

## RESISTÊNCIA À FLEXÃO DOS CERÂMICOS USADOS EM PRÓTESES DENTÁRIAS

**Georgia Dutra Soares Brandão Martins**, Instituto Militar de Engenharia – IME, georgia.martins@ime.eb.br, <https://orcid.org/0009-0001-0622-4617>. **Bernardo de Martins Dutra Furtado Dias**, Instituto Militar de Engenharia – IME, dutrafurtado@ime.eb.br, <https://orcid.org/0009-0003-0721-7675>. **Carlos Nelson Elias**, Instituto Militar de Engenharia – IME, elias@ime.eb.br, ORCID 0000-0002-7560-6926  
**DOI:**

### RESUMO

O artigo explora a resistência à flexão de biomateriais cerâmicos utilizados em próteses dentárias, destacando sua importância para garantir a durabilidade e a funcionalidade das restaurações. Cerâmicas como feldspáticas, dissilicato de lítio e zircônia são amplamente empregadas devido às suas propriedades estéticas, resistência mecânica e biocompatibilidade. A resistência à flexão varia significativamente entre esses materiais: as cerâmicas feldspáticas apresentam menor resistência, enquanto o dissilicato de lítio e a zircônia apresentam valores superiores, sendo esta última a mais indicada para aplicações em próteses com alta carga funcional. O estudo também descreve métodos de ensaio de flexão, como o de três pontos, amplamente utilizado na odontologia, e analisa a influência da microestrutura e dos fatores externos nos resultados.

**Palavras-chave:** Materiais cerâmicos, Próteses dentárias, Zircônia, Dissilicato de lítio, Ensaio de flexão.

### 1 Introdução

Os materiais cerâmicos na odontologia são substâncias inorgânicas e não metálicas amplamente utilizadas devido às suas propriedades estéticas, biocompatibilidade, resistência mecânica e estabilidade química. Esses materiais são compostos por uma matriz cristalina ou vítrea e podem ser classificados em cerâmicas feldspáticas, de dissilicato de lítio, à base de óxido de zircônio e de aluminatos, entre outras.

Na odontologia, as cerâmicas são empregadas principalmente em restaurações indiretas, como coroas, facetas, pontes e inlays/onlays, podendo ser fabricadas por manufatura aditiva, por sistemas CAD/CAM ou por subtrativa. Devido à sua capacidade de imitar a aparência natural dos dentes e resistir ao desgaste, sua aplicação é indicada para casos que exigem alta durabilidade e estética, representando uma alternativa confiável aos materiais metálicos e resinosos.

Além disso, as cerâmicas utilizadas em próteses dentárias apresentam excelente resistência à flexão, um fator crítico para suportar as tensões durante a mastigação. Famílias como as cerâmicas feldspáticas, as vitrocerâmicas à base de dissilicato de lítio e as cerâmicas policristalinas à base de zircônia apresentam diferenças substanciais na microestrutura e, consequentemente, na resistência à flexão e à fratura. Estudos recentes mostram que, enquanto as cerâmicas feldspáticas apresentam valores de resistência à flexão relativamente baixos (torno de 60–120 MPa), as vitrocerâmicas de dissilicato de lítio apresentam valores de 360–400 MPa. As zircônias alcançam valores superiores a 900

MPa, especialmente quando os processos de cristalização/sinterização são otimizados — o que condiciona sua indicação clínica em situações de alta carga mastigatória. Essa combinação de propriedades mecânicas e estéticas consolida as cerâmicas como materiais indispensáveis na odontologia moderna. (Chang et al., 2013; Muñoz et al., 2023; Attar et al., 2023).

## 2 Materiais e Métodos

O presente estudo consiste em uma revisão de literatura narrativa, elaborada com base em pesquisas realizadas nas bases de dados PubMed, ScienceDirect e Google Books, bem como em livros clássicos da área de ciência dos materiais. As buscas foram conduzidas entre setembro e novembro de 2025, utilizando combinações dos seguintes descritores em inglês e em português: *“dental ceramics”, “flexural strength”, “ceramic fracture”, “zirconia mechanical properties”, “lithium disilicate”, “feldspathic porcelain”, “fracture toughness”, “brittle materials”, “bending test”* e *“resistência à flexão de cerâmicas odontológicas”*.

Foram incluídos estudos que abordavam propriedades mecânicas, mecanismos de fratura, comportamento estrutural, microestrutura e métodos de ensaio de cerâmicas odontológicas, com ênfase em zircônia, dissilicato de lítio e cerâmicas feldspáticas. Também foram incluídas obras clássicas e fundamentais sobre ciência e engenharia dos materiais, fratura de sólidos frágeis e comportamento de cerâmicas, como as de Callister & Rethwisch, Kingery, Chiang, Lawn e Quinn, por fornecerem a base teórica necessária para compreender as características intrínsecas desses materiais.

### Foram adotados como critérios de inclusão:

- artigos publicados em inglês ou português;
- estudos experimentais, revisões, capítulos técnicos ou textos científicos sobre cerâmicas odontológicas;
- trabalhos que abordassem resistência à flexão, fratura, microestrutura, impacto do processamento, envelhecimento ou adesão;
- obras clássicas essenciais para fundamentação teórica.

