHEN, G.; LI, Y.; OKOYE, M. O.; LI, S. Advanced ceramic components: Materials, fabrication, and applications. *Journal of Industrial and Engineering Chemistry*, v. 85, p. 34–65, 2020.
3. SOUZA, B. N. D.; Bó, M. D.; WATERKEMPER; RUZZA, S.; HOTZA, D.; FREDEL, M. C. Estudo do processo de têmpera química em porcelanatos industriais visando ao incremento das propriedades mecânicas e à redução da espessura. *Cerâmica*, v. 70, p. eDCTC7365, 2024.

4. BRANDÃO, M. R. S. G.; REIS, T. A. D.; ANDRADE, C. M. D. O.; SOUSA, E. A. R. D. Cerâmicas odontológicas: Classificação, propriedades, indicações e protocolo de cimentação. *Research, Society and Development*, v. 10, n. 6, p. e47910616007–e47910616007, 2021.
5. BERNI, M. D.; BEJAY, S. V.; DORILEO, I. L. Tecnologias inovadoras e eficiência energética no segmento de revestimentos cerâmicos. *Cerâmica Industrial*, v. 18, n. 1, p. 29–34, 2013.
6. KAUR, G.; KUMAR, V.; BAINO, F.; MAURO, J. C.; PICKRELL, G.; EVANS, I.; BRETCANU, O. Mechanical properties of bioactive glasses, ceramics, glass-ceramics and composites: State-of-the-art review and future challenges. *Materials Science and Engineering: C*, v. 104, p. 109895, 2019.
7. ROCHA, F. N.; SUAREZ, P. A.; GUIMARÃES, E. M. Argilas e suas aplicações em utensílios e materiais cerâmicos. *Revista Virtual de Química*, v. 6, n. 4, p. 1105–1120, 2014.
8. GU, B. K.; CHOI, D. J.; PARK, S. J.; KIM, Y. J.; KIM, C. H. 3d bioprinting technologies for tissue engineering applications. *Cutting-Edge Enabling Technologies for Regenerative Medicine*, v. 1, n. 1, p. 15–28, 2018.
9. SINGH, P.; YU, X.; KUMAR, A.; DUBEY, A. K. Recent advances in silicate-based crystalline bioceramics for orthopedic applications: a review. *Journal of Materials Science*, v. 57, n. 28, p. 13109–13151, 2022.
10. CHEVALIER, J.; GREMILLARD, L.; DEVILLE, S. Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annual Review of Materials Research*, v. 49, p. 113–141, 2007.
11. KELLY, J. R.; NISHIMURA, I.; CAMPBELL, S. D. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 75, n. 1, p. 18–32, 1996.
12. ANDREIUOLO, R.; GONÇALVES, S. A.; DIAS, K. R. H. C. A zircônia na odontologia restauradora. *Revista Brasileira de Odontologia*, v. 68, n. 1, p. 49, 2011.
13. GARCIA, L. D. F. R.; CONSANI, S.; CRUZ, P. C.; SOUZA, F. D. C. P. P. Análise crítica do histórico e do desenvolvimento das cerâmicas odontológicas. *Revista Gaúcha de Odontologia (Online)*, v. 59, p. 67–73, 2011.
14. MARTINS, L. M.; LORENZONI, F. C.; FARIAS, B. C.; LOPES, L. D.; BONFANTE, G.; RUBO, J. H. Comportamento biomecânico das cerâmicas odontológicas: revisão. *Cerâmica*, v. 56, p. 148–155, 2010.
15. MACKERT, J. R.; EVANS, A. L. Effect of cooling rate on leucite volume fraction in dental porcelains. *Journal of Dental Research*, v. 70, n. 2, p. 137–139, 1991.
16. LOHBAUER, U.; BELLI, R. Chemistry and microstructure. In: *Dental Ceramics: Fracture Mechanics and Engineering Design*. [S.l.]: Springer International Publishing, 2022. p. 3–37.
