

FLAVIA MARIA VELOSO DINIZ DA SILVA

TODAS AS CERÂMICAS SÃO IGUAIS?

**Faculdade de Odontologia
Universidade Federal de Minas Gerais
Belo Horizonte
2019**

Flávia Maria Veloso Diniz da Silva

TODAS AS CERÂMICAS SÃO IGUAIS?

Monografia apresentada ao curso de Especialização em Dentística da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial à obtenção do título de Especialista em Dentística

Orientador: Prof. Dr. Luiz Thadeu de Abreu Poletto.

Belo Horizonte
2019

Ficha Catalográfica

S586t Silva, Flávia Maria Veloso Diniz da .
2019 Todas as cerâmicas são iguais? / Flávia Maria Veloso Diniz
MP da Silva. -- 2019.
42 f. : il.
Orientador: Luiz Thadeu de Abreu Poletto.
Monografia (Especialização) -- Universidade Federal de
Minas Gerais, Faculdade de Odontologia.
1. Cerâmica Dental. 2. Cerâmica feldspática. 3.
Dissilicato de lítio. 4. Zircônia dental. I. Poletto, Luiz
Thadeu de Abreu. II. Universidade Federal de Minas Gerais.
Faculdade de Odontologia. III. Título..

BLACK - D2

UFMG

UNIVERSIDADE FEDERAL
DE MINAS GERAIS

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

Faculdade de Odontologia

Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Odontologia

Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 – Pampulha

Belo Horizonte – MG – 31.270-901 – Brasil

Tel. (31) 3409-2470

e-mail: odonto-posgrad@ufmg.br



Ata da Comissão Examinadora para julgamento de Monografia da aluna **FLÁVIA MARIA VELOSO DINIZ DA SILVA**, do Curso de Especialização em Dentística, realizado no período de 23/03/2017 a 14/03/2019.

Aos 14 dias do mês de março de 2019, às 8:00 horas, na sala de Pós-Graduação (3403) da Faculdade de Odontologia, reuniu-se a Comissão Examinadora, composta pelos professores Luiz Thadeu de Abreu Poletto (orientador), Ricardo Reis Oliveira e Lincoln Dias Lanza. Em sessão pública foram iniciados os trabalhos relativos à Apresentação da Monografia intitulada “**Todas as Cerâmicas são Iguais?**”. Terminadas as arguições, passou-se à apuração final. A nota obtida pela aluna foi 95 (noventa e cinco) pontos, e a Comissão Examinadora decidiu pela sua aprovação. Para constar, eu, Luiz Thadeu de Abreu Poletto, Presidente da Comissão, lavrei a presente ata que assino, juntamente com os outros membros da Comissão Examinadora. Belo Horizonte, 14 de março de 2019.

Prof. Luiz Thadeu de Abreu Poletto

Orientador

Prof. Ricardo Reis Oliveira

Prof. Lincoln Dias Lanza

Dedico esse trabalho, aos meus pais, minha irmã e meus amigos que durante esses dois anos contribuíram de diversas formas para minha formação, acreditando no meu potencial e incentivando meu sucesso.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Prof. Luiz Thadeu pela orientação, competência, por não medir esforços para ajudar seus alunos, pelos ensinamentos sobre a odontologia e sobre a vida.

Agradeço também à equipe de professores do curso de especialização em Dentística, que nos capacitou e sempre nos incentivou a sermos profissionais melhores.

Meus amigos de especialização, Marcela, Thiago, Marco, Lorena, Mari, Eduardo e Guilherme que sempre se mostraram muito solícitos e tornaram os dias de curso sempre agradáveis.

Agradeço a FUNDEP pela bolsa parcial que possibilitou com que eu fizesse e concluísse este curso.

“O segredo de qualquer conquista é a coisa mais simples do mundo: saber o que fazer com ela. ”

Desconhecido.

RESUMO

O desenvolvimento das cerâmicas odontológicas só foi possível devido à introdução de novos recursos tecnológicos, que aliado a demanda por estética gerou novos conceitos quanto ao uso e aplicação desses materiais. Nos deparamos com diversos tipos de cerâmicas e métodos de obtenção que entregam resultados diferentes em relação à resistência e a translucidez. Nesse contexto, é preciso conhecer cada sistema cerâmico disponível desde suas principais características até suas limitações, para saber indicá-lo de modo correto em cada situação clínica específica. O objetivo desse trabalho é auxiliar o cirurgião-dentista na escolha de um material totalmente cerâmico, entre as cerâmicas: feldspáticas, dissilicato de lítio e zircônia para restaurações em coroas totais sobre dente. Concluiu-se que, as cerâmicas são diferentes entre si, as feldspáticas são mais usadas para casos estéticos, principalmente na técnica estratificada, o dissilicato de lítio reúne estética e resistência e a zircônia se apresenta como um material promissor por apresentar as melhores propriedades mecânicas.

Palavras chave: Cerâmica Dental, Cerâmica Feldspática, Dissilicato de Lítio, Zircônia Dental.

ABSTRACT

The development of dental ceramics was only possible due to the introduction of new technological resources, that accompanied by the increasing demand for aesthetics generated new concepts about the use and applications of those materials. These circumstances resulted in the need of various types of ceramics and therefore production methods, which aims to deliver different results in terms of strength and translucency. In this context, it is crucial to understand each available ceramic's system characteristics and limitations, so as to properly select the right material for given clinical application.

The objective of this work is to assist the dental surgeon in the choice of an all-ceramic material for restorations in full-coverage crowns, among three of them: feldspathic porcelain, lithium disilicate and dental zirconia. In this work was concluded that the ceramics are not identical and that feldspathic porcelains are often more used for aesthetic cases, especially in the stratified technique, the lithium disilicate combines aesthetics and strength and, finally, the dental zirconia presents itself as a promising material due to its superior mechanical properties

Keywords: Dental ceramic. Feldspathic porcelain. Lithium disilicate. Dental zirconia

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Bloco em camadas VITABLOCS Real Life.....	20
Figura 2 - Diferentes arranjos estruturais cristalinos da zircônia.....	26

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

°C	Graus Celsius
Mm	Micrômetro
MPa	Mega Pascoal
mm	Milímetro
Y-ZTP	<i>Yttria-tetragonal zirconia polycrystal</i>
CAD/CAM	<i>Computer-aided design - Computer-aided manufacturing</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

% Porcentagem

® Marca registrada

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	13
1.1	Objetivos da pesquisa.....	14
1.2	Objetivos específicos.....	14
2	METODOLOGIA.....	15
3	REVISÃO DE LITERATURA.....	16
3.1	Cerâmicas odontológicas.....	16
3.2	Feldspáticas.....	18
3.3	Dissilicato de Lítio.....	22
3.4	Zircônias.....	25
4	DISCUSSÃO.....	31
5	CONCLUSÕES.....	40
	REFERÊNCIAS	

1 INTRODUÇÃO

Na Odontologia contemporânea quando usados em tratamento restauradores os sistemas cerâmicos se apresentam como uma alternativa aos metais devido à crescente demanda por estética (AMOROSO *et al.*, 2012).

A cerâmica tem sido a base da odontologia estética por mais de 100 anos. A necessidade de se proporcionar restaurações dentárias que sejam estéticas e resistentes resultou no desenvolvimento de novos materiais (AMOROSO *et al.*, 2012; GRACIS *et al.*, 2015).

A cerâmicas são caracterizadas por sua biocompatibilidade, potencial estético, natureza refratária, alta dureza, tenacidade à fratura de baixa a moderada, excelente resistência ao desgaste, inércia química e susceptibilidade à fratura sob tração (ANUSAVICE, SHEN E RAWLS, 2013).

