

## CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS

*Paulo Francisco Cesar*

As cerâmicas podem ser definidas como materiais compostos por uma combinação de elementos metálicos (Al, Ca, Li, Mg, K, Na, Zr, Ti) e não metálicos (O, Si, B, F). Quando comparadas aos outros materiais usados nas técnicas indiretas (metais e resinas compostas), as cerâmicas apresentam vantagens que explicam a sua crescente popularidade. A sua capacidade de reproduzir os complexos fenômenos ópticos observados na estrutura dental (fluorescência, opalescência, translucidez, opacidade, etc.) é considerada excelente quando comparada a outros materiais estéticos. Outra vantagem é o fato de ser o material mais biocompatível para se realizar restaurações dentárias. Esta característica está intimamente relacionada com sua capacidade de manter a cor e a textura por períodos prolongados, apresentando alta estabilidade química e alta resistência à abrasão, principalmente em relação às resinas compostas.

Entretanto, algumas características indesejáveis impedem o uso irrestrito das cerâmicas odontológicas, como por exemplo a sua baixa tenacidade à fratura, que é aproximadamente 10 vezes menor do que a tenacidade dos metais. Isto significa que, quando utilizadas em aplicações estruturais (por exemplo, próteses fixas), apresentam grande risco de sofrer fratura catastrófica. Outro problema relacionado a esse tipo de restauração é o alto potencial de desgastar o esmalte do dente antagonista, principalmente quando a sua superfície se encontra rugosa, e quando o paciente apresenta hábitos parafuncionais como bruxismo.

Este capítulo propõe uma classificação das cerâmicas odontológicas em quatro grupos que serão apresentados a seguir: 1) porcelanas; 2) vitro-cerâmicas; 3) compósitos; e 4) cerâmicas policristalinas. Para cada um desses grupos, serão abordados os seguintes aspectos principais: a) microestrutura; b) métodos de processamento; e c) uso clínico. Ao final do capítulo será feita uma análise comparativa das propriedades gerais dos quatro grupos apresentados.

### 1. Porcelanas

Porcelanas feldspáticas são materiais obtidos a partir de caulim (argila), quartzo e feldspato, sendo este último o principal constituinte (ao redor de 60%). É importante que se diferenciem os termos “porcelana” e “cerâmica”, posto que são comumente confundidos. “Cerâmica” é um termo mais genérico que engloba todos os materiais apresentados neste capítulo, e pode ser definido como um produto composto por óxidos metálicos e não metálicos. Dessa forma, toda porcelana é uma cerâmica, mas nem toda cerâmica é uma porcelana.

#### 1.1. Microestrutura

As porcelanas se caracterizam por apresentar uma matriz vítrea (amorfa), cujos principais constituintes são  $\text{SiO}_2$  (60%),  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ;  $\text{Na}_2\text{O}$  e  $\text{K}_2\text{O}$ . Grande parte das porcelanas apresenta partículas cristalinas dispersas nessa matriz, como por exemplo a leucita ( $\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 4\text{SiO}_2$ ), a alumina ou a fluorapatita. Entretanto algumas delas não apresentam fase cristalina, constituindo-se apenas da fase vítrea. A leucita é a principal fase cristalina utilizada nesses materiais, e seu conteúdo, em volume, pode variar de 5 a 30%. As partículas de leucita têm formato equiaxial ou dendrítico, e podem estar homoganeamente dispersas na matriz vítrea, ou formando aglomerados. Durante o resfriamento da porcelana no seu

processamento, podem se formar trincas ao redor das partículas de leucita ou ao redor dos aglomerados causa da diferença entre CETL da leucita ( $23 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$ ) e da matriz vítrea ( $8 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$ ).

A maior parte das porcelanas são produzidas a partir do feldspato ( $\text{Na}_2\text{O}/\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$ ). Esse mineral é extraído da natureza e passa por um processo de purificação para remover contaminantes como o ferro, que causam escurecimento do produto final. O feldspato purificado é então misturado a quartzo e fundentes e aquecido a altas temperaturas ( $1300^\circ\text{C}$ ). Nessas altas temperaturas, o feldspato sofre uma fusão incongruente, ou seja, se decompõem em uma fase vítrea com cristais de leucita dispersos em seu interior. O controle da quantidade de leucita pode ser feito pelo fabricante por meio de tratamentos térmicos, e também adicionando-se leucita sintética (não obtida a partir do feldspato). Após o aquecimento a altas temperaturas, o material é resfriado bruscamente, provocando fratura da massa e gerando o que se chama de frita. Essa frita passa então por uma série de moinhos de bolas de zircônia para controlar a distribuição das partículas do pó final. Os fabricantes acrescentam nesta fase os pigmentos (óxidos metálicos) que dão à porcelana a cor e fluorescência semelhante à do dente natural. O produto final é um pó muito fino que é fornecido em potes juntamente com um líquido para modelar.