17. MOHAMMED, A. J.; DAWOOD, A. E.; SAEED, M. A. The effect of adding nanoparticles to dental porcelain on the fracture resistance and bond strength to zirconia core. *Indian Journal of Dental Research*, v. 33, n. 2, p. 193–197, 2022.
18. AMOROSO, A. P.; FERREIRA, M. B.; TORCATO, L. B.; PELLIZZER, E. P.; MAZARO, J. V. Q.; FILHO, H. G. Cerâmicas odontológicas: propriedades, indicações e considerações clínicas. *Revista Odontológica de Araçatuba*, v. 33, n. 2, p. 19–25, 2012.
19. BONA, A. D.; SHEN, C.; ANUSAVICE, K. J. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dental Materials*, v. 20, n. 4, p. 338–344, 2004.
20. FEITOSA, S. A.; CORAZZA, P. H.; CESAR, P. F.; BOTTINO, M. A.; VALANDRO, L. F. Pressable feldspathic inlays in premolars: effect of cementation strategy and mechanical cycling on the adhesive bond between dentin and restoration. *Journal of Adhesive Dentistry*, v. 16, n. 2, 2014.
21. PICONI, C.; MACCAURO, G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, v. 20, p. 1–25, 1999.
22. SHARANRAJ, V.; RAMESHA, C. M.; KAVYA, K.; KUMAR, V.; SADASHIVA, M.; CHANDAN, B. R.; KUMAR, M. N. Zirconia: as a biocompatible biomaterial used in dental implants. *Advances in Applied Ceramics*, v. 120, n. 2, p. 63–68, 2021.
23. CHEVALIER, J.; LOH, J.; GREMILLARD, L.; MEILLE, S.; ADOLFSON, E. Low-temperature degradation in zirconia with a porous surface. *Acta Biomaterialia*, v. 7, n. 7, p. 2986–2993, 2011.
24. CATTANI-LORENTE, M.; SCHERRER, S. S.; AMMANN, P.; JOBIN, M.; WIS-KOTT, H. A. Low temperature degradation of a y-tzp dental ceramic. *Acta Biomaterialia*, v. 7, n. 2, p. 858–865, 2011.
25. MANICONE, P. F.; IOMMETTI, P. R.; RAFFAELLI, L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*, v. 35, n. 11, p. 819–826, 2007.
26. AL-AMLEH, B.; LYONS, K.; SWAIN, M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 37, p. 641–652, 2010.
27. MANZIUC, M. M.; GASPARIK, C.; NEGUCIOIU, M.; CONSTANTINIUC, M.; BURDE, A.; VLAS, I.; DUDEA, D. Optical properties of translucent zirconia: A review of the literature. *EuroBiotech Journal*, v. 3, n. 1, p. 45, 2019.

28. KNIHA, K.; KNIHA, H.; GRUNERT, I. et al. Esthetic evaluation of maxillary single-tooth zirconia implants in the esthetic zone. *International Journal of Periodontics Restorative Dentistry*, 2018. Epub ahead of print.
29. HEFFERNAN, M. J.; AQUILINO, S. A.; DIAZ-ARNOLD, A. M.; HASLTON, D. R.; STANFORD, C. M.; VARGAS, M. A. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part ii: core and veneer materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2002.
30. ARCILA, L. V. C.; RAMOS, N. de C.; CAMPOS, T. M. B.; DAPIEVE, K. S.; VALANDRO, L. F.; MELO, R. M. de; BOTTINO, M. A. Mechanical behavior and microstructural characterization of different zirconia polycrystals in different thicknesses. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, v. 13, n. 6, p. 385, 2021.
31. TOO, T. D. C.; INOKOSHI, M.; NOZAKI, K.; SHIMIZUBATA, M.; NAKAI, H.; LIU, H.; MINAKUCHI, S. Influence of sintering conditions on translucency, biaxial flexural strength, microstructure, and low-temperature degradation of highly translucent dental zirconia. *Dental Materials Journal*, v. 40, n. 6, p. 1320–1328, 2021.