### Foram excluídos:

- artigos publicados em idiomas que não o inglês ou português;
- estudos que não tratavam diretamente das propriedades mecânicas das cerâmicas odontológicas;
- trabalhos que não descreviam métodos, análises ou conceitos aplicáveis ao escopo desta revisão.

Além dos artigos encontrados nas bases de dados, foram incluídas referências citadas nos próprios estudos selecionados, quando relevantes para o aprofundamento dos temas discutidos. Todo o conteúdo final da revisão utilizou exclusivamente as referências presentes no corpo do texto da própria revisão de literatura, garantindo a fidelidade entre os métodos empregados e o material analisado.

## 3 Revisão de Literatura

### 3.1 Estrutura da cerâmica

As cerâmicas são constituídas por, no mínimo, dois elementos químicos e apresentam estruturas cristalinas mais complexas do que as dos metais. Seus tipos de ligação variam de predominantemente iônica a fortemente covalente, dependendo dos elementos envolvidos. Conforme descrito por Callister e Rethwisch (2014), dois fatores

estruturais são determinantes na organização cristalina de materiais cerâmicos: (I) a magnitude das cargas elétricas dos íons constituintes e (II) a razão entre os raios iônicos dos cátions e dos ânions.

Em relação ao primeiro critério, a neutralidade elétrica é indispensável para a formação de um cristal estável. Já o segundo envolve a necessidade de compatibilidade geométrica entre cátions e ânions para que haja empacotamento eficiente. Estruturas cerâmicas estáveis tendem a se formar quando os ânions, geralmente maiores, se dispõem ao redor de cátions menores, garantindo coordenação adequada e minimização da energia do sistema (Callister & Rethwisch, 2014). Estudos cristalográficos contemporâneos reforçam que essa compatibilidade iônica governa parâmetros como o número de coordenação, a densidade do cristal e a resistência mecânica (Kingery et al., 2012; Chiang et al., 2019; Kisi & Elcombe, 2020).

### 3.2 Fratura frágil das cerâmicas

Na temperatura ambiente, cerâmica cristalina e vítreas fraturam antes que qualquer deformação plástica ocorra em resposta à aplicação de uma carga de tração, demonstrando comportamento mecânico caracterizado por fratura frágil. O processo de fratura ocorre pela propagação de trincas através da seção transversal de um material, em direção perpendicular à direção da carga aplicada. O crescimento pode ser tanto transgranular quanto intergranular, ou por clivagem, dependendo da microestrutura e da energia de ligação entre os grãos (Callister & Rethwisch, 2014). (Figura 1).

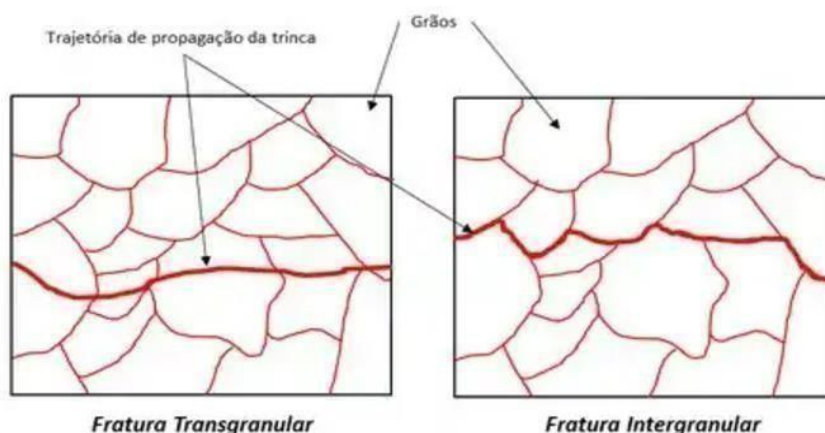


Figura 1: Propagação de trincas podendo ser: transgranular or intergranular.

Seu baixo limite de resistência à fratura pode ser explicado pela ocorrência de defeitos muito pequenos e onipresentes no material, que servem como concentradores de tensão. (Callister & Rethwisch, 2014). Trabalhos como os de Lawn (1993) e Quinn (2007) demonstram que as cerâmicas possuem um limite de resistência intrinsecamente associado à presença de microdefeitos, poros, inclusões ou microtrincas, que atuam como concentradores de tensão.

Como as cerâmicas não apresentam mecanismos eficientes de deformação plástica (como movimento de discordâncias presente nos metais), a tensão aplicada não pode ser redistribuída. Assim, trincas existentes não são desviadas nem desaceleradas em rápida propagação nem em falha catastrófica (Callister & Rethwisch, 2014). Estudos de Quinn (2020) reforçam que essa vulnerabilidade está diretamente relacionada ao alto módulo de elasticidade, à natureza frágil das ligações iônicas/covalentes e ao fato de que

microdefeitos controlam o comportamento mecânico segundo critérios norteados pela mecânica da fratura.

As cerâmicas odontológicas mostram o mesmo comportamento: a resistência à fratura é altamente sensível ao acabamento superficial, ao tamanho crítico dos defeitos e ao método de ensaio utilizado (Zhang & Lawn, 2018; Rekow et al., 2003). Esses achados explicam por que cerâmicas odontológicas costumam falhar sem aviso prévio e reforçam a importância da caracterização mecânica por meio de ensaios de flexão, de tenacidade à fratura e de análise de Weibull.