Devido ao elevado número de produtos disponíveis e a velocidade na qual novos produtos estão sendo introduzidos, o clínico de hoje enfrenta um processo complexo de decisão ao escolher o material restaurador para uma indicação particular. A seleção raramente é feita com base em uma compreensão completa das características dos materiais (GRACIS *et al.*, 2015).

O conhecimento das diferentes alternativas disponíveis, em relação a composição química, propriedades mecânicas, ópticas e forma de processamento laboratorial, permite ao cirurgião-dentista saber quando utilizar estes materiais de acordo com cada indicação. No entanto, é preciso ter consciência que não existe um material ideal e nem um sistema cerâmico capaz de suportar todas as situações clínicas.

O objetivo dessa revisão de literatura será estudar os sistemas cerâmicos e elucidar suas características, auxiliando o cirurgião-dentista na escolha do material para cada caso clínico.

1.1 OBJETIVO

O objetivo desta revisão é auxiliar o cirurgião-dentista na escolha de um material totalmente cerâmico, entre as cerâmicas: feldspáticas, dissilicato de lítio e zircônia para restaurações em coroas totais sobre dente.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Correlacionar policromia dental e cerâmica odontológica;
- Comparar as cerâmicas.

2 METODOLOGIA

Para a identificação dos estudos incluídos nesta revisão, foi realizada uma estratégia de busca no banco de dados Pub Med. Foram utilizados como descritores: *Dental ceramic, feldspathic porcelain, lithium disilicate ceramics, dental zirconia.*

Os critérios de inclusão foram: artigos no período de 2015 até 2018. Os critérios de exclusão foram: artigos sem resumo, artigos cujo idioma não fosse o inglês e o português, artigos de periódicos que não pertencessem à área odontológica.

Foram feitas buscas a livros didáticos de materiais dentários e em catálogos das marcas comerciais.

3 REVISÃO DE LITERATURA

Esta revisão será apresentada dentro de vários tópicos. Inicialmente será exposto um texto geral sobre cerâmicas, após este, um texto sobre cada tipo de cerâmica será apresentado com a citação de todos os artigos pesquisados.

3.1 CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS

Os materiais restauradores dentários devem ser capazes de resistir a tensões e desgastes causados por forças repetitivas da mastigação. As ligas em ouro por muito tempo foram consideradas o material restaurador ideal devido as suas ótimas propriedades mecânicas (ZANDPARSA *et al.*, 2015).

Atualmente com a alta demanda estética, muitas vezes se sobrepondo às necessidades biológicas e restauradoras, as cerâmicas dentárias representam uma das alternativas viáveis na área odontológica.

Segundo Anusavice, Shen e Rawls (2013), as cerâmicas foram utilizadas como material odontológico pela primeira vez em 1774 na fabricação de dentes para uma prótese total, patenteada pelo químico Alexis Duchateau e pelo dentista Chemant. Mais tarde, novas formas de produção foram patenteadas e a confecção de coroas totalmente cerâmicas foi introduzida por Charles Land em 1903. As cerâmicas feldspáticas são usadas desde 1960 para confecção de coroas metalocerâmicas.

O desenvolvimento tecnológico na indústria odontológica foi estimulado pela exigência por materiais altamente estéticos, com alta resistência e boa integridade marginal. Desta forma, observamos melhorias qualitativas dos materiais cerâmicos ao longo do tempo, que permitiu seu uso em tratamentos de dentes anteriores e posteriores (GRACIS, *et al.*, 2015; ZANDPARSA *et al.*, 2015).

Atualmente, as cerâmicas são uma alternativa de material restaurador para a estrutura dental devido as suas propriedades favoráveis, tais como: resistência à compressão, baixa condutibilidade térmica, biocompatibilidade, radiopacidade, boa integridade marginal, estabilidade de cor, biomimetismo, durabilidade química,

resistência ao desgaste, inércia química e baixa condutibilidade elétrica (AMOROSO *et al.*, 2012; ANUSAVICE, SHEN e RAWLS, 2013).

Segundo Zandparsa *et al.* (2015) para aplicações odontológicas as cerâmicas deveriam apresentar desgaste compatível com o desgaste fisiológico, entre 15- 38 μ m como média anual. Além disto, apresentar uma superfície de fácil polimento diminuindo os possíveis danos ao esmalte dentário. (ANUSAVICE, SHEN e RAWLS, 2013).

Em relação às propriedades estéticas, para Awad *et al.* (2015) a translucidez é um dos principais fatores no controle do resultado estético, porque faz com que as restaurações pareçam mais naturais. Equívocos no brilho são os erros mais perceptíveis, porque o olho humano é mais sensível às diferenças de valor (brilho), do que matiz ou croma. Ademais, a translucidez da cerâmica está intimamente relacionada com a transmissão de luz.

Anusavice, Shen e Rawls (2013) afirmaram que a tenacidade à fratura é a propriedade mais crítica da cerâmica, porque é a resistência ao crescimento de trincas sob um estado de tensão de tração, que impede a fratura do material, requisito extremamente importante para qualquer cerâmica odontológica.

A tenacidade à fratura para a cerâmica feldspática varia de 0,75 MPA-m^{1/2} e para zircônia de 8 MPA-m^{1/2}. Em comparação aos valores para esmalte 0,7-1,3 MPA-m^{1/2}, e dentina 3,1 MPA-m^{1/2}. (ANUSAVICE, SHEN e RAWLS, 2013).

Atualmente as cerâmicas odontológicas feldspáticas, de dissilicato de lítio e zircônia estão disponíveis em diversas formas de processamento.

O processo de estratificação consiste na aplicação da cerâmica com diferentes opacidades (opaco, dentina, esmalte, translúcido) e saturações de cor em camadas sucessivas por meio da condensação sobre uma infraestrutura. (RAPOSO *et al.*, 2012)

Os sistemas prensados baseiam-se na técnica da cera perdida, na qual um padrão de cera com o formato da restauração é incluído em revestimento refratário e, em seguida, é eliminado em forno com alta temperatura. Desta forma, espaço adequado é deixado no revestimento para receber a cerâmica, que será posicionada na forma de pastilhas (lingotes) e posteriormente submetida à alta temperatura e pressão em forno especial para ser injetada no molde, preenchendo assim o espaço

existente no interior do revestimento e dando forma à restauração indireta. (RAPOSO *et al.*, 2012)

A usinagem ou fresagem das cerâmicas é uma forma de obtenção da restauração usando blocos cerâmicos produzidos industrialmente, na forma não sinterizado, parcialmente sinterizado ou completamente sinterizado. É também conhecida como CAD/CAM (*Computer Aided Design e Computer Aided Manufacturing*) projeto e fabricação assistida por computador. Todos os sistemas CAD/CAM odontológicos consideram três etapas principais: digitalização, concepção da restauração e usinagem. A digitalização pode ocorrer pela captação da imagem do preparo diretamente da cavidade oral ou a partir do modelo de gesso por uma micro câmera ou scanner. Em seguida, a imagem é processada pela unidade CAD, para planejamento e concepção da restauração. Por último, o projeto da restauração é enviado a uma unidade fresadora (CAM), que a confecciona por usinagem. Após esta etapa, dependendo do material cerâmico escolhido, as restaurações devem passar por processo de sinterização. (RAPOSO *et al.*, 2012).

3.2 FELDSPÁTICAS

“É uma cerâmica de matriz de vidro inorgânica não metálica” (GRACIS, *et al.* 2015, p.1).

A cerâmica de matriz de vidro feldspática é composto por quantidade significativa de feldspato natural: uma mistura de potássio e aluminossilicatos de sódio (KAlSi_3O_8), quartzo (SiO_2) e argila/ caulim ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) (VALJAKOVA *et al.*, 2018).

