

DISSILICATO DE LÍTIO: COMO POTENCIALIZAR A TENACIDADE A FRATURA CLINICAMENTE?

LITHIUM DISILICATE: HOW TO POTENTIATE FRACTURE TOUGHNESS CLINICALLY?

Luciano Bonatelli Bispo*

RESUMO

As restaurações indiretas metalocerâmicas têm um longo tempo de acompanhamento clínico com alta taxa de sucesso. Contudo, a mudança na escala de valores dos conceitos estéticos e o apelo por um comportamento socioeconômico que transmita maior confiança e autoestima têm procurado substituir tais materiais. O grande problema da infraestrutura metálica é o chamado “sorriso metalocerâmico” que expõe a cinta metálica após recessão da margem gengival, constituindo-se fator indesejável. Visando contornar esse problema, aprimoramentos técnico-científicos têm procurado substitutos, tais como as coroas com ombros cerâmicos “*colar-less*”,^{2,3}, até o aprimoramento de novos sistemas vitro-cerâmicos com aumento do conteúdo de cristais que visam impedir a propagação de trincas, aumentando a tenacidade dessas estruturas e melhorando sua resistência mecânica. Entre os novos sistemas cerâmicos, os que empregam o dissilicato de lítio voltaram a ser explorados pela gama de aplicações clínicas, principalmente nos fragmentos cerâmicos e lentes de contato tão em moda. Sendo a tenacidade à fratura componente importante na escolha do sistema cerâmico, este trabalho tem o objetivo de esclarecer os reais mecanismos envolvidos na escolha do dissilicato de lítio como opção clínica para a confecção de restaurações indiretas contemporâneas.

Descritores: Cerâmica · Lítio · Materiais dentários · Estética dentária · Ligas metalocerâmicas

ABSTRACT

The metal-ceramics indirect restorations have a square time of clinical attendance with high success rates. However, the change in the scale of values of aesthetic concepts and the appeal for a socioeconomic behavior that transmits larger trust and selfconfidence have been trying to substitute such materials. The great problem of the metallic infrastructure is the called “metal-ceramic smile” that exposes the metallic collar after gingival margin recession, being constituted undesirable factor. Aiming to outline that problem, technician-scientific improvements have been seeking substitutes such as: the crowns with ceramic shoulders “*colar-less*”^{1,2,3}, until the improvement of new systems glass-ceramics with increase of crystals content to impede cracks propagation, increasing the fracture toughness values of those structures and improving their mechanical resistance. Among new ceramic systems, those that use lithium disilicate were explored by the range of clinical applications again, mainly in ceramic fragments and dental veneers so in fashion. Being the fracture toughness to important component in the choice of ceramic system, this work has the objective to explain the real mechanisms involved in the choice lithium disilicate as clinical option to make contemporary indirect restorations.

Descriptors: Ceramics · Lithium · Dental materials · Esthetics, dental · Metal ceramic alloys.

* Doutor em Dentística pela FOU SP - Especialista em Implantodontia.

INTRODUÇÃO

Até meados de 1980, as únicas opções protéticas estéticas em dentes anteriores constituíam-se de metalocerâmicas e metaloplásticas. Entretanto, a incorporação de cristais de sílica, leucita, dissilicato de lítio, alumina e zircônia estabilizada por ítrio, na matriz vítrea cerâmica, proporcionou um aumento do emprego desses materiais em substituição às infraestruturas metálicas vigentes até então⁴.

A supremacia da cerâmica como material restaurador foi possível graças à sua popularidade, por apresentar: fluorescência, translucidez, opalescência, opacidade, biocompatibilidade, estabilidade química, resistência à abrasão, fundibilidade, moldabilidade, injetabilidade, usinabilidade, radiopacidade, integridade marginal, resistência à compressão, cor semelhante à estrutura dentária, longevidade, lisura superficial, pequeno acúmulo de placa, qualidade de união adesiva, coeficiente de expansão térmica linear próxima à da estrutura dentária e resistência

mecânica compatível com seu emprego intrabucal⁵.

Apesar das inúmeras vantagens, os materiais cerâmicos apresentam dois problemas relativos ao uso clínico: a presença de trincas e o desgaste do dente antagonista⁵. As cerâmicas apresentam alta resistência à compressão, porém baixa resistência à tração, tendo, assim, uma friabilidade/fragilidade insuficiente para absorver impactos e podem falhar antes da cimentação pela presença de trincas^{5, 6, 7, 8, 9}. A tenacidade de um material está relacionada ao nível de tensão elástica, a qual pode ser alcançada em torno da extremidade da fissura, antes do processo de fratura ser iniciado^{5,10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17}. Ou seja, tenacidade é a capacidade de resistência às tensões geradas antes da propagação de trincas com consequente fratura catastrófica da cerâmica^{10,18, 19, 20}. As cerâmicas odontológicas são materiais não dúcteis, sem deformação plástica, e quando submetidas à tensão advinda da mastigação ou variações térmicas, por exemplo, se

•• 250 ••

Tabela 1. Classificação simplificada das cerâmicas odontológicas conforme quantidade de cristais e matriz vítrea. Cerâmicas odontológicas e suas variações composicionais mais importantes. Aumento da opacidade e da translucidez conforme o aumento ou diminuição da fase vítrea ou do conteúdo cristalino.