### 3.3 Ensaios de flexão

O ensaio de flexão (bending test) consiste na aplicação de uma força perpendicular ao eixo longitudinal do corpo de prova para avaliar a resistência do material ao dobramento ou à deformação fora do centro de resistência. Esse tipo de ensaio é particularmente útil para materiais frágeis, como as cerâmicas, já que permite provocar uma fratura controlada diferentemente de materiais dúcteis, que absorvem deformações plásticas sem falha, o que tornaria os resultados menos representativos para falhas por fratura, pois esses materiais dúcteis serão capazes de absorver grandes deformações, ocorrendo dobramento do corpo de prova, não fornecendo assim resultados quantitativos certos para o ensaio. (García, Spinn & Santos, 2013). Na indústria de cerâmica (assim como em concreto, madeira, metais duros etc.), os ensaios de flexão são amplamente utilizados para obter dados quantitativos de deformação e resistência, avaliando o quanto esses materiais podem sofrer deformação sob cargas de flexão. No caso de vigas, por exemplo, uma extremidade pode ser engastada (cantiléver), e a carga pode ser aplicada na outra extremidade, ou então pode-se utilizar configurações em três pontos (3-P) ou em quatro pontos (4-P) para distribuir a carga. Esses métodos permitem calcular parâmetros como:

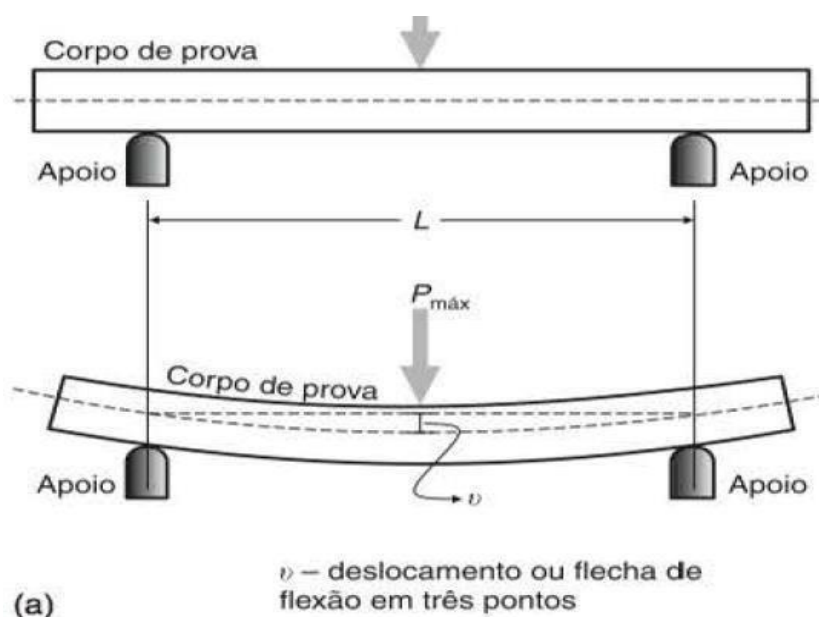
- Módulo de ruptura em flexão - **MOR** ( $\sigma$ )
- Módulo de elasticidade em flexão - **MOE** ( $E$ )
- Módulo de resiliência em flexão ( $U$ )
- Módulo de tenacidade em flexão ( $U_t$ ).

Estes parâmetros são importantes para especificar as características mecânicas dos componentes cerâmicos sob flexão (Garcia, Spinn & Santos, 2013).

Os resultados de ensaios de flexão podem variar bastante, influenciados por diversos fatores, tais como temperatura, velocidade de aplicação da carga, defeitos na superfície, características microestruturais do material e, particularmente, pela geometria da amostra (seção transversal, comprimento e espessura) (Garcia, Spinn & Santos, 2013). A norma ASTM E855 (1990) define três métodos para determinar o módulo de elasticidade (MOE) e a resistência à ruptura (MOR) por flexão: vigas engastadas (cantiléver), ensaio a três pontos e ensaio a quatro pontos. Na odontologia, o ensaio de três pontos é frequentemente o que permite simular a aplicação de carga de forma simples e direta (Figura 2; Garcia, Spinn & Santos, 2013).

Os resultados de ensaios de flexão em cerâmicas dentárias variam significativamente conforme o método utilizado, pois diferentes configurações — como ensaios em três pontos, quatro pontos ou biaxial — geram distribuições distintas de tensões e, consequentemente, valores de resistência divergentes. Jin, Takahashi e Iwasaki (2004)

demonstraram que a resistência flexural de cerâmicas odontológicas garante a comparabilidade entre estudos. Ensaios com corpos de prova retangulares também têm relevância clínica: estudos recentes indicam que a resistência obtida pelo método de quatro pontos apresenta boa correlação com a carga de ruptura de coroas completas, sugerindo que esse tipo de ensaio é capaz de representar adequadamente o comportamento clínico de vitrocerâmicas submetidas a esforços mastigatórios. Além disso, defeitos de superfície decorrentes de processos, como o aumento da resistência, podem induzir transformações de fase na zircônia ( $t \rightarrow m$ ), afetando sua estabilidade estrutural e confiabilidade. Outro fator determinante é o cimento-resina: estudos recentes mostram que o módulo de elasticidade do cimento influencia diretamente a resistência biaxial e a confiabilidade de cerâmicas ultrafinas de dissilicato de lítio, evidenciando a importância da interação material-cimento no desempenho mecânico final das restaurações.