O quartzo ou sílica (SiO_2) é o componente da matriz (55–65%) responsável pela translucidez da restauração, como não é um material resistente, pode se adicionar 20 a 25% de alumina (Al_2O_3) como reforço. O caulim é um silicato de alumínio hidratado usado em uma quantidade limitada (4%), pois tem propriedades opacas comprometendo a estética translúcida. Sua função é ligar as partículas de cerâmica frouxamente presas (VALJAKOVA *et al.*, 2018).

A cerâmica feldspática contém duas fases, uma vítrea, responsável pela translucidez e a outra cristalina, que confere resistência. Elas podem classificadas de acordo com a temperatura de fusão: acima de 1300°C são consideradas

cerâmicas de alta fusão; entre 1300°C e 1101°C média fusão; 1100 a 850°C baixa fusão de e <850 °C ultrabaixafusão (ANUSAVICE, SHEN e RAWLS, 2013).

A baixa resistência à tração é uma desvantagem da cerâmica feldspática, principalmente quando defeitos e tensões de tração coexistem no mesmo corpo. Deve-se ressaltar que a resistência pode ser alterada pelo desenho cavitário do preparo, espessura, acabamento e polimento da cerâmica (ANUSAVICE, SHEN e RAWLS, 2013).

Em geral acredita-se que a razão principal para a fratura dessas cerâmicas seja sua incapacidade de suprimir o crescimento de trincas através da deformação (ANUSAVICE, SHEN e RAWLS, 2013). Por isso a indicação deste material é para confecção de coroas metalocerâmicas, cerâmicas estratificadas ou facetas estéticas. Algumas marcas comerciais que representam essa categoria são: IPS Empress Esthetic, IPS press/CAD, IPS Classic, Ivoclar Vivadent; Vitadur, Vita VMK 68, Vitablocs, Vident). (GRACIS *et al.*, 2015, p.1).

“Pigmentos, opacificadores e vidros, são adicionados para controlar cor, temperatura de cocção, coeficiente de expansão térmica”. (ANUSAVICE, SHEN E RAWLS, 2015, p.471)

Segundo Valjakova, *et al.* (2018, p.1743) “a VITABLOCS® da VITA Zahnfabrik são as cerâmicas CAD / CAM feldspáticas mais utilizadas, com tamanho médio de grão de 4µm e resistência à flexão de 154MPa”.

A Figura 1, mostra o bloco em camadas dos VITABLOCS Real Life. A coroa no modo CAD pode ser posicionada em todas as 3 dimensões, no intuito de obter a estratificação ideal. São indicados para a confecção de restaurações anteriores com elevado padrão estético.

Figura 1 - Vitablocs Real Life



FONTE: <https://www.wilcos.com.br/vita/cadcamReallife>

Atualmente o método mais usado para aplicação das cerâmicas feldspáticas é a estratificação sobre infraestrutura. Na técnica de estratificação, modela-se o pó com líquido aglutinador (água destilada pura ou com adições de glicerina, propileno glicol ou álcool) para manter as partículas do pó cerâmico unidas. Em sequência, a pasta é colocada sobre troquel refratário ou infraestrutura pela técnica do pincel, vibração ou espatulação. A remoção do excesso de água pode ser realizada utilizando-se papel absorvente, vibração ou adição de pó seco à superfície. Na etapa de sinterização, a cerâmica deve passar pelo processo de secagem, por três a cinco minutos e posteriormente é inserida no forno (as temperaturas variam de acordo com o fabricante), preferencialmente em ambiente com vácuo. Após a sinterização, o volume da cerâmica sofre contração de aproximadamente 30%, devido à perda de água durante a secagem. (RAPOSO *et al.*, 2012)

Após um estudo *in vitro* para avaliar a alteração de translucidez de acordo com a espessura e rugosidade de alguns materiais restauradores, os autores Awad *et al.* (2015) chegaram à conclusão de que em restaurações polidas não houve diferenças significativas entre as amostras de dissilicato de lítio (IPS E.max CAD) e

de cerâmica feldspática (VITA Mark II). Quando há um aumento na rugosidade de superfície há uma alteração da transmissão de luz, que passa a ser difusa resultando em uma pequena diminuição de translucidez, que foi maior com o IPS e.max CAD. Porém eles relatam que a maior influência na translucidez é relacionada a espessura do material, ou seja, quanto mais espesso, menos translúcido.

Outros fatores como estrutura cristalina, tamanho de grão, pigmentos, bem como número, tamanho, distribuição de defeitos, e porosidade, também tem certa influência na translucidez e variam de acordo com cada marca comercial (AWAD, *et al.*, 2015).

Quando se fala sobre desgaste do dente natural antagonista, Zandparsa *et al.* (2015) concluíram após um estudo *in vitro* que o desgaste causado por uma cerâmica feldspática (Noritake Super Porcelana EX-3), é similar ao causado por cerâmicas de dissilicato de lítio (IPS e.max Press, IPS e.max CAD) e zircônias (LAVA Plus Zirconia), em ensaios que simulam o que equivale a um ano de desgaste clínico na área de contato oclusal.

Outros estudos como o de Amer, Kürklü e Johnston (2015), acrescentam que o efeito da mastigação simulada mostra que a porcelana feldspática (Vita VMK-Master; Vita Zahnfabrik) exibiu a maior mudança na rugosidade de superfície e tornou-se significativamente mais áspera e potencialmente mais propensa a causar desgaste no esmalte dentário, quando em simulação de desgaste clínico de aproximadamente um ano.

Gundugollu *et al.* (2018) realizaram um teste *in vitro* comparando o desgaste de esmalte dentário causado por uma zircônia monolítica e por uma zircônia estratificada com cerâmica feldspática. As amostras foram submetidas a um teste representativo da função mastigatória, e a estratificada causou mais desgaste dentário do que a estrutura monolítica.

Para avaliação de resistência NISHIOKA *et al.* (2018), concluíram que a cerâmica feldspática (VITABLOCS Mark II), tem a menor resistência para teste de carga até a falha e para testes de resistência à fadiga, comparados a outras cerâmicas, e que ao final dos ensaios as feldspáticas apresentavam as superfícies mais ásperas.

3.3 DISSILICATO DE LÍTIO

Para se manter menos dependente das matérias primas naturais, foram desenvolvidas as chamadas vitrocerâmicas “sintéticas” a base de dissilicato de lítio, que permitiu uma melhoria na padronização e controle de qualidade desse material (VALJAKOVA *et al.*, 2018)

A microestrutura da vitrocerâmica compreende fase cristalina dispersa (cristais) rodeado por fase vítrea translúcida (matriz). A maior presença de fase cristalina é responsável pela melhoria das propriedades mecânicas, reduzindo ou retardando a possibilidade de formação de trincas, aliando estética e resistência mecânica (VALJAKOVA *et al.*, 2018).

Segundo GRACIS, *et al.* (2015, p.1) “um material que anteriormente era indicado somente para subestrutura, atualmente pode ser utilizado em restaurações monolíticas”.

Willard e Chu (2018, pg.1) afirmam que

As restaurações de dissilicato de lítio (2SiO_2 e Li_2O) comercializadas como IPS Empress2® Ivoclar Vivadent, Lichtenstein), eram classificadas como uma cerâmica de vidro e usadas em próteses fixas de 3 elementos até segundos pré-molares.

O IPS Empress 2® continha aproximadamente 65% de dissilicato de lítio, 34% de vidro residual, e 1% de porosidade, formulado a partir de composições de SiO_2 – Li_2O – K_2O – ZnO – Al_2O_3 – La_2O_3 – P_2O_5 . A microestrutura do IPS Empress 2® possuía cristais alongados e sua cristalização controlada garantiu que a nucleação e o crescimento dos cristais de dissilicato de lítio fossem propagados uniformemente em toda a massa durante tratamentos térmicos, processo chamado de ceramização, o qual foi conseguido com o auxílio de aditivos especiais (por exemplo, P_2O_5 , TiO_2 e ZrO_2) (LIEN *et al.*, 2015).