32. BAN, S. Chemical durability of high translucent dental zirconia. *Dental Materials Journal*, v. 39, n. 1, p. 12–23, 2020.
33. ELSAYED, A.; MEYER, G.; WILLE, S.; KERN, M. Influence of the yttrium content on the fracture strength of monolithic zirconia crowns after artificial aging. *Quintessence International*, v. 50, n. 5, 2019.
34. GUASTALDI, A. C.; APARECIDA, A. H. Fosfatos de cálcio de interesse biológico: importância como biomateriais, propriedades e métodos de obtenção de recobrimentos. *Química Nova*, v. 33, p. 1352–1358, 2010.
35. CAMARGO, N. A.; DELIMA, S. A.; AGUIAR, J. F.; GEMELLI, E.; TOMIYAMA, M.; OUDADESSE, H. Synthesis and characterization of nanostructured calcium phosphate powders and calcium phosphates/-al₂O₃ nanocomposites. *Journal of Advanced Materials*, v. 41, n. 3, p. 33–43, 2009.
36. BRANEMARK, P. I. Osseointegration and its experimental background. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 50, n. 3, p. 399–410, 1983.
37. HENCH, L. L.; POLAK, J. M. Third-generation biomedical materials. *Science*, v. 295, n. 5557, p. 1014–1017, 2002.
38. TABATABAEI, F. S.; TORRES, R.; TAYEBI, L. Biomedical materials in dentistry. In: *Applications of Biomedical Engineering in Dentistry*. [S.l.]: Springer, 2020. p. 3–20.
39. SINHORETI, M. A. C.; VITTI, R. P.; CORRER-SOBRINHO, L. Biomaterials in dentistry: current view and future perspectives. *Revista da Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas*, v. 67, n. 4, p. 256–261, 2013.
40. ROGERS, G. F.; GREENE, A. K. Autogenous bone graft: basic science and clinical implications. *Journal of Craniofacial Surgery*, v. 23, n. 1, p. 323–327, 2012.
41. RATNER, B. D.; BRYANT, S. J. Biomaterials: where we have been and where we are going. *Annual Review of Biomedical Engineering*, v. 6, n. 1, p. 41–75, 2004.
42. VOET, V. S.; STRATING, T.; SCHNELTING, G. H.; DIJKSTRA, P.; TIETEMA, M.; XU, J. et al. Biobased acrylate photocurable resin formulation for stereolithography 3d printing. *ACS Omega*, v. 3, n. 2, p. 1403–1408, 2018.
43. ZHOU, C.; CHEN, Y.; YANG, Z.; KHOSHNEVIS, B. Development of a multi-material mask-image-projection-based stereolithography for the fabrication of digital materials. In: *Annual Solid Freeform Fabrication Symposium*. [S.l.: s.n.], 2011. p. 65–80.
44. CAMARGO, I. L. de; MORAIS, M. M.; FORTULAN, C. A.; BRANCIFORTI, M. C. A review on the rheological behavior and formulations of ceramic suspensions for vat photopolymerization. *Ceramics International*, v. 47, p. 11906–11921, 2021.
45. GIBSON, I.; ROSEN, D.; STUCKER, B. *Additive Manufacturing Technologies: 3D Printing, Rapid Prototyping, and Direct Digital Manufacturing*. 2nd. ed. New York: Springer Science, 2015.
46. LIAN, Q.; YANG, F.; XIN, H.; LI, D. Oxygen-controlled bottom-up mask-projection stereolithography for ceramic 3d printing. *Ceramics International*, v. 43, p. 14956–14961, 2017.
47. REVILLA-LEÓN, M.; METHANI, M. M.; MORTON, D.; ZANDINEJAD, A. Internal and marginal discrepancies associated with stereolithography (sla) additively manufactured zirconia crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 124, n. 6, p. 730–737, 2020.
48. SANTOLIVU, O.; COLOMBO, P.; ORTONA, A. Additive manufacturing of ceramic components by digital light processing: A comparison between the “bottom-up” and the “top-down” approaches. *Journal of the European Ceramic Society*, v. 39, p. 2140–2148, 2019.