Fonte: google

Figura 2: Modelo de corpo de prova para o ensaio de flexão em 3 pontos. Amauri, Ensaios mecânicos.

Atuarão durante a deformação. Devido à carga aplicada, são gerados no interior do corpo de prova uma força de cisalhamento ( $Q$ ) e um momento fletor ( $M_1$ ), que podem variar ao longo do eixo longitudinal, dependendo do ponto de aplicação da carga de flexão (Garcia, Spinn & Santos, 2013).

A microestrutura do material influencia o ensaio. O módulo de elasticidade depende da força interatômica; como a forma não influencia essa força, o módulo de elasticidade é o mesmo, independentemente de a barra ser redonda, quadrada, hexagonal, etc. No ensaio de flexão, todas as tensões atuam: compressivas, trativas e cisalhantes; contudo, a mais crítica é a de flexão, pois induz várias deformações, provoca as maiores e tende a iniciar o processo de fratura.

Avaliando as cerâmicas que serão estudadas no presente artigo quanto à resistência à flexão, vemos que a zircônia apresenta superioridade sobre as demais, seguida pelo dissilicato de lítio e pela feldspática, o que reflete as diferenças microestruturais e de tenacidade entre esses materiais. (Figura 3)

| Material            | Resistência à Flexão | Usabilidade                                               |
|---------------------|----------------------|-----------------------------------------------------------|
| Feldspática         | Baixa                | Estética elevada, usada em dentes anteriores              |
| Disilicato de Lítio | Alta                 | Boa estética e resistência, indicado para coroas e pontes |
| Zircônia            | Muito alta           | Alta resistência, ideal para dentes posteriores           |

Figura 3: Tabela de característica dos materiais.

### 3.3. OBJETIVO

O objetivo deste estudo é avaliar como cada uma dessas cerâmicas se comporta sob tensões de flexão e ajudar na escolha do material mais adequado para diferentes situações clínicas, com base na resistência e na flexão.

#### 3.1 Resistência à flexão

As cerâmicas falham após deformações extremamente pequenas, da ordem de 0,1%, motivo pelo qual os ensaios mecânicos utilizam predominantemente a aplicação de cargas em três ou quatro pontos (Callister & Rethwisch, 2014). O ensaio de quatro pontos é considerado mais crítico porque a probabilidade de localizar um defeito significativo é maior. Isso ocorre porque, no ensaio de três pontos, a região efetivamente submetida à maior tensão corresponde a uma área menor, representada geometricamente por um triângulo. Já no ensaio de quatro pontos, a área sob maior tensão assume a forma de um trapézio, que é mais ampla; por essa razão, há maior chance de interceptar trincas ou falhas pré-existentes no material. Assim, a configuração em quatro pontos tende a evidenciar melhor a presença de defeitos críticos e a proporcionar uma avaliação mais sensível da resistência mecânica das cerâmicas.

A tensão no momento exato da fratura, obtida durante o ensaio de flexão, é denominada resistência à flexão, módulo de ruptura, resistência à fratura ou resistência ao dobramento, sendo um dos parâmetros mecânicos mais relevantes para a caracterização de cerâmicas frágeis. A tabela a seguir apresenta valores típicos de resistência à flexão, conforme Callister & Rethwisch (2014).

**Tabela 12.5**  
 Tabulação da  
 Resistência à Flexão  
 (Módulo de Ruptura)  
 e do Módulo de  
 Elasticidade para Dez  
 Materiais Cerâmicos  
 Comuns

| Material                                                  | Resistência à Flexão |                 | Módulo de Elasticidade |                     |
|-----------------------------------------------------------|----------------------|-----------------|------------------------|---------------------|
|                                                           | MPa                  | ksi             | GPa                    | 10 <sup>6</sup> psi |
| Nitreto de silício ( $\text{Si}_3\text{N}_4$ )            | 250–1000             | 35–145          | 304                    | 44                  |
| Zircônia <sup>a</sup> ( $\text{ZrO}_2$ )                  | 800–1500             | 115–215         | 205                    | 30                  |
| Carbeto de silício ( $\text{SiC}$ )                       | 100–820              | 15–120          | 345                    | 50                  |
| Óxido de alumínio ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ )             | 275–700              | 40–100          | 393                    | 57                  |
| Vitrocerâmico (Piroceram)                                 | 247                  | 36              | 120                    | 17                  |
| Mulita ( $3\text{Al}_2\text{O}_3\text{--}2\text{SiO}_2$ ) | 185                  | 27              | 145                    | 21                  |
| Espinélio ( $\text{MgAl}_2\text{O}_4$ )                   | 110–245              | 16–35,5         | 260                    | 38                  |
| Óxido de magnésio ( $\text{MgO}$ )                        | 105 <sup>b</sup>     | 15 <sup>b</sup> | 225                    | 33                  |
| Sílica fundida ( $\text{SiO}_2$ )                         | 110                  | 16              | 73                     | 11                  |
| Vidro sodocálcico                                         | 69                   | 10              | 69                     | 10                  |

<sup>a</sup>Parcialmente estabilizada com 3 % mol  $\text{Y}_2\text{O}_3$ .