A reformulação e refinamento da produção no processo IPS Empress 2®, levou à produção de uma nova linha de cerâmica, lançada em 2005 sob a marca IPS e.max (Ivoclar Vivadent, Lichtenstein), uma das marcas comerciais mais usadas e levou a descontinuação da Empress 2®. A cerâmica IPS e.max é apresentada em duas formas, um bloco que pode ser fresado usando um sistema CAD/CAM e um

lingote usado para fabricação de coroa prensada seguindo a técnica de cera perdida (IPS e.max Press) (WILLARD e CHU, 2018).

A IPS e.max Press é uma pastilha de cerâmica vítrea de dissilicato de lítio para a tecnologia de injeção, disponíveis em dois tamanhos. O processo de fabricação produz pastilhas totalmente homogêneas, em vários níveis de translucidez, HT: alta translucidez, LT: baixa translucidez, MO média opacidade, HO: alta opacidade. Estas pastilhas apresentam resistência de 470 MPa, sendo a mais alta disponível atualmente. Essas restaurações, cromatizadas e altamente estéticas podem ser realizadas pelo processo de estratificação com a presença de *coping* alcançando uma excelente individualização da restauração, ou somente pigmentadas/maquiadas, com o IPS e.max Ceram, e glazeadas. (Ivoclar Vivadent, 2009).

O IPS e.max CAD permite que o cirurgião-dentista realize a restauração em uma só consulta clínica, usando o sistema CAD/CAM (AZAR *et al.*, 2018).

Azar *et al.* (2018) publicaram um estudo para comparar o *gap* marginal entre os blocos IPS e.max Press e IPS e.max CAD e concluíram que embora ambos apresentassem um *gap* marginal dentro do padrão clínico aceito. O IPS e.max Press demonstrou valores médios de *gap* marginal estatisticamente menores ($38 \pm 12 \mu\text{m}$), que as amostras de e.max CAD ($45 \pm 12 \mu\text{m}$).

Em contrapartida as cerâmicas produzidas em CAD/CAM apresentam uma melhor estabilidade de cor do que as injetadas, apesar de ambas mostrarem mudanças dentro do aceitável clinicamente (PALLA *et al.*, 2017).

Quando usado como cobertura em estruturas totalmente cerâmicas, esses materiais são modificados para coincidir com o coeficiente de expansão térmica do seu respectivo *coping* (GRACIS *et al.*, 2015).

Basso *et al.* (2017), após um estudo *in vitro* concluíram que coroas estratificadas com *coping* de zircônia (IPS e.max ZirCad) e cobertura de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD) de espessura de 0,5mm + 0,7mm, respectivamente, possuem a mesma capacidade de mascarar substratos escuros não metálicos, que uma coroa monolítica de dissilicato de lítio de espessura de 2mm, porém, esta última apresenta maior translucidez. Foi observado também que quanto mais espessa a coroa, maior sua opacidade.

Segundo Gracis *et al.* (2015, p.4)

Para melhores propriedades mecânicas e uso como um material de subestrutura, a fase cristalina foi reforçada. Estes são compostos de SiO₂ (63%), Al₂O₃ (17%), K₂O (11,2%), Na₂O (4,6%), óxido cerico (CeO₂; 1,6%), trióxido de boro (B₂O₃), óxido de cálcio (CaO), óxido de bário (BaO), dióxido de titânio (TiO₂) (<1%) (por exemplo, IPS Empress), ou aproximadamente 70% de dissilicato de lítio (IPS Empress 2) (SiO₂ (57% a 80%), Al₂O₃ (0% a 5%), óxido de lantânio (La₂O₃; 0,1% a 6%), óxido de magnésio (MgO; 0% a 5%), óxido de zinco (ZnO; 0% a 8%), K₂O (0% a 13%), óxido de lítio (Li₂O; 11% a 19%), pentóxido de fósforo (P₂O₅; 0% a 11%).

A cerâmica de dissilicato de lítio é indicada para coroas anteriores e posteriores. (MOBILIO, FASIOL, e CATAPANO, 2018).

Mobilio, Fasiol e Catapano (2018) publicaram um estudo clínico relatando uma taxa de sobrevivência de 97,3% onde 43 restaurações de dissilicato de lítio foram realizadas em 17 pacientes e acompanhadas por no mínimo 3 anos.

Preservar a cor dessas restaurações é um determinante essencial do sucesso clínico a longo prazo. Segundo o estudo *in vitro* realizado por Palla *et al.* (2017) as cerâmicas de dissilicato de lítio (IPS e.max) no geral apresentam boa estabilidade de cor quando submetidas a teste com bebidas como o café, vinho e chá preto e a testes cíclicos de temperatura e a aplicação de glaze antes da cimentação definitiva mostrou-se importante para a estabilidade de cor e resistência ao manchamento dessas cerâmicas.

A cerâmica de dissilicato de lítio é conhecida por fornecer alta estética e resistência (NISHIOKA *et al.*, 2018). Em relação ao desgaste do esmalte antagonista, Zandparsa *et al.* em 2015 testaram *in vitro* o desgaste das cerâmicas IPS e.max Press, IPS e.max CAD, contra o esmalte humano e não foram encontradas diferenças na redução volumétrica de cúspides de esmalte independentemente do processo de obtenção e do tipo de cerâmica.

Amer, Kürklü e Johnston (2015) ao avaliarem *in vitro* o efeito da mastigação sobre a superfície das cerâmicas zircônia estabilizada por itrio (Dental Laboratory Milling Supplies); dissilicato de lítio (IPS e.max CAD); e porcelana feldspática (Vita VMK-Master; Vita Zahnfabrik), observaram que a amostra de

dissilicato de lítio apresentou rugosidade de superfície menor que a feldspática e maior que da zircônia.

NISHIOKA *et al.* (2018) encontraram valor de resistência à fadiga e à flexão, intermediário para a cerâmica dissilicato de lítio (IPS e.max CAD), que estava entre a zircônia (Zircônia YZ HT), e a cerâmica feldspática (VITABLOCS Mark II) com valores de 295,2 MPa; 635,0 MPa e 76,8 MPa, respectivamente. Também é relatado que as fraturas iniciam-se no lado sob estresse de tensão, oposto ao lado da aplicação de carga. Os defeitos superficiais pré-existentes foram as principais origens das fraturas.

Em 2015 Nakamura *et al.* registraram resistência à fratura de 3147 N, em coroas totais de dissilicato de lítio (IPS e.max Press) com preparos que envolviam desgaste axial de 1 mm e redução oclusal de 1,5mm.

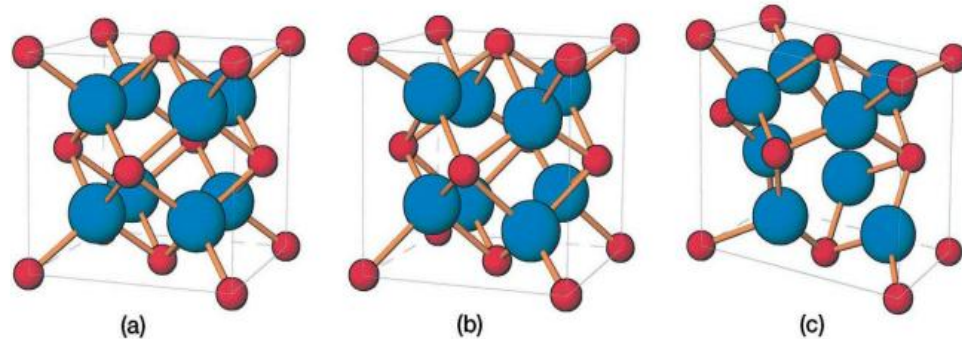
Outros exemplos de marcas comerciais, são: 3G HS, Pentron Ceramics (técnica injeção); Ivoclar Vivadent; Obsidiana (CAD/CAM); Suprinity, Vita (CAD/CAM); Celtra Duo, Dentsply (CAD/CAM). A composição varia entre os fabricantes. (GRACIS *et al.*, 2015.)