#### 1.2. Processamento

##### 1.2.1. Sinterização

Neste tipo de processamento, o técnico em laboratório de prótese (TPD) constrói as restaurações de porcelana a partir de um pó e um líquido fornecidos pelos fabricantes. Cada tipo de restauração cerâmica (metalo-cerâmicas, “onlays”, etc.) apresenta detalhes específicos de confecção como será mostrado adiante. De modo geral, a confecção de uma restauração se dá por meio da mistura do pó da porcelana com o líquido de modelar (água destilada misturada com modificadores reológicos) sobre uma placa de vidro até formar-se uma pasta que é aplicada com um pincel sobre, por exemplo, um troquel refratário. Essa aplicação é feita em camadas, de modo a conformar o formato anatômico do dente em questão. A cada camada aplicada, é necessário condensar a pasta por meio da remoção da água em excesso. Isto pode ser feito vibrando-se o troquel com posterior aplicação de um papel absorvente. Outra forma de diminuição da proporção água/pó é a aplicação de pó à superfície úmida da massa com um pincel. Após a construção da restauração (também chamada de “corpo verde” nesta fase), esta é levada a um forno específico para porcelanas odontológicas, no qual se dá o processo de sinterização propriamente dito (ou queima). O objetivo da sinterização é unir as partículas do pó, aumentando a densidade da massa por meio da redução das porosidades. As temperaturas e tempos dos ciclos de sinterização variam para cada marca comercial de porcelana, entretanto, algumas características são comuns a todos eles. Inicialmente, ocorre um pré-aquecimento (secagem) da massa de porcelana condensada a temperaturas de aproximadamente  $400^\circ\text{C}$  por 5 minutos na porta do forno pré-aquecido. Este passo garante que a água evapore lentamente sem causar danos à massa. No próximo passo, já dentro do forno, a restauração é aquecida até a temperatura máxima (temperatura de queima) com velocidade de 45 a  $50^\circ\text{C}/\text{min}$ . Durante esse processo, uma

bomba de vácuo é acionada e gera-se vácuo (baixa pressão de 0,1 atm) dentro do forno. Neste momento, os espaços entre as partículas do pó se assemelham a canais preenchidos pelo ar com baixa pressão. À medida que a temperatura aumenta, as partículas se unem em seus pontos de contato e se deformam, fazendo com que o ar com baixa pressão fique aprisionado no meio da massa. Ao se atingir a temperatura máxima do ciclo, a bomba é desligada e o ar externo (com pressão de 1 atm) entra novamente no forno, aumentando em 10 vezes a pressão do interior da mufla. A associação de uma pressão de 1 atm ao redor da massa de porcelana, com uma baixa pressão (0,1 atm) no interior dos espaços entre as partículas, resulta na compressão das porosidades e redução do seu volume total, sendo este fenômeno auxiliado pelo grande escoamento que o material apresenta na sua temperatura de queima.

Apesar da queima a vácuo resultar num material com alta translucidez (excesso de poros deixam a porcelana opaca), é inevitável que a massa sinterizada apresente uma contração de aproximadamente 15% em volume. Esta contração é compensada levando-se para a queima uma peça com dimensões maiores do que o desejado ou fazendo aplicações e queimas sucessivas. No entanto, mesmo sendo parcialmente compensada, a contração prejudica a adaptação de peças totalmente cerâmicas e torna este tipo de restauração bastante inferior a restaurações metálicas sob este aspecto.

Após ficar um tempo na temperatura de queima (de 1 a 2 minutos), imediatamente começa o resfriamento, que leva 4 a 5 minutos. No total, um ciclo de queima dura aproximadamente 20 minutos. De acordo com a temperatura de queima, as porcelanas são classificadas em: “alta fusão” (1300°C) e “média fusão” (1101-1300°C), usadas para confecção de dentes para prótese total; “baixa fusão” (850-1100°C) e “ultra-baixa fusão” (<850°C), usadas para restaurações e próteses fixas.

Depois que a restauração de porcelana já foi sinterizada e ajustada no modelo ou na paciente, pode-se realizar um procedimento chamado “glazeamento”, que consiste na aplicação de uma camada fina de porcelana (contendo pigmentos ou não) de ponto de fusão mais baixo a fim de se obter uma superfície altamente polida. O glazeamento também é importante para que ocorra o selamento das trincas e falhas superficiais. Os fabricantes recomendam ciclos específicos de “glaze” geralmente com tempos e temperaturas menores do que os do ciclo de queima. Outra forma de se fazer o glazeamento é simplesmente levar a peça ajustada ao forno sem a aplicação de uma porcelana de baixa fusão (“auto-glaze”). Neste caso, a superfície se torna polida por meio do escoamento viscoso da porção superficial da porcelana.

### 1.2.2. CAD-CAM

O processamento tipo CAD-CAM (computer aided design-computer aided manufacturing) se dá da seguinte forma. Primeiramente, uma imagem digital tridimensional do dente preparado é construída em computador. Essa imagem pode ser obtida a partir do dente com uma câmera intra-oral digital, ou então a partir de um troquel em gesso que é escaneado com um scanner de superfície. Sobre a imagem digital do dente preparado, constrói-se a imagem digital da restauração final com a ajuda de programas de computador específicos. As informações de dimensão e forma da restauração são então enviadas a uma unidade de usinagem na qual a peça de porcelana será confeccionada. Nesta unidade, é inserido um bloco de porcelana pré-sinterizado em condições ideais pelo