Classificação	Fase Vítrea (Matriz)	Fase Cristalina (Cristal)
Cerâmicas		
PORCELANA	60-90%	FELDSPATO LEUCITA
VITRO-CERÂMICA	30-45%	LEUCITA 55% DISSILICATO DE LÍCIO 70%
COMPÓSITO CERÂMICO	10%	ESPINÉLIO (MgO) ALUMINA 90% ALUMINA + ZIRCÔNIO 90%
POLICRISTALINA	Nenhuma	ALUMINA 100% ZIRCÔNIO 100%



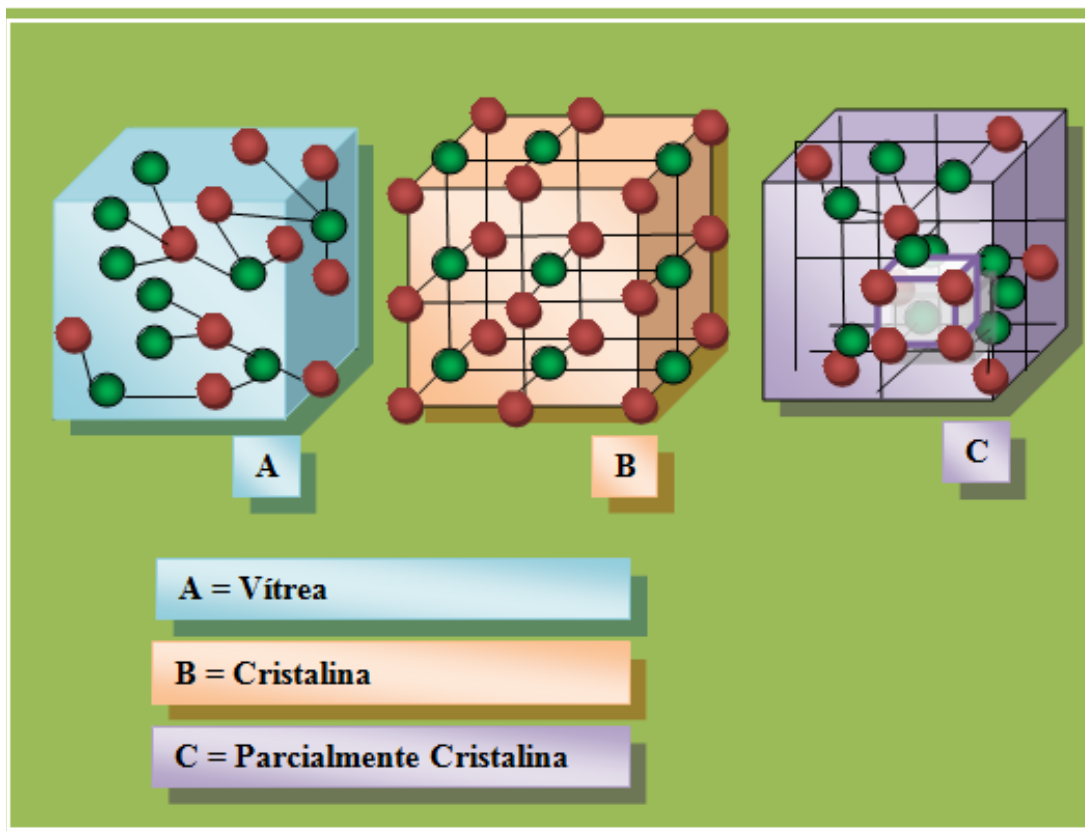


Figura 1. Representação esquemática da microestrutura das cerâmicas.

fraturam em dois ou mais pedaços^{5, 15}.

Com o aprimoramento técnico dos preparos minimamente invasivos para a confecção de fragmentos cerâmicos e lentes de contato dental^{21, 22}, as vitro-cerâmicas, particularmente de dissilicato de lítio, começaram a ser extensivamente citadas na literatura nacional e internacional^{23, 24, 25, 26, 27, 28}. Sabendo-se que a incorporação de grande quantidade de cristais na matriz vítrea aumenta as propriedades mecânicas, porém afeta adversamente as propriedades ópticas com maior opacidade (Tabela 1), discute-se a razão pela preferência num sistema que emprega o dissilicato de lítio, que possui maior percentual de matriz vítrea (Figura 1), em detrimento das potencialidades de um sistema policristalino, por exemplo, com melhores propriedades mecânicas^{8, 16, 23}.

Sabendo-se que várias características, como resistência mecânica, resistência ao choque térmico, susceptibilidade ao desgaste erosivo, entre outras, são controladas pela tenacidade à fratura⁵, o objetivo deste trabalho é fazer uma revisão sobre o dissilicato de lítio, buscando informações dos motivos da sua preferência e da sua

previsibilidade clínica.

REVISÃO DE LITERATURA

Em 1756, Pfaff descreveu uma técnica de moldagem com cera passível da obtenção de um modelo através do gesso Paris. Em 1774, Duchateau (farmacêutico francês) com Chemant (dentista) desenvolveram dentaduras de porcelana duras e resistentes à degradação. O mesmo Chemant, em 1789, conseguiu a patente de dentes em porcelana feitos com “pastas minerais”¹⁰. No início do século XIX foi introduzida primeira *inlay* de porcelana. Em 1808, Fonzi (dentista italiano), manteve um dente de porcelana em posição por intermédio de um pino de platina. Em 1817, Planteau (dentista francês) introduziu os dentes de porcelana nos Estados Unidos. Charles Peale (artista) fabricava dentes minerais na Filadélfia, mas somente Samuel Stockton começou a produção comercial de dentes de porcelana em 1825. Já na Inglaterra, em 1837, Ash desenvolveu porcelanas dentárias melhoradas¹⁰. Entretanto, o grande salto foi em 1839 com a invenção da borracha vulcanizada de baixo custo por Charles Goodyear, pois as



próteses totais com dentes de porcelana puderam ser adaptadas perfeitamente na boca em escala industrial. Thamos Steele, 1904, introduziu facetas intercambiáveis, resolvendo problemas de facetas fraturadas com a invenção anterior de Mason de dentes artificiais ancorados e removíveis¹⁰. Charles Henry Land, em 1903, foi o primeiro a propor o uso de facetas estéticas, já que os filmes de Hollywood necessitavam de caracterizações dos personagens até a década de 30. Em 1907, Taggart^{29, 30} desenvolveu o processo da “cera perdida” para construir moldes precisos para *inlays* áuricas, usando materiais refratários. Em 1935, a resina acrílica polimerizada foi introduzida para base de dentadura e para apoio de dentes de porcelana. Em 1937, Charles Leland Pincus usou pó adesivo de dentaduras para fixar coberturas vestibulares feitas de porcelana atmosférica nos artistas hollywoodianos na Califórnia. Mudavam-se, assim, os conceitos filosóficos sobre estética e cosmética, nos quais Pincus teve participação revolucionária a partir de 1938¹⁰.