3.4 ZIRCÔNIA

São cerâmicas que pertencem ao grupo policristalino, não possuem fase amorfa e sua microestrutura é organizada em forma de grãos cristalinos unidos uns aos outros por meio de uma substância intergranular, proporcionando resistência à fratura (GRACIS *et al.*, 2015).

Segundo Anusavice, Shen e Rawls (2013, p.431), “sob pressão atmosférica a zircônia pode exibir três estruturas cristalinas diferentes. A temperaturas maiores que 2637°C, apresenta estrutura cúbica, entre 1167°C e 2367°C, estrutura tetragonal e abaixo de 1167°C, estrutura monoclinica” (FIGURA 2).

FIGURA 2 – Diferentes arranjos estruturais cristalinos da zircônia: a) fase cúbica; b) fase tetragonal; c) fase monoclinica



FONTE: ARATA, 2016.

Uma vez que em temperatura ambiente os cristais de zircônia apresentam estrutura cristalina monoclinica, que ocupa um volume maior do que a forma tetragonal, descobriu-se que era possível produzir restaurações de zircônia que, à temperatura ambiente, estariam na fase tetragonal, esta mais estável. Isso se tornou possível pela adição de alguns óxidos durante a sinterização. Um dos óxidos mais utilizados é o ítrio (Y_2O_3), pela sua solubilidade na fase cúbica e tetragonal, que deu origem ao material chamado zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio (Y-TZP *yttrium tetragonal zirconia polycrystals*). Quando há concentração de tensões geradas ao redor de um defeito pré-existente no material, há a transformação (tenacificação) dos cristais tetragonais em cristais monoclinicos. Como a forma monoclinica ocupa um volume de 3 a 5% maior do que os cristais tetragonais, o resultado final é surgimento de tensões de compressão ao redor do defeito, impedindo que a trinca se propague e leve à fratura do material. Esse mecanismo é o principal responsável pela zircônia estabilizada por ítrio ser o material cerâmico dental com a maior resistência à fratura disponível atualmente. (ANUSAVICE, SHEN e RAWLS, 2013; ZHAN e LAWN, 2018).

Recomenda-se um tamanho de grão entre 0,2 e 1,0 μ m para o Y-TZP para permitir uma transformação da fase tetragonal para monoclinica suficiente para conseguir resistência à fratura, mas não uma transformação espontânea indesejada (SCHRIWER *et al.*, 2017).

Segundo Zhan e Lawn (2018) as coroas dentárias estão sujeitas à carga oclusal sob condições cíclicas em meio aquoso, onde as forças de mordida podem

exceder 1000N. Desta forma, a elucidação dos mecanismos de fratura e deformação desses materiais representa a chave para a vida útil prolongada das próteses dentárias.

As propriedades mecânicas relatadas para Y-TZP são significativamente maiores do que todas as outras cerâmicas dentárias. A principal vantagem destes materiais é sua alta resistência, representada pela alta resistência à flexão (900-1000 MPa) e resistência à fratura ($5,5 - 7,4 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$). Estas propriedades são significativas quando comparadas às cerâmicas contendo dissilicato de lítio, que têm boas propriedades clínicas, mas resistência à flexão de aproximadamente 350 a 400 MPa e resistência à fratura de aproximadamente $3,2 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ (AMER, KÜRKLÜ e JOHNSTON, 2015).

Nishioka *et al.* (2018) após um estudo laboratorial para medir a resistência das cerâmicas, concluíram que a zircônia reforçada por ítrio (zircônia YZ HT) possui resistência à fadiga de 370,2 MPa.

As coroas dentárias à base de zircônia são de dois tipos principais: monolítica, onde toda a prótese consiste de zircônia e estratificada, onde a zircônia é revestida com outro tipo de cerâmica. Estas últimas são susceptíveis a falhas de delaminação da camada de porcelana estética e à presença de tensões térmicas residuais, devido aos diferentes coeficientes de expansão térmica entre o *coping* e a cerâmica de revestimento. Para evitar esse inconveniente a busca por zircônias monolíticas e estéticas sem comprometer suas propriedades tornou-se uma força motriz para o aprimoramento desse material. (ZHANGA e LAWN, 2018).

Atualmente o conceito que cerâmicas policristalinas são opacas e devem ser usadas apenas como material de subestrutura está sendo modificado, devido ao desenvolvimento de zircônias translúcidas. (GRACIS, et al. 2015).

Para alcançar translucidez e cor clinicamente semelhante a um dente, a zircônia pode ser submetida a diversas alterações no processo de fabricação, por exemplo: cristais menores, maior proporção de cristal cúbico (estrutura alcançada pela maior temperatura de sinterização) e aumento do conteúdo de ítrio, aumentam a translucidez. A inclusão de outros óxidos irá alterar a cor e aumentar ou diminuir a opacidade. (SCHRIWER, *et al.*, 2017)

Considerando fatores clínicos Nakamura *et al.* (2015), após pesquisa *in vitro* concluíram que a espessura de 0,5mm de zircônia (Lava Plus Zirconia) nas paredes axiais e oclusais de uma coroa total já são suficientes para prover ao material, resistência à fratura em molares e que suportam cargas maiores que uma coroa de dissilicato de lítio (IPS e.max Press) de espessura de 1,5mm. Também mostraram que a redução oclusal é o fator primordial para aumentar a resistência à fratura da zircônia.

No entanto, no que se trata de espessura para alcançar estética esse valor ainda não é bem definido. (TABATABAIAN *et al.*, 2018)

Uma espessura de 0,9mm foi relatada por Tabatabaian *et al.* (2018), como suficiente para alcançar um resultado estético satisfatório das zircônias monolíticas DD cubeX2 Dental Direkt GmbH e Copra Smile White Peaks/ Dental Solutions, quando amostras na cor A2 são posicionadas sob um substrato na cor A4.

Para o mascaramento de substratos metálicos Basso *et al.* (2017), após um estudo *in vitro* observaram que as coroas estratificadas com *coping* em zircônia (IPS e.max ZirCad) têm maior capacidade de mascaramento, comparado às amostras monolíticas em dissilicato de lítio (IPS e.max CAD).

No que se trata de desgaste do elemento dentário antagonista, como relatado anteriormente para Zandparsa *et al.* (2015) não houveram diferenças de desgaste dentário quando compararam a zircônia (LAVA Plus Zirconia), dissilicato de lítio (IPS e.max Press, IPS e.max CAD) e feldspática (Noritake Super Porcelana EX-3). Todos os sistemas cerâmicos exibiram alta durabilidade e desgaste similar ao esmalte. Em adição Gundugollu *et al.* (2018) publicaram um estudo *in vitro* e concluíram que a zircônia monolítica (33.95) (DentGallop, EUA) causa menos desgaste no esmalte dentário do que a zircônia estratificada com cerâmica feldspática (155.02).

Amer, Kürklü e Johnston em 2015 após estudo *in vitro* mostraram que a superfície da zircônia (Crystal diamond Y-TZP, Dental Laboratory Milling Supplies), sofreu menos alterações de rugosidade após mastigação simulada para 1 ano.