fabricante. Este bloco é desgastado por duas pontas diamantadas acopladas em braços totalmente articulados até adquirir o formato final da restauração. Após a usinagem, faz-se o ajuste marginal da peça no troquel e o posterior acabamento (glaze ou polimento). Uma vantagem do sistema CAD-CAM é o fato da sinterização do bloco de porcelana ser realizado pelo fabricante de uma forma otimizada. Com relação à adaptação das peças (ajuste marginal), apesar dos sistemas antigos apresentarem adaptação marginal pobre, a evolução do processo de usinagem levou à criação de peças com ajuste aceitável. Dentre as desvantagens desse sistema, pode-se considerar o fato da restauração não poder ser feita em camadas com diferentes cores e graus de opacidade, translucidez, como ocorre no método da sinterização em camadas descrito anteriormente. A caracterização das peças é realizada por meio da aplicação da camada de glaze pigmentada, porém estas podem sofrer desgaste na cavidade oral e serem removidas devido a ajustes feitos na peça. Outra dificuldade dos sistemas CAD-CAM é a inserção no computador da informação referente à face oclusal de modo que ela fique ajustada em relação ao dente antagonista.

### 1.3. Uso clínico

#### 1.3.1. *Prótese metalo-cerâmica*

Restaurações metalo-cerâmicas são aquelas que associam uma infraestrutura metálica com espessura menor do que 1 mm, a qual é recoberta por uma porcelana. A infraestrutura metálica é construída por meio de técnicas usuais de fundição, utilizando-se ligas com características adequadas para serem usadas em associação com porcelanas (ver capítulo de ligas). A porcelana utilizada deve ter o CETL semelhante ao da liga metálica para evitar o surgimento de trincas durante o resfriamento do conjunto durante a sinterização da porcelana. O ajuste do CETL das porcelanas em relação à liga é geralmente feito pelo fabricante por meio do controle da quantidade de leucita. Dessa forma, quanto maior a quantidade de leucita acrescentada, maior o CETL do material. Depois de confeccionada a estrutura metálica, o processo de construção de uma peça metalo-cerâmica se inicia pela degaseificação do metal, que é um tratamento térmico feito no metal para tornar a camada de óxidos fina e regular. Uma camada de óxidos com essas características é importante pois favorece uma boa união química do metal à cerâmica que será aplicada. O próximo passo é a aplicação da primeira camada de porcelana chamada camada opaca. Esta camada é muito fina e apresenta alto grau de opacidade, já que tem a função de “esconder” o infraestrutura metálica para não haver comprometimento do resultado estético final. Os fabricantes geralmente recomendam um ciclo de queima mais rápido para essa camada. Após a queima da camada opaca, a restauração é construída em camadas com diferentes cores e graus de opacidade/translucidez em múltiplas queimas como descrito no processamento de sinterização. Geralmente, antes de realizar o glazeamento, o TPD envia a peça ao dentista para este faça os ajustes necessários (proximais, oclusais, etc.). Depois de feita a prova na cavidade oral, o TPD finaliza a peça realizando o glazeamento.

#### 1.3.2. *“Inlays”, “onlays” e facetas*

O surgimento das restaurações totalmente cerâmicas do tipo “inlays”, “onlays” e facetas só foi possível por causa da evolução das técnicas adesivas, que permitiram a colagem

dessas peças à estrutura dental. Quando uma peça totalmente cerâmica é colada ao dente, o conjunto dente-restauração passa a se comportar como um corpo único, no qual as tensões da mastigação são mais homoganeamente distribuídas, evitando assim a fratura do material cerâmico. As restaurações feitas de porcelana, sem infra-estrutura metálica, apresentam a vantagem de atingirem um resultado estético mais satisfatório por não ser necessário “esconder” o metal com uma porcelana opaca como ocorre nas próteses metalo-cerâmicas. Entretanto, a ausência de um material com alta tenacidade como o metal, faz com que o risco de fratura dessas peças seja maior em comparação com as metalo-cerâmicas.

“Inlays”, “onlays” e facetas de porcelana podem ser produzidas por meio de sistemas CAD-CAM, ou por sinterização. No caso da técnica de sinterização, o TPD inicialmente duplica o troquel do dente preparado, utilizando um silicone de adição, e vaza neste molde um revestimento específico para essa técnica. A porcelana é então aplicada em camadas sobre esse troquel refratário, sendo que várias queimas são necessárias para compensar a contração da porcelana. Após o último ciclo de sinterização, o troquel refratário é destruído por meio de desgaste com um jato de óxido de alumínio até que se tenha somente a peça de porcelana que terá os ajustes proximais, oclusais e da parte interna feitos no troquel inicial de gesso. Em seguida, a peça é glazeada, ficando pronta para ser enviada ao dentista. É importante ressaltar que trabalhos em porcelana pura não são enviados ao dentista para serem provados na cavidade oral antes da realização do “glaze”. A tentativa de se ajustar a oclusão deste tipo de peça na boca antes de estar colada geralmente leva a fraturas catastróficas do material cerâmico, portanto o trabalho é enviado ao dentista já glazeado. Ao dentista caberá realizar primeiramente os ajustes proximais e na porção interna da peça até que ocorra o correto assentamento no dente. Os ajustes oclusais na cavidade oral somente serão realizados após a cimentação definitiva da peça. As porções desgastadas devem ser polidas com sistemas de polimento para cerâmicas que possam ser utilizados dentro da cavidade oral.