Os princípios da mecânica de fratura linear elástica foram desenvolvidos em 1957 por Irwin, através de investigações anteriores propostas por Griffith (1920) e Orowan (1944, 1949 e 1955). Irwin descobriu que um material friável, submetido a teste de tração, apresenta trincas específicas em regiões de concentração de tensões elevadas. Tal autor reconheceu, também, a importância da tenacidade à fratura como uma medida de resistência do material ao tamanho da trinca, a defeitos introduzidos durante o seu processamento, à sua produção e ao seu manuseio^{10, 12, 13}.

Em 1980, Werner Mormann e Marco Brandestini, na Suíça, desenvolveram o sistema **Ceramic Reconstruction**, fazendo a automação de um processo manual para obtenção de um material de elevada qualidade, padronizando os custos de produção e reduzindo custos de fabricação. Surgiu o sistema CAD-CAM (*Computer Aided Design e Computer Aided Manufacture/ Machining/ Milling*) com três fases: 1) aquisição dos dados informativos sobre a morfologia dos preparos chamada de escaneamento (óptica, mecânica ou laser);

2) um *Software* para elaboração dos dados obtidos e para as aplicações do procedimento de fresagem; 3) máquina automática, seguindo as informações do *Software*, produz a infraestrutura cerâmica ou peça em monobloco a partir do tipo de material desejado¹¹.

O condicionamento das cerâmicas dentárias foi introduzido por Harold R. Horn, em 1983, para a confecção de facetas laminadas^{31, 32}. Simonsen e Calamia, em 1983, também realizaram o condicionamento ácido da cerâmica com ácido hidrófluorídrico a 7,5% por 20 minutos e obtiveram uma superfície rugosa semelhante à do esmalte dentário condicionado³³. Em 1984, os mesmos autores verificaram que o uso de um agente silano, um químico orgânico bifuncional, que uniu os grupamentos hidroxila da cerâmica condicionada com o metacrilato da resina, através de uma reação de condensação, aumentou a resistência de adesão das facetas aos dentes^{34, 35}. O primeiro sistema cerâmico vítreo produzido em 1984, por Adair e Grossman, nos Estados Unidos, foi uma cerâmica de fundição contendo 45% de cristais de mica tetrassilica com flúor obtido pelo processo da “cera perdida” e vidro fundido a 1.400°C, contudo apresentava altas taxas de fratura em regiões dentárias posteriores⁸, logo foi abandonado³⁶.

No início da década de 90, um sistema de cerâmica vítrea norte-americano que incorporou cristais de leucita (35-55%) bem como, numa segunda versão cristais de dissilicato de lítio medindo entre 0,5 e 5mm (60-65%) fez com que a cerâmica fosse injetada num molde de revestimento (injeção a quente sob pressão - “*heat pressing*”), sob alta temperatura (890-920°C) e 20 minutos de pressão (5 bar), com taxa de aquecimento de 60°C/min¹⁶, usando o processo da “cera perdida” para obtenção de peças protéticas (Figura 2). Tais cerâmicas de dissilicato de lítio apresentam resistência flexural de 400 MPa e são indicadas para a confecção de *inlays*, *onlays*, *overlays*, coroas unitárias, facetas laminadas, lentes de contato, fragmentos cerâmicos e próteses parciais fixas de até três elementos anteriores até os segundos pré-molares¹⁸.



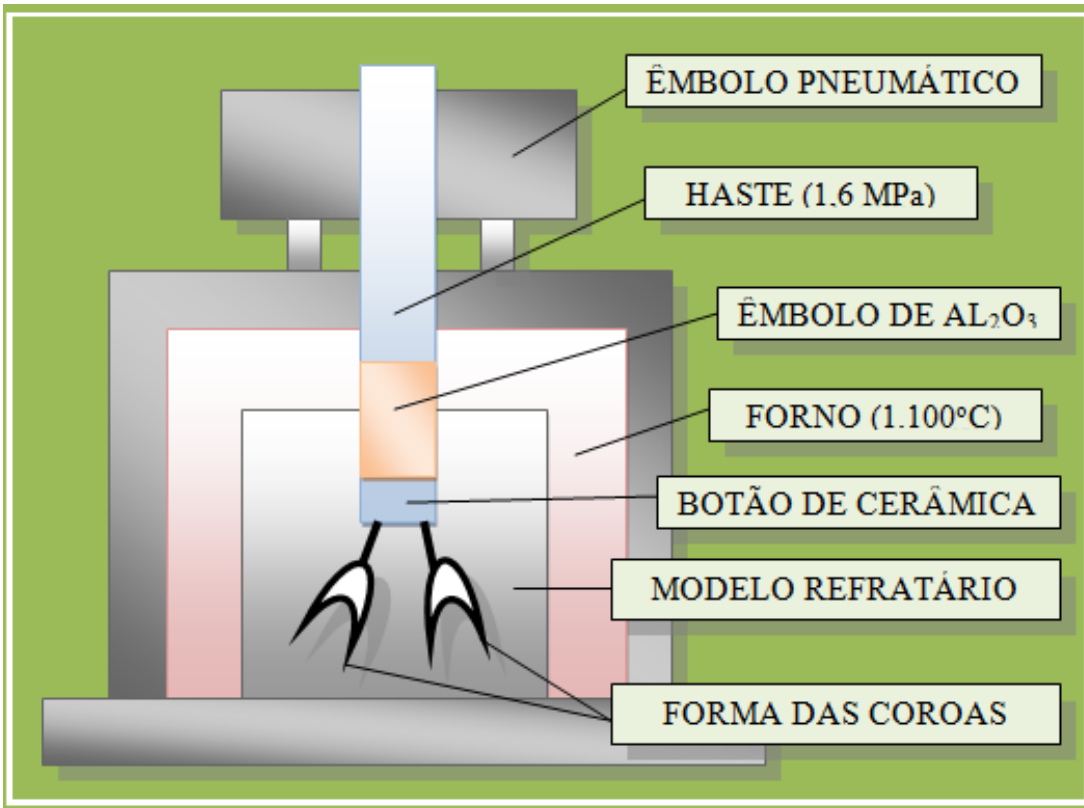


Figura 2. Esquema da rotina de prensagem por calor para a produção de uma restauração de vitro-cerâmica reforçada por dissilicato de lítio.

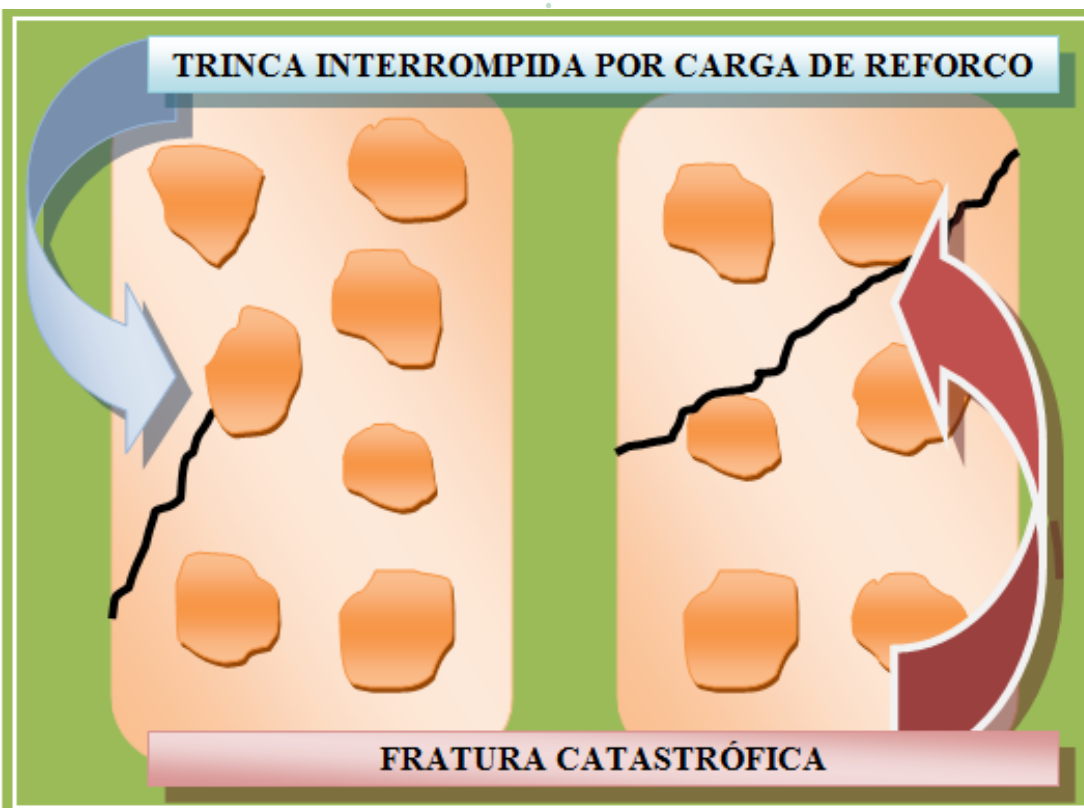


Figura 3. Diagrama ilustrando como a propagação de uma trinca pode ser interrompida por uma partícula de reforço.

Outro sistema²³, mais moderno, consiste numa subestrutura de vitro-cerâmica à base de dissilicato de lítio a 60% ($Li_2Si_2O_5$), com um recobrimento estético



baseado em fluorapatita. Apresenta, além da fase vítrea, uma fase cristalina. A fase cristalina principal é formada por cristais alongados de dissilicato de lítio e a segunda fase é composta por ortofosfato de lítio. Usa, também, o processo de injeção a quente e a técnica da “cera perdida”. Este último sistema apresenta uma taxa de sobrevida variável de 96% em quatro anos e meio para 91% em sete anos¹¹. A maior causa de falhas reportadas por esse sistema foi fratura de corpo¹¹. A fratura frágil de um material normalmente é iniciada num defeito interno ou de superfície, na forma de microtrincas que agem como concentradoras de esforços. A fase cristalina geralmente é mais resistente do que a vítrea, por isso a trinca normalmente se originará na fase vítrea (Figura 3). A dimensão dessas microtrincas pode ser limitada pela distância entre os cristais^{1, 5, 8, 10, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 36, 37, 38, 39, 40}.

DISCUSSÃO

Vários estudos qualificaram e quantificaram as formas de danos que podem ser provocados nos materiais cerâmicos, com potencial para originar fraturas. Dois modos básicos de falhas: um sob o ponto que recebe a carga, com origem na superfície oclusal, denominado de trinca tipo cone (interno ou externo) e outro na face oposta ao ponto da carga, onde trincas se originam na superfície de cimentação das infraestruturas cerâmicas ou na interface entre a porcelana de cobertura e a infra-estrutura, denominada trinca tipo radial¹⁵.

A trinca cônica externa (trinca de contato Hertziano), muito embora seja o primeiro tipo de dano a surgir durante a carga cíclica e de forma precoce, apresenta angulação de propagação de aproximadamente 22° em relação à superfície oclusal, porém raramente apresenta expressão clínica. A trinca cônica interna é potencialmente mais agressiva, pois pode se propagar em direção à interface porcelana de revestimento/infraestrutura cerâmica, sendo que apresenta uma angulação maior do que a do cone externo, podendo provocar a fratura coesiva da porcelana de revestimento. A trinca tipo radial é considerada a mais relevante e apontada como falha do sistema, pois pode provocar a fratura ca-

tastrófica de toda a restauração¹⁵. A trinca radial pode apresentar-se de duas maneiras distintas. Quando a trinca radial se origina da superfície de cimentação da infra-estrutura cerâmica, esta pode propagar-se em direção à porcelana de revestimento, resultando na fratura catastrófica; quando a trinca radial se origina da interface porcelana de revestimento/infraestrutura cerâmica, esta pode propagar-se através da porcelana de revestimento, apresentando como expressão clínica a fratura coesiva da porcelana de revestimento (Figura 4). Como as trincas radiais são as responsáveis por fraturas catastróficas, pode-se aferir que essa trinca é a principal causa de falhas de coroas totalmente cerâmicas. A principal causa de complicações mecânicas em coroas totalmente cerâmicas é a fratura catastrófica com percentual de 85 % de todas as complicações¹⁵.

A tenacidade é uma medida da capacidade de um material absorver energia até sua fratura. Fatores importantes para definir essa propriedade são: forma geométrica do corpo de prova e maneira com que a carga é aplicada. Para uma elevada taxa de deformação e presença de um entalhe no corpo de prova, a tenacidade desse entalhe é verificada com o uso de um ensaio de impacto. A tenacidade à fratura também é indicativa da resistência do material a fratura quando este possui uma trinca¹³.

Para situações onde o processo é estático a tenacidade pode ser avaliada a partir dos resultados da tração-deformação em um ensaio de tração. Ela representa a área sob a curva obtida até o ponto de fratura. As unidades para a tenacidade são as mesmas de resiliência (energia por unidade de volume do material). Para um material apresentar características tenazes, ele deve apresentar tanto resistência quanto ductilidade, e frequentemente materiais dúcteis são mais tenazes do que materiais frágeis. Assim sendo, embora os materiais frágeis tenham maior limite de escoamento e maior limite de resistência à tração, ele possui menor tenacidade por apresentar menor ductibilidade¹⁰.

A tenacidade determina todos os aspectos do comportamento mecânico de materiais friáveis. Assim, o conhecimento



da tenacidade das cerâmicas dentais é um ponto inicial fundamental para a melhoria dos materiais cerâmicos em prótese dental⁵.

Várias técnicas têm sido propostas com o objetivo de avaliar a tenacidade de materiais frágeis. Alguns desses métodos incluem a dupla torção, resistência flexural de três pontos, viga dupla de cantiléver (*"double cantilever beam"*), e a técnica da indentação. A técnica da indentação já está bem estabelecida na literatura para avaliar a tenacidade de diversas cerâmicas dentárias⁵. Esse método é considerado satisfatório no estudo dos materiais cerâmicos, uma vez que a dimensão dos espécimes é relativamente pequena e os parâmetros de desenvolvimento das fraturas são determinados por fissuras de tamanho similar às desenvolvidas na avaliação clínica⁵. O tamanho das fissuras produzidas por tal técnica é uma função inversa da tenacidade. Devido à rápida introdução

de novos sistemas cerâmicos, pouco se conhece sobre os parâmetros de tenacidade, dificultando-se, sobretudo, a seleção de um material mais apropriado para correta indicação clínica¹².

Quando da propagação de uma trinca, a tensão é mantida na ponta desta, ou ela pode se propagar até encontrar outra trinca, poro, defeito interno ou partícula cristalina, o que induziria a uma redução da tensão localizada no defeito (Figura 3). A potencialização na redução do número das trincas ou minimização do seu tamanho pode aumentar substancialmente a resistência. Por isso, o polimento e o glazeamento das cerâmicas cumprem etapa preponderante na redução dos defeitos em tamanho, número e profundidade. Logo, tais opções são muito importantes para aumento da resistência à fratura das cerâmicas: 1) seleção de materiais cerâmicos de maior resistência e tenacidade; 2) promover a têmpera térmica adequada para