Uma pesquisa *in vitro* determinou que o efeito do acabamento superficial é primordial para determinar o desgaste do esmalte antagonista. Amostras de zircônia monolíticas sem glaze e sem polimento causaram um desgaste em altura de 68.84,

enquanto zircônias polidas sem glaze (33.95) e zircônia com polimento e glaze (39.67 e 1,68). Reforçando a importância do polimento da restauração independentemente do glaze. (GUNDUGOLLU *et al.* 2018)

Segundo Schriwer *et al.* (2017) o processo de fabricação entre as restaurações de zircônia difere em relação ao material, composição, processamento e processo de usinagem. O processo de usinagem pode ser *hardmachining*, onde as coroas usinadas são fresadas a partir de uma peça totalmente sinterizada ou *soft-machining* onde ocorre a fresagem de um bloco pré sinterizado que é totalmente sinterizado após a escultura, essas últimas são moídas com tamanho 20% maior para compensar a subsequente contração durante a sinterização.

Em um estudo *in vitro* as coroas de Y-TZP monolíticas *hard machine* (Denzir Y-TZP, Nobel Biocare) exibiram melhor qualidade de margem, menos defeitos superficiais e não se fraturaram com carga de 3200N. Por outro lado, as marcas Zirconia, Nobel Procera e PrismaTik BruxZir Milling Blank, foram as zircônias que precisaram de menor força para se fraturar, correlacionando as cargas necessárias para fratura com a gravidade dos defeitos superficiais das margens (SCHRIWER, *et al.*, 2017)

Souza *et al.* (2017) demonstraram que dois materiais de zircônia pré sinterizados podem ter relevante diferença de resistência entre eles, como o IPS E-max Zir cad, Ivoclar Vivaden e Z5 – C5 MedicalWerks, Grand Junction, CO, USA, que apresentaram resistência flexural de 847,82 MPa e 966,95 MPa, respectivamente.

O aumento da aplicação das zircônias monolíticas em contato direto com o ambiente oral trouxe a preocupação com a degradação a baixas temperaturas desses materiais. Observa-se a possibilidade da transformação espontânea da fase tetragonal para a fase metaestável da zircônia quando em contato com a água em temperatura ambiente ou fluidos corpóreos. Esse processo de envelhecimento acelerado pelo aumento volumétrico do grão gera seu destacamento criando superfície rugosa e microtrincas, abrindo caminho para penetração de água e pode levar à falha catastrófica do material. Eventos em cascata ocorrem com a transformação, propagando primeiro dentro do grão e depois invadindo sua superfície (ARATA, 2016).

Para avaliar o efeito do envelhecimento nas propriedades mecânicas, na topografia de superfície e na transformação de fase das zircônias IPS e.max ZirCAD e Z-5 (C5 MedicalWerks), De Souza *et al.* (2017) realizaram um estudo *in vitro* e concluíram que houve redução de resistência flexural (de 892.4 para 791.0MPa), mudança na topografia e transformação de fase, apenas na e.max ZirCad, após um envelhecimento de 90 min. Sugerindo que os processos, as temperaturas de sinterização, o tamanho dos grãos e a composição de cada material influencia diretamente na sua susceptibilidade à degradação em ambiente oral. As amostras apresentam uma transformação de fase de 12 a 14 um, que provavelmente não é uma espessura suficiente para causar perda de resistência do material como um todo.

Contudo, o comportamento da Y-TZP varia de acordo com a sua microestrutura (tamanho de grão, quantidade de ítrio, densidade dentre outras). Por isso os parâmetros de degradação a baixa temperatura devem ser determinados especificamente para cada cerâmica Y-TZP (ARATA, 2016).

Outros exemplos de marcas comerciais disponíveis atualmente são: Nobel Procera Zircônia, Nobel Biocare; Lava / Lava Plus, 3M ESPE; In-Ceram YZ,Vita; Zirkon,DCS; Katana Zirconia ML, Noritake; Cercon ht, Dentsply;Prett au Zirconia, Zirkonzahn;IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent; Zenostar, Wieland).

4 DISCUSSÃO

O sistema mastigatório é extremamente complexo, diante disso, o material restaurador utilizado deve apresentar alta performance mecânica devido às forças mastigatórias, suportar forças cíclicas de tração e compressão, mudanças bruscas de temperatura, pH e ser inerte à presença de umidade do ambiente oral.

Vários fatores devem ser levados em consideração ao fazer a escolha do material restaurador estético, como: Resistência, durabilidade, lisura superficial, adaptação marginal, capacidade de acúmulo de placa bacteriana, compatibilidade com as estruturas dentais, grau de translucidez, estabilidade de cor, métodos de processamento, composição, sensibilidade ao ácido (condicionável), tipo de cimentação e desgaste do esmalte antagonista. Em relação ao paciente devemos considerar fatores como: Idade, sexo, posição do dente no arco e substrato.

Nesta discussão, iremos abordar os diferentes aspectos entre as cerâmicas feldspáticas, o dissilicato de lítio e as zircônias empregados em coroas totais sobre dente, levando em consideração o tempo e facilidade da técnica, translucidez, adaptação marginal, resistência e desgaste do antagonista.

Em relação ao método de processamento é necessário avaliar a disponibilidade de equipamentos digitais no consultório ou no laboratório de escolha.

As cerâmicas feldspáticas apresentam alta translucidez e boa aparência estética, criando ilusão de dentes naturais, porém possuem baixa resistência. Quando empregadas em coroas totais multicamadas elas estão disponíveis como cerâmica de cobertura sobre infraestrutura de dissilicato de lítio ou zircônia, responsáveis por conferir resistência à restauração (JUNIOR *et al.*, 2018). A zircônia permite a confecção das infraestruturas em espessuras mínimas de 0,5mm.

Podem também ser confeccionadas sem a associação a outras cerâmicas, forma que foi utilizada durante décadas até os anos 90. O grande problema para estas coroas era a necessidade de grande desgaste de estrutura dental para se obter durabilidade estrutural.

O cirurgião-dentista deve ter um bom relacionamento com o laboratório de prótese para que não ocorram erros na aplicação inadequada de um tipo de cerâmica feldspática sobre dissilicato de lítio ou zircônia que não são compatíveis.

Na técnica de estratificação tradicional gera restaurações altamente estéticas, com a sobreposição de camadas de diferentes cores e opacidade, processo que pode gerar bolhas e que depende da habilidade do protético. O CAD/CAM possibilitou a confecção da camada de cobertura pela técnica de fresagem, como os blocos industriais são mecanicamente mais fortes, gera-se uma restauração com menos defeitos em comparação às técnicas descritas anteriormente (JUNIOR *et al.*, 2018).

As coroas estratificadas são consideradas menos resistentes e têm maior taxa de insucesso comparado às monolíticas, devido à fratura do material de cobertura. Essa fragilidade deve-se a cerâmica de recobrimento ser susceptível à falha, pela sua baixa resistência, pela possibilidade de incorporação de bolhas, pelo estresse residual devido a incompatibilidade do coeficiente de expansão térmico linear entre a cerâmica de infraestrutura e de cobertura e pela presença de tensão devido ao processo de resfriamento, que aumentam significativamente a incidência de fraturas dessas restaurações (JUNIOR *et al.*, 2018).

Diante das possibilidades atuais o uso de cerâmicas feldspáticas está indicado onde há maior necessidade estética e de caracterização, como em coroas individuais e anteriores devido às ótimas propriedades ópticas desse material (Mazaro *et al.*, 2016).

O dissilicato de lítio está disponível em blocos para injeção (exemplo: IPS e.max Press) e para usinagem (exemplo: IPS e.max CAD). Por outro lado, a produção de infraestrutura e coroas em zircônia, só podem ser realizadas pelo método de usinagem.

O sistema CAD/CAM tem como principal vantagem a possibilidade de confeccionar restaurações totalmente cerâmicas em seção única e como maior desvantagem o alto investimento inicial para aquisição dos equipamentos (RAPOSO *et al.*, 2012). É possível realizar o trabalho com laboratórios que possuam os equipamentos digitais e fabriquem as peças através do escaneamento do preparo

em gesso. Caso contrário deve-se optar por cerâmicas que estão disponíveis para estratificação ou injeção.