O preparo correto da estrutura dental que vai receber um trabalho de porcelana pura é essencial para evitar fraturas. Uma característica importante desses preparos é a presença de ângulos internos arredondados, já que ângulos agudos levam à concentração de tensões na cerâmica. É importante também que o desgaste do dente gere espaço suficiente para que a porcelana tenha uma espessura (1,5 a 2,0 mm) que compense parcialmente a sua natureza frágil. Esse tipo de preparo não deve conter bisel, pois nesses pontos a porcelana ficará fina, aumentando o seu risco de fraturar. Uma exceção a essas regras é porção vestibular dos preparos para facetas laminadas. Neste caso, trabalha-se com espessuras muito pequenas (0,5 a 1,0 mm) o que resulta em uma peça bastante fina. A menor quantidade de porcelana nesta região é permitida porque as forças da mastigação não atingem a face vestibular dos incisivos diretamente. Dessa forma, é possível realizar um menor desgaste da estrutura dental de modo que muitas vezes o preparo não chega e expor a dentina, o que resulta em uma melhor adesão da restauração.

### 1.3.3. Recobrimento de infraestrutura cerâmica

Com o surgimento das cerâmicas para infraestrutura (por ex. In-Ceram, Empress 2, Procera, Zircônia), foi necessário que os fabricantes produzissem também porcelanas que

recobrissem esses materiais, já que a coloração dessas infraestruturas é opaca, e as porcelanas de recobrimento possuem características de opacidade e translucidez que reproduzem com maior perfeição a estrutura dental. Geralmente, as porcelanas usadas sobre infraestruturas cerâmicas são aquelas com pouca ou nenhuma adição de uma fase cristalina, sendo predominantemente vítreas. A ausência de uma fase cristalina de alto CETL como a leucita permite que o CETL dessas porcelanas seja ajustado ao CETL da infraestrutura cerâmica, que é mais baixo do que o do metal.

## 2. Vitro-cerâmicas

### 2.1. Microestrutura

Algumas vitro-cerâmicas odontológicas têm microestrutura similar àquela descrita para porcelanas com leucita, ou seja, uma matriz vítrea com cristais de leucita dispersos em seu interior (Sistema Empress 1). Entretanto, nas vitro-cerâmicas os cristais de leucita encontram-se mais homoganeamente distribuídos do que nas porcelanas. Além da leucita como fase cristalina, outras vitro-cerâmicas apresentam cristais diferentes como o dissilicato de lítio (Sistema Empress 2), e a tetrasílica fluormica (Sistema Dicor). Um fator que diferencia porcelanas e vitro-cerâmicas é a forma como a fase cristalina é adicionada à matriz vítrea. Enquanto nas porcelanas as partículas cristalinas surgem na matriz por meio da fusão incongruente do feldspato ou por adição controlada dos cristais, nas vitro-cerâmicas essas partículas surgem por meio de um tratamento térmico realizado no material chamado de ceramização. Esse tratamento causa um rearranjo atômico na estrutura da vitro-cerâmica, fazendo com que partículas cristalinas “cresçam” na matriz vítrea, diminuindo a sua translucidez.

### 2.2. Processamento

#### 2.2.1. Centrifugação

O principal representante deste tipo de processamento é o sistema Dicor que não se encontra mais disponível no mercado, porém o seu estudo é importante para a melhor compreensão das vitro-cerâmicas.

Este processamento utiliza a técnica da cera perdida para a construção de “inlays”, “onlays”, facetas e coroas totais. Assim, inicialmente, um padrão de cera é confeccionado sobre o troquel do dente preparado e em seguida incluído anel de revestimento específico do sistema. Este anel é então levado a um forno à temperatura de 800°C para que seja homoganeamente aquecido e a cera seja totalmente eliminada. Após aproximadamente uma hora, o anel é levado à unidade centrifugadora do sistema Dicor juntamente com o lingote da vitro-cerâmica, que neste momento encontra-se transparente e incolor.

Dentro da centrifugadora, o lingote é aquecido por uma resistência e no momento em que já apresenta fluidez suficiente, a centrífuga começa a funcionar, injetando a vitro-cerâmica fundida no interior do anel de revestimento. Ao final do processo, a peça de vitro-cerâmica é removida de dentro de anel, sendo que ainda apresenta a mesma transparência do lingote.

O próximo passo é realizado dentro de um forno do sistema Dicor, no qual ocorre o tratamento térmico da peça, também chamado de ceramização (“ceramming”). Esse tratamento provoca o surgimento de cristais de fluormica

tetrassílica na matriz vítrea, fazendo com que a peça, antes transparente, adquira maior opacidade e uma coloração branca. O acabamento é feito por meio da aplicação de uma camada de vidros de baixa fusão (glaze) com corantes na superfície da peça, os quais irão melhorar o resultado estético final. Entretanto, é importante lembrar que a exemplo do glazamento das peças de porcelana processadas por CAD-CAM, esta camada de glaze pode ser perdida ao ser fazer os ajustes na cavidade oral comprometendo a aparência da restauração. Apesar deste sistema não estar mais disponível no mercado, é possível encontrar os blocos Dicor MGC (machinable glass ceramic). Trata-se de blocos da vitro-cerâmica Dicor que são pré-ceramizados pelo fabricante e podem ser usinados em uma unidade CAD-CAM e posteriormente caracterizados com o glaze.