<sup>b</sup>Sinterizado e contendo aproximadamente 5% de porosidade.

Fonte: Callister & Rethwisch (2014).

- Zircônia

A zircônia é uma cerâmica não vítrea cuja estrutura policristalina confere elevada resistência mecânica e tenacidade à fratura (Figura 4). A estabilização com ítrio (Y-TZP) mantém a fase tetragonal à temperatura ambiente, garantindo excelente desempenho estrutural. Entretanto, a introdução de maiores concentrações de ítria para aumentar a translucidez, objetivo estético importante, reduz a fração tetragonal estável e, conseqüentemente, diminui a resistência mecânica do material, aproximando-a dos valores observados em algumas cerâmicas vítreas (Nunes, Dinato & Buser, 2024; Zhang & Lawn, 2018). Esse equilíbrio entre translucidez e resistência tem sido amplamente discutido, com estudos indicando que zircônias de 4Y e 5Y são suscetíveis ao envelhecimento hidrotérmico quando comparadas às tradicionais zircônias 3Y-TZP (Jerman E. et al., 2020).



Figura 4: Bloco de Zircônia

Em relação à adesão, a zircônia apresenta limitações intrínsecas, uma vez que sua estrutura não contém fase vítrea e, portanto, não responde ao condicionamento ácido fluorídrico, ao contrário das vitrocerâmicas. Assim, sua adesão ao esmalte e à dentina depende da utilização de primers e cimentos contendo moléculas funcionalizadas, como o MDP, capazes de promover ligação química com o óxido de zircônio (Nunes, Dinato & Buser, 2024). Diversos estudos reforçam que a combinação entre tratamento mecânico superficial (como jateamento com  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) e sistemas adesivos contendo MDP resulta em valores de resistência de união à zircônia (Inokoshi et al., 2014; Kern, 2015). Por sua elevada resistência, estabilidade dimensional e excelente desempenho estrutural, a zircônia permanece como o material de escolha para próteses unitárias, estruturas extensas, pontes e pilares implantossuportados em titânio (Nunes, Nato & Buser, 2020).

- Dissilicato de Lítio

O dissilicato de lítio é considerado a vitrocerâmica de eleição para reabilitações adesivas, devido ao seu excelente comportamento óptico, às boas propriedades mecânicas e à possibilidade de condicionamento ácido, o que favorece significativamente a adesão ao esmalte e à dentina (Figura 5). A presença de fase vítrea em sua microestrutura permite o uso de ácido fluorídrico seguido de silanização, promovendo valores elevados de resistência de união e previsibilidade clínica (Nunes, Nato & Buser, 2020).



Figura 5: Bloco de Dissilicato de Lítio.

Apesar de suas vantagens estéticas e mecânicas, suas indicações são tradicionalmente limitadas a peças unitárias, facetas, inlays/onlays e pequenas estruturas anteriores, já que sua resistência, embora satisfatória, é inferior à das cerâmicas policristalinas, como a zircônia. Contudo, seu uso sobre pilares de Ti-base não é contraindicado, desde que se considerem fatores como a demanda mecânica da região restaurada (Nunes, Nato & Buser, 2020).

Estudos atuais demonstram que o dissilicato de lítio apresenta excelente resistência à flexão entre 350 e 500 MPa e desempenho clínico favorável, especialmente quando associado a técnicas adesivas completas (Denry & Kelly, 2014; Sulaiman et al., 2015). Sua estabilidade óptica e resistência à fadiga também têm sido destacadas, embora a durabilidade dependa da condição da superfície, da espessura da restauração e da eficácia do protocolo adesivo empregado (Guess et al., 2013; Elsaka, 2014). Assim, o dissilicato de lítio permanece como um dos materiais mais versáteis e esteticamente favoráveis para restaurações adesivas, desde que suas limitações mecânicas e indicações clínicas sejam cuidadosamente respeitadas.

- FELDSPÁTICA

A cerâmica feldspática é composta essencialmente por feldspato, sílica e quartzo, apresentando elevada translucidez e excelente integração estética, sendo indicada para restaurações em regiões onde a aparência (Figura 6) é muito exigida (Figura 6). Seu uso é comum em coroas anteriores, facetas e lentes de contato dentais, devido à sua capacidade de mimetizar a estrutura dentária natural. Contudo, por apresentar menor resistência mecânica em vitrocerâmicas e cerâmicas policristalinas, sua indicação é geralmente restrita a situações de baixa carga mastigatória e preparos conservadores (Denry & Kelly, 2014; Zhang & Lawn, 2018).



Figura 6: Bloco de cerâmica feldspática.