As restaurações monolíticas necessitam de camadas superficiais de corantes cerâmicos para lhes conferir maior naturalidade (técnica da maquiagem), ou podem passar por desgastes vestibulares e incisais, seguido da aplicação de cerâmica de cobertura nessas regiões, técnica conhecida como *cut back*. Uma vez dominadas tais técnicas, é possível a obtenção de resultados estéticos surpreendentes (Mazaro *et al.*, 2016).

Nas coroas monolíticas a camada de revestimento é eliminada e há apenas um material e conseqüentemente redução no tempo de fabricação e aumento considerável da resistência ao lascamento e à fratura. Assim, são eliminados os problemas relacionados com a união entre as camadas e a espessura do material que confere resistência fica maior, proporcionando desgastes dentários mais conservadores. No entanto, a estética e a menor diversidade de cores para esse tipo de restauração estavam entre os principais fatores limitantes em relação ao seu uso (Mazaro *et al.*, 2016). Porém, atualmente já estão disponíveis no mercado zircônias translúcidas e blocos de dissilicato de diferentes níveis de opacidade e cores, driblando essas limitações estéticas.

As restaurações monolíticas têm apresentado melhor desempenho em relação às restaurações multicamadas, diante disso, as monolíticas estão sendo cada vez mais utilizadas na rotina clínica odontológica. A evolução dos materiais, as técnicas de confecção e as inúmeras vantagens desse sistema refletem na substituição gradual das restaurações multicamadas (JUNIOR *et al.*, 2018). Deve-se salientar que com a exacerbação das necessidades estéticas e o pedido de pacientes por dentes simétricos e clareados, facilitam aos profissionais a confecção seriado de coroas com o mesmo bloco e a mesma caracterização.

Do ponto de vista estético vários fatores devem ser levados em consideração, a cor e o tipo de substrato (dente natural, núcleo metálico fundido, reconstrução em resina composta, presença de pino interradicular), cor da restauração e a cor e caracterização dos dentes vizinhos.

Gracis *et al.* (2015) relataram que a cor do substrato e a translucidez dos elementos vizinhos são os principais aspectos a serem observados e a partir deles o

cirurgião-dentista tomará a decisão do material a ser utilizado, de acordo com a necessidade de mimetização com os elementos adjacentes.

Para dentes que possuem substrato metálico, é recomendado usar infraestrutura em zircônia pela sua opacidade e capacidade de mascaramento, seguido da aplicação de uma cerâmica de cobertura. Quanto maior a espessura da zircônia, maior sua capacidade de mascaramento, porém maior sua opacidade. A espessura do *coping* em zircônia para mascarar substratos de liga Níquel-Cromo é 0,8mm, para amálgama 0,6mm e para ligas de ouro 0,4mm. Em elementos com substratos naturais escurecidos (cor C4) pode ser indicado o uso de cerâmicas monolíticas de dissilicato de lítio de 2mm ou coroa estratificada com infraestrutura em zircônia (0,5mm) e cerâmica de cobertura (0,7mm). (BASSO *et al.*, 2017; TABATABAIAN, TAGHIZADE, NAMDARI, 2018).

Quando é necessário se obter alta translucidez opta-se pelo uso de blocos de alta translucidez (HT), evitar o uso de zircônia e confeccionar restaurações mais finas possíveis, uma vez que quanto maior a espessura de material, menor a translucidez da restauração independente do material (BASSO *et al.*, 2017).

Atualmente estão sendo introduzidas as zircônias translúcidas, as quais são fresadas, mergulhadas em líquido da cor desejada da restauração, secas, sinterizadas e podem ser maquiados. Foi determinado que em uma espessura mínima de 0,9mm elas são capazes de ter bons resultados estéticos clínicos (TABATABAIAN *et al.*, 2018).

A translucidez da zircônia varia de acordo com a marca sendo necessário o conhecimento desses valores para escolher o produto, porém as zircônias translúcidas disponíveis ainda apresentam translucidez menor que o dissilicato de lítio para uma mesma espessura (HARADA *et al.*, 2016).

A zircônia é a cerâmica que permite preparos mais conservadores, pois apresenta resistência mecânica suficiente com mínimo 0,5mm de material. Além disso, o desgaste oclusal parece ser muito mais relevante para a resistência da restauração do que o axial, e um preparo seguindo a inclinação das cúspides apresentou melhor resistência do que um desgaste plano (NAKAMURA *et al.*, 2015). Parece-nos que esses dados estão mais relacionados ao marketing industrial do que a necessidades odontológicas. A instrumentação de um preparo cavitário com

desgastes uniformes de 0,5mm além da confecção de uma restauração provisória, torna-se difícil na prática clínica diária.

Os defeitos superficiais pré-existentes são determinantes para o início da propagação de uma trinca e conseqüentemente fratura da cerâmica. Desta forma, esforços devem ser realizados durante a fabricação para minimizar a quantidade e a severidade dos defeitos na coroa. Essas falhas foram mais observadas na superfície das cerâmicas de dissilicato de lítio e principalmente na feldspática, comparados a zircônia (NAKAMURA *et al.*, 2015; NISHIOKA *et al.*, 2018; SCHRIWER *et al.*, 2017).

Para entender melhor sua suscetibilidade à propagação de trinca, é relevante conhecer a força à fadiga dos materiais cerâmicos indicados para restaurações. Em todos estudos citados nessa revisão que comparavam a resistência dos materiais, a zircônia mostrou-se mais resistente à fadiga, à abrasão, à flexão e com maior tenacidade (AMER, KÜRKLÜ e JOHNSTON, 2015; GUNDUGOLLU *et al.*, 2018; NAKAMURA *et al.*, 2015; NISHIOKA *et al.*, 2018; ZANDPARSA *et al.*, 2015).

Em alguns estudos as amostras de zircônia não se fraturaram sob as cargas máximas dos testes de 3200N (NAKAMURA *et al.*, 2015; SCHRIWER *et al.*, 2017). Isto justifica seu uso quando há necessidade de material que possa ser submetido e resistir a altas cargas de estresse e mastigação. Salienta-se que isto se torna importante não para coroas unitárias, mas para próteses fixas de mais de três elementos. No entanto, é necessário refletir a necessidade de usar um material que não se fracture a cargas de 3200N uma vez que as cargas oclusais não chegam a tanto.

O desgaste dental é um fenômeno natural e a quantidade de desgaste que irá ocorrer tanto na superfície restaurada quanto no esmalte oposto é uma consideração importante para qualquer material restaurador. (GUNDUGOLLU *et al.*, 2018).

Fatores físicos associados à abrasividade do material restaurador inclui dureza, fricção resistência e tenacidade à fratura, além da porosidade e tamanho de cristal. A tenacidade à fratura, que descreve a resistência de materiais a propagação catastrófica de falhas sob um estresse aplicado, é mais indicativo de abrasividade do que a sua dureza (AMER, KÜRKLÜ e JOHNSTON, 2015).

Muito se fala da capacidade da zircônia em desgastar os dentes antagonistas devido a sua elevada dureza, porém os artigos estudados mostraram inconsistência em relação entre a dureza e abrasividade do material. (AMER, KÜRKLÜ e JOHNSTON, 2015; GUNDUGOLLU *et al.*, 2018 e ZANDPARSA *et al.*, 2015). Uma correlação entre a rugosidade da superfície do material restaurador e o desgaste do esmalte oposto, parece ser mais relevante que a dureza do próprio material empregado.

Amer, Kürklü e Johnston (2015) observaram que as zircônias quase não sofreram mudanças na rugosidade, talvez pelo fato de apresentarem o menor grão (0.4 µm comparado a 2 µm para o dissilicato de lítio e 2-4 µm para feldspática) sendo necessária maior energia para remover o grão da matriz cerâmica.