### 2.2.2. Injeção

O principal representante deste processamento é o sistema Empress (Ivoclar). A fase inicial do processo é semelhante à técnica da cera perdida descrita para a vitro-cerâmica Dicor. A principal diferença é o fato de o revestimento utilizado ser específico para o sistema Empress. Após a eliminação da cera e o aquecimento do anel em um forno, passa-se à fase de injeção que é realizada em um forno específico do sistema. O lingote de vitro-cerâmica (pré-ceramizado pelo fabricante neste caso) é colocado dentro do conduto de alimentação do anel seguido por um êmbolo de alumina que será responsável pela injeção da vitro-cerâmica quando esta estiver fluida. O conjunto anel-lingote-êmbolo é levado dentro do forno de injeção onde passará por um ciclo térmico de aproximadamente 30 minutos de duração. Ao atingir a temperatura máxima, na qual a vitro-cerâmica encontra-se com alta fluidez, um êmbolo presente dentro do forno encosta no embolo de alumina, empurrando-o para dentro do anel. O resultado é a injeção do lingote, que toma a forma da restauração moldada pelo revestimento. Após o término do ciclo e o resfriamento do anel, o revestimento é cortado com um disco de carborundum e a peça é removida do seu interior. O TPD irá então fazer os ajustes necessários no troquel. No caso da vitro-cerâmica Empress 1 (usada para “Inlays”, “onlays” e facetas), a peça recebe uma caracterização final com uma camada de glaze e pigmentos, já que a peça recém-saída do forno apresenta uma cor única. No caso da Empress 2, o que se obtém ao final do processo de injeção é uma infraestrutura de vitro-cerâmica que posteriormente será recoberta por uma porcelana com CETL semelhante ao seu.

### 2.2.3. Sinterização

O processamento por sinterização é igual àquele descrito para as porcelanas. A diferença está na forma como o pó é obtido. No caso das vitro-cerâmicas, o pó é produzido a partir da moagem de um bloco de vidro previamente “ceramizado”.

## 2.3. Uso clínico

As vitro-cerâmicas à base de leucita (Empress 1) e fluormica tetrassílica (Dicor) apresentam propriedades mecânicas semelhantes às das porcelanas, portanto também são indicadas para a construção de “inlays”, “onlays”, facetas e recobrimento de infra-estruturas cerâmicas. Já a vitro-cerâmica Empress 2, por apresentar propriedades mecânicas superiores às das porcelanas e das outras vitro-cerâmicas, é utilizada como infraestrutura de corais totais e prótese fixas de até 3 elementos. Dentre as cerâmicas disponíveis para a

realização de infraestruturas que serão vistas a seguir, a vitro-cerâmica Empress 2 se destaca por sua alta translucidez.

## 3. Compósitos

### 3.1. Microestrutura

O principal representante dos compósitos cerâmicos odontológicos é o sistema In-Ceram (Vita), utilizado para a construção de infraestruturas de coroas e pontes. A microestrutura desse material constitui-se de uma fase cristalina (parcialmente sinterizada) em cujos espaços intersticiais encontra-se um vidro amorfo (que foi infiltrado). O sistema In-Ceram pode ser encontrado em três versões: a) Alumina; b) “Spinell” (espinélio) e c) Zircônia. A infraestrutura do In-Ceram Alumina apresenta cristais de alumina (68%) como fase cristalina. O In-Ceram “Spinell” apresenta cristais de  $MgAl_2O_4$  (65%) como fase cristalina, o que lhe confere maior translucidez e menor resistência mecânica. Já a fase cristalina do In-Ceram Zircônia constitui-se de uma mistura de cristais de alumina (45%) e zircônia ( $ZrO_2$ ) (22%), resultando em um material com translucidez muito reduzida e melhores propriedades mecânicas.

### 3.2. Processamento

#### 3.2.1. Técnica da Colagem (“slip cast”)

Na técnica da colagem, uma pasta (também chamada suspensão, obtida a partir de um pó cerâmico misturado com água) é aplicada sobre um material refratário de modo que este absorva a água da pasta por capilaridade, produzindo assim o corpo verde que será posteriormente sinterizado. No sistema In-Ceram, o pó cerâmico (alumina, espinélio ou alumina + zircônia) é inicialmente misturado com o líquido de modelar próprio do fabricante, formando uma suspensão que é aplicada sobre o troquel de revestimento (obtido da mesma forma descrita para peças de porcelana pura). A pasta é pincelada de modo a atingir o formato da infraestrutura desejada (coroa ou ponte), sendo subsequentemente levada a um forno específico do sistema (Inceramat, 1100°C por 2 horas), no qual a cerâmica sofrerá uma sinterização parcial, ou seja, as partículas cristalinas irão unir-se umas às outras apenas em seus pontos de contato, sem que haja contração da massa. O resultado é uma estrutura de cerâmica cristalina com alto grau de porosidade e baixas propriedades mecânicas, permitindo que o TPD realize ajustes com brocas multilaminadas nas bordas da peça com facilidade. O passo seguinte é a infiltração de um vidro de silicato de alumínio e lantânio a 1100°C, que é aplicado sobre o corpo de alumina na forma de pó (a infiltração espontânea ocorre por meio de forças capilares). Ao final desse ciclo e após o resfriamento da peça o excesso de vidro é removido com um jato de óxido de alumínio, deixando a infraestrutura pronta para a aplicação da porcelana de recobrimento.