49. KOMISSARENKO, D.; ROLAND, S.; SEEGER, B. S.; GRAULE, T.; BLUGAN, G. Dlp 3d printing of high-strength semi-translucent zirconia ceramics with relatively low-loaded UV-curable formulations. *Ceramics International*, v. 49, n. 12, p. 21008–21016, 2023.

50. ROMARIO, Y. S.; BHAT, C.; RAMEZANI, M.; PASANG, T.; CHEN, Z.; JIANG, C. P. Fabrication of translucent graded dental crown using zirconia-yttrium multi-slurry tape casting 3d printer. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, v. 152, p. 106406, 2024.
51. EMAMI, M. M.; BARAZANDEH, F.; YAGHMAIE, F. Scanning-projection based stereolithography: Method and structure. *Sensors and Actuators A: Physical*, v. 218, p. 116–124, 2014.
52. AHRENS, C. H. Processos de am por fotopolimerização em cuba. In: VOLPATO, N. (Ed.). *Manufatura Aditiva: Tecnologia e Aplicações da Impressão 3D*. [S.l.]: Blucher, 2017. p. 129–144.
53. VENUVINOD, P. K.; MA, W. *Rapid Prototyping: Laser-based and Other Technologies*. [S.l.]: Springer US, 2004. v. 23.
54. CORCIONE, C. E.; STRIANI, R.; MONTAGNA, F.; CANNOLETTA, D. Organically modified montmorillonite polymer nanocomposites for stereolithography building process. *Polymers for Advanced Technologies*, v. 26, n. 1, p. 92–98, 2015.
55. YUGANG, D.; YUAN, Z.; YIPING, T.; DICHEN, L. Nano-tio2-modified photosensitive resin for rp. *Rapid Prototyping Journal*, v. 17, n. 4, p. 247–252, 2011.
56. KUMAR, S.; HOFMANN, M.; STEINMANN, B.; FOSTER, E. J.; WEDER, C. Reinforcement of stereolithographic resins for rapid prototyping with cellulose nanocrystals. *ACS Applied Materials & Interfaces*, v. 4, n. 10, p. 5399–5407, 2012.
57. WENG, Z.; ZHOU, Y.; LIN, W.; SENTHIL, T.; WU, L. Structure-property relationship of nano-enhanced stereolithography resin for desktop sla 3d printer. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, v. 88, p. 234–242, 2016.
58. DIPTANSHU; MIAO, G.; MA, C. Vat photopolymerization 3d printing of ceramics: Effects of fine powder. *Manufacturing Letters*, v. 21, p. 20–23, 2019.
59. CAMARGO, I. L. de; MORAIS, M. M.; FORTULAN, C. A.; BRANCIFORTI, M. C. A review on the rheological behavior and formulations of ceramic suspensions for vat photopolymerization. *Ceramics International*, v. 47, n. 9, p. 11906–11921, 2021.
60. GURR, M.; HOFMANN, D.; EHM, M.; THOMANN, Y.; KÜBLER, R.; MÜLHAUPT, R. Acrylic nanocomposite resins for use in stereolithography and structural light modulation-based rapid prototyping and rapid manufacturing technologies—*Advanced Functional Materials*, v. 18, n. 16, p. 2390–2397, 2008.
61. HE, M.; ZHAO, Y.; WANG, B.; XI, Q.; ZHOU, J.; LIANG, Z. 3d printing fabrication of amorphous thermoelectric materials with ultralow thermal conductivity. *Small*, v. 11, n. 44, p. 5889–5894, 2015.
62. SCHAEFFER, P.; BERTSCH, A.; CORBEL, S.; JÉZÉQUEL, J. Y.; ANDRÉ, J. C. Industrial photochemistry xxiv. relations between light flux and polymerized depth in laser stereophotolithography. *Journal of Photochemistry and Photobiology A: Chemistry*, v. 107, n. 1–3, p. 283–290, 1997.