Sabendo que a rugosidade de superfície é uma variável que também pode ser controlada pelo cirurgião-dentista, faz-se necessário o polimento da superfície de qualquer cerâmica, principalmente após ajustes oclusais, mesmo que a restauração retorne para o laboratório para aplicação de glaze. Segundo Gundugollu *et al.* (2018) a camada de glaze pode sofrer desgaste em boca e expor a camada da cerâmica que não foi devidamente polida causando maior desgaste do antagonista.

Deve-se considerar que os estudos em questão são *in vitro* e que medições de desgaste *in vivo* em geral são complicadas, caras e demoradas. Podem resultar em desvios padrão elevados devido a diferenças biológica entre os indivíduos em termos de hábitos, oclusão disfuncional, força oclusal e bruxismo (ZANDPARSA *et al.*, 2015).

O polimento superficial também é importante para a estabilidade de cor do material e para controle da adesão bacteriana.(PALLA *et al.*, 2017; YAMOCKUL, THAMRONGANANSKUL e POOLTHONG, 2016)

A discrepância marginal entre restauração e dente preparado pode ter efeitos de enfraquecimento da cerâmica e levar a inflamação periodontal, aumento da retenção de placa, desenvolvimento de lesões de cárie ou pulpares. Um gap marginal de até 120µm foi sugerido como limite clinicamente aceitável. Para coroas unitárias não foram encontradas diferenças estatísticas no gap marginal para moldagem digital ou convencional (TSIROGIANNIS, REISSMAN e GUIDO, 2016). Ao optar pelo dissilicato de lítio foram encontrados gap marginal dentro do

cl clinicamente aceitável para o IPS e.max CAD e Press. (AZAR *et al.* 2018). Segundo Schriwer *et al.* (2017) para as zircônias os valores de *gap* marginal variam de acordo com o tipo de bloco, foram encontrados maior variação para blocos de zircônia pré-sinterizados, do que totalmente sinterizados, provavelmente pela contração que ocorre no processo de sinterização, ou pelo cálculo digital dos modelos, que pode não compensar a contração real que ocorre durante a sinterização.

A principal intenção da indústria é refinar a composição e microestrutura dos materiais cerâmicos para produzir uma cerâmica mais resistente sem comprometer a estética.

A indicação precisa e o desempenho clínico de uma restauração precisam estar condicionados às características do material. Atualmente temos à disposição diferentes marcas comerciais que mesmo apresentando cores e o mesmo material podem diferenciar muito em suas propriedades, resistência e forma de processamento. Para trabalhar com determinada marca, é preciso estudar e comparar suas características, além de manter contato direto com o protético de sua confiança. (AMER, KÜRKLÜ e JOHNSTON, 2015). Isso foi comprovado pelo estudo de Schriwer *et al.* (2017) que ao avaliar diferentes marcas de zircônia encontraram diferentes composições, tamanho de grãos e métodos de processamento, que influenciam a qualidade da margem, o ajuste interno e a resistência à fratura.

Diante de tantas particularidades de cada paciente a decisão sobre a melhor opção de restauração deve considerar se a situação clínica exige uma solução que privilegie a estética ou a resistência.

A zircônia mostra-se um material promissor, principalmente com o aumento da digitalização dos equipamentos. Observa-se um grande número de pesquisas concentrados nessa área, porém por se tratar de um material relativamente novo na área odontológica poucos estudos *in vivo*, foram realizados sobre o controle clínico de longa duração desse material sob contato constante com a saliva e sob ação de cargas mecânicas como a da mastigação. Um aspecto importante que ainda precisa ser mais bem compreendido é o problema da degradação que a Y-TZP sofre quando está em contato direto com a água em baixas temperaturas. Os estudos laboratoriais apresentados sobre propriedades mecânicas (ensaios monotônicos e sob fadiga) e susceptibilidade à degradação (métodos de envelhecimento) vêm demonstrando

resultados promissores para materiais à base de Y-TZP. (ARATA, 2016; DE SOUZA *et al.*;2017). Pode-se dizer que as coroas monolíticas de Y-TZP são uma ótima solução para a construção de próteses totalmente cerâmicas na região posterior com alta durabilidade. Todavia, ainda é preciso aguardar os resultados das pesquisas clínicas de longo prazo para que se possa conhecer o comportamento desse tipo de prótese diante dos desafios encontrados na cavidade bucal.

Os estudos constantes neste trabalho foram realizados *in vitro*, portanto extrapolações para situações clínicas devem ser realizadas com cautela, uma vez que não conseguem simular todas as complexidades do ambiente oral.

Essa discussão não teve como objetivo avaliar os processos de fixação dos materiais cerâmicos. Porém sabendo que o sucesso clínico das restaurações totalmente cerâmicas é altamente dependente dos processos de cimentação, os quais variam de acordo com a composição dos sistemas cerâmicos e podem influenciarem na carga a fratura do material (SCHRIWER *et al.*, 2017). O cirurgião-dentista também deve fazer uma busca sobre esse aspecto.

É básico o conhecimento de que a interação dos agentes de fixação com a superfície interna das cerâmicas ocorre por dois mecanismos: adesão mecânica (retenção micromecânica) e/ou adesão química (ligações químicas). (RAPOSO, *et al.*, 2012).

As cerâmicas vítreas são passíveis de condicionamento da superfície interna antes do processo de fixação, com o objetivo de aumentar os valores de resistência à união. Entretanto, as zircônias por não conterem uma fase vítrea não são passíveis de condicionamento. Existem algumas possibilidades para tentar criar uma superfície condicionável que incluem métodos com jateamento com óxido de alumínio ou com partículas de sílica. (RAPOSO, *et al.*, 2012).

Uma vez que a restauração proposta será uma coroa total, outro fator determinante para o sucesso das restaurações totalmente cerâmicas está relacionado com a qualidade dos preparos protéticos. Estes devem fornecer espaço suficiente para que o material restaurador preserve suas propriedades mecânicas e não interfira na oclusão, no contorno dos dentes e confira retenção friccional à peça.

A escolha do material mais apropriado para cada caso é importante para evitar falhas no tratamento e consequentemente substituição das restaurações. Cada

substituição aumenta o risco de complicações pulpares, periodontais e perda dentária. Aumentando a longevidade da restauração há preservação da saúde bucal, redução de custo e satisfação do paciente.

É importante que o profissional avalie individualmente cada caso, para realizar a escolha do sistema cerâmico mais adequado disponível no mercado.

5 CONCLUSÕES

Baseados na revisão de literatura parece-nos válido concluir que:

- 1) As cerâmicas odontológicas não são iguais;
- 2) em relação à policromia pode-se afirmar que:
 - a) as cerâmicas feldspáticas pelo processo de estratificação são as mais utilizadas e usualmente escolhidas pela facilidade técnica laboratorial;
 - b) os blocos policromáticos parecem promissores, porém com custo elevado;
- 3) a técnica *cut back* pode ser usada em blocos monolíticos para gerar translucidez;
- 4) coroas de dissilicato de lítio são utilizadas por estarem disponíveis em duas formas de processamento e possuírem boa relação propriedade mecânica e estética;
- 5) as zircônias apresentam as melhores propriedades mecânicas que ainda não conseguiram ser acompanhadas pelas necessidades estéticas.

REFERÊNCIAS

- AMER,R.;KURKLU,D.;JOHNSTON,W. Effect of simulated mastication on the surface roughness of three ceramic systems. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.114, n.2, p. 260-265, 2015.
- AMOROSO, A. P.; FERREIRA, M. B.; TORCATO, L. B.; PELLIZZER, E. P.; MAZARO, J. V. Q.; FILHO, H. G. Cerâmicas odontológicