

Cerâmicas: desenvolvimento e tecnologia

Ceramics: development and technology

Álvaro Della Bona

Professor de Oclusão e Prótese do curso de graduação e de pós-graduação; coordenador de pesquisas da Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo; professor de Oclusão da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Resumo

Neste artigo, objetiva-se apresentar uma breve revisão da literatura a respeito de alguns aspectos que envolvem a ciência e a arte das cerâmicas odontológicas. Estes incluem a evolução histórica, a composição, as propriedades mecânicas e físicas, as novas tecnologias e as últimas técnicas restauradoras que usam as cerâmicas.

Palavras-chave: cerâmica, porcelana, composição, comportamento mecânico, propriedades físicas.

Recebido em 3/5/95. Aceito em 29/8/95.

Este artigo é baseado em parte da dissertação de mestrado do autor, realizada na Universidade de Sheffield, Inglaterra.

Introdução

A cerâmica odontológica, tradicionalmente conhecida por porcelana odontológica ou simplesmente porcelana na literatura odontológica, é um dos assuntos de mais rápida evolução dentro da ciência e tecnologia dos materiais dentários.

Desde a sua primeira aplicação em odontologia, por Duchateau e de Chemant, nos anos de 1770s, as cerâmicas têm sido usadas na confecção de dentes, coroas, pontes, facetas, onlays, inlays e também como parte de restaurações em resina composta (*ceramic inserts*). Estabilidade química, alta resistência à compressão, estética excelente e durável, biocompatibilidade com os mais baixos índices de aderência de placa são algumas das características incomparáveis das cerâmicas odontológicas. Sua condutibilidade térmica e seu coeficiente de expansão térmica (CET) são muito similares aos da estrutura dentária, favorecendo muito o prognóstico

Tabela 1 - Valores típicos de propriedades de alguns materiais

	Densidade (gm/cm ³)	Calor específico (cal/gm/°K)	Condutibilidade térmica (cal/cm/seg/°K)	Difusibilidade térmica (cm ² /seg)
Esmalte	2.9	0.18	0.0022	0.0042
Dentina	2.1	0.28	0.0015	0.0026
Sílica	2.5	0.20	0.003	0.006
Prata	10.5	0.056	0.98	1.67
Água	1.0	1.0	0.0014	0.0014

VAN NOORT, R., 1994.

das restaurações de porcelana (Tabelas 1 e 2). Desta maneira, não é difícil compreendermos o grande potencial das cerâmicas na odontologia.

Tabela 2 - Coeficiente de expansão térmica (CET) de alguns materiais

	ppm/°C ou x10 ⁻⁶ /°C
Esmalte	12
Dentina	14
Porcelana feldspática	12
Porcelana à base de Mg	14.5
Ionômero de vidro	8
Resina composta	20-55
Selante oclusal	80
Amálgama	±25

VAN NOORT, R., 1994.

Nos últimos anos, estamos acompanhando o desenvolvimento das restaurações em cerâmica, feitas com a ajuda do computador (CAD-CAM: *Computer-aided design, computer-aided manufacture*), das restaurações de cerâmica fundida (Dicor), dos materiais para casquete sem contração e altamente resistentes (In-Ceram), de novos métodos para confecção da parte metálica das restaurações metalo-cerâmicas (*bonding-to-foils, renaissance* ou *sunrise crown*), de técnicas para ataque ácido e adesão, além de outros

avanços em materiais cerâmicos e suas aplicações.

O progresso das cerâmicas na odontologia, contudo, tem sido limitado por problemas inerentes a três áreas distintas. Primeiro, na clínica odontológica, os obstáculos mais comuns são as forças oclusais, o espaço para a espessura mínima adequada do material, a abrasão do material antagonista (Tabela 3),

Tabela 3 - Dureza Knoop de alguns materiais

	Kg/mm ²
Esmalte	343
Dentina	68
Porcelana feldspática	460
Cerâmica de fundição (Dicor)	362
Plástico	20

CRAIG, R.G., 1993.

o ajuste da cor e o controle de suas propriedades óticas. Segundo, no laboratório de prótese, os problemas dizem respeito ao método de aplicação e de condensação do material, ao número de queimas e à precisão de adaptação da restauração final. Terceiro, e mais importante, são as limitações apresentadas por seu próprio comportamento mecânico e propriedades físicas, tais como: baixa resistência às

