



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

CLAUDIA AKEMI AIDA

**CERÂMICAS À BASE DE ZIRCÔNIA:
UMA REVISÃO DE LITERATURA**

Londrina
2015

CLAUDIA AKEMI AIDA

**CERÂMICAS À BASE DE ZIRCÔNIA:
UMA REVISÃO DE LITERATURA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Departamento de Odontologia da Universidade Estadual de Londrina, como requisito parcial à obtenção do título de cirurgiã-dentista.

Orientador: Prof. Dr. Giovani de Oliveira Corrêa

Londrina
2015

CLAUDIA AKEMI AIDA

**CERÂMICAS À BASE DE ZIRCÔNIA:
UMA REVISÃO DE LITERATURA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Departamento de Odontologia da Universidade Estadual de Londrina, como requisito parcial à obtenção do título de cirurgiã-dentista.

BANCA EXAMINADORA

Orientador: Prof. Dr. Giovani de Oliveira Corrêa
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Prof. Dr. Ricardo Shibayama
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Londrina, 26 de Novembro de 2015.

Dedico este trabalho àquela que sempre está ao meu lado, torcendo por mim e me apoiando: minha mãe, Julia Massae.

AGRADECIMENTOS

À Deus, minha gratidão pelo dom da vida, por guiar meus passos e por tornar possível mais essa conquista.

Ao meu orientador, Giovani de Oliveira Corrêa, meu agradecimento pela paciência e suporte durante a orientação deste trabalho.

Aos meus pais, agradeço pela dedicação, por todo o incentivo e apoio para que eu realizasse o curso.

Ao Ivan, meu namorado, sou grata pelo seu amor, colaboração e companheirismo em todos os momentos.

“O futuro pertence àqueles que acreditam na
beleza de seus sonhos.”

Eleanor Roosevelt

AIDA, Claudia Akemi. **Cerâmicas à base de zircônia**: uma revisão de literatura. 2015. 28 fls. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2015.

RESUMO

Nas últimas décadas, houve um aumento da demanda por restaurações estéticas. E essa necessidade promove o constante desenvolvimento dos materiais dentários. As cerâmicas odontológicas são atraentes devido às suas características como biocompatibilidade, potencial estético, durabilidade química e alta dureza. Dentre essas cerâmicas, as restaurações metalocerâmicas apresentam desvantagem estética proporcionada pela sua subestrutura metálica. Dessa forma, novos sistemas cerâmicos têm sido desenvolvidos com a finalidade de propiciar a realização de trabalhos livres de metal sobretudo com boas propriedades físicas e mecânicas. Dentro dessa categoria, destacam-se as cerâmicas à base de óxido de zircônio, em que a zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com ítria (Y-TZP) tem conquistado popularidade em virtude de sua resistência e tenacidade à fratura associadas ao mecanismo de tenacificação por transformação de fase. Mas, devido à sua opacidade, ela é indicada como material de infraestrutura, que é recoberta com uma cerâmica vítrea para resultados estéticos satisfatórios. No entanto, essa cerâmica de cobertura está relacionada com o insucesso clínico resultante de seu lascamento. Portanto, apesar do constante desenvolvimento dos materiais dentários, cada um possui indicações e limitações, cabendo ao profissional conhecer os materiais à sua disposição para empregá-las de maneira apropriada. Através de uma revisão de literatura sobre a Y-TZP, o presente trabalho objetivou apresentar suas características, propriedades, indicações e limitações, visando, assim, auxiliar o profissional no seu emprego clínico.

Palavras-chave: Materiais Dentários. Cerâmicas. Estética Dentária. Zircônia.

AIDA, Claudia Akemi. **Zirconia-based ceramics**: a literature review. 2015. 28 fls.
Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) – Universidade
Estadual de Londrina, Londrina, 2015

ABSTRACT

In the last decades there was an increasing demand for esthetic restorations. And this necessity promotes the constant development of dental materials. The dental ceramics are attractive due to their biocompatibility, aesthetic potential, chemical durability and high hardness. Among these ceramics, metal-ceramic restorations present aesthetic disadvantage ensured by metal substructure. Thus, new ceramic systems have been developed in order to propitiate the accomplishment of metal-free work particularly with good physical and mechanical properties. Within this category, stand out the ceramics based on zirconium oxide, in which the tetragonal zirconia partially stabilized with yttria (Y-TZP) has been gaining popularity because of its endurance and fracture toughness associated with toughening mechanism by phase transformation. But, due to its opacity, it is indicated as infrastructure material which is coated with a glass-ceramic for satisfactory aesthetic results. However, this ceramic cover is related to clinical failure resulting from its chipping. Therefore, despite the constant development of dental materials, each has indications and limitations, so health professionals should know the materials at their disposal to use them properly. Through a literature review on the Y-TZP, this study aimed to present its characteristics, properties, indications and limitations, thus aiming to help the professional in its clinical application.

Key words: Dental Materials. Ceramics. Esthetics, Dental. Zirconia.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	9
2	OBJETIVOS	11
2.1	OBJETIVO GERAL	11
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	11
3	REVISÃO DE LITERATURA	12
3.1	CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS	12
3.1.1	Classificação	13
3.1.1.1	Porcelana feldspática	14
3.1.1.2	Cerâmica feldspática com alto teor de leucita	15
3.1.1.3	Cerâmicas à base de dissilicato de lítio	15
3.1.1.4	Cerâmica com conteúdo de alumina	15
3.1.1.5	Cerâmicas à base de zircônia	16
3.2	ZIRCÔNIA ESTABILIZADA POR ÍTRIA	17
4	CONCLUSÃO	24
	REFERÊNCIAS	25

1 INTRODUÇÃO

Nos últimos trinta anos, o maior interesse pela estética fez com que os pacientes se preocupassem em ter um sorriso harmonioso como pré-requisito para um bom convívio social e conseqüente ascensão profissional (PARREIRA; SANTOS, 2005). A necessidade de restabelecer a estrutura perdida do dente, restituindo sua função, forma e, principalmente, estética, promove o constante desenvolvimento dos materiais dentários (MCLEAN, 2001).

