

Cerâmicas odontológicas: vantagens e limitações da zircônia

Ceramic in dentistry: advantages and limitations of zirconia

Luciano Bonatelli Bispo
Doutor em Dentística pela FO/USP
Especialista Implantodontia

RESUMO

A evolução dos materiais restauradores indiretos e o aumento da exigência estética proporcionaram alternativas surpreendentes na Odontologia. O uso das porcelanas feldspáticas, das vitrocerâmicas, dos compósitos cerâmicos e finalmente das policristalinas trouxe um ganho de resistência das restaurações cerâmicas que revolucionou sua indicação e desafiou os conceitos anteriormente imutáveis. Dentre os materiais cerâmicos, a zircônia tem sido empregada quando a estética e a resistência mecânica são desejadas nos trabalhos reabilitadores protéticos. Questionamentos na literatura têm sido feitos sobre a zircônia, apesar das suas excelentes propriedades químicas e mecânicas. O objetivo deste trabalho foi realizar uma revisão sobre as cerâmicas odontológicas e elucidar clínicos e pesquisadores sobre as vantagens e desvantagens da zircônia como material alternativo na reabilitação protética.

Palavras-chave: cerâmica; materiais dentários; porcelana dentária; zircônia.

ABSTRACT

The evolution of indirect restoring materials and the increase in aesthetic demand has provided surprising alternatives in Dentistry. The use of feldspathic porcelains, vitroceramics, ceramic composites and finally polycrystallines has improved resistance in ceramic restorations that has revolutionized its indication by challenging unalterable concepts. Among ceramic materials zirconia has been used when aesthetics and resistance mechanics are wanted in prosthetic rehabilitation. However, despite its excellent chemical and mechanical properties, some questions regarding zirconia are still being made in literature. The aim of this study was to do a literature review in order to elucidate clinical and researchers on the advantages and disadvantages of zirconia as alternative material in prosthetic rehabilitation.

Keywords: ceramics; dental materials; dental porcelain; zirconia.

Introdução

O desenvolvimento de novos conceitos quanto ao uso universal das cerâmicas odontológicas só foi possível com a introdução de alternativas mecanicamente viáveis e recursos estéticos compatíveis com o elemento dentário a ser reproduzido. O aumento da resistência mecânica foi possível com o aumento da fase cristalina, interceptando a fratura com grãos coalescentes que, em contrapartida, diminuem a translucidez da peça protética. As porcelanas odontológicas; como exemplo as feldspáticas, por possuírem uma fase vítrea proporcionalmente maior do que a fase cristalina; conseguem reproduzir nuances de translucidez do esmalte de forma mais complexa e natural. Contudo, as policristalinas ao ganharem resistência pelo aumento do número e uniformidade dos cristais, perderam a naturalidade, tornando-se inerentemente opacas. Coadjuvar os dois tipos de cerâmica é a chave para o sucesso estético e mecânico (10, 36).

Dentre as cerâmicas ditas policristalinas, a zircônia é biocompatível com os tecidos dentários, permite a integração dos tecidos gengivais ao dente de forma natural, não produz reações alérgicas (de hipersensibilidade) e não produz alterações de paladar. Apresenta-se sólida, com ponto de fusão de 2.715°C, ponto de ebulição 4.377°C, sendo o 18º elemento mais abundante presente na crosta terrestre. Em estado puro existe de duas formas: Cristalina- metal branco e dúctil; Amorfa- pó negro-azulado. Possui aparência branco-acinzentada, dureza Mohs- 5; resistência à flexão 1.200 MPa. Há alguns anos, a zircônia foi introduzida na Odontologia para confecção de coroas cerâmicas, sendo considerada uma das melhores alternativas para reconstruções protéticas.

A zircônia existe também sobre três formas polimórficas: monoclinica, tetragonal e cúbica. A transformação termomecânica induzida da fase tetragonal para a fase monoclinica explica o sucesso obtido desse material na Engenharia e na Medicina. Essa transformação gera um aumento de volume na ordem de 4% gerando tensões compressivas superficiais impedindo a propagação de trincas como uma resistência adicional, mecanismo conhecido como tenacificação. Tal propriedade explica a alta resistência à fratura da zircônia, podendo ser empregada em próteses parciais fixas posteriores e *abutments* para próteses sobre implantes.