- HONDRUM, S.O., O'BRIEN, W.J. The strength of alumina and magnesia core crowns. *Int. J. Prosthodont.*, v. 1, p. 67-72, 1988.
- JONES, D.W. Development of dental ceramics: an historical perspective. *Dent. Clin. North Am.*, v. 29, p. 621-644, 1985.
- JONES, D.W., WILSON, H.J. Some properties of dental ceramics. *J. Oral. Rehabil.*, v. 2, p. 379-396, 1975.
- KERN, M., SCHWARZBACH, W., STRUB, J.R. Stability of all-porcelain, resin-bonded fixed restorations with different designs: an *in vitro* study. *Int. J. Prosthodont.*, v. 5, p. 108-113, 1992.
- KINGERY, W.D., BOWEN, H.K., UHLMANN, D.R. *Introduction to ceramics*. 2. ed., Nova Iorque: John Wiley and Sons, 1975.
- LAND, C. Porcelain dental arts. *Dent. Cosmos*, v. 45, p. 615-620, 1903.
- MACCULLOCH, W.T. Advances in dental ceramics. *Br. Dent. J.*, v. 124, p. 361-365, 1968.
- MACKERT, J.R.Jr., BUTTS, M.B., FAIRHURST, C.W. The effect of the leucite transformation on dental porcelain expansion. *Dent. Mater.*, v. 2, p. 32-36, 1986.
- MACKERT, J.R.Jr., EVANS, A.L. Effect of cooling rate on leucite volume fraction in dental porcelains. *J. Dent. Res.*, v. 70, p. 137-139, 1991.
- McLEAN, J.W. *The science and art of dental ceramics*. Vol. I: The nature of dental ceramics and their clinical use. Chicago: Quintessence Publ. Co., 1979.
- McLEAN, J.W. *Dental Ceramics: proceedings of the first international symposium on ceramics*. Chicago: Quintessence Publ. Co., 1983.
- McLEAN, J.W. The science and art of dental ceramics. *Oper. Dent.*, v. 16, p. 149-156, 1991.
- McLEAN, J.W., HUGHES, T.H. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br. Dent. J.*, v. 119, p. 251-267, 1965.
- McLEAN, J.W., SCED, I.R. The bonded alumina crown. 1: The bonding of platinum to aluminous dental porcelain using tin oxide coatings. *Aust. Dent. J.*, v. 21, p. 119-127, 1976.
- O'BRIEN, W.J. Magnesia ceramic jacket crowns. *Dent. Clin. North Am.*, v. 29, p. 719-724, 1985.
- PHILLIPS, R.W. *Skinner's science of dental materials*. 9. ed. Philadelphia: W.B. Saunders Co., 1991.
- PIDDOCK, V., MARQUIS, P.M., WILSON, H.J. The role of platinum matrix in porcelain jacket crowns. *Br. Dent. J.*, v. 157, p. 275-280, 1984.
- PIDDOCK, V., QUALTROUGH, A.J.E., BROUGH, I. An investigation of an ion strengthened paste for dental porcelain. *Int. J. Prosthodont.*, v. 4, p. 132-137, 1991.
- PRASAD, A., DAY, G.P., TOBEY, R.G. New dimension in the evaluation of porcelain-alloy compatibility. In: PRESTON, J.D. *Perspectives in dental ceramics, proceedings of the fourth international symposium on ceramics*. Chicago: Quintessence Publ. Co., 1988. p. 65-74.
- ROGERS, O.W. The dental application of electroformed pure gold I. Porcelain jacket crown technique. *Austr. Dent. J.*, v. 24, p. 163-170, 1984.
- ROSENSTIEL, S.F., BAIKER, M.A.; JOHNSTON, W.M. A comparison of glazed and polished dental porcelain. *Int. J. Prosthodont.*, v. 2, p. 524-529, 1989.
- SEGHI, R.R., CRISPIN, B.J., MITO, W. The effect of ion exchange on the flexural strength of feldspathic porcelains. *Int. J. Prosthodont.*, v. 5, p. 309-314, 1990.
- SEGHI, R.R., DENRY, I., BRAJEVIC, F. Effects of ion exchange on hardness and fracture toughness of dental ceramics. *Int. J. Prosthodont.*, v. 3, p. 130-134, 1992.
- SORENSEN, J.A., TORRES, T.J. Improved color matching of metal-ceramic restorations. Part III: Innovations in porcelain application. *J. Prosthet. Dent.*, v. 59, p. 1-7, 1988.
- SOUTHAN, D.E. Strengthening modern dental porcelain by ion-exchange. *Austr. Dent. J.*, v. 15, p. 507-510, 1970.
- VAN NOORT, R. *Introduction to dental materials*. Londres: Mosby Year Books, 1994.
- VINES, R.F., SEMMELMAN, J.O., LEE, P.W. *et al.* Mechanisms involved in securing dense, vitrified ceramics from pre-shaped partly crystalline bodies. *J. Am. Ceram. Soc.*, v. 4, p. 304, 1958.
- WEINSTEIN, M., KATZ, S., WEINSTEIN, A.B. *U.S. Patents* 3.052.982 e 3.052.983, 1962.
- WOHLWEND, A., STRUB, J.R., SCHÄRER, P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *Int. J. Prosthodont.*, v. 2, p. 13-26, 1989.

Endereço para correspondência

Prof. Álvaro Della Bona, Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo. Rua Teixeira Soares 817, Passo Fundo, RS, 99010-080.