No fluxo CAD/CAM, a fresagem da cerâmica feldspática é seguida de sinterização ou de tratamentos térmicos específicos que definem seu volume final, densidade e propriedades ópticas e mecânicas. Esse processo é fundamental para eliminar porosidades, aumentar a integridade estrutural e conferir estabilidade dimensional à restauração. Em materiais alternativos, como zircônia e dissilicato de lítio, a sinterização e a cristalização desempenham papéis semelhantes na obtenção das propriedades finais desejadas (Denry & Kelly, 2014). As características ópticas definitivas da cerâmica feldspática (como brilho, textura superficial e naturalidade) são ajustadas durante o polimento, a pigmentação e o glazeamento. A literatura demonstra que as superfícies cerâmicas altamente polidas apresentam melhor comportamento biológico, sobretudo em áreas subgingivais, reduzindo o acúmulo de biofilme e a irritação da mucosa, e são superiores às superfícies puramente maquiadas (Nunes, Nato & Buzer, 2020; Ferrari et al., 2018). Por essa razão, recomenda-se que as áreas subgingivais sejam totalmente polidas, enquanto o glazeamento e a maquiagem sejam reservados às regiões estéticas visíveis do elemento protético.

#### 4 Discussão

A revisão de literatura apresentada evidencia que o comportamento mecânico das cerâmicas odontológicas está diretamente associado à sua microestrutura, aos tipos de ligações atômicas e à presença de defeitos intrínsecos, como já descritos por Callister e Rethwisch (2014). Esses materiais, por apresentarem caráter frágil, falham com mínima deformação e propagam trincas a partir de imperfeições estruturais que atuam como concentradores de tensão, fenômeno amplamente reconhecido na fratura de sólidos frágeis (Lawn, 1993; Quinn, 2007). Por isso, ensaios de flexão são empregados para reproduzir tensões críticas semelhantes às observadas clinicamente, permitindo avaliar a confiabilidade mecânica de cada sistema cerâmico.

O comportamento observado nesses ensaios, no entanto, varia conforme o método utilizado. Estudos clássicos e contemporâneos mostram que os resultados de resistência à flexão são significativamente influenciados pela geometria do corpo de prova e pelo tipo de carregamento aplicado. Jin, Takahashi e Iwasaki (2004) demonstraram que os valores obtidos nos ensaios de três pontos, quatro pontos e no teste biaxial não são equivalentes, justamente por envolverem áreas distintas de tensão máxima e diferentes probabilidades de interceptar defeitos relevantes. Essa variação metodológica também foi observada em estudos recentes que correlacionaram ensaios de quatro pontos com o comportamento clínico real de coroas completas, reforçando a importância de padronizar os protocolos e considerar a complexidade da distribuição de tensões no interior do material.

Além disso, a condição superficial dos corpos de prova e os tratamentos realizados previamente ao ensaio afetam diretamente o resultado. Pesquisas que avaliaram o impacto

do jateamento sobre a zircônia mostraram que determinadas granulometrias podem melhorar a resistência imediata sob compressão superficial, mas, ao mesmo tempo, podem desencadear transformações de fase ( $t \rightarrow m$ ), com possível redução da confiabilidade estrutural a longo prazo (Muñoz et al., 2023; Attar et al., 2023). Esse mesmo princípio se aplica ao dissilicato e às cerâmicas vítreas, cuja sensibilidade a defeitos superficiais é elevada. Estudos como os de Chang et al. (2013) reforçam que a maneira como a superfície é preparada influencia diretamente não apenas a resistência estrutural, mas também a adesão, especialmente em cerâmicas vítreas.

Os processos de manufatura também influenciam a integridade mecânica dessas cerâmicas. Conforme descrito por Denry e Kelly (2014) e detalhado na revisão, etapas como sinterização, cristalização e polimento são fundamentais para estabelecer a densidade, a translucidez e a distribuição de cristais. Ferrari et al. (2018) reforçam que superfícies cerâmicas altamente polidas apresentam melhor comportamento biológico e menor acúmulo de biofilme, especialmente em restaurações subgengivais, superiores às superfícies pigmentadas ou apenas glazeadas.

No caso da zircônia, o impacto da estabilização com ítrio é amplamente documentado. Zhang e Lawn (2018) demonstram que aumentos na translucidez, como observados nas formulações 4Y e 5Y, ocorrem às custas de redução da tenacidade, tornando o material mais suscetível à fadiga e ao envelhecimento hidrotérmico, como discutido por Jerman et al. (2020). Esses resultados reforçam a ideia de que a seleção clínica da zircônia deve considerar tanto a solicitação mecânica quanto a necessidade estética, já que suas formulações variam amplamente entre si.

Do ponto de vista adesivo, os materiais vítreos têm uma vantagem significativa. O dissilicato de lítio, como afirmado por Nunes et al. (2020), permite o condicionamento ácido e a silanização, garantindo adesão previsível e desempenho clínico favorável em restaurações unitárias e em restaurações anteriores. A zircônia, por outro lado, depende de primers contendo MDP e, quando necessário, de jateamento leve e controlado, como demonstrado por diversos estudos recentes que avaliam a força de união e a confiabilidade estrutural. Já a cerâmica feldspática, também discutida por Nunes et al. (2020), destaca-se pela excelente estética e pela boa resposta adesiva, embora sua resistência mecânica limite sua aplicação em situações de menor carga funcional.