Entretanto, a opacidade da zircônia, que compromete sua estética; a cimentação que pode ser dificultada pela impossibilidade do condicionamento interno da peça protética; e ainda, seu envelhecimento promovido pela umidade, que favorece a degradação, a rugosidade e a presença de trincas, comprometendo o trabalho em longo prazo; geram dúvidas quanto às suas indicações e contra-indicações na clínica odontológica.

O objetivo deste trabalho foi fazer uma revisão sobre a zircônia, minimizando a ansiedade gerada pela indicação errônea, bem como esclarecendo as reais expectativas que podem ser alcançadas pelo seu correto emprego.

Revisão de Literatura

A palavra cerâmica é originária do grego *keramos*, significando “coisa queimada”; ou, para os outros autores “argila” (29). Encontra-se ainda que o grego *Keramiké* signifique “a arte do oleiro” (19). Escavações arqueológicas no Vale do Rio Nilo há 13 mil anos comprovam a presença de fragmentos ce-

râmicos. Relatos demonstram que a China detinha a arte da cerâmica desde o século X. Chegou à Europa no século XVII como “louças” (29). Em 1717, descobriu-se que os chineses confeccionavam a cerâmica através do caulim, da sílica e do feldspato (silicatos de alumínio, potássio e sódio) (16). Em 1720, os europeus comercializaram uma porcelana bastante fina e translúcida, feita com feldspato e óxido de cálcio (fundente em alta temperatura). Em 1774, ALEXIS DUCHATEAU em parceria com NICHOLAS DUBOIS DE CHEMANT (3), também francês, verificando a durabilidade, lisura e resistência ao manchamento trocaram os dentes de marfim das próteses totais por dentes de porcelana, introduzindo-a na Odontologia. A Técnica da Folha de Platina, introduzida no final do século XIX, após a invenção do forno elétrico (1894) e da porcelana de baixa fusão (1898), possibilitaram a criação de próteses parciais fixas e coroas de jaqueta em cerâmica (1903), até aqui todas classificadas como porcelanas (15, 25). Em 1950, a leucita foi adicionada à formulação original, criando as vitrocerâmicas, aumentando o coeficiente de expansão térmica e implementando sua fusão com algumas ligas áuricas na confecção de próteses parciais fixas e coroas totais (22). Em 1965, quarenta a cinquenta por cento de cristais de alumina foram incorporados às porcelanas feldspáticas com a intenção de aumento da resistência dessas coroas (27). Em 1976, uma camada de óxido de estanho foi adicionada à folha de platina, facilitando a união da porcelana com essa película. Cristais de Dissilicato de Lítio dispersos em uma matriz vítrea melhoraram as propriedades mecânicas das cerâmicas feldspáticas (14), com resistência flexural de 400 MPa (11). Em 1995, criando-se os compósitos cerâmicos, foi desenvolvido um sistema para *coping* ou infraestrutura infiltrada por vidro com 70 a 85% de partículas de alumina, aumentando a resistência à flexão de 450 a 600 MPa (9). Como esse sistema apresentava muita opacidade, tentando controlar o problema, empregou-se o aluminato de magnésio ($MgAl_2O_4$), que tem baixo índice de refração com a matriz de vidro, permitindo melhora na translucidez e comportamento mais estético (13, 18). Verificou-se, assim, que a adição de óxidos, promovia um aumento da resistência à flexão. Logo a combinação, 69% de óxido de alumina (Al_2O_3) com 31% de óxido de zircônio (ZrO_2), resultou num aumento da resistência flexural, consistindo numa formulação com um dos maiores valores de tenacidade entre os sistemas cerâmicos até então produzidos (6). Óxido de alumínio altamente purificado e densamente sinterizado, com 99,5% de alumina (Al_2O_3), foi adicionado para confecção de subestruturas protéticas (26, 39), criando-se as cerâmicas policristalinas. No entanto, a propagação de trincas em cerâmicas aluminizadas suscitou a criação da zircônia estabilizada por ítrio (Y-TZP), que possui elevada resistência à fratura, biocompatibilidade e Módulo de Young semelhante ao aço inoxidável. O zircônio tem número atômico 40 (40 prótons e 40 elétrons) e de massa atômica igual a 91u. Origina-se da palavra árabe *Zargon* (ouro em cor), cuja etimologia vem das palavras persas *Zar* (ouro) e *Gun* (cor). Foi identificado