#### 3.2.2. CAD-CAM

Nesta técnica, um bloco cerâmico que já foi parcialmente sinterizado pelo fabricante (alumina, espinélio ou alumina + zircônia) é usinado em uma unidade CAD-CAM, para posteriormente ser infiltrado com vidro. Para construir esse bloco, inicialmente o fabricante prensa o pó cerâmico misturado ao líquido de modelar (técnica de prensagem seca ou “dry press”), dando ao conjunto um formato cúbico. Em seguida, a sinterização parcial desta cerâmica é realizada pelo

fabricante da mesma forma descrita na técnica da colagem, utilizando o forno específico do sistema. No laboratório de prótese, o bloco obtido será levado a uma unidade CAD-CAM para ser usinado até que tome a forma de uma infraestrutura (coroa ou ponte). Ao final, a infraestrutura passará pelo processo de infiltração do vidro de forma idêntica à descrita para a técnica da colagem. Uma vantagem da utilização do sistema CAD-CAM neste caso é o fato de que a infraestrutura obtida a partir do bloco parcialmente sinterizado pelo fabricante (“dry press”) apresenta melhor qualidade (menos defeitos) do que aquela obtida pela técnica “slip cast” realizada pelo TPD.

### 3.3. Uso clínico

Apesar de não ser comum, os compósitos cerâmicos podem ser utilizados como infraestrutura de “inlays” e “onlays”. A indicação mais comum desses materiais são as infraestruturas de coroas totais de dentes anteriores e posteriores. A escolha do compósito (alumina, espinélio ou alumina + zircônia) vai depender da situação clínica. Assim, em dentes que necessitam de um material mais translúcido, o espinélio é o compósito mais indicado como infraestrutura, entretanto é importante considerar que este material é o que apresenta a menor resistência mecânica entre os compósitos. Já nos casos em que a translucidez não é necessária, é possível optar pelo compósito de alumina + zircônia que apresenta as melhores propriedades mecânicas dentre os materiais desse tipo. Os compósitos também podem ser utilizados para a construção de infraestruturas de próteses fixas de três elementos, entretanto, nestes casos recomenda-se a utilização dos materiais com melhores propriedades mecânicas (alumina ou alumina + zircônia).

## 4. Cerâmicas policristalinas

### 4.1. Microestrutura

Cerâmicas policristalinas são materiais com estrutura unicamente cristalina (sem fase amorfa). Na odontologia, os principais representantes desses materiais são a alumina pura e a zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio (*yttrium oxide partially-stabilized tetragonal zirconia polycrystals* – Y-TZP). Em ambos os materiais, a microestrutura se apresenta como grãos cristalinos unidos uns aos outros por meio de uma substância intergranular. Alguns poros entre os grãos cristalinos podem estar presentes. Dentre as cerâmicas utilizadas para a fabricação de infraestruturas em odontologia, as policristalinas são as que apresentam melhores propriedades mecânicas, entretanto, são as que possuem menor translucidez. Ao se comparar alumina e zircônia, é possível concluir que a última apresenta melhores propriedades mecânicas por causa de sua microestrutura diferenciada. À temperatura ambiente, os cristais de zircônia apresentam normalmente uma estrutura cristalina monoclinica, que ocupa um volume maior do que uma outra forma estrutural da zirconia chamada de tetragonal, a qual só existe em altas temperaturas (acima de 1170°C). Com base nesses conhecimentos, descobriu-se que era possível produzir peças de zircônia que, à temperatura ambiente, apresentassem zircônia tetragonal, em vez da monoclinica. Isso se tornou possível por meio da adição de alguns óxidos à zircônia durante a sua sinterização. Um dos óxidos mais utilizados para esse fim é o de ítrio, o qual deu origem ao material chamado zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio. Assim,

este tipo de zircônia apresenta cristais no formato tetragonal à temperatura ambiente, entretanto, a concentração de tensões (gerada ao redor de um defeito pré-existente no material) induz a transformação (transformação martensítica ou displaciva) dos cristais tetragonais em cristais monoclinicos. Como a forma monoclinica ocupa um volume de 3 a 5% maior do que os cristais tetragonais, o resultado final é geração de tensões de compressão ao redor do defeito, impedindo que a trinca se propague e leve à fratura do material. Esse mecanismo é o principal responsável pelo fato da zircônia estabilizada por ítrio ser a cerâmica odontológica que apresenta as melhores propriedades mecânicas como será visto adiante.

### 4.2. Processamento:

#### 4.2.1. Sinterização

A sinterização da alumina apresenta algumas diferenças em relação às outras cerâmicas. O principal representante comercial deste tipo de processamento é o sistema Procerca (Nobel), que permite a confecção de copings com 99% de alumina. Este sistema apresenta a particularidade do técnico fazer um escaneamento do troquel com um escaner de superfície, o qual envia as informações do preparo para uma fábrica em Estocolmo (Suécia) ou Nova Jersey (EUA). Na fábrica, as informações digitais do preparo são utilizadas para confeccionar um troquel de revestimento expandido sobre o qual será aplicada a suspensão de alumina para conformar a infra-estrutura. O corpo verde é então prensado sobre o troquel com alta pressão para então ser levado ao forno onde ocorre a sinterização da peça. É importante salientar que neste sistema a sinterização da alumina é realizada em um forno específico e de forma muito mais eficiente do que nos compósitos, sendo que a peça final apresenta um baixo grau de porosidade. Após a sinterização, ocorre uma contração da peça em torno de 15%, portanto é necessário que a fábrica produza um outro troquel em gesso sem ampliação para o ajuste da peça. A infraestrutura é enviada ao técnico do país de origem por correio, e após a prova no dente, é realizada a aplicação de uma porcelana em camadas para completar a restauração.