Outro ponto crescente na literatura é o papel da interação cimento–cerâmica na resistência à flexão. Estudos recentes mostram que o módulo elástico do cimento influencia a rigidez do conjunto e a distribuição das tensões, podendo aumentar ou reduzir a resistência dependendo da combinação de materiais utilizados. Essa análise é especialmente importante para restaurações ultrafinas, nas quais o cimento desempenha um papel estrutural relevante.

Assim, a discussão integrada dos artigos da revisão de literatura revela que a avaliação dos materiais cerâmicos requer uma análise multifatorial: microestrutura, método de ensaio, preparação superficial, envelhecimento, interação com o cimento e demanda clínica específica. Cada uma dessas variáveis pode alterar significativamente o comportamento final da restauração e, portanto, precisa ser cuidadosamente controlada em contextos laboratoriais e clínicos.

## COMPARAÇÃO ENTRE ZIRCÔNIA, DISSILICATO E FELDSPÁTICA

Com base nos estudos revisados, a zircônia apresenta a maior resistência mecânica entre os três materiais, sustentada pelo mecanismo de transformação tetragonal–monoclínica descrito por Zhang & Lawn (2018) e pela elevada tenacidade destacada por Denry & Kelly (2014). No entanto, sua adesão depende de estratégias químicas específicas

(MDP) e seus resultados são altamente sensíveis à presença de defeitos introduzidos por jateamento, como observado por Muñoz et al. (2023) e Attar et al. (2023). Ainda assim, continua sendo o material mais indicado para regiões posteriores, pontes e estruturas extensas.

O dissilicato de lítio ocupa uma posição intermediária, oferecendo equilíbrio entre resistência e estética. Sua capacidade de ser condicionado com HF e silanizado, destacada tanto por Chang et al. (2013) quanto por Nunes et al. (2020), proporciona excelente adesão, o que compensa parcialmente sua menor tenacidade em relação à zircônia. Assim, destacam-se para restaurações adesivas, laminados e coroas anteriores.

A cerâmica feldspática, embora mecanicamente inferior (Denry & Kelly, 2014), permanece insuperável em naturalidade estética e translucidez, como discutido por Ferrari et al. (2018). Seu uso é ideal para facetas e lentes de contato, desde que em regiões de baixa carga mastigatória e com protocolos adesivos adequados. A comparação evidencia que a escolha clínica depende de priorizar a durabilidade (zircônia), o equilíbrio entre estética e resistência (dissilicato) ou a máxima estética (feldspática), sempre considerando o substrato, o preparo, o método de cimentação e a demanda oclusal.

## 5 Conclusões

A análise da literatura indica que os materiais cerâmicos utilizados em próteses odontológicas apresentam comportamentos mecânicos distintos e são influenciados por sua microestrutura, tratamentos de superfície, métodos de fabricação e pelo tipo de ensaio aplicado.

A resistência à flexão, parâmetro amplamente empregado para prever o desempenho clínico desses materiais, é sensível ao método de teste utilizado.

Os ensaios de flexão de três pontos e de quatro pontos, bem como os testes biaxiais, produzem valores distintos em função das áreas sob tensão solicitadas e da probabilidade de ativação de defeitos presentes na estrutura cerâmica. Assim, torna-se essencial interpretar esses resultados considerando o contexto metodológico e a possibilidade de variabilidade intrínseca a cada técnica de ensaio.

A comparação do comportamento entre os principais materiais cerâmicos demonstra que cada um apresenta indicações específicas e limitações próprias. A zircônia apresenta a maior resistência mecânica e confiabilidade estrutural, sendo preferível para restaurações em áreas submetidas a alta carga funcional; entretanto, sua adesão depende de protocolos especializados. O dissilicato de lítio, por sua vez, equilibra estética e resistência, oferecendo excelente desempenho clínico quando associado a protocolos adesivos adequados. Já a cerâmica feldspática permanece como o material de eleição quando a prioridade é a excelência estética, embora suas propriedades mecânicas a restrinjam a situações de menor solicitação mastigatória. Esses resultados reforçam a demanda funcional, a exigência estética e a ideia de que a escolha do material deve ser orientada pela integração entre a demanda funcional, a exigência estética, a espessura disponível e a estratégia adesiva.

Torna-se evidente que o desempenho clínico das cerâmicas não depende apenas de sua resistência intrínseca, mas também de um conjunto de fatores relacionados à preparação da superfície, ao tipo de cimento utilizado, ao desgaste oclusal, às condições de umidade e ao envelhecimento. Diante disso, recomenda-se que futuras pesquisas busquem padronizar métodos de ensaio, avaliar o comportamento sob fadiga combinada e investigar a durabilidade em cenários mais próximos das condições fisiológicas reais, a fim de ampliar a previsibilidade e a longevidade das restaurações cerâmicas.

Este trabalho reforça a importância do entendimento aprofundado das propriedades dos materiais e destacam que a escolha criteriosa do sistema cerâmico, aliada à correta

execução clínica, é determinante para o sucesso funcional e estético das reabilitações odontológicas.