pelo químico alemão MARTIN HEINRICH KLAPROTH, em 1789 (37). Em 1972, a Engenharia descobriu que vários componentes poderiam ser adicionados para estabilização da fase tetragonal metaestável a temperatura ambiente: óxido de cálcio (CaO), óxido de magnésio (MgO), óxido de ítrio (Y_2O_3), óxido de lantânio (La_2O_3) ou óxido de cério (CeO_2) (Figura 1). A zircônia pura é monoclinica na temperatura ambiente e esta fase é estável até 1.170°C. Acima disso se transforma em fase tetragonal dependendo da concentração do óxido estabilizador; e, a 2.370°C é transformada em cúbica, estável apenas em altíssimas temperaturas (31). Desde 1985 a indústria médica usa as cerâmicas de zircônia para próteses ortopédicas que superaram os problemas da baixa resistência da alumina que culminavam com fraturas dos implantes de cabeça de fêmur. Devido à sua alta resistência flexural o dióxido de zircônia ou zircônia estabilizada por ítrio pode até ser indicado para barras de prótese tipo protocolo. Contemporaneamente, devido ao número de materiais cerâmicos disponíveis no mercado, podemos classificá-los: quanto ao método de processamento - estratificação (convencional), prensada, *slip-cast*, CAD/CAM (Computer Assisted Design/ Computer Assisted Machine) e MAD/MAM (Manual Assisted Design/ Manual Assisted Machine); quanto à microestrutura - feldspática, fluorapatita, feldspática reforçada com leucita, dissilicato de lítio, alumina, alumina reforçada com zircônia e policristalinas de zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com ítria (Y-TZP) (Quadro I); quanto à forma de apresentação - pó, pastilha e bloco; e finalmente, quanto à sensibilidade ao ácido hidrofúorídrico em - condicionáveis e não condicionáveis (37).

Discussão

A concentração do agente dopante ou estabilizador tem influência marcante na fase cristalográfica tetragonal que é metaestável à temperatura ambiente. Com uma adição de 12% de estabilizador, uma fase cristalográfica cúbica é produzida que inviabiliza por completo a requerida propriedade de transformação de fase. Com a adição de apenas 3% em peso dos óxidos de cálcio, magnésio, ítrio, lantânio ou cério; têm-se a “transformação por tenacificação” da fase tetragonal para a monoclinica com aumento de cerca de 4% no tamanho dos cristais e seus benefícios advindos como: interrupção da propagação de fraturas dentro do corpo do material (Figura 2) e mesmo o “roubo” de energia com desvio das fraturas que chegam perto das microtrincas produzidas ao redor dos cristais (Figura 3) pelo aumento do volume durante a transformação de fases (15).

Há uma dependência do tipo de material que circunda os grãos de zircônia, sendo mais ou menos suscetíveis à transformação de fase. A primeira: zircônia parcialmente estabilizada (PSZ) possui a fase cúbica com grãos tetragonais que são passíveis de transformação (34). A segunda: a zircônia reforçada por compostos (ZTC) na fase cúbica com alto módulo de elasticidade, também com grãos tetragonais passíveis de transformação. Em Ortopedia é usada zircônia re-

forçada por alumina. Geralmente, os grãos têm a forma de lentilha (lenticulares), dispersos em matriz cúbica. O terceiro tipo: o material é feito totalmente de zircônia tetragonal sinterizada a 950°C e passível de transformação de fase, não apresenta duas fases como os materiais anteriores, constituindo-se inteiramente de fase única (TZP- policristais de zircônia tetragonal) (2).

A zircônia pode ser classificada conforme o grau de sinterização: zircônia parcialmente sinterizada – permite manipulação facilitada pelo protético ou unidade de fresagem com uma dureza baixa antes da sinterização. A cerâmica preparada é maior (por volta de 27%), e após a sinterização em forno de 6 a 8 horas, há uma contração da mesma ordem com adaptação precisa no preparo protético. Falhas ocasionadas pela broca ou unidade de fresagem são eliminadas após a sinterização, mantendo as propriedades mecânicas do material. Zircônia totalmente sinterizada – maior tempo de fresagem (2 a 4 horas) e desgaste das fresas, o que promove lascamentos e trincas superficiais no material, comprometendo resistência e longevidade. Logo, a utilização da zircônia parcialmente sinterizada é preferencial (2, 15).

Os policristais de zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com 3 mol% de ítria (3Y-TZP) é o método mais utilizado comercialmente por apresentar maior tenacidade e dureza (33). Apesar de alguns sistemas utilizarem a céria como dopante, pouco se sabe a respeito desse estabilizador, apesar de apresentar comportamento mecânico superior aos dopantes que empregam cálcio e magnésio, bem como não apresentar efeito envelecedor. Comprovou-se também, que o tamanho dos grãos cristalinos devem ser inferiores a 0,8 µm, já que volumes maiores promovem a transformação de fase espontânea; e, menores do que 0,2 µm não induzem qualquer tipo de alteração na tenacificação (3, 8). Logo, apesar de existirem alternativas, sistemas com comprovada idoneidade e estudos científicos são requeridos.

Acredita-se também, que a zircônia somente polida acumula menos biofilme (12,1%) quando comparada ao titânio (19,3%). Ainda, que a superfície da zircônia polida acumula menos biofilme do que a superfície glazeada que é mais irregular (37).

A translucidez de um material está na dependência de fatores, tais como: espessura do *coping*, refração da cerâmica, fases vítrea e cristalina, tamanho dos cristais, porosidades, entre outros. Na literatura consultada, a técnica da cerâmica prensada sobre *coping* de zircônia mostrou apresentar menor opacidade em comparação à estratificação convencional e ao *cut-back* (técnica em que reduz-se a porcelana anteriormente prensada e aplica-se porcelana pela estratificação). Vale lembrar que a opacidade muitas vezes é desejável para mascarar o substrato dentinário escurecido, para esconder núcleos metálicos fundidos ou mesmo para regiões de dentes posteriores, dificilmente visíveis na distância de fala ou conversação (5). Assim a zircônia é considerada um material semitranslúcido, cujas características de opaci-

dade podem ser modificadas até de acordo com o matiz do agente cimentante empregado (12, 19). A dificuldade maior no uso de coroas totais em zircônia vai muito além da opacidade, está relacionada no ajuste oclusal, proximal e com os antagonistas, já que o uso de pontas diamantadas é dispendioso pela dureza do material e causa microtrincas (28). As pinturas de caracterização extrínseca são limitadas por também não contornarem a limitação da extrema opacidade da zircônia. Logo, o resultado final depende da marca comercial, do sistema utilizado, do material usado e da clara indicação, tomando-se consciência do resultado clínico a ser alcançado (37).

Como as cerâmicas são materiais mais suscetíveis ao estresse de tensão do que de compressão, a expansão térmica da porcelana de cobertura deve ser menor que a do *coping* para promover estresse de compressão após resfriamento, mantendo o *coping* sobre estresse de tensão (33). Assim, o coeficiente de expansão térmica da porcelana deve ser 10% menor do que do *coping* de zircônia (28). Com a diminuição do estresse térmico residual a probabilidade de ocorrência de fraturas (*chippings*) ficaria reduzida nas restaurações de zircônia. Têm-se assim a resolução de dois problemas técnicos: quando a porcelana passa do estado viscoelástico para o estado sólido com diminuição do estresse residual pelo controle do gradiente térmico, além da aplicação conveniente de uma porcelana mais translúcida sobre o *coping* de zircônia mais opaco. Recomendando-se assim, dentro do consultado, a técnica da cerâmica prensada sobre *coping* de zircônia (2).

Três mecanismos são os responsáveis pela modificação de fase da zircônia: carga ou fratura (*transformation toughening*), jateamento com óxido de alumínio (Al₂O₃) ou sílica - silicatização (SiO₂), ou ainda, degradação ou envelhecimento a baixas temperaturas com infiltração de água (*low temperature degradation*) (21).

Tratamentos de superfície (4) como o jateamento com óxido de alumínio (Al₂O₃) promoveram rugosidade superficial no material de alguns micrômetros, com consequente transformação dos grãos tetragonais para monoclinicos, induzindo tensão residual compressiva em oposição à tensão trativa aplicada sobre a superfície. Outro tratamento empregado na literatura consultada é a silicatização, que consiste no jateamento da superfície cerâmica com óxido de alumínio recoberto com sílica (SiO₂). Tal tratamento além de induzir a tenacificação por criar uma camada residual de estresse compressivo de 0,5 µm, tem a vantagem de incorporar, sobre pressão e aumento da temperatura, a sílica na superfície da peça, tornando-a compatível com a união química por meio de silanos (38, 40). Todavia, estudos são contraditórios (40), pois afirmam que variações na pressão (2,5 bar ou 3,5 bar) ou mesmo no tamanho da partícula (30 µm, 50 µm ou 110 µm) danificariam a superfície da cerâmica, ocasionando lascas e irregularidades (28), diminuindo a

resistência mecânica do material, além de maximizarem o envelhecimento da zircônia, com penetração de água, a qual quebra as ligações entre o oxigênio e a zircônia (ZrO_2) e entre o oxigênio e o ítrio (Y_2O_3) (35). A reação em cascata do aumento da rugosidade, penetração da água e degradação, desestabilização do grão de zircônia, modificação para a fase monoclinica com aumento de tamanho e enucleação do material, explicariam a diminuição da resistência mecânica (Figura 4). Maiores estudos são necessários para avaliar tal comportamento frente às exposições ao meio bucal de conectores de próteses fixas, intermediários de próteses sobre implantes e *copings* de coroas *metal free* no decorrer de 10 a 20 anos de uso clínico (30, 38).

Apesar de vários autores preconizarem a cimentação com fosfato de zinco ou mesmo com ionômero de vidro modificado (7, 15, 17, 25), tentativas têm sido realizadas com cimentos resinosos, desde que haja algum tipo de alteração na superfície da cerâmica (4, 23, 29). Por ser uma cerâmica policristalina, a minimização ou ausência da matriz vítrea, impede o condicionamento comumente executado com ácido hidrófluorídrico na zircônia. Apesar do condicionamento com ácido fluorídrico seguido de silanização seja o protocolo eficiente para cerâmicas vítreas (feldspáticas, dissilicato de lítio), mostram-se ineficientes frente às cerâmicas policristalinas, comumente Y-TZP (24). Não há um protocolo único para a cimentação devido à ausência de técnica que promova um condicionamento superficial eficiente (16, 17). Jateamentos com óxido de alumínio, silicatização, *primers* específicos para zircônia (20) e cimentos resinosos com monômeros fosfatados MDP (10-metacrilóxidecilo dihidrogênio fosfato), que se liga a metais e óxidos metálicos, têm sido propostos. Apesar do aumento da rugosidade e da energia de superfície com os jateamentos, acredita-se que qualquer dano, microscópico que seja, pode afetar negativamente a resistência mecânica do material (12, 17). Dentre os métodos propostos, a silicatização promove uma superfície carregada de sílica, o que permite que o silano, que tem duas terminações polares, estabeleça união química do grupo alcólix com a superfície silicatizada, e o grupo metacrilato (lado direito do silano) realize uma ligação com os monômeros da resina do cimento resinoso (23, 24). Tais uniões não se mostram promissoras, constituindo um problema clínico frequentemente relatado em estudos longitudinais (32). O monômero MDP (10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate), que se liga a metais, tem proporcionado reação química com a superfície da zircônia (que é um óxido metálico). Todavia, não são todos os agentes de união que possuem essa molécula na sua composição, restringindo em muito o emprego de cimentos resinosos que não possuem essa propriedade. Para próteses adesivas em zircônia o tratamento proposto seria a silicatização, depois a silanização seguida de cimentos resinosos que disponibilizam *primers* específicos para zircônia ou que possuam o MDP que se liga a tais óxidos (37). A cimentação precedida pela deposição de sílica por plasma parece ser um método promissor, por prover camada fina e uniforme de sílica com aumento dos valores de resistência adesiva da ordem de 32 MPa em comparação com 13 MPa dos tratamentos convencionais (37). Entretanto necessita de aparelhos caros e complexos, com necessidade de estudos adicionais para melhor relação custo X benefício.

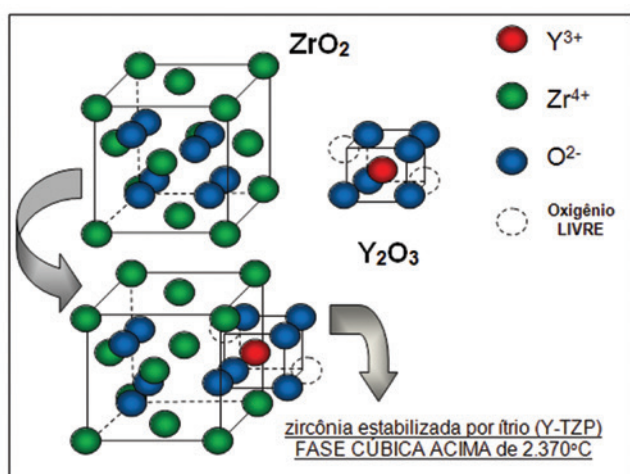


Figura 1. Fórmula estrutural da zircônia estabilizada por ítria com $T > 2.370^{\circ}C$. Acima de $2.370^{\circ}C$ a zircônia é transformada na fase cúbica, a qual é estável apenas em altíssimas temperaturas