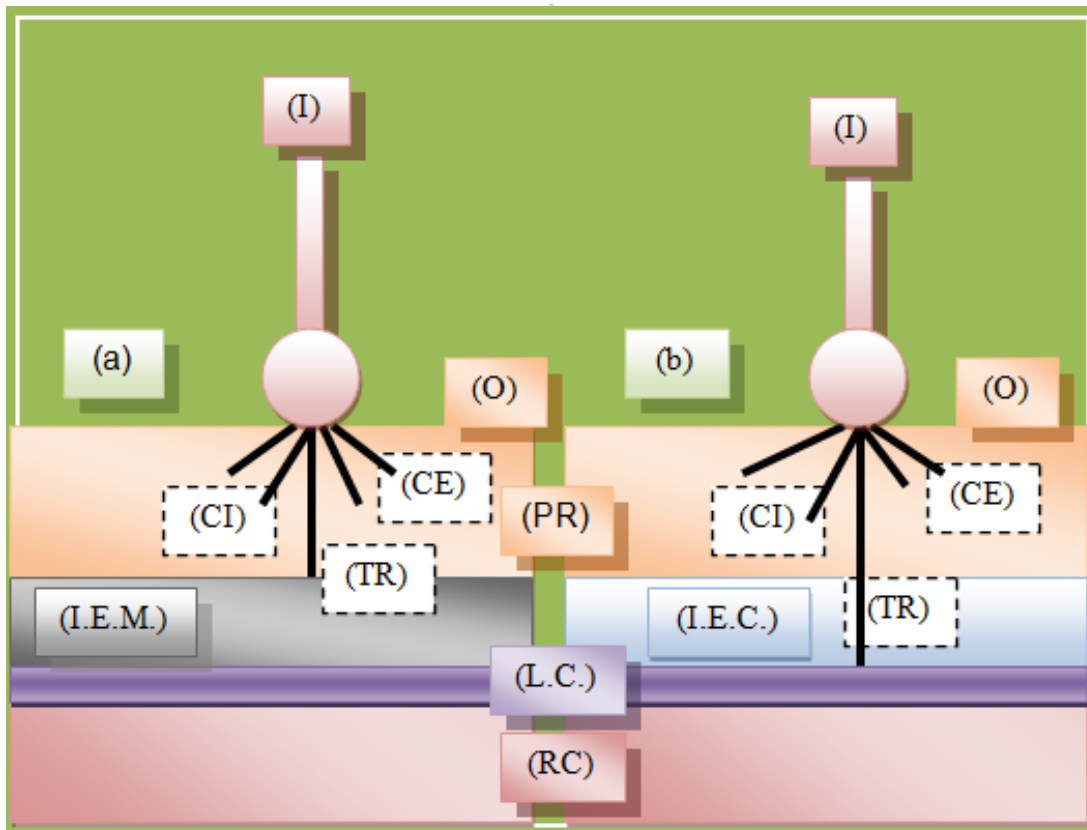


Figura 4. Diagrama esquemático da geometria da trinca, após carregamento cíclico com indentador esférico, em uma estrutura metalocerâmica (a) e em uma ceramo-cerâmica (b). Identador metálico (I), superfície oclusal (O), cone externo (CE), cone interno (CI), trinca radial (TR), porcelana de revestimento (PR), infraestrutura metálica (I.E.M.), infraestrutura cerâmica (I.E.C.), linha de cimentação (L.C.), substrato em resina composta usada como apoio em ensaios laboratoriais de indentação em substituição ao dente (RC). Adaptado de Martins LM, et al.¹⁵ em 2010.



proporcionar tensões de compressão residuais no material; 3) usar materiais com coeficientes de expansão e contração térmicas compatíveis com o sistema selecionado, também desenvolvendo tensões de compressão residual nas interfaces entre camadas mais frágeis; 4) selecionar materiais com maior módulo de elasticidade, que apresentam suporte mais rígido, pois a tenacidade é dependente dos valores do módulo de elasticidade, tamanho da fissura e microdureza do substrato; 5) minimização dos ciclos de queima das porcelanas do tipo feldspática; 6) desenho correto dos conectores, no caso do dissilicato de lítio, numa prótese fixa de três elementos é necessária uma área de conexão de, no mínimo, 4mm de altura cérvico-oclusal e 4mm de largura vestibulo-palatina¹⁶, pois são áreas de potencial desenvolvimento, concentração e aumento da magnitude de tensões de tração; e, 7) cimentar coroas, *inlays*, *onlays*, *overlays*, fragmentos cerâmicos, facetas, lentes de contato, coroas e próteses fixas com materiais adesivos^{5, 6, 10, 11, 12, 16, 17, 18, 21, 23, 24, 27, 31, 32, 33, 37, 39}.

Pagani *et al.*⁵, em 2003, compararam três marcas comerciais de sistemas cerâmicos através do método da indentação. O objetivo foi avaliar a tenacidade à fratura empregando um microdurômetro com carga de 500 gf, durante 10 segundos. Foram feitas quatro impressões por amostra, avaliando-se o valor de dureza e formação de fissuras. Um sistema era constituído de alumina sinterizada; outro através de sinterização parcial com núcleo em alumina também, porém seguida da infiltração por vidro; e o terceiro, uma cerâmica vítrea de dissilicato de lítio. Os corpos-de-prova foram confeccionados na forma de discos de 5mm de diâmetro e 3mm de altura, conforme especificações dos fabricantes de cada sistema (10 corpos para cada material, num total de 30). Para determinação da tenacidade foram usados os valores do módulo de elasticidade de cada sistema fornecido pelos fabricantes: 283 GPa, 96 GPa e 58 GPa, respectivamente. A tenacidade do sistema através de sinterização parcial com núcleo em alumina, seguida de infiltração por vidro foi maior (2,96 N/cm^{3/2}) do que do sistema constituído de alumina parcialmente sinterizada (2,08

N/cm^{3/2}), sem diferença estatisticamente significante. O menor valor foi do sistema que empregou dissilicato de lítio (1,05 N/cm^{3/2}). Resultados estes condizentes com pesquisas anteriores com valores bastante aproximados^{10, 15}. Os maiores resultados observados para a alumina infiltrada por vidro ocorreram devido à composição microestrutural desse sistema, baseado em uma matriz de alumina infiltrada por vidro de borossilicato de lantânio. Ou seja, o processamento e a padronização de fabricação também são importantes para a obtenção de uma peça mais tenaz. Assim, o laboratório deve apresentar uma excelência que garanta uma padronização no processo injetado, ou ainda de CAD-CAM fresado que minimize as variáveis que interfiram em valores médios de tenacidade à fratura^{4, 7, 8, 9, 14, 21, 23, 26, 28, 36, 38, 40}.