Há mais de um século, existe a procura pelo material restaurador ideal. Ainda que os materiais restauradores diretos (amálgama, compósitos ou cimentos restauradores) venham sendo utilizados com considerável sucesso, esses materiais não podem ser usados em trabalhos que envolvam múltiplos elementos. E os resultados estéticos são criticamente importantes para algumas restaurações unitárias. Dessa forma, um material restaurador, além de ser biocompatível, deve ser durável, mantendo por um longo período de tempo a sua qualidade de superfície e as suas características estéticas (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

Embora requeiram processamentos e equipamentos bastante dispendiosos em alguns casos, as cerâmicas odontológicas atraem por serem biocompatíveis, apresentarem estabilidade de cor a longo prazo, durabilidade química e resistência ao desgaste, além de possibilitar sua confecção com precisão, no formato desejado. Mas apesar delas serem resistentes mecanicamente e à temperatura, e apresentarem resiliência, elas são frágeis e passíveis de fratura repentina se flexionadas em excesso ou quando aquecidas e resfriadas muito rapidamente (choque térmico). As cerâmicas odontológicas são compostas por metais e semimetais e possuem propriedades de ambos, no entanto, todos os materiais cerâmicos são não metálicos por natureza (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

Apesar de sua longa história, o uso rotineiro de restaurações em cerâmica é um acontecimento recente, e seu uso articulou uma nova era na Odontologia estética (MIYASHITA; FONSECA, 2004).

Há décadas, as restaurações metalocerâmicas têm sido apontadas como a melhor opção para a confecção de próteses fixas unitárias ou múltiplas, sobre dentes e implantes. Contudo, novos sistemas cerâmicos têm sido desenvolvidos para serem o material de eleição para esses trabalhos devido à

grande desvantagem estética proporcionada pela subestrutura metálica dessas restaurações (ANDREIUOLO; GONÇALVES; DIAS, 2011).

Ao final do século XX, variados sistemas inovadores foram inseridos no mercado com a finalidade de propiciar a realização de trabalhos cerâmicos livres de metal. Desde então, diversos sistemas cerâmicos têm sido desenvolvidos sempre buscando melhorar as propriedades físicas e mecânicas do material (GOMES et al., 2008). Essa necessidade de melhores propriedades mecânicas, principalmente em regiões de maior esforço mastigatório, levou à introdução da zircônia na Odontologia (ANDREIUOLO; GONÇALVES; DIAS, 2011). As cerâmicas à base de óxido de zircônio têm sido muito estudadas na atualidade em decorrência de suas propriedades mecânicas, que são superiores às outras cerâmicas odontológicas (SUNDH; MOLIN; SJÖGREN, 2005).

A cerâmica à base de zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com ítria (Y-TZP) tem conquistado popularidade em virtude de sua resistência e tenacidade à fratura associadas ao mecanismo de tenacificação por transformação de fase (GUAZZATO et al., 2004).

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

O presente trabalho visou explorar a literatura científica acerca das cerâmicas à base de óxido de zircônia tetragonal estabilizada com ítria (Y-TZP) a fim de auxiliar o profissional na sua aplicação clínica.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Apresentar as características e propriedades da Y-TZP;
- Apontar suas indicações;
- Evidenciar suas limitações;

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS

Cerâmica é o termo utilizado para se referir a qualquer produto confeccionado com material inorgânico não metálico usualmente preparado pela queima em elevada temperatura para obter propriedades desejáveis (CRAIG; SAKAGUCHI; POWERS, 2012).

As cerâmicas odontológicas são constituídas por elementos metálicos (alumínio, cálcio, lítio, magnésio, potássio, sódio, lantânio, estanho, titânio e zircônio) e não metálicos (silício, boro, flúor e oxigênio) (GOMES et al., 2008). Cada cerâmica tem sua propriedade definida pelo tipo e quantidade de cada componente (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013). Caracteristicamente, as cerâmicas apresentam duas fases: uma cristalina circundada por uma vítrea. A matriz vítrea consiste em uma cadeia básica de óxido de silício (SiO_4), em que a proporção Si:O determina a viscosidade e expansão térmica da cerâmica (GOMES et al., 2008). Formada durante o processo de cocção, a fase vítrea, ou matriz de vidro, apresenta propriedades típicas de um vidro, tais como a friabilidade, padrão de fratura não direcional e alta tensão superficial no estado fluido (PARREIRA; SANTOS, 2005). Já as propriedades mecânicas e ópticas do material estão relacionadas com a quantidade e natureza da fase cristalina; o aumento da fase cristalina pode levar a um aumento da resistência à propagação de trincas, levando, também, à uma diminuição da translucidez (CRAIG; SAKAGUCHI; POWERS, 2012). Nessa fase, estão inclusos o quartzo e alguns óxidos metálicos (pigmentos) (PARREIRA; SANTOS, 2005).