Tabela 4 - Valores médios (MPa) de algumas propriedades em diferentes tipos de cerâmicas

	Porcelana feldspática	Porcelana alúmina	Porcelana à base de Mg	Cerâmica de fundição
Resistência transversal	62 à 90	138	138	
Resistência ao cisalhamento	110	145		
Resistência à tração (tensão)	34	133	270	150
Resistência à compressão (flexão)	172	500	130	152
Módulo de elasticidade	69			

CRAIG, 1993; HONDRUM e O'BRIEN, 1988.

forças de tensão ou tração (Tabela 4), falta de resistência à fratura, diferença na expansão térmica entre os vários tamanhos de partículas e elementos, porosidade e impurezas presentes no material e defeitos superficiais que são considerados iniciadores em potencial de fraturas catastróficas.

Desse modo, os profissionais que se dispõem a trabalhar com as cerâmicas precisam aprimorar continuamente o seu aprendizado nesse fascinante campo da odontologia, o qual continua tão desafiador e interessante quanto o era nos dias de Duchateau, de Chemant, Fauchard e Wedgwood.

Evolução histórica

Em 1774, o farmacêutico francês Alexis Duchateau, insatisfeito com as suas dentaduras de marfim, teve sucesso ao trocá-las por outras de porcelana. O marfim é um material poroso, que absorve facilmente os fluidos bucais, tornando-se nada higiênico e muito desconfortável. Diz-se que George Washington costumava colocar as suas dentaduras de marfim de molho em vinho do porto para mascarar o mau cheiro. A fábrica Guerhard, de Saint Germany-en Laye, forneceu o material para Duchateau. Entretanto, a incontrolável contração da porcelana durante as queimas levou Duchateau a procu-

rar ajuda de um dentista chamado Nicholas Dubois de Chemant, que publicou um livro sobre dentes artificiais em 1788. Por isso, de Chemant foi acusado por alguns dentistas parisienses de roubar a "invenção" de Duchateau, o que o forçou a emigrar para a Inglaterra onde continuou a fazer dentaduras de porcelana, cujo material era, então, fornecido pela fábrica Wedgwood (McLEAN, 1979; JONES, 1985).

Após esse começo um pouco complicado, a arte em cerâmica não foi completamente dominada pelos profissionais da odontologia até o final do século XIX, quando surgiram as próteses fixas. Coroas de jaqueta de porcelana têm sido amplamente usadas desde que LAND patenteou e desenvolveu a técnica da folha de platina, em 1887 (JONES, 1985), e descreveu-a em 1903. BRECKER (1956) foi o primeiro a divulgar o uso de cerâmica sobre ligas áureas, contudo esse procedimento só se tornou comercialmente possível com a patente de WEINSTEIN *et al.* (1962). As próteses de cerâmica sobre ligas áureas permitiram que se combinasse a estética da cerâmica com a ductilidade e a resistência do ouro. McLEAN e HUGHES (1965) introduziram a coroa de porcelana reforçada com alúmina. Alguns anos mais tarde, McLEAN e SCED (1976) desenvolveram uma coroa de alúmina sobre

platina, cujas características a tornavam muito mais resistente. MACCULLOCH, em 1968, foi o primeiro a reconhecer o potencial para o uso das cerâmicas de fundição na odontologia. Parece incrível que tenham se passado 150 anos desde que Fonzi (1806) fundiu a primeira cerâmica sobre metal, para que esse procedimento fosse aplicado em grande escala na prótese fixa (JONES, 1985). No final da década de 1940, as técnicas de queimas a vácuo abriram um enorme campo para a odontologia estética. VINES *et al.*, em 1958, produziram porcelanas a vácuo com um grau muito baixo de porosidade.

Com a introdução de tamanha variedade de cerâmicas e de técnicas, o atual interesse por esse campo da odontologia tem crescido ainda mais rapidamente (FAIRHURST, 1992). JONES e WILSON já afirmavam, em 1975, que o desenvolvimento das cerâmicas atingira um ponto tal que qualquer avanço significativo nas propriedades físicas somente poderia ser alcançado através de grandes mudanças em sua composição e técnica. Dessa forma, a composição, o comportamento mecânico e as propriedades físicas das cerâmicas devem ser muito bem compreendidas.

Composição, comportamento mecânico e propriedades físicas das cerâmicas

As cerâmicas usam a cadeia básica sílica-oxigênio (SiO_4) como matriz formadora do composto vítreo ou matriz vítrea. Óxidos de potássio (K_2O), sódio (Na_2O), alumínio (Al_2O_3) e boro (B_2O_3) são geralmente adicionados para melhorar as propriedades da cerâmica (Figura 1).

A proporção de SiO é de grande importância, pois afetará tanto a viscosidade quanto a expansão térmica da cerâmica.

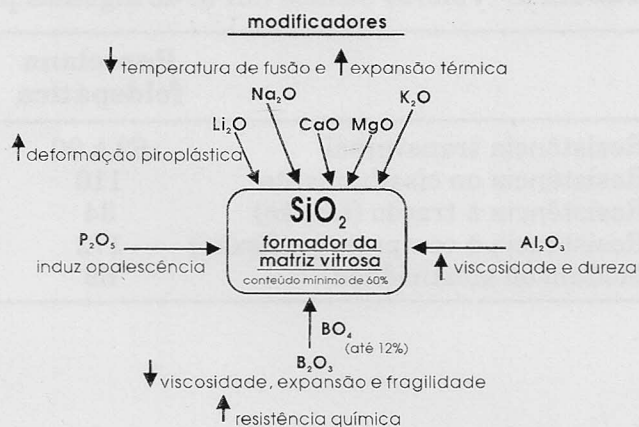


Figura 1 - Óxidos mais frequentes na composição básica das cerâmicas odontológicas e suas propriedades.

Os diferentes óxidos agem como substitutos do fluxo molecular, interrompendo a integridade da cadeia de SiO_4 pela redução do número de ligações entre o oxigênio e a sílica (McLEAN, 1979). Uma vez que a estabilidade da cerâmica é altamente dependente da cadeia Si-O, suas ligações covalentes não devem ser reduzidas drasticamente, caso contrário ocorrerão problemas de estabilidade hidrolítica e de devitrificação. Portanto, a composição de óxidos deve ser controlada cuidadosamente para fornecer as propriedades desejáveis, tais como: resistência à deformação piropilástica, dureza, estabilidade hidrolítica, baixa temperatura de fusão e resistência à devitrificação.

Outras substâncias também podem ser encontradas na composição das cerâmicas. Um exemplo são os óxidos metálicos, que fornecem uma grande variedade de cores às cerâmicas. Entre eles, estão os óxidos de ferro ou níquel (marrom), cobre (verde), titânio (marrom amarelado), magnésio (lavanda) e cobalto (azul). Os tons opacos podem ser alcançados pela adição de óxido de zircônia, titânio ou estanho (PHILLIPS, 1991).

O pó das cerâmicas utilizadas pelos ceramistas nos laboratórios para confecção

das restaurações é um produto do processo conhecido como *fritting* (fritura): o fabricante mistura e faz a fusão de todos os componentes e, depois, resfria rapidamente esse composto em água. Tal resfriamento rápido (*fritting*) produz um grande *stress* interno e rachaduras externas, o que facilita muito a trituração da massa cerâmica em minúsculas partículas, cujo tamanho varia de 2 a 75 μm , com a média de diâmetro ficando entre 20 e 30 μm (McLEAN, 1983). O líquido para condensação ou de modelar (*binder*) consiste, basicamente, de água, amido e açúcar, que aumentam a viscosidade e a habilidade de umedecimento, e é usado para ajudar na manipulação, na aplicação e na condensação da cerâmica.

A condensação é uma variável laboratorial importante que pode afetar algumas propriedades físicas da cerâmica, especialmente em restaurações metalo-cerâmicas. PHILLIPS (1991) estudou alguns métodos de condensação, tais como: vibração, espatulação e aplicação por pincel. Ele concluiu que, em qualquer dos métodos aplicados, a força que direciona a condensação é a tensão superficial da água; por isso, a cerâmica não deve secar antes que a condensação esteja completa. O objetivo da condensação é, então, produzir uma massa densa e compacta de partículas, o que proporcionará uma menor contração de queima e uma restauração com menos porosidade. EVANS *et al.* (1990) analisaram quatro métodos de aplicação e seus efeitos sobre a porosidade e a cor das cerâmicas. Mesmo não havendo diferenças estatísticas evidentes em porosidade, foram verificadas diferenças significativas na cor, de acordo com os métodos de aplicação e as diversas cerâmicas examinadas. Conseqüentemente, para produzir restaurações cerâmicas que imitem a realidade estética, o ceramista deve

aplicar a cerâmica na proporção e técnica apropriada para criar um equilíbrio favorável entre a transmissão, a reflexão e a refração da luz (SORENSEN e TORRES, 1988).

Após a aplicação e a condensação da cerâmica (*green body*) e antes da sinterização ou queima propriamente dita, é necessário um pré-aquecimento (em torno de cinco minutos) para evitar a rápida formação de vapores de água. Nessa fase, o vapor pode ser dissipado lentamente sem causar bolhas ou grandes rachaduras na restauração final (PHILLIPS, 1991). Durante uma queima normal (sinterização), não ocorre qualquer reação química, uma vez que isso já aconteceu durante o processo de *fritting*. Contudo, algumas reações termoquímicas ocorrem durante múltiplas e/ou prolongadas queimas. De importância particular são as alterações observadas nos cristais de leucita ($\text{K}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-4\text{SiO}_2$), presentes nas porcelanas usadas em restaurações metalo-cerâmicas. Praticamente todas as cerâmicas destinadas à fusão sobre metal dependem da fase cristalina da leucita (Figuras 2 e 3) para fornecer a alta expansão térmica necessária aos sistemas metalo-cerâmicos (MACKERT *et al.*, 1986). MACKERT e EVANS (1991) concluíram que o aumento na fração do volume de leucita, resultante de um processo de resfriamento lento precedido de queima normal, variou de 8.5% a 55.8%, dependendo da marca comercial da cerâmica. Por causa dessa forte dependência do coeficiente de expansão térmica (CET) das cerâmicas em seu conteúdo de leucita, um resfriamento lento (saída do forno) é capaz de transformar um sistema metalo-cerâmico compatível em incompatível (PRASAD *et al.*, 1988).

A introdução e o desenvolvimento dos fornos para queimas em baixa pressão atmos-

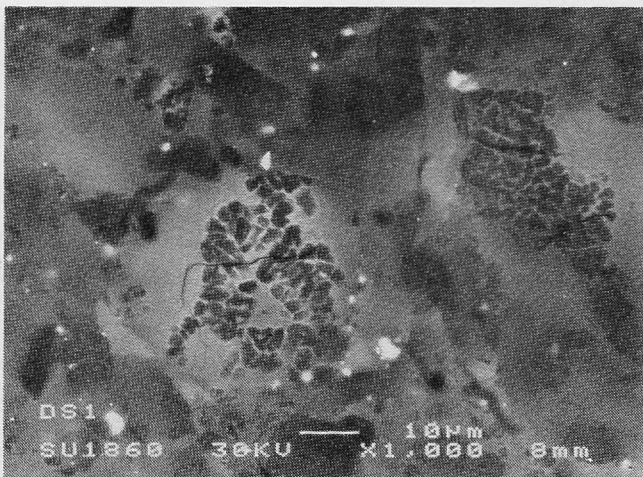


Figura 2 - Microfotografia (1.000X) pelo sistema de *Back Scattered Electron Imaging* (BSI)* mostrando os cristais de leucita (centro) presentes na cerâmica Vita VMK68 (dentina 541-A₂, batch: 1485). A barra branca marca 10 µm. *Microanálise de BSI foi realizada usando um JEOL, JSM - 6400 (Tokyo, Japão), um detector LINK Analytical Pentafet Turretted e uma unidade processadora eXL.

férica, conhecidas como queimas a vácuo, foram um importante marco no campo das restaurações cerâmicas. Redução na porosidade, melhor resultado estético, fácil manipulação e produção de superfícies lisas e íntegras (*glaze*), que podem ser desgastadas e polidas novamente, são algumas das vantagens dessa técnica. McLEAN, em 1979, verificou que a resistência de uma cerâmica glazeada é reduzida em aproximadamente 50% quando a sua superfície é desgastada. Para compensar, ROSENSTIEL *et al.* (1989) encontraram altos valores de resistência à fratura para cerâmicas polidas e, nenhuma diferença quanto à pigmentação entre superfícies cerâmicas glazeadas e polidas. Isso avaliza os profissionais no que diz respeito aos procedimentos de ajustar a oclusão e de polir as restaurações cerâmicas diretamente na boca. HAYWOOD *et al.* (1988) descreveram procedimentos de polimento cerâmico intra-oral que podem produzir resultados iguais ou melhores do que uma superfície

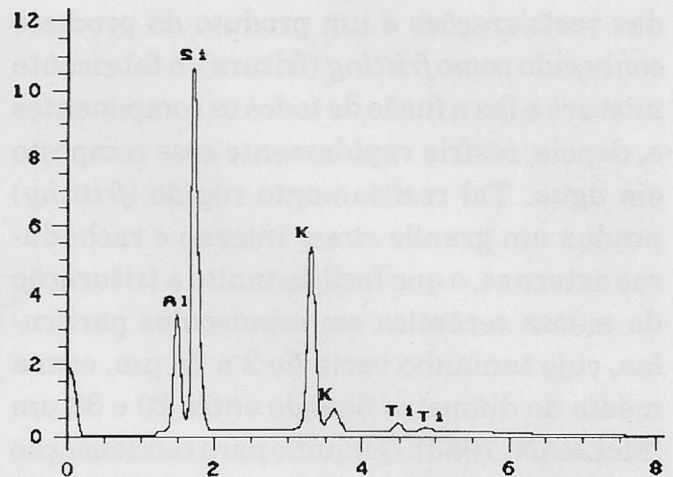


Figura 3 - O gráfico acima mostra a composição dos cristais de leucita evidenciados no centro da Figura 2. Para esta análise, foi usado um sistema de microanálises LINK EDX (JEOL, JSM - 6400, Tokyo, Japão, com um detector LINK Analytical Pentafet Turretted e uma unidade processadora eXL).

cerâmica glazeada. BRACKETT *et al.* (1989) sugeriram que o *overglaze* pode ter a habilidade de fluir para dentro dos defeitos de superfície da cerâmica, atuando como um selante e evitando a propagação desses defeitos. Para reforçar, CHAN e WEBER (1986) mostraram que uma superfície cerâmica lisa é higienizada com facilidade e exibe uma retenção de placa muito baixa.