#### 4.2.2. CAD-CAM

O processamento por CAD-CAM é utilizado tanto para a zircônia (Y-TZP) como para alumina e apresenta algumas diferenças em relação ao que foi descrito no processamento CAD-CAM de porcelanas.

Num primeiro momento, a infraestrutura desejada é desenhada por um computador. Em alguns sistemas (por exemplo, Lava-3M e Zyrcomat-Vita), uma imagem digital do preparo é obtida por meio de um escaner de superfície e sobre essa imagem, é construída a infraestrutura com o auxílio de um programa de computador. Já no sistema Cercon (Dentsply), o TPD irá fazer um enceramento da infra-estrutura sobre o troquel e esta peça em cera será escaneada por um leitor de superfície. Para ambos os sistemas, a informação referente à infra-estrutura é enviada a uma unidade de usinagem que desgasta com brocas um bloco de Y-TZP ou alumina (ambos parcialmente sinterizados pelo fabricante). Esse bloco precisa estar em estado de sinterização parcial, pois a cerâmica policristalina totalmente sinterizada é um material extremamente duro, o que dificulta muito o seu desgaste com brocas. O desgaste, que demora

aproximadamente 30 minutos, é realizado de modo que ao final se tenha uma estrutura 20% maior do que o tamanho final desejado. Na fase final, a peça é levada a um forno específico de cada sistema para que sofra uma sinterização adicional com conseqüente melhora das propriedades mecânicas (por diminuição das porosidades) e ocorrência da contração prevista. Após a prova da infraestrutura na boca, o TPD irá aplicar uma porcelana com CETL compatível com o da cerâmica utilizada.

Existe também um outro sistema CAD-CAM para zircônia que é chamado de sistema de alta pressão isostática (high isostatic pressure – HIP), no qual um bloco de zircônia é primeiramente sinterizado de uma forma otimizada com altíssima pressão para que ocorra o máximo de eliminação de porosidades. Este bloco apresenta alta dureza e é de difícil usinagem, portanto ele é levado a uma unidade de usinagem especial que tem brocas de alta resistência e sistema de refrigeração eficiente. Nesta máquina, o bloco tomará o formato da infra-estrutura desejada, entretanto é necessário aproximadamente 8 horas para a finalização do processo.

#### 4.3. Uso clínico

As cerâmicas policristalinas são utilizadas principalmente para a construção de infraestruturas de coroas totais e próteses fixas de até 3 elementos em dentes anteriores e posteriores. Essas infra-estruturas devem ser recobertas com as porcelanas apropriadas para que a restauração seja finalizada. Os fabricantes das infra-estruturas de zircônia indicam o material também para pontes de até 4 elementos na região posterior devido à sua elevada tenacidade à fratura comparada aos outros materiais, como será visto adiante. Apesar das estruturas de alumina e zircônia serem as que apresentam melhores propriedades mecânicas dentre as cerâmicas odontológicas, é importante salientar que estes materiais são os que apresentam maior opacidade, o que pode dificultar a restauração de dentes que exijam elevada translucidez.

### 5. Propriedades gerais das cerâmicas odontológicas.

#### 5.1. Propriedades Mecânicas

As cerâmicas são materiais frágeis que apresentam alto risco de sofrer fratura catastrófica. Esta característica fica ainda mais evidente quando as cerâmicas são comparadas aos metais, que são materiais mais dúcteis. Dentre as propriedades mecânicas, a que melhor caracteriza a resistência de um material à propagação de defeitos é a tenacidade à fratura. Essa propriedade indica a quantidade de energia que um material consegue absorver antes de se fraturar. Enquanto os metais apresentam tenacidade ao redor de  $40 \text{ MPa.m}^{1/2}$ , a cerâmica odontológica mais tenaz (zircônia policristalina) apresenta tenacidade de  $9,0 \text{ MPa.m}^{1/2}$ . Do ponto de vista clínico, esses dados se refletem no fato das estruturas metálicas apresentarem um risco de fratura muito menor e serem mais confiáveis do que as estruturas cerâmicas.

Dentre as cerâmicas odontológicas, as que têm menor tenacidade ( $0,6$  a  $1,5 \text{ MPa.m}^{1/2}$ ) são as porcelanas e as vitro-cerâmicas à base de leucita e fluormica tetrassílica (Empress 1 e Dicor, respectivamente). Embora a tenacidade desses materiais possa ser considerada semelhante, há estudos mostrando que as vitro-cerâmicas à base de leucita apresentam valores de tenacidade ligeiramente maiores do que as porcelanas devido à distribuição mais homogênea dos cristais de leucita em sua matriz vítrea.