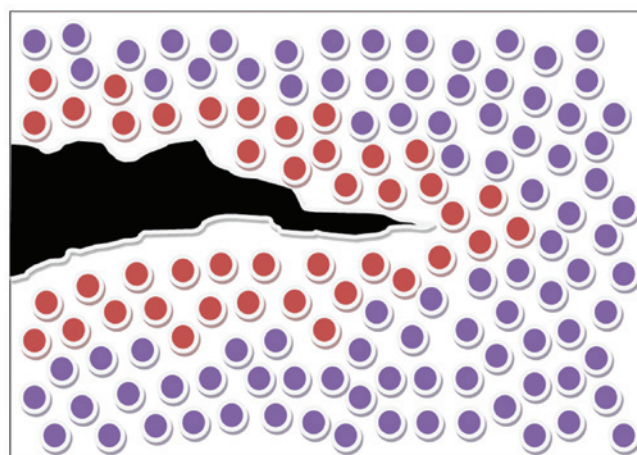


Figura 2. O aumento volumétrico da transformação da fase tetragonal para a monoclinica (tenacificação) comprime a trinca, dificultando sua propagação

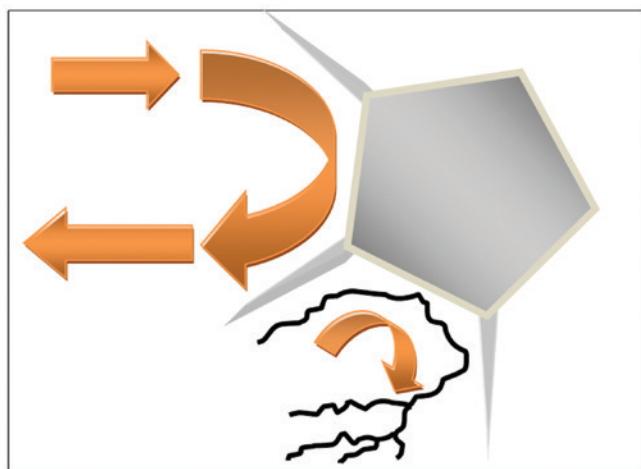


Figura 3. As microtrincas ocorridas pela tenacificação com aumento do volume dos cristais são benéficas em mudar a trajetória de trincas maiores fazendo com que percam energia e não se propaguem na intimidade do material

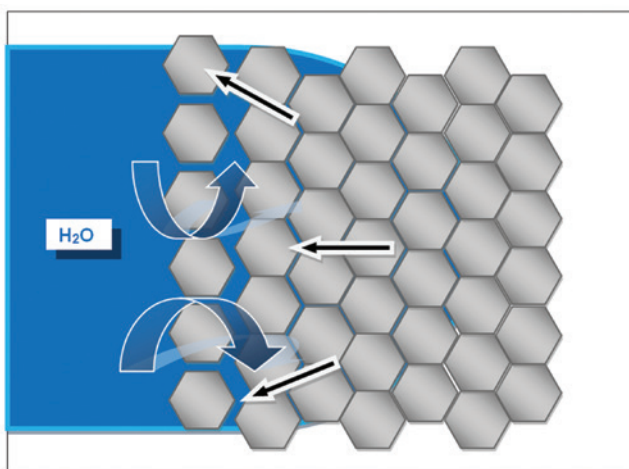



Figura 4. O envelhecimento da zircônia se dá pela penetração de água após surgirem rugosidades e microtrincas nas camadas superficiais, que permitem com que mais água seja permeada às camadas mais profundas com conseqüente enfraquecimento interno do material

Classificação Cerâmicas	Fase Vitrea (Matriz)	Fase Cristalina (Cristal)
PORCELANA	↑	FELDSPATO LEUCITA ↓
VITRO-CERÂMICA	↓	LEUCITA 55% DISSILICATO DE LÍCIO 70%
COMPÓSITO CERÂMICO	↓↓	ESPINÉLIO (MgO) ALUMINA 90% ALUMINA + ZIRCÔNIO 90%
POLICRISTALINA	-	ALUMINA 100% ZIRCÔNIO 100%

Quadro I. Classificação simplificada das cerâmicas odontológicas conforme quantidade de cristais e matriz vítrea. Cerâmicas odontológicas e suas variações composicionais mais importantes