De fato, atualmente, muitos pesquisadores estão se dando conta de que a integridade da superfície de uma cerâmica tem um papel importante na longevidade da restauração. Uma cerâmica de alta resistência, mas com superfície defeituosa, pode ter uma performance clínica pior do que uma cerâmica teoricamente mais fraca, mas com uma superfície íntegra. Além disso, a fadiga estática também é uma causa importante a ser considerada nos insucessos, podendo explicar, por exemplo, aquelas fraturas catastróficas sem razão clínica aparente. Acredita-se que a fadiga estática é um processo ligado à

reação química dependente de *stress* entre o vapor da água e os defeitos de superfície, fazendo com que esses aumentem em dimensões críticas, permitindo a sua propagação espontânea até a falha completa. ANUSAVICE e LEE (1989) sugerem que as bolhas de ar intrínsecas (porosidade interna) apresentam pouco efeito sobre o fenômeno da fadiga estática, possivelmente porque os poros não são contínuos e não podem ser deslocados prontamente pela água no interior da massa.

JONES (1985) afirmou que todas as cerâmicas odontológicas tendem a falhar sob uma deformação crítica (alongamento total) ao redor de 0,1% e que qualquer aumento na resistência só pode ser alcançado através de um aumento no seu módulo de elasticidade e/ou eliminando os defeitos de superfície.

McLEAN (1991) e WOHLWEND *et al.* (1989) citam alguns métodos em uso para reforçar as cerâmicas, tais como: a união a metais (restaurações metalo-cerâmicas); as trocas iônicas (*Tuf-coat*); as cerâmicas unidas a finos casquetes de ouro (coroa *sunrise* ou *renaissance*) ou platina via camada de estanho; a inclusão de alumina e os casquetes em cerâmica alumínica (In-Ceram); as cerâmicas sem contração (Cerastore e IPS-Empress); as cerâmicas de fundição (Cera Pearl,

Olympus, Dicor e Dicor Plus) e, mais recentemente, a adesão direta à estrutura dentária (facetadas, onlays e inlays).

As cerâmicas odontológicas geralmente falham devido à evolução dos defeitos microscópicos de superfície, que se formam durante todo o processo de confecção da restauração ou mesmo resultantes do impacto mastigatório. DELLA BONA (1993) comprovou, através de análise de *stress*, que as fraturas de vidros e de cerâmicas são iniciadas, geralmente, por tensões de tração (*tensile stresses*), que se propagam, preferencialmente, a partir dos defeitos de superfície. O processo de troca iônica tem demonstrado eficiência no aumento da resistência à compressão e à tração de muitas cerâmicas, através do desenvolvimento de uma camada superficial compressiva e mais compacta (ANUSAVICE *et al.*, 1992; SEGUI *et al.*, 1992). Essa camada compressiva se forma pela troca de íons na superfície cerâmica, os quais mantêm a neutralidade elétrica, mas ocupam um maior volume dentro da matriz vítrea (Figura 4). Esse aumento no volume molar resulta num estado bidimensional de compressão superficial, porque a expansão da estrutura na superfície é constricta pelo restante do material adjacente (KINGERY *et al.*, 1975). A troca de íons-sódio, de pequeno



Figura 4 - Desenho esquemático de um tratamento químico por troca iônica sobre a superfície cerâmica.

volume, por íons de potássio, de volume maior, é o processo mais comumente realizado e encontrado na literatura (SOUTHAN, 1970; DUNN *et al.*, 1977; McLEAN, 1983; SEGUI *et al.*, 1990; SEGUI *et al.*, 1992; DENRY *et al.*, 1993; ANUSAVICE *et al.*, 1994). Dentre os fatores que podem afetar esse processo de trocas iônicas, incluem-se a concentração e a mobilidade dos íons envolvidos no processo e presentes na matriz vítrea, a temperatura de transição da cerâmica e a relação tempo/temperatura. Nesse contexto, SEGUI *et al.* (1992) verificaram que a cerâmica de fundição Dicor não apresentou qualquer alteração em sua resistência pela falta de íons-sódio ou equivalentes (de tamanho ou carga similar) para o processo de troca iônica. Uma limitação desse método é o fato de que o aumento da resistência é confinado à superfície cerâmica, cuja profundidade máxima de penetração dos íons varia entre 100 e 300 μm (McLEAN, 1983; PIDDOCK *et al.*, 1991; ANUSAVICE *et al.*, 1992).

A união da cerâmica a finas lâminas de ouro ou de platina é uma das opções na busca da eliminação dos defeitos da superfície interna, aumentando a resistência das restaurações cerâmicas. McLEAN e SCED (1976) preconizaram um método em que a oxidação de uma camada de 2 μm de estanho (*tin plated*), colocada sobre a lâmina de platina, seria a responsável pelo mecanismo de união à cerâmica. Esse método pode aumentar a resistência da cerâmica para mais de 300 MPa, quando a lâmina de platina permanecer intacta. Se essa lâmina for removida, a resistência baixa para aproximadamente 180 MPa (PIDDOCK *et al.*, 1984). ROGERS, em 1984, também avaliou o processo de *tin plated* na união da cerâmica com um casquete de ouro conformado ao troquel eletricamente. Mais

recentemente, finas lâminas de ouro (20 a 40 μm), recortadas em forma de guarda-chuva e finalmente adaptadas ao troquel por pressão hidráulica, têm sido usadas como casquete metálico nas chamadas coroas *renaissance* ou *sunrise*.