A porcelana odontológica convencional constitui-se numa cerâmica vítrea baseada em uma rede de sílica (SiO_2) e feldspato potássico ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$ ou KAlSi_3O_8) e/ou sódico ($\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$). São adicionados pigmentos, opacificadores e vidros para o controle da temperatura de fusão e sinterização, coeficiente de contração térmica e solubilidade. Pigmentos devem ser acrescentados para produzir os matizes de dentes naturais, pois os feldspatos utilizados são relativamente puros e sem cor (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

As cerâmicas são conhecidas pela sua biocompatibilidade, potencial estético (capacidade de mimetizar a aparência natural dos dentes), natureza

refratária, alta dureza, tenacidade à fratura (baixa a moderada), excelente resistência ao desgaste, suscetibilidade à fratura sob tração, baixa condutividade e difusividade térmica, baixa condutividade elétrica, e inércia química. Essa última garante a estabilidade química da superfície das restaurações, em que não há liberação de elementos potencialmente nocivos, e há redução do risco de aumento da rugosidade e abrasividade da superfície. A propriedade criticamente mais importante é a tenacidade à fratura, pois ela é a medida da resistência à propagação de trincas sob um estado de tensão de tração. O dióxido de zircônia é uma das cerâmicas mais resistentes e com maior tenacidade (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

Para serem produzidas, as próteses de cerâmicas odontológicas passam por diversos processos, envolvendo sinterização, injeção, pressão isostática a quente, cópia-torneamento e fresagem CAD-CAM (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

3.1.1 Classificação

Didaticamente, as cerâmicas atuais podem ser classificadas de acordo com sua composição química (PARREIRA; SANTOS, 2005) em: metalocerâmicas (cerâmicas feldspáticas) e cerâmicas puras/livres de metal (feldspática com alto teor de leucita, alumina, zircônio, mica e dissilicato de lítio) (GUERRA et al., 2007).

As coroas metalocerâmicas compreendem a infraestrutura de metal recoberta por porcelana (MARTINS et al., 2010), e desde que foram introduzidas por Brecker, em 1956, são utilizadas com sucesso clínico. Mas apesar de terem sido usadas amplamente em restaurações unitárias ou múltiplas, vários fatores têm sido destacados como desvantajosos, tais como: deficiente estética, difícil obtenção da translucidez (GARCIA et al., 2011) devido à infraestrutura opaca que não permite à restauração imitar a translucidez do dente natural (MARTINS et al., 2010), margem metálica visível, sobretudo em regiões anteriores, e biocompatibilidade insuficiente. Dessa forma, a exigência estética provocou mudanças no tipo do preparo protético para obter espaço para a estrutura metálica e cerâmica de cobertura. Na tentativa de se alcançar estética mais favorável, houve redução da estrutura em metal pela eliminação da margem no término do preparo. Contudo, ainda assim as restaurações metalocerâmicas não apresentam resultados estéticos satisfatórios em

algumas situações. Portanto, restaurações livres de metal têm recebido atenção especial (GARCIA et al., 2011).

Com a finalidade de eliminar a infraestrutura metálica das coroas metalocerâmicas, foram desenvolvidos sistemas totalmente cerâmicos que proporcionam uma melhor distribuição da reflexão da luz, favorecendo uma melhor estética. Esses sistemas podem ser confeccionados em uma única camada (coroas monolíticas), como é o caso das vitrocerâmicas (cerâmicas à base de dissilicato de lítio ou de leucita, por exemplo), e depois pintada para possibilitar as características de cor; ou em camadas composta pela infraestrutura cerâmica e pela cerâmica de cobertura (MARTINS et al., 2010).

Caracteristicamente, os sistemas cerâmicos apresentam a infraestrutura translúcida. Quanto maior a translucidez, maior será sua indicação em casos de extrema exigência estética. Porém, translucidez e resistência são inversamente proporcionais (KELLY; NISHIMURA; CAMPBELL, 1996). Elevadas taxas de insucesso apresentadas pelas próteses totalmente cerâmicas impulsionaram a evolução desses materiais. Com o aprimoramento do método de processamento e com a introdução de maiores frações e de novas fases cristalinas, as propriedades mecânicas das cerâmicas puderam ser melhoradas (MARTINS et al., 2010). Entretanto, apesar do aumento do conteúdo cristalino na composição das cerâmicas ter favorecido os valores de resistência à fratura, a diminuição da fase vítrea proporcionou mais opacidade, menos translucidez (KELLY; NISHIMURA; CAMPBELL, 1996).

Vários sistemas cerâmicos estão presentes no mercado odontológico atual, como as cerâmicas à base de sílica (porcelanas e vitrocerâmicas à base de leucita e de dissilicato de lítio) e à base de óxido (alumina, espinélio e zircônia estabilizada por ítria) (MARTINS et al., 2010).

3.1.1.1 Porcelana feldspática

A cerâmica feldspática é composta por uma matriz vítrea e uma fase cristalina (CRAIG; SAKAGUCHI; POWERS, 2012). A leucita ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$), acrescida na proporção de 17 a 25%, constitui-se numa importante fase cristalina e apresenta elevado coeficiente de contração e expansão térmica possibilitando compatibilidade com os coeficientes das ligas metálicas áureas, resultando no

sistema metalocerâmico. Desenvolvidas a partir de 1956, as próteses metalocerâmicas (principal uso da cerâmica feldspática convencional) utilizam, nos dias atuais, ligas alternativas, de menor custo, como as de níquel-crômio e prata-paládio. Com a associação da porcelana ao metal, superou-se a falta de resistência à tração e cisalhamento da porcelana quando em dentes posteriores e em próteses parciais fixas (GUERRA et al., 2007).