63. BRANCO, A. C.; COLAÇO, R.; FIGUEIREDO-PINA, C. G.; SERRO, A. P. Recent advances on 3D-printed zirconia-based dental materials: a review. *Materials*, v. 16, n. 5, p. 1860, 2023.
64. REVILLA-LEÓN, M.; HUSAIN, N. A.-H.; CEBALLOS, L.; ÖZCAN, M. Resistência à flexão e características de Weibull da zircônia aditiva fabricada por estereolitografia versus zircônia fresada. *J. Prosthet. Dent.*, v. 125, p. 685–690, 2021.
65. LIAN, Q.; SUI, W.; YANG, F.; YANG, S. Fabricação aditiva de pontes dentárias de cerâmica zro2 por estereolitografia. *Rapid Prototyping. J.*, v. 24, p. 114–119, 2018.
66. LI, H.; SONG, L.; SUN, J.; MA, J.; SHEN, Z. Próteses cerâmicas dentárias por manufatura aditiva baseada em estereolitografia: potenciais e desafios. *Adv. Appl. Ceram.*, v. 118, p. 30–36, 2019.
67. LI, R.; WANG, Y.; HU, M.; WANG, Y.; XV, Y.; LIU, Y.; SUN, Y. Resistência e adaptação de coroas dentárias de zircônia fabricadas por estereolitografia: um estudo in vitro. *Int. J. Prosthodont.*, v. 32, p. 439–443, 2019.
68. SOUBELET, C. G.; SUAREZ, G.; STABILE, F. M. Development of photocurable zirconia-bioactive glass composites slurries for DLP technology—*Ceramics International*, v. 51, n. 18, p. 24628–24639, 2025.
69. CHEN, F.; ZHU, H.; WU, J. M.; CHEN, S.; CHENG, L. J.; SHI, Y. S.; MO, Y. C.; LI, C. H.; XIAO, J. Preparation and biological evaluation of zro2 all-ceramic teeth by DLP technology. *Ceramics International*, v. 46, n. 8, p. 11268–11274, 2020.
70. ZHANG, R. Z.; HUANG, Y. X.; LI, W. K.; PAN, M. Z.; LIU, Z. M.; WU, J. M.; ZHANG, X. Y.; YE, C. S.; SHI, Y. S. Preparation and properties optimization of ceo2-y2o3 co-stabilized zirconia via vat photopolymerization. *Ceramics International*, v. 50, n. 13, p. 22316–22326, 2024.
71. YAO, Y.; CUI, H.; WANG, W.; XING, B.; ZHAO, Z. High-performance dental zirconia ceramics fabricated by vat photopolymerization based on aqueous suspension. *Journal of the European Ceramic Society*, v. 44, n. 16, p. 116795, 2024.
72. ZOU, R.; HAN, X.; MENG, Y.; CHEN, W.; SHI, Z.; LIAN, Y.; WANG, F.; WANG, M.; HUANG, Y. Improved mechanical performance and forming accuracy of zro2 fixed partial denture based on the digital

light processing technology—*Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, v. 163, p. 106840, 2025.

73. SUN, J.; BINNER, J.; BAI, J. 3d printing of zirconia via digital light processing: optimization of slurry and debinding process. *Journal of the European Ceramic Society*, v. 40, n. 15, p. 5837–5844, 2020.
74. BORLAF, M.; SERRA-CAPDEVILA, A.; COLOMINAS, C.; GRAULE, T. Development of UV-curable ZrO₂ slurries for additive manufacturing (LCDP) technology. *Journal of the European Ceramic Society*, v. 39, n. 13, p. 3797–3803, 2019.
75. ZHENG, T.; WANG, W.; SUN, J.; LIU, J.; BAI, J. Development and evaluation of al₂o₃–zro₂ composite processed by digital light 3d printing. *Ceramics International*, v. 46, n. 7, p. 8682–8688, 2020.
76. XING, H.; ZOU, B.; LIU, X.; WANG, X.; CHEN, Q.; FU, X.; LI, Y. Effect of particle size distribution on the preparation of ZTA ceramic paste applying for stereolithography 3d printing. *Powder Technology*, v. 359, p. 314–322, 2020.