Uma cerâmica de alta resistência, contendo pelo menos 70% de alumina pura, tem sido comercializada pela Vita Zahnfabrik sob o nome de In-Ceram. De acordo com FUTTERKNECHT e JINOIAN (1991), essa cerâmica é a mais resistente, apresentando resultados superiores a 450 MPa sob compressão (*flexural strength*). Quando comparada às tradicionais pontes fixas metalo-cerâmicas, cuja resistência à fratura é bem mais elevada, fica difícil antecipar o seu potencial e performance clínica (McLEAN, 1991). Contudo, a grande estabilidade das próteses In-Ceram em anteriores cimentadas pela técnica adesiva com cimentos resinosos indica que essa tem uma aplicação clínica promissora (KERN *et al.*, 1992).

As *inlays/onlays* e facetas de cerâmica fabricadas sobre modelos refratários têm sido uma boa opção para a obtenção de restaurações com aceitável adaptação marginal e de ótimo padrão estético. Apesar de a técnica laboratorial ser de fácil domínio, esse sistema oferece a desvantagem de as partículas do material refratário e as da cerâmica serem sinterizadas ao mesmo tempo, resultando na presença de microporosidades e de partículas heterogêneas no substrato cerâmico. Nas cerâmicas de fundição, esse tipo de porosidade pode ser reduzido ao mínimo, todavia o processo de fundição é seguido por um procedimento de cristalização controlada (*ceramming*), o que resulta em certa contração. Para superar tal problema, surgiram as cerâmicas sem contração, que são compostos

feldspáticos modificados, sinterizados sob pressão pneumática (DONG *et al.*, 1992). O aumento na resistência, proporcionado pela inclusão de alumina ou magnésio nas cerâmicas, foi analisado em vários trabalhos (HONDRUM e O'BRIEN, 1988; McLEAN, 1983; O'BRIEN, 1985). Não obstante, em restaurações destinadas a serem cimentadas pela técnica adesiva (cimentos resinosos), essas microporosidades serão envolvidas e superimpostas pelo novo padrão microretentivo produzido pelo ácido hidrófluorídrico (Figura 5), que aumentará a superfície adesiva e a capacidade de umedecimento da cerâmica, favorecendo a união química, através do silano, e a mecânica pela resina fluída (DELLA BONA e NORTHEAST, 1994). Apesar da alta resistência à compressão (350-550 MPa), as cerâmicas apresentam uma baixa resistência às tensões de tração (20-40 MPa) e são desprovidas de qualquer resistência à fratura (VAN NOORT, 1994). Aparentemente, essas carac-



Figura 5 - Microfotografia (1.250X) de microscópio de varredura (Philips SEM 501, Eindhoven, Holanda) mostrando o padrão retentivo da superfície cerâmica (Vita VMK68, dentina 541-A, batch: 1485), atacada por ácido hidrófluorídrico a 9.6% (Mirage Dental Systems, Chameleon Dental Products Inc., Kansas City, KS, EUA) por 2 minutos. As barras brancas marcam 10 µm.

terísticas nos levariam a crer que as “frágeis e delicadas” facetas ou as restaurações cerâmicas posteriores (*inlay/onlay*) não suportariam as condições intra-orais. Contudo, a resistência desses tipos de restaurações vem basicamente do mecanismo de adesão ao dente, o qual permite que a cerâmica e a estrutura dentária atuem como um sistema de deformação elástica contínua, favorecido pela grande similaridade de seus comportamentos mecânicos. (DELLA BONA e VAN NOORT, 1995).

O elo entre protesista e técnico em prótese dental tem sido a causa de muitos problemas e repetidas visitas do paciente ao consultório. Os sistemas de CAD-CAM surgiram para eliminar tais dificuldades. Lançados na década de 80, esses sistemas já ocupam o seu lugar no mercado odontológico, advogando a capacidade de obtenção de elementos cerâmicos unitários em apenas uma consulta. Entre os sistemas mais conhecidos, estão o Sopha (Sopha Bioconcept Inc., Los Angeles, CA, EUA), o DentiCAD (Bego Co., Bremen, Alemanha) e o Cerec (Siemens/Pelton and Crane, Charlotte, NC, EUA). O Sopha foi desenvolvido por François Duret, produzindo as primeiras coroas cerâmicas em 1984. Esse sistema custa aproximadamente US\$180,000. O sistema DentiCAD, idealizado por Dianne Rekow, produziu os primeiros trabalhos cerâmicos em 1992. A Bego acredita que este sistema pode chegar a custar entre US\$75,000 e US\$100,000. O sistema Cerec foi desenvolvido por Werner Mörmann e Marco Brandestini, sendo introduzido no mercado em 1985 com um custo em torno de US\$58,000 (CALAMIA, 1994). Vale lembrar que as restaurações feitas pelo método de CAD-CAM até podem se tornar uma rotina, mas seria impossível produzir elementos anteriores

monocromáticos sem sacrificar as grandes exigências estéticas da clínica atual. Além disso, é aconselhável que se submeta a uma análise de custo/benefício qualquer nova tecnologia.