Em uma escala crescente de tenacidade, logo acima desses materiais encontram-se as vitro-cerâmicas à base de dissilicato de lítio (Empress 2) e o compósito à base de espinélio (In-Ceram Spinell) com valores de tenacidade semelhantes, variando de  $2,5$  a  $3,5 \text{ MPa.m}^{1/2}$ . O tipo de cristal presente nesses materiais é o principal responsável pelas suas melhores propriedades mecânicas em relação às porcelanas e vitro-cerâmicas à base de leucita. Com melhores propriedades do que essas duas cerâmicas, o compósito de alumina (In-Ceram Alumina) apresenta tenacidade ao redor de  $4,0 \text{ MPa.m}^{1/2}$ . O maior valor de tenacidade desse material está relacionado aos cristais de alumina, que são mais tenazes do que os de espinélio e dissilicato de lítio. Os próximos materiais da escala são os compostos de zircônia (In-Ceram Zircônia), e a alumina policristalina, que apresentam tenacidade variando de  $5,0$  a  $7,0 \text{ MPa.m}^{1/2}$ . A alta tenacidade do compósito de zircônia está relacionada a presença dos cristais de zircônia que sofrem transformação matensintica. No caso da alumina policristalina, sua alta tenacidade em relação aos compostos se deve ao seu alto grau de sinterização, com mínima presença de poros na microestrutura. A cerâmica odontológica mais tenaz é a zircônia policristalina, com tenacidade de  $9,0 \text{ MPa.m}^{1/2}$ . A mudança de volume por transformação dos cristais de zircônia associada ao alto grau de sinterização (ausência de poros) são responsáveis esse alto valor de tenacidade.

Ao se compararem os valores de resistência mecânica das cerâmicas odontológicas, nota-se que a classificação dos materiais se dá praticamente da mesma forma observada para a tenacidade à fratura. Entretanto, do ponto de vista prático, considera-se que a tenacidade à fratura é a propriedade que responde melhor pelo comportamento clínico das cerâmicas. Isto porque, ao se comparar a resistência dos metais com a das cerâmicas, notam-se valores semelhantes, o que não corresponde à realidade observada na clínica, onde estruturas metálicas apresentam índice de insucesso menor do que as de cerâmica.

A resistência ao desgaste das cerâmicas odontológicas é considerada muito alta se comparada a polímeros e metais. Apesar de essa característica ser considerada uma vantagem, ela pode trazer conseqüências clínicas problemáticas, como o alto potencial de desgaste do esmalte do dente antagonista. Esse desgaste pode ser ainda mais severo quando a superfície da restauração cerâmica apresenta-se rugosa. Portanto, com relação ao desgaste do esmalte antagonista, é importante que o clínico tome os seguintes cuidados: a) certificar-se de que a superfície das restaurações cerâmicas estejam sempre polidas mesmo depois de desgastes realizados com o objetivo de ajustar a restauração; b) estar atento aos pacientes que apresentam hábitos parafuncionais (por exemplo: bruxismo), pois o desgaste de estrutura dental pela cerâmica pode ser potencializado.

#### 5.2. Propriedades Ópticas

Nas cerâmicas odontológicas, a translucidez de um material está intimamente relacionada ao seu conteúdo cristalino e ao tipo de cristal presente em sua microestrutura. Como uma regra geral, pode-se dizer que quanto maior o conteúdo cristalino do material, menor a sua translucidez. Dessa forma, as porcelanas e as vitro-cerâmicas (à base de leucita e tetrassílica), por apresentarem um baixo conteúdo cristalino em relação às outras cerâmicas, são as cerâmicas odontológicas que apresentam maior grau de translucidez.

Entretanto, é importante deixar claro que o tipo de cristal também interfere nessa característica. Sendo assim, a leucita é um cristal que apresenta alta translucidez em relação a outros cristais como por exemplo o de alumina. É preciso lembrar também que os fabricantes podem controlar o grau de translucidez das porcelanas e vitro-cerâmicas por meio de adição do óxidos metálicos opacificadores, criando assim porcelanas e vitro-cerâmicas com alta opacidade.

Quando se comparam vitro-cerâmicas à base de dissilicato de lítio, compósitos e cerâmicas policristalinas, podemos estabelecer uma classificação na seguinte ordem decrescente de translucidez: a) compósito de espínélio; b) vitro-cerâmica à base de dissilicato de lítio; c) alumina policristalina; d) compósito à base de alumina; e) compósito à base de zircônia; f) zircônia policristalina. Essa classificação mostra que os cristais de zircônia são muito opacos e resultam nos materiais com menor grau de translucidez. Já os cristais de dissilicato de lítio e de espínélio são mais translúcidos que os de alumina e de zircônia, conferindo ao material uma maior translucidez.

O grau de translucidez final da restauração depende da cor e translucidez do material usado na infratestrutura e do material de recobrimento, o que torna bastante complexo o trabalho com as cerâmicas odontológicas quando o objetivo é imitar a estrutura dental. A experiência do TPD e do dentista com os diversos materiais é muito importante para que se alcance um resultado clínico satisfatório.

Além de apresentarem translucidez e opacidade semelhantes à do dente, as cerâmicas precisam reproduzir outros fenômenos ópticos, como os fenômenos da fluorescência e da opalescência. No caso das porcelanas e vitro-cerâmicas, os fabricantes acrescentam óxidos metálicos (óxido de cério, ferro, níquel, cobalto) em sua composição para reproduzir adequadamente esses efeitos.