Conclusão

Da literatura consultada pôde-se constatar que:

- A zircônia é uma excelente opção devido à sua alta resistência mecânica aliada aos modernos sistemas de processamento;
- As coroas totais de zircônia apresentam dificuldades no seu ajuste proximal, oclusal e com os dentes antagonistas. Além de exibir opacidade que dificulta uma caracterização extrínseca que mimetize com fidelidade a estrutura dentária. A técnica da cerâmica prensada sobre o coping de zircônia é a melhor iniciativa para obtenção de características mais estéticas quando do emprego desse material;
- Não existe um protocolo padrão para cimentação adesiva devido à dificuldade de condicionamento da estrutura policristalina. Mas, espera-se, num futuro próximo, por ser tal tópico um dos mais pesquisados na literatura mundial, uma resolução conveniente;
- O progresso nos sistemas CAD/CAM trará uma rotina aos procedimentos protéticos com zircônia e outros materiais cerâmicos que será idêntico ao das impressoras 3D para prototipagem, por exemplo. 

Referências ::

1. AMARAL, R, ÖZCAN, M, BOTTINO, MA, et al. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. Dent Mat 2006;22:283-90.
2. AMOROSO, AP, FERREIRA, MB, TORCATO, LB. Cerâmicas odontológicas: propriedades, indicações e considerações clínicas. Revista Odontológica de Araçatuba 2012;33(2):19-25.
3. ANDREIUOLO, R, GONÇALVES, AS, DIAS, KRHC. A zircônia na Odontologia restauradora. RBO 2011;68(1):49-53.
4. ARAS, WMF, LEÓN, BLT. Tratamento de superfície e cimentação adesiva de cerâmicas aluminizadas: revisão de literatura. Revista de Odontologia da UNESP 2009;38(2):93-8.
5. BISPO, LB. Facetas estéticas: status da arte. RDO. 2009; 8 (18): 11-4.