Após essa breve discussão a respeito da ciência e da arte das restaurações cerâmicas, pode-se afirmar que elas continuam sendo um dos materiais de maior desenvolvimento nos últimos anos e, quando corretamente indicadas, uma das melhores opções para a restauração da estrutura dentária perdida.

Agradecimentos

Ao orientador do curso de mestrado, Dr. Richard van Noort, e a Janesca Martins Pinto pela arte gráfica.

Abstract

This paper has the intention to present a brief literature review on some aspects of the science and art of dental ceramics. Such aspects include history, composition, mechanical and physical properties, new technologies and the last restorative techniques using ceramics.

Key words: ceramics, porcelain, composition, mechanical properties, physical properties.

Referências bibliográficas

- ANUSAVICE, K.J., LEE, R.B. Effect of firing temperature and water exposure on crack propagation in unglazed porcelain. *J. Dent. Res.*, v. 68, p. 1075-1081, 1989.
- ANUSAVICE, K.J., SHEN, C., VERMOST, B. *et al.* Strengthening of porcelain by ion exchange subsequent to thermal tempering. *Dent. Mater.*, v. 8, p. 149-152, 1992.

- ANUSAVICE, K.J., HOJJATIE, B., CHANG, T.C. Effect of grinding and fluoride-gel exposure on strength of ion-exchanged porcelain. *J. Dent. Res.*, v. 73, p. 1444-1449, 1994.
- BRACKETT, S.E., LEARY, J.M., TURNER, K.A. *et al.* An evaluation of porcelain strength and the effect of surface treatment. *J. Prosthet. Dent.*, v. 61, p. 446-451, 1989.
- BRECKER, C.S. Porcelain baked to gold: a new medium in prosthodontics. *J. Prosthet. Dent.*, v. 6, p. 801-810, 1956.
- CALAMIA, J.R. Advances in computer-aided design and computer-aided manufacture technology. In: GOLUB-EVANS, J. *Current opinion in cosmetic dentistry*. 2.ed. Filadelfia: Current Science, 1994. p. 67-73.
- CHAN, C., WEBER, H. Plaque retention on teeth restored with full-ceramic crowns: a comparative study. *J. Prosthet. Dent.*, v. 56, p. 666-671, 1986.
- CRAIG, R.G. *Restorative dental materials*. 9.ed. St. Louis: Mosby - Year Book, Inc., 1993.
- DELLA BONA, A. Bond strength testing and the effectiveness of ceramic repair techniques. Sheffield, 1993. 81p. Tese (Mestrado), Departamento de Odontologia Restauradora, Universidade de Sheffield, Inglaterra.
- DELLA BONA, A., NORTHEAST, S.E. Shear bond strength of resin bonded ceramic after different try-in procedures. *J. Dent.*, v. 22, p. 103-107, 1994.
- DELLA BONA, A., VAN NOORT, R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J. Dent. Res.*, v. 74, p. 1591-1596, 1995.
- DENRY, I.L., ROSENSTIEL, S.F., HOLLOWAY, J.A. *et al.* Enhanced chemical strengthening of feldspathic dental porcelain. *J. Dent. Res.*, v. 72, p. 1429-1433, 1993.
- DONG, J.K., LUTHY, H., WOHLWEND, A. *et al.* Heat-Pressed ceramics: technology and strength. *Int. J. Prosthodont.*, v. 5, p. 9-16, 1992.
- DUNN, B., LEVY, M.N., REISBICK, M.H. Improving the fracture resistance of dental ceramics. *J. Dent. Res.*, v. 56, p. 1209-1213, 1977.
- EVANS, D.B., BARGHI, N., MALLOY, C.M. *et al.* The influence of condensation methods on porosity and shade of body porcelain. *J. Prosthet. Dent.*, v. 63, p. 380-389, 1990.
- FAIRHURST, C.W. Dental ceramics: the state of the science. *Adv. Dent. Res.*, v. 6, p. 78-81, 1992.
- FUTTERKNECHT, N., JINOIAN, V. Renacimiento de la prótesis cerámica? *Quintessence Tecn.*, v. 2, p. 165-177, 1991.
- HAYWOOD, V.B., HEYMANN, H.O., KUSY, R.P. *et al.* Polishing porcelain veneers: an SEM and specular reflectance analysis. *Dent. Mater.*, v. 4, p. 116-121, 1988.