O grande objetivo é coadjuvar tenacidade com translucidez. Sistemas que apresentam maior número de cristais possuem maior opacidade, com melhora das propriedades mecânicas, porém com comprometimento da estética, principalmente quando da indicação de coroas, fragmentos e lentes de contato em dentes anteriores (Tabela 1). Estamos muito próximos disso com o aprimoramento da zircônia translúcida; ou ainda, com a adição de silicato de lítio na densificação da zircônia-ítria²⁵.

Vale lembrar que temos as cerâmicas condicionáveis à base de sílica que incluem as porcelanas feldspáticas e as cerâmicas vítreas como o dissilicato de lítio, bem como as não condicionáveis à base de óxidos de alumínio e de zircônio, que necessitam de um processo adicional de silicatização, por exemplo. Essa é outra vantagem do dissilicato de lítio, que pode ser condicionado com ácido hidrófluorídrico, o que facilita a adesão e melhora sobremaneira a tenacidade quando do assentamento correto do sistema cerâmico sobre a estrutura dentária. Assim, a meticulosidade na etapa de cimentação, de responsabilidade do clínico, também é uma variável importantíssima no aumento da tenacidade à fratura do sistema empregado^{19, 20, 22, 34, 35}.

As próteses recobertas com cerâmica, na maior parte das vezes, necessitam de



ajustes antes ou após cimentação, o que aumenta a aspereza e os defeitos superficiais. Como relatado, um simples poro ou uma trinca pode constituir um nicho de concentração de tensões. Procurando contornar esses poros, trincas ou defeitos, a cerâmica pode ser submetida a um processo de vidrado (*glaze*) ou a um polimento. O *glaze* é um aquecimento próximo ao ponto de sinterização do material, ciclo térmico que faz com que a fase vítrea se funda e preencha eventuais irregularidades da superfície cerâmica. Quando há adição de um novo pó de porcelana chama-se *overglaze*, quando não há, *auto-glaze*. Tal tratamento térmico deixa a superfície da cerâmica mais lisa, reduzindo os defeitos, ganhando brilho, diminuindo o acúmulo de placa bacteriana e aumentando a dificuldade para o manchamento extrínseco. Tentativas de promover o *glaze* através de forno convencional ou elétrico e câmaras de micro-ondas foram testadas. O micro-ondas permitiu a diminuição da porosidade e maior lisura do que o forno convencional e em menor período de tempo. Porém, houve ausência de um controle negativo com o *glaze* convencional, além de apenas o uso da rugosidade média (Ra) como parâmetro. O *glaze* por micro-ondas também não melhorou os valores médios de resistência flexural. Outra fonte de calor, o laser de alta densidade de potência de CO₂ (dióxido de carbono), tem sido empregado para aumento da tenacidade das cerâmicas através do *glaze*; entretanto, maior padronização da irradiância e dos parâmetros a serem utilizados carece de maiores investigações, além do alto custo inerente de um equipamento

de alta potência, com sua curva de aprendizagem característica, credenciamento com cursos específicos dessa tecnologia e manutenção constante. Outra dificuldade é a irradiação pontual sem homogeneidade de distribuição uniforme da *Dose Laser* em toda a superfície da peça protética, o que sugere a fabricação de uma câmara laser própria que melhor distribua a irradiação, semelhante a um *Scanner*.

CONCLUSÕES

Da literatura consultada pôde-se depreender que:

Maiores pesquisas devem ser iniciadas na área, visando coadjuvar as características estéticas de translucidez com o aumento das propriedades mecânicas dos sistemas cerâmicos para dentes anteriores. Espera-se, assim, num futuro bem próximo, ampliar as indicações do dissilicato de lítio para próteses parciais fixas de quatro elementos ou mais, bem como seu emprego irrestrito em dentes posteriores, com aumento da longevidade clínica pela diminuição da média de fraturas catastróficas.

O modismo das lentes de contato e fragmentos deve ser visto com cautela, pois o clínico deve ter a responsabilidade de se orientar na escolha do sistema cerâmico não só calcado na estética, mas estar atento às etapas de processamento, transporte, ajuste, cimentação e controle pós-operatório, procurando maximizar a tenacidade à fratura do material selecionado. Algumas propriedades dos materiais devem ser assimiladas pelos dentistas quando da tomada de decisões.