## Referências

1. Kang SH, Chang J, Son HH. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restor Dent Endod*. 2013 Aug;38(3):134-40. doi: 10.5395/rde. 2013.38.3.134. Epub 2013 Aug 23. PMID: 24010079; PMCID: PMC3761121.
2. Muñoz A, Figueiredo-Pina CG, Ramalho A, Carvalho O. Flexural strength of lithium-based silicate CAD/CAM ceramics: a comprehensive review. *Materials (Basel)*. 2023;16(4):1520. doi: [10.3390/ma16124398](https://doi.org/10.3390/ma16124398)
3. Attar EA, Aldharab A, Ajaj R. Flexural Strength Properties of Five Different Monolithic Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing Ceramic Materials: An In Vitro Study. *Cureus*. 2023 Mar 31;15(3):e36958. Doi: 10.7759/cureus.36958. PMID: 37009356; PMCID: PMC10064933.
4. Callister WD Jr, Rethwisch DG. *Ciência e engenharia de materiais: uma introdução*. 9. ed. Rio de Janeiro: LTC; 2014.
5. Kingery WD, Bowen HK, Uhlmann DR. *Introduction to ceramics*. 2nd ed. New York: Wiley, 2012.
6. Chiang YM, Birnie D, Kingery WD. *Physical ceramics: principles for ceramic science and engineering*. New York: Wiley; 2019.
7. Kisi E, Elcombe M. Crystal structures of ceramics: recent advances. *J Mater Sci*. 2020;55:1–20.
8. Lawn B. *Fracture of brittle solids*. Cambridge: Cambridge University Press; 1993.
9. Quinn GD. *Fractography of ceramics and glasses*. 2nd ed. Gaithersburg: NIST; 2020.
10. Rekow D, Zhang Y. Materials design in the performance of all-ceramic crowns. *J Biomaterials*. 2003; doi: [10.1016/j.biomaterials.2003.09.050](https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2003.09.050)
11. Jin J, Takahashi H, Iwasaki N. Effect of test method on flexural strength of recent dental ceramics. *Dent Mater J*. 2004;23(4):490–6. doi:10.4012/dmj.23.490
12. Reis AFN, Borges ALS, Paradella TC, da Silva de Assis RA, Valandro LF, de Melo RM. Effect of resin cement elastic modulus on the biaxial flexural strength and structural reliability of an ultra-thin lithium disilicate glass-ceramic material. *Clin Oral Investig*. 2023. doi:10.1007/s00784-022-04836-9
13. Irie M, Okada M, Maruo Y, Nishigawa G, Matsumoto T. Shear bond strength of resin luting materials to lithium disilicate ceramic: correlation between flexural strength and modulus of elasticity. *Polymers*. 2023;15(5):1128. doi:10.3390/polym15051128
14. Fleming GJP, Banerjee A, Palin WM. The influence of resin flexural modulus on the magnitude of ceramic strengthening. *Dent Mater*. 2012;28(8):847–54. doi:10.1016/j.dental.2012.04.003
15. Ghodsi S, Zeighami S, Gheidari A, Mahgoli H, Rohanian A. Effect of sandblasting angle and distance on biaxial flexural strength of zirconia-based ceramics. *J Contemp Dent Pract*. 2017;18(6):443–7. doi:10.5005/jp-journals-10024-2062
16. Nunes LS, Dinato JC, Buser D. *Da Renegação à Reabilitação Bucal Implantossuportada: Estado da Arte e Perspectivas Futuras*. 24. ed. Santos Publicações; 2024.
17. Zhang Y, Lawn BR. Novel zirconia materials in dentistry. *J Dent Res*. 2018;97(2):140–7. doi:10.1177/0022034517729135

18. Jerman E, Lümekemann N, Eichberger M, Zoller C, Nothelfer S, Kienle A, Stawarczyk B. Evaluation of translucency, Martens hardness, biaxial flexural strength and fracture toughness of 3Y-TZP, 4Y-TZP and 5Y-TZP materials. *Dent Mater.* 2021; doi: [10.1016/j.dental.2020.11.007](https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.11.007).
19. Inokoshi M, Kameyama A, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Durable bonding to mechanically and/or chemically pre-treated dental zirconia. *J Dent Res.* 2013; doi: [10.1016/j.jdent.2012.10.017](https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.10.017).
20. Kern M, Swift EJ Jr. Bonding to zirconia. *J Esthet Restor Dent.* 2011 Apr;23(2):71-2. doi: [10.1111/j.1708-8240.2011.00403.x](https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2011.00403.x). PMID: 21477030.
21. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic materials for dental restoration. *J Dent Res.* 2014;93(12):1235–42. doi:[10.1177/0022034514553627](https://doi.org/10.1177/0022034514553627).
22. Sulaiman TA, Delgado AJ, Donovan TE. Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2015;114(3):364–71. doi: [10.1016/j.prosdent.2015.04.011](https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.04.011).
23. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am.* 2013;57(3):615–27. doi: [10.1016/j.cden.2011.01.005](https://doi.org/10.1016/j.cden.2011.01.005).
24. Elsaka SE. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic doi: [10.1016/j.dental.2016.03.013](https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.03.013).
25. Ferrari M, Vichi A, Zarone F. Zirconia abutments and restorations: From laboratory to clinical investigations. Doi: [10.1016/j.dental.2014.11.015](https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.11.015).