77. KOMISSARENKO, D. A.; SOKOLOV, P. S.; EVSTIGNEEVA, A. D.; SHMELEVA, I. A.; DOSOVITSKY, A. E. Rheological and curing behavior of acrylate-based suspensions for the dlp 3d printing of complex zirconia parts. *Materials*, v. 11, n. 12, p. 2350, 2018.
78. ZHANG, K.; HE, R.; DING, G.; FENG, C.; SONG, W.; FANG, D. Digital light processing of 3y-tzp strengthened zro₂ ceramics. *Materials Science and Engineering: A*, v. 774, p. 138768, 2020.
79. LI, Y.; WANG, M.; WU, H.; HE, F.; CHEN, Y.; WU, S. Cure behavior of colorful ZrO₂ suspensions during digital light processing (DLP) based stereolithography process. *Journal of the European Ceramic Society*, v. 39, n. 15, p. 4921–4927, 2019.
80. WU, Y.; HE, J.; ZHONG, K.; CHEN, C.; WANG, S.; ZHU, X.; SHE, X.; SONG, Y.; XU, H. Optimizing the separation process for improved zirconia molding through liquid crystal display 3d printing. *Ceramics International*, v. 50, n. 21, p. 43350–43361, 2024.
81. KIM, G. N.; KOH, Y. H. Vat photopolymerization of zirconia suspensions continuously blended by in-line static mixing for strength-gradient zirconia. *Additive Manufacturing*, v. 99, p. 104675, 2025.
82. BINGHAM, E. C. *Fluidity and Plasticity*. [S.l.]: McGraw-Hill, 1922. 463 p.
83. BLAIR, G. W. *Elementary Rheology*. [S.l.]: Academic Press, 1969. 158 p.
84. BARNES, H. A.; HUTTON, J. F.; WALTERS, K. *An Introduction to Rheology*. [S.l.]: Elsevier Science, 1989. 199 p.
85. VLIET, T. V.; LYKLEMA, H. *Rheology*. In: LYKLEMA, J. (Ed.). *Fundamentals of Interface and Colloid Science*. [S.l.]: Elsevier, 2005. v. 4, p. 6.1–6.88.
86. TANNER, R. I. *Engineering Rheology*. [S.l.]: Oxford University Press, 1988. 451 p.
87. CORREIA, D. Z. *Estudo de Misturas Poliméricas para Recuperação de Petróleo*. 222 p. Tese (Doutorado) — Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), 2006.
88. MOTHÉ, M. G. *Estudo do Comportamento de Ligantes Asfálticos por Reologia e Análise Térmica*. 204 p. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), 2009.
89. TONELI, J. T. C. L.; MURR, F. E. X.; PARK, K. J. Estudo da reologia de polissacarídeos utilizados na indústria de alimentos. *Revista Brasileira de Produtos Agroindustriais*, v. 7, n. 2, p. 181–204, 2005.
90. VIDAL-BEZERRA, J. R. M. B. *Comportamento Reológico da Polpa de Manga*. 159 p. Tese (Doutorado) — Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), 2000.
91. MACHADO, J. C. V. *Reologia e Escoamento de Fluidos: Ênfase na Indústria do Petróleo*. [S.l.]: Interciência: Petrobras, 2002. 257 p.
92. BIRD, R. B.; DAI, G. C.; YARUSSO, B. J. The rheology and flow of visco-plastic materials. *Review of Chemical Engineering*, p. 1–70, 1983.
93. COUSSOT, P.; NGUYEN, Q. D.; HUYNH, H. T.; BONN, D. Viscosity bifurcation in thixotropic, yielding fluids. *Journal of Rheology*, v. 46, n. 3, p. 573–589, 2002.
94. WAZER, J. R. V.; LYONS, J. W.; KIM, K. Y.; COLWELL, R. E. *Viscosity and Flow Measurement: A Laboratory Handbook of Rheology*. [S.l.]: Interscience Publisher, 1966. 406 p.