1. Mondelli J. Coroa metalocerâmica com margem gengivovestibular em porcelana ou sem colar metálico. In: Mondelli, J. Ligas alternativas para restaurações fundidas. São Paulo: Panamericana; 1995.
2. Schneider DM, Levi MS, Mori DF. Porcelain shoulder adaptation using direct refractory dies. *The Journal of prosthetic dentistry* 1976 Nov;36(5):583-7.
3. Sozio RB, Riley EJ. A precision ceramic-metal restoration with a facial butted margin. *J Prosth Dent* 1977 1977/05/01;37(5):517-21.
4. Rossato DM, Saade EG, Saad JRC, Porto Neto So. Coroas estéticas anteriores em cerâmica metal-free: relato de caso clínico. *Rev Sul-Bras Odontol* 2010 7(4):494-8.
5. Pagani C, Miranda CB, Bottino MC. Avaliação da tenacidade à fratura de diferentes sistemas cerâmicos. *J Appl Oral Sci* 2003 mar;11(1):69-75.
6. Aras WMF, León BLT. Tratamento de superfície e cimentação adesiva de cerâmicas aluminizadas: revisão de literatura. *Rev Odontol UNESP* 2009 38(2):93-8.
7. Garcia LFR, Consani S, Cruz PC. Análise crítica do histórico e desenvolvimento das cerâmicas odontológicas. *RGO* 2011 59(1):63-73.
8. Gomes EA, Assunção WG, Rocha EP, Santos PH. Cerâmicas odontológicas: o estado atual. *Cerâmica* 2008 set;54(331):319-25.
9. Gordilho AC, Mori M, Gil C, Contin I. A adaptação marginal dos principais sistemas de cerâmica pura. *Rev Odontol* 2009 jul/dez;17(34):82-92.
10. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips materiais dentários. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2013.
11. Carvalho RLA, Faria JCB, Carvalho RF, Cruz FLG, Goyatá FR. Indicações, adaptação marginal e longevidade clínica de sistemas cerâmicos livres de metal: uma revisão da literatura. *Int J Dent* 2012 11(1):55-65.
12. Denry ILM. Materiais restauradores: cerâmicas. In: Sakaguchi, RL, Powers, JM. Craig materiais dentários restauradores. Rio de Janeiro: Elsevier; 2012.
13. Elias CN, Lopes HP. Materiais dentários: ensaios mecânicos. São Paulo: Livraria Santos; 2007.
14. Garbelotto LGD. Cerâmicas odontológicas: análise das propriedades mecânicas e microestrutura [Monografia de Especialização]. Santa Catarina: Universidade Federal de Santa Catarina; 2006.
15. Martins LM, Lorenzoni FC, Farias BC, Lopes LDS, Bonfante G, Rubo JH. Comportamento biomecânico das cerâmicas odontológicas: revisão. *Cerâmica* 2010 jun;56(338):148-55.
16. Romão Jr W, Oliveira FR. Sistemas cerâmicos reforçados e suas indicações. *ConScientiae Saúde* 2007 6(1):117-25.
17. Varjão FM, Schalch MV, Fonseca RG, Adabo GL. Tratamento de superfície de restaurações estéticas indiretas para cimentação adesiva. *RGO* 2004 jul-set;52(3):145-9.
18. Amoroso AP, Ferreira MB, Torcato LB, Pellizzer EP, Mazaró JVC, Gennari Filho H. Cerâmicas odontológicas: propriedades, indicações e considerações clínicas. *Rev Odontol UNESP* 2012 33(2):19-25.
19. Cunha LF, Coesta PTG, Escóssia Júnior J, Mondelli J. Interrelação periodontia e dentística restauradora na lapidação de facetas cerâmicas. *Rev Dental Press Estét, Maringá* 2013 jan/mar ;10(1):64-76.



20. Hilgert LA, Monteiro Jr S, Vieira LCC. A escolha do agente cimentante para restaurações cerâmicas. *Clínica Int J Braz Dent* 2009 5(5):194-205.
21. Andrade OS. Manual quintessence de tecnologia dental e digital: reabilitação estética e funcional com restaurações cerâmicas. São Paulo: Quintessence; 2015.
22. Duarte Jr. S. Quintessence of dental technology. São Paulo: Quintessence; 2015.
23. Bruguera A, Brix O. IPS e.MAX: catálogo do fabricante. 2017 [Acesso em: 09 out. 2017]; Disponível em: <https://blog.ivoclarvivadent.com/dentist-blog-newsletter>.
24. Clavijo VGR, Souza NC, Andrade MF. IPS e.MAX: harmonização do sorriso. *R Dental Press Estét, Maringá* 2007 jan./fev./mar. ;4(1):33-49.
25. Fujimoto TG, Muccillo ENS. Efeito da adição de silicato de lítio na densificação da zircônia-ítria. In: 57^o Congresso Brasileiro de Cerâmica 5^o Congresso Iberoamericano de Cerâmica 19 a 22 de maio. Natal, RN. 2013. p. 2768-77.
26. Pedrazzi H, Santos CR, Takeuchi CYG, Andrade MF. Reabilitação estética do sorriso por meio do sistema cerâmico dissilicato de lítio: relato de caso. *Full Dent Sci* 2014 6(21):112-7.
27. Silva W, Cronemberger M, Montenegro G, Olímpio L, Pinto T. Laminados cerâmicos: relato de caso. *Full Dent Sci* 2014 5(18):246-54.
28. Soares PV, Zeola LF, Pereira FA, Milito GA, Machado AC. Reabilitação estética do sorriso com facetas cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio. *Rev Odontol Bras Central* 2012 21(58):538-43.
29. Mondelli J. Restaurações fundidas: procedimentos técnicos e clínicos. São Paulo: Panamericana; 1993.
30. Taggart WH. A new and accurate method of making gold inlays. *Dent Cosmos* 1907 49(1):1117-21.
31. Conceição HN. Reparo em porcelana: efeito dos diferentes tratamentos superficiais [Monografia de Especialização]. Passo Fundo: Faculdade Ingá; 2008.
32. Horn HR. Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dental clinics of North America* 1983 Oct;27(4):671-84.
33. Simonsen RJ, Calamia JR. Tensile bond strength of etched porcelain. *J Dent Res* 1983 1154(1):297.
34. Calamia JR. Etched porcelain facial veneers: a new treatment modality based on scientific and clinical evidence. *The New York journal of dentistry* 1983 Sep-Oct;53(6):255-9.
35. Calamia JR, Simonsen RJ. Effect of coupling agents on bond strength of etched porcelain. *J Dent Res* 1984 63(1):197.
36. Souza Junior MHS, Carvalho RM, Mondelli RFL, Franco EB, Pinheiro RF. Odontologia estética: fundamentos e aplicações clínicas: restaurações indiretas sem metal: resinas compostas e cerâmica. São Paulo: Santos; 2001.
37. Lawson NC, Burgess JO. Dental ceramics: a current review. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)* 2014 Mar;35(3):161-6; quiz 8.
38. McCabe JF, Walls AWG. Materiais dentários diretos: princípios básicos à aplicação clínica. 8. ed. São Paulo: Santos; 2006.
39. Pedro VMRS. Alternativas aos espigões falso-coto de metal fundido: os espigões em dissilicato de lítio [Tese]. Porto: Universidade do Porto; 2014.
40. Van Noort R. Introdução aos materiais dentários. 3. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2010.

Recebido em 17/02/2017

Aceito em 14/08/2017