6. BRUTON, PA. Procera All-ceramic crown: a new approach to na old problem. *Br Dent J* 1999;186(9):430-4.
7. CALIXTO, LR, BANDECA, MC, ANDRADE, MF. Enceramento diagnóstico: previsibilidade no tratamento estético indireto. *Rev Dental Press Estét* 2011;8(3):26-37.
8. CERAMIC materials. *Adept Report* 1999;6(2): 1-20.
9. CHONG, KH. Flexural strenght of In-Ceram alumina and in-Ceram zircônia core materials. *Int J Prosthodont* 2002; 15(2):183-8.
10. CUNHA, LF, COESTA, PTG, ESCÓSSIA JR, J et al. Interrelação Periodontia e Dentística Restauradora na lapidação de facetas cerâmicas. *Rev Dental Press Estét* 2013;10(1):47-58.
11. DELLA BONA, A, SHEN, C, ANUSAVICE, KJ. Work of adhesion of resin on treated Lithia Disilicate-based ceramic. *Dent Mat* 2004;20:338-44.
12. DIAS, TM, PACHECO, RR, SÁ, RBC, et al. Avaliação do efeito da aplicação de primers para metal e do tipo de cimento resinoso na resistência de união à zircônia. *RBO* 2012;69(1):15-20.
13. EVANS, DB, O'BRIEN, WJ. Fracture strenght of glass infiltrated-magnesia core porcelain. *Int J Prosthodont* 1999;12(1):38-44.
14. FEITOSA, AS, CORAZZA, P, CESAR, PF, et al. Pressable feldspathic inlays in premolars: effect of cementation strategy and mechanical cycling on the adhesive bond between dentin and restoration. *J Adhesive Dent* 2014;16: 147-54.
15. GARCIA, LFR, CONSANI, S, CRUZ, PC, et al. Análise crítica do histórico e desenvolvimento das cerâmicas odontológicas. *RGO* 2011;59:63-73.
16. GOMES, EA, ASSUNÇÃO, WG, ROCHA, EP, et al. Cerâmicas odontológicas: o estado atual. *Cerâmica*. 2008;54:319-25.
17. GORDILHO, AC, MORI, M, GIL, C, et al. A adaptação marginal dos principais sistemas de cerâmica pura. *Revista Odonto* 2009;17(34):82-92.
18. GUAZZATO, M, ALBAKRY, N, SWAIN, MV. Mechanical properties on In-Ceram alumina e In-Ceram zircônia. *Int J Prosthodont* 2002;15(4):339-46.
19. KINA, S. Cerâmicas dentárias. *Rev. Dental Press Estét* 2005;2(2): 111-28.
20. KITAYAMA, S, NIKAIIDO, T, TAKAHASHI, R, et al. Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zircônia ceramic. *Dent Mat* 2010;26 (5): 426-32.
21. LUGHI, V, SERGIO, V. Low temperature degradation aging of zirconia: a critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Mat*. 2010; 26: 807-20.
22. MACKERT, JR, EVANS, AL. Effect of colling rate on leucite volume fraction in dental porcelain. *J Dent Res* 1991;70:137-9.
23. MAEDA, FA, BELLO-SILVA, MS, EDUARDO, CP, et al. Association of different primers and resin cements for adhesive bonding to zirconia ceramics. *J Adhes Dent* 2014;16:289-95.
24. MAGNE, P, PARANHOS, MPG, BURNETT, JR. New zircônia primer improves Bond strenght of resin-based cements. *Dent Mat* 2010;26(4):345-52.
25. MARTINS, LM, LORENZONI, FC, FARIAS, BC, et al. Comportamento biomecânico das cerâmicas odontológicas: revisão. *Cerâmica* 2010;56:148-55.
26. McLAREN, EA, FIGUEIRA, J. Updating classifications of ceramic dental materials: a guide to material selection. *Inside Dentistry*. 2015;3:48-72.
27. McLEAN, JW, HUGHS, TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965;119-251.
28. MEIRA, JBC, REIS, BR, TANAKA, CB, et al. Residual stresses in Y-TZP crowns due to changes in the thermal contraction coefficient of veneers. *Dent Mat* 2013; 29: 594-601.
29. MUDADO, FA. Cimentação adesiva de cerâmicas à base de zircônia. MG: FO/UFGM; 2012, 60 p. Dissertação (mestrado).
30. OLIVEIRA, M, CESAR, PF, GIANNINI, M, et al. Effect of temperature on the degree of conversion and working time of dual-cured resin cements exposed to different curing conditions. *Operative Dent* 2012;37:370-9.
31. PICONI, C, MACCAURO, G. Zirconia as a ceramic biomaterial, a review. *Biomaterials* 1999;20:1-25.
32. QUINTAS, AF, OLIVEIRA, F, BOTTINO, MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines and luting agents: An in vitro evaluation. *J Prosthet Dent* 2004;92(3):250-7.
33. SAKAGUCHI, RL, POWERS, JM. Materiais restauradores – cerâmicas. In: SAKAGUCHI, RL, POWERS, JM. *Craig Materiais Dentários Restauradores*. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012. p. 275-99.
34. SATO, T, SHIMADA, M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *Journal of the American Ceramic Society* 1985;68:356-9.
35. SATO, T, SHIMADA, M. Control of tetragonal-to-monoclinic phase transformation of yttria partially stabilized zirconia in hot water. *Journal of Material Science*. 1985;20:3899-992.
36. SILVA, W, CRONEMBERGER, M, MONTENEGRO, G, et al. Laminados cerâmicos – relato de caso. *Full Dent Sci* 2014;5(18):246-54.
37. SOUZA, ROA, ÖZCAN, M, MIYASHITA, E. Zircônia na Odontologia: vantagens e possíveis limitações. In: MENDES, WB, MIYASHITA, E, OLIVEIRA, GG. *Reabilitação oral: previsibilidade e longevidade*. São Paulo: Napoleão, 2012. p. 513-63.
38. TAE-HOON, L, JIN-SOO, A, JUNE-SUNG, S et al. Influence of cement thickness on resin-zirconia microtensile bond strength. *J Adv Prosthodont* 2011;3:119-25.
39. VALANDRO, LF, MALLMANN, A, DELLA BONA, A et al. Bonding to densely sintered Alumina and glass infiltrated aluminum/zirconium-based ceramics. *J Appl Oral Sci* 2005;13:47-52.
40. WOLFART, M, LEHMANN, F, WOLFART, S et al. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mat* 2007; 23(1):45-50.

Recebido em: 14/07/2014 Aprovado em: 14/08/2014

Luciano Bonatelli Bispo

Av. Doutor Bernardino Brito Fonseca de Carvalho, 1.661, apto. 126 - Torre 2

Vila Matilde, São Paulo/SP, Brasil - CEP: 03535-000

E-mail: lbbispo@ig.com.br