3.1.1.2 Cerâmica feldspática com alto teor de leucita

O acréscimo de altos teores de leucita (aproximadamente 45% em peso) à cerâmica feldspática proporciona uma maior resistência flexural ao material, possibilitando seu uso em trabalhos totalmente cerâmicos. O mineral silicato-potássio-alumínio possui elevado coeficiente de expansão térmica que atua como uma fase de reforço (GUERRA et al., 2007). A leucita também auxilia para que o coeficiente de contração térmica seja alto, diferenciando-se da matriz vítrea. Dessa forma, há o desenvolvimento de tensões de compressão que podem atuar como deflectores de rachaduras e proporcionar o aumento da resistência da fase vítrea mais fraca à propagação de rachaduras (CRAIG; SAKAGUCHI; POWERS, 2012).

3.1.1.3 Cerâmicas à base de dissilicato de lítio

A fim de melhorar as propriedades mecânicas das cerâmicas vítreas sem comprometer suas propriedades ópticas, cristais de dissilicato de lítio foram acrescentados à formulação das cerâmicas feldspáticas, dispersos em uma matriz vítrea de forma interlaçada. Além de terem indicação para inlays, onlays, coroas unitárias e facetas laminadas, as cerâmicas de dissilicato de lítio passaram a ser indicadas também para próteses fixas de três elementos anteriores até segundo pré-molar (KINA, 2005).

3.1.1.4 Cerâmica com conteúdo de alumina

A alumina apresenta alto módulo de elasticidade, elevada resistência à fratura e é compatível com a massa da porcelana. As cerâmicas com núcleo de alumina foram desenvolvidas para restaurações cerâmicas livres de metal, em que

através da dispersão da fase cristalina, há o aumento da resistência. Possuem composição semelhante à da cerâmica feldspática, mas há a incorporação, à matriz vítrea, de 40 a 50% de cristais alumina, proporcionando ao material uma resistência aproximadamente duas vezes maior que a da cerâmica feldspática (GUERRA et al., 2007). Contudo, notou-se uma perda na translucidez devido aos cristais de alumina limitarem a transmissão de luz, além da resistência ainda não ser suficiente para uso em regiões posteriores e construção de próteses parciais fixas, tendo a indicação limitada a próteses de três elementos em regiões anteriores, passando a ser indicado também para confecção de núcleos cerâmicos. Com o acréscimo de partículas de vidro de lantânio a fim de eliminar a porosidade, aumentar a força e limitar a propagação de fissuras, houve melhora nas tensões de compressão quando mais forças foram introduzidas sobre a cerâmica. Isso se deve às diferenças existentes entre o coeficiente de expansão térmica da alumina e o das cerâmicas vítreas (AMOROSO et al., 2012).

3.1.1.5 Cerâmicas à base de zircônia

A zircônia vem sendo amplamente utilizada como alternativa às infraestruturas protéticas metálicas em virtude de suas propriedades mecânicas, elevada capacidade estética, biocompatibilidade, estimada longevidade clínica e radiopacidade (GUERRA et al., 2007).

Com o intuito de melhorar ainda mais a resistência das cerâmicas, houve a adição de óxidos, em que a incorporação da zircônia teve como resultado um significativo aumento da resistência à flexão, proporcionando, entre os materiais cerâmicos, um dos maiores valores de tenacidade. Contudo, acarretou num sistema altamente opaco, como no caso do In Ceram Zircônia, que consiste numa mistura de aproximadamente 69% de óxido de alumina (Al_2O_3) e 31% de óxido de zircônio (ZrO_2), e é mais indicado para coroas unitárias e próteses fixas de três elementos em regiões posteriores (RAUT; RAO; RAVINDRANATH, 2011).

Dado a ocorrência de propagação de trincas em cerâmicas à base de alumina, surgiu uma nova geração de cerâmica dental: a zircônia estabilizada por ítria (Y-TZP). Ela apresenta maior versatilidade em decorrência de sua biocompatibilidade, estética, elevada resistência à fratura e baixo módulo de elasticidade (RAUT; RAO; RAVINDRANATH, 2011).

3.2 ZIRCÔNIA ESTABILIZADA POR ÍTRIA

Em 1789, a zircônia, ou dióxido de zircônio (ZrO_2), foi descoberta pelo químico alemão Martin Heinrich Klaproth e, misturada a outros óxidos, foi usada como pigmento para cerâmicas durante um longo período de tempo (PICONI; MACCAURO, 1999). Desde 1970, tem sido aplicada como um biomaterial. Na área médica, foi amplamente empregada como prótese de quadril, e tem sido utilizada na Odontologia desde 2004 para aplicações de pontes e coroas (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

A zircônia, ou dióxido de zircônio (ZrO_2), é um óxido cristalino branco do zircônio, trata-se de um não metal de condutividade térmica muito baixa, quimicamente inerte e altamente resistente à corrosão. A zircônia odontológica não deve ser confundida com a zircônia cúbica, utilizada como diamante falso para confecção de bijuterias. Também deve ser diferenciada do zircônio, metal de transição lustroso e branco acinzentado, e do zircon ou zirkon, que é o silicato de zircônio ($ZrSiO_4$) (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013). De modo geral, as cerâmicas à base de zircônia apresentam melhores propriedades mecânicas que outros materiais, tais como maior módulo de elasticidade, resistência flexural e dureza (PICONI; MACCAURO, 1999).

De acordo com a sua microestrutura, as cerâmicas policristalinas à base de zircônia classificam-se em três tipos: 1) *Fully Stabilized Zirconia* (FSZ) ou zircônia totalmente estabilizada em que há o acréscimo de grandes quantidades de óxidos estabilizadores (acima de 8 mol% de óxido de ítrio), para que, em temperatura ambiente, sua estrutura cristalina se mantenha na forma cúbica; 2) *Partially Stabilized Zirconia* (PSZ) ou zircônia parcialmente estabilizada, que é composta por partículas nanométricas nas formas monoclinica e tetragonal precipitadas na matriz de zircônia cúbica; 3) *Tetragonal Zirconia Polycrystals* (TZP) ou zircônia tetragonal policristalina, que é constituída predominantemente pela fase tetragonal em temperatura ambiente, ainda que possa conter pequenas quantidades de fase cúbica. Esse último tipo é o mais utilizado em aplicação odontológica (CHEVALIER et al. 2009).

A zircônia pura pode apresentar, sob pressão atmosférica, três estruturas cristalinas diferentes. A estrutura é cúbica em temperaturas superiores a 2367 °C, tetragonal entre 1167 °C e 2367 °C, e monoclinica abaixo de 1167 °C. A

transformação da fase tetragonal em monoclinica resulta em um aumento de volume de 3 a 5%, levando à expansão estrutural e a altas tensões de tração, o que diminui sua resistência e tenacidade, e gera trincas no corpo da zircônia durante o resfriamento a partir das temperaturas de processamento. Dessa forma, a zircônia pura não seria útil para restaurações odontológicas. A fim de estabilizar a fase tetragonal, de alta temperatura, à temperatura ambiente, são adicionados óxidos estabilizadores à zircônia pura, tais como: óxido de magnésio (MgO), óxido de ítrio (Y_2O_3), óxido de cálcio (CaO) e óxido de cério (Ce_2O_3). Assim, as tensões da transição da fase tetragonal para monoclinica são evitadas, e as propriedades mecânicas favoráveis da fase tetragonal são conservadas (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013). A concentração do agente estabilizador está diretamente relacionada ao desempenho do material sob fadiga. Quando adiciona-se uma grande quantidade (8-12%), uma fase cúbica totalmente estabilizada é produzida, o que dificulta a transformação de fase tetragonal-monoclinica e leva à um pior desempenho. Entretanto, com o acréscimo de quantidades menores (3-5% em peso), obtém-se a zircônia tetragonal parcialmente estabilizada (DENRY; KELLY, 2008). A ítria (Y_2O_3) é o estabilizador comumente mais utilizado para uso odontológico. O acréscimo de 3 a 5 mol% de Y_2O_3 resulta em um núcleo cerâmico estabilizado denominado zircônia estabilizada por ítria ou policristais de zircônia tetragonal estabilizada por ítria (Y-TZP) (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

A zircônia estabilizada por ítrio (Y-TZP) apresenta uma densidade superior a $6,0g/cm^3$ e uma temperatura máxima de operação de $2000\text{ }^\circ C$. Enquanto a tenacidade à fratura de uma zircônia monoclinica não estabilizada, com densidade de 99,2%, é de $2,06\text{ MPa}\cdot m^{1/2}$, a da zircônia Y-TZP é de aproximadamente 8 a $10,3\text{ MPa}\cdot m^{1/2}$. Além de tenaz, o material é extremamente resistente, possuindo resistência flexural $\sim 900\text{ MPa}$. Quando processada sob prensagem isostática a quente, sua resistência à flexão pode chegar a 1400 MPa . Apresenta dureza de 13 a $13,5\text{ GPa}$ e coeficiente de expansão térmica (CET) relativamente baixo, $10,2 \times 10^{-6}/K$ (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

As cerâmicas de zircônia tetragonal estabilizada com ítria (Y-TZP) podem ser usadas como braquetes ortodônticos, pinos intraradiculares, componentes para implantes dentários, infraestrutura para coroas unitárias e próteses parciais fixas totalmente cerâmicas na região anterior e posterior (DELLA BONA, 2009).

A introdução da tecnologia CAD-CAM (*Computer Aided Design – Computer Aided Machining*) na Odontologia impulsionou a confecção de próteses utilizando cerâmica Y-TZP. Para a fabricação de infraestruturas de Y-TZP, podem ser utilizados blocos parcialmente sinterizados, que após a usinagem da infraestrutura são submetidos a um processo de sinterização final, e blocos densamente sinterizados por meio de prensagem isostática a quente (*hot isostatic pressing – HIP*). Quando são usados blocos parcialmente sinterizados, a fim de compensar a contração de sinterização, a infraestrutura é usinada com um tamanho aproximado de 20% maior que o tamanho final desejado. Com a usinagem de blocos densamente sinterizados, pode-se obter restaurações melhor adaptadas, mas o processo é demorado e inclui grande desgaste dos instrumentos. Já, com a utilização de blocos parcialmente sinterizados, o processo de usinagem é mais eficiente (TINSCHERT et al., 2004).

Com a estabilização estrutural da zircônia por ítria, uma proporção significativa de fase tetragonal metaestável é gerada. Quando o material é submetido a uma tensão externa, ocorre a formação de trinca e tensões de tração se desenvolvem na ponta da trinca, fazendo com que haja, no local, a transformação da fase tetragonal metaestável para monoclinica. Essa transformação proporciona o aumento da resistência e tenacidade da estrutura, pois a expansão volumétrica resultante provoca uma força compressiva contra as superfícies da trinca, inibindo seu potencial de propagação. Tensões de tração adicionais seriam necessárias para que essa trinca avançasse (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

Microtrincas podem surgir se o aumento de volume decorrente da transformação de fases for o suficiente para ultrapassar o limite elástico do material. Essas microtrincas não são prejudiciais ao material, elas auxiliam na deflexão de eventuais trincas de maior volume. Quando uma trinca se deparar com essas microtrincas, elas terão que mudar de direção e perderão energia (GIORDANO, 2003).

A capacidade de evitar a propagação de trincas simula o efeito verificado em dentes naturais, que frequentemente apresentam, no esmalte, microtrincas que não se propagam no dente como um todo. Essas trincas são barradas pela interface esmalte-dentina e pela microestrutura cristalina do esmalte (GIORDANO, 2003).

Contudo, por serem materiais friáveis, as cerâmicas policristalinas normalmente fraturam sem que qualquer deformação plástica ocorra em resposta à aplicação de uma carga. A fratura compreende duas etapas, a formação e a propagação de uma trinca em decorrência da aplicação de uma tensão. A modalidade de fratura depende do mecanismo de propagação da trinca, e, no caso da Y-TZP, ela é caracterizada como uma fratura frágil. Na fratura frágil, as trincas podem ter uma propagação muito rápida, e, uma vez iniciadas, progredirão espontaneamente sem que haja um aumento na magnitude da tensão aplicada (CALLISTER JR, 2002). Esse tipo de fratura catastrófica não é possível de ser reparada, caracterizando-se num dano irreversível que força a troca da peça, muitas vezes precocemente (MARTINS et al., 2010).

Embora a Y-TZP apresente um mecanismo de tenacificação (transformação da fase tetragonal-monoclínica) que melhora suas propriedades mecânicas, o próprio mecanismo é responsável pela degradação dessas propriedades no processo de envelhecimento conhecido como degradação em baixa temperatura (*low temperature degradation – LTD*). Esse fenômeno se dá em ambiente úmido e baixas temperaturas (150-400 °C), em que há uma transformação lenta de fase tetragonal para monoclínica nos grãos da superfície. Essa transformação ocorre por meio de um processo de nucleação e crescimento dos grãos que é acompanhada pela expansão volumétrica, causando tensões e microtrincas nos grãos vizinhos. A degradação da superfície é exacerbada pela presença de água. Com o crescimento da zona de transformação, a quantidade de microtrincas aumenta, os grãos extruem e a superfície torna-se mais rugosa, ocasionando a degradação da resistência (DENRY; KELLY, 2008). Dessa forma, é importante destacar que, ao cimentar próteses fixas ou unitárias sobre pilares vitais, o cimento deve impedir que a superfície do material entre em contato com a umidade proveniente dos túbulos dentinários (MARTINS et al., 2010).

O processo de degradação pode ser afetado por qualquer fator que interfira na estabilidade da zircônia, tais como o tamanho médio do grão (DENRY; KELLY, 2008), a quantidade de estabilizador (HANNINK; KELLY; MUDDLE, 2000), e a existência de tensões residuais (GUAZZATO et al., 2005). Um tamanho de grão crítico existe para possibilitar uma estrutura tetragonal metaestável à temperatura ambiente. Grãos acima de um tamanho crítico são menos estáveis e mais suscetíveis à degradação, ao passo que os de menor tamanho ($< 0,8 \mu\text{m}$) exibem

menor degradação. Contudo, grãos extremamente finos ($< 0,2 \mu\text{m}$) inibem o aumento da tenacidade por transformação, reduzindo as propriedades mecânicas. O processo de sinterização afeta diretamente o tamanho do grão, sendo que elevadas temperaturas e longo tempo de sinterização levam a um tamanho de grão maior. Menores concentrações de estabilizador podem resultar em menor estabilidade dos grãos tetragonais, formando zonas de nucleação para transformação espontânea de fase (DENRY; KELLY, 2008).

Embora o ajuste na superfície seja capaz de aumentar a tenacidade do material através do mecanismo de transformação de fase tetragonal-monoclínica, não se recomenda o ajuste em excesso com instrumentos utilizando abrasivos grosseiros ou lâminas grandes, pois defeitos profundos podem anular qualquer vantagem que as tensões compressivas localizadas possam apresentar (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

A translucidez das zircônias odontológicas se aproxima de zero em decorrência da redução da fase vítrea (CHEN et al., 2008). Em contrapartida, a Y-TZP apresenta alta resistência à fratura e opacidade, sendo indicada como material de infraestrutura, que é recoberta com uma cerâmica vítrea para obter uma restauração com cor e translucidez semelhante à estrutura dental (TINSCHERT et al., 2004). Porcelana ou vitrocerâmicas à base de leucita e de dissilicato de lítio podem ser usadas como materiais de revestimento estético (GUESS et al., 2011). Contudo, durante a aplicação da cerâmica de cobertura, a Y-TZP é exposta à umidade e variação de temperatura, podendo ter suas propriedades mecânicas prejudicadas em decorrência de uma possível transformação de fases (SUNDH; MOLIN; SJÖGREN, 2005). E esse processo, ainda, cria uma interface de união entre materiais com propriedades diferentes, como a resistência à flexão, tenacidade à fratura, coeficiente de expansão térmica, entre outras (GUESS et al., 2011). Diversos estudos clínicos têm focado nessa interface, e relatam que a principal complicação técnica é a fratura coesiva do material de revestimento, conhecida como lascamento ou *chipping* (RAIGRODSKI et al., 2012).

A fim de solucionar essa questão, inicialmente foram desenvolvidos novos materiais à base de óxido de zircônio apresentando melhorias nas propriedades ópticas e de translucidez. Mas mesmo com a redução da opacidade, para a finalização das restaurações, ainda havia a indicação da aplicação de finas camadas de cerâmica de cobertura. Mais recentemente, foram criadas zircônias

monolíticas ou de anatomia completa, que dispensam o uso de outros materiais, podendo ser utilizadas como restaurações totalmente de zircônia (CARDEN, 2011).

Embora coroas totalmente de zircônia apresentem elevada resistência à fratura, podendo ser particularmente útil em áreas com maior esforço mastigatório, um dos maiores desafios para seu uso efetivo e seguro é o risco de desgaste catastrófico do dente ou restaurações antagonistas. Ainda não existem evidências clínicas da segurança e eficácia desse material (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013).

O sucesso clínico de restaurações cerâmicas está estreitamente relacionado ao preparo da estrutura dentária e ao procedimento de cimentação. São vários os tipos de cimentos que podem ser usados: cimentos de ionômero de vidro convencionais, ionômero de vidro modificado por resina, cimento de fosfato de zinco e cimentos resinosos convencionais e auto-adesivos (PIWOWARCZYK; LAUER; SORENSEN, 2005). Durante a cimentação das restaurações de Y-TZP, a adequada fixação clínica pode ser obtida através da cimentação convencional utilizando agentes tradicionais, tais como fosfato de zinco e ionômero de vidro modificado por resina. Contudo, é preferível optar pela cimentação adesiva, pois ela proporciona à restauração uma melhor retenção e resistência mecânica (BURKE et al., 2002).

O condicionamento com ácido hidrófluorídrico e a aplicação de agente de união silano em cerâmicas à base de sílica aumenta a resistência de união entre as restaurações e cimentos resinosos. Entretanto, as cerâmicas à base de zircônia são resistentes ao ácido hidrófluorídrico por conterem elevado conteúdo cristalino (ÖZCAN; VALLITTU, 2003). Dessa forma, tratamentos de superfície alternativos são propostos para obter uma união adesiva consistente entre a Y-TZP e materiais resinosos (ANDREIUOLO; GONÇALVES; DIAS, 2011). Usualmente, os tratamentos de superfície são utilizados visando o aumento da área de superfície interna das restaurações, promovendo uma superfície áspera e isenta de impurezas, e que possui energia favorável para união entre a cerâmica e o substrato dental (DELLA BONA, 2005).

A resistência de união entre a cerâmica de Y-TZP e o cimento resinoso pode ser melhorada através de abrasão por jateamento com partículas de óxido de alumínio, modificadas ou não por sílica. O jateamento com partículas de alumina produz micro-rugosidades no material e facilita o embricamento micro-mecânico da zircônia com o cimento. Já com a abrasão de partículas modificadas

por sílica, uma camada de sílica é depositada na superfície das cerâmicas (efeito triboquímico), proporcionando uma potencial retenção micro-mecânica além de criar sítios para adesão química através da aplicação de agentes de união como o silano (DELLA BONA et al., 2007).

Além de favorecer a união entre cerâmica de Y-TZP e cimento resinoso, o jateamento pode levar ao aumento da resistência mecânica por induzir a transformação de fase da zircônia tetragonal para monoclinica. Contudo, relata-se que esse tratamento de superfície é capaz de gerar microtrincas na superfície do material, contribuindo para a formação de pontos de fragilidade quando a cerâmica é submetida a determinada carga, em que há uma diminuição da resistência à fratura. Os valores de resistência à fratura também podem ser alterados pelo tipo e tamanho das partículas usadas no jateamento (SATO et al., 2008). Partículas menores, especialmente as de óxido de alumínio revestidas por sílica, podem elevar a resistência mecânica do material mesmo após ciclagem mecânica, enquanto que partículas maiores favorecem trincas na cerâmica, podendo levar à uma falha crítica (SOUZA, 2009).

O uso de agentes que contenham um monômero fosfatado como o MDP (*10-methacryloxydecyl dihydrogen phosphate*) é outra opção de tratamento de superfície (KERN; WEGNER, 1998). Assim como os silanos, esse monômero é uma molécula bifuncional que se une aos óxidos metálicos da cerâmica em uma extremidade e, na outra, possui grupamentos que copolimerizam com a matriz resinosa do cimento. Pode estar presente em *primers* e cimentos (OYAGUE et al., 2009).

4 CONCLUSÃO

Diante dos materiais cerâmicos livres de metal, a zircônia tetragonal estabilizada por ítria (Y-TZP) se destaca pela sua excelente propriedade mecânica. Contudo, a redução da fase vítrea comprometeu a estética do material, que, devido à sua opacidade, necessita de cerâmica de cobertura para resultados estéticos satisfatórios. No entanto, essa cerâmica está relacionada com o insucesso clínico resultante de seu lascamento.

Apesar do surgimento recente da zircônia monolítica, que pode ser utilizada como restauração totalmente de zircônia, ela ainda apresenta obstáculos a serem superados para seu uso efetivo e seguro. Dessa forma, mesmo com o constante desenvolvimento dos materiais dentários em geral, nenhum pode ser indicado para todas as situações clínicas, pois cada material possui características próprias que limitam seu uso. Para tanto, o profissional deve ter o conhecimento acerca de cada material à sua disposição para empregá-la de maneira apropriada.

REFERÊNCIAS

- AMOROSO, A. P. et al. Cerâmicas odontológicas: propriedades, indicações e considerações clínicas. **Revista Odontológica de Araçatuba**, v.33, n.2, p. 19-25, julho/dezembro 2012.
- ANDREIUOLO, R.; GONÇALVES, S. A.; DIAS, K. R. H. C. A zircônia na odontologia restauradora. **Revista Brasileira de Odontologia**, Rio de Janeiro, v. 68, n. 1, p. 49-53, jan./jun. 2011.
- ANUSAVICE, K. J.; SHEN, C.; RAWLS, H. R. **Phillips: materiais dentários**. 12 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013.
- BURKE, F. J. et al. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. **The Journal of Adhesive Dentistry**, 4(1):7- 22, 2002.
- CALLISTER JR, W. D. **Ciência e engenharia de materiais: uma introdução**. 5ed. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos Editora S.A., 2002.
- CARDEN, R. A. A changing direction in dentistry: full-contour zirconia. **Journal of Dental Technology**, p. 14-16, feb. 2011.
- CHEN, Y. M. et al. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. **Dental Materials**, 24(11):1506-1511, nov. 2008.
- CHEVALIER, J. et al. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. **Journal of the American Ceramic Society**, v. 92, n. 9, p. 1901-1920, 2009.
- CRAIG, R. G.; SAKAGUCHI, R. L.; POWERS, J. M. **Materiais dentários restauradores**. 13 ed. São Paulo: Santos, 2012.
- DELLA BONA, A. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II - The relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and factography. **Journal of Applied Oral Science**, vol. 13, n. 2, p. 101-9, 2005.
- _____. **Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry**. 1a ed. São Paulo: Artes Médicas, 2009.
- _____. et al. Effect of surface treatments on the bond strength of zirconia-reinforced ceramic to composite resin. **Brazilian Oral Research**, 21(1):10-15, 2007.
- DENRY, I.; KELLY, J. R. State of the art of zirconia for dental applications. **Dental Materials**, 24(3): 299-307, mar. 2008.
- GARCIA, L. F. R. et al. Análise crítica do histórico e desenvolvimento das cerâmicas odontológicas. **Revista Gaúcha de Odontologia**, Porto Alegre, v.59, suplemento 0, p. 67-73, jan./jun. 2011.

GIORDANO, R. CAD/CAM: An overview of machines and materials. **Journal of Dental Technology**, 9:20-30, sept. 2003.

GOMES, E. A. et al. Cerâmicas odontológicas: o estado atual. **Cerâmica**, 54, p. 319-325, 2008.

GUAZZATO, M. et al. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. **Dental Materials**, 20(5): 449-56, jun. 2004.

_____. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. **Journal of Dentistry**, 33(1)9-18, jan. 2005.

GUERRA, C. M. F. et al. Estágio atual das cerâmicas odontológicas. **International Journal of Dentistry**, Recife, 6(3):90-95, jul./set. 2007.

GUESS, P. C. et al. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. **Dental Clinics of North America**, 55(2):333-352, apr. 2011.

HANNINK, R. H. J.; KELLY, P. M.; MUDDLE, B. C. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. **Journal of American Ceramic Society**, v. 83, p. 461-87, 2000.

KELLY, J. R.; NISHIMURA, I.; CAMPBELL, S. D. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 75(1):18-32, 1996.

KERN, M.; WEGNER, S. M. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. **Dental Materials**, v. 14, p. 64-71, jan. 1998.

KINA, S. Cerâmicas dentárias. **Revista Dental Press de Estética**, v. 2, n. 2, p. 112-28, abr./maio/jun. 2005.

MARTINS, L. M. et al. Comportamento biomecânico das cerâmicas odontológicas: revisão. **Cerâmica**, 56, p. 148-155, 2010.

MCLEAN, J. W. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 85(1):61-6, jan. 2001.

MIYASHITA, E.; FONSECA, A. S. **Odontologia estética: o estado da arte**. São Paulo: Artes Médicas, 2004.

OYAGUE, R. C. et al. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. **Dental Materials**, 25(2): 172-9, feb. 2009.

ÖZCAN, M.; VALLITTU, P. K. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cements to ceramics. **Dental Materials**, 19(8):725-31, dec. 2003.

PARREIRA, G. G.; SANTOS, L. M. **Cerâmicas odontológicas: conceitos e técnicas**. São Paulo: Santos, 2005.

PICONI, C.; MACCAURO, G. Zirconia as a ceramic biomaterial. **Biomaterials**, 20(1):1-25, jan. 1999.

PIWOWARCZYK, A.; LAUER, H. C.; SORENSEN, J. A. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. **Operative Dentistry**, 30(3):382-8, 2005.

RAIGRODSKI, A.J. et al. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 107(3):170-177, mar. 2012.

RAUT, A.; RAO, P. L.; RAVINDRANATH, T. Zirconium for esthetic rehabilitation: an overview. **Indian Journal of Dental Research**, 22(1):140-3, jan./feb. 2011.

SATO, H. et al. Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. **Dental Materials Journal**, 27(3):408-14, may 2008.

SOUZA, R. O. A. **Influência de diferentes protocolos de jateamento na resistência à flexão e na estabilidade estrutural de uma cerâmica policristalina de zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com ítria**. 2009. Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, 2009.

SUNDH, A.; MOLIN, M.; SJÖGREN, G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. **Dental Materials**, 21(5):476-82, may. 2005.

TINSCHERT, J. et al. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. **International Journal of Computerized Dentistry**, 7(1):25-45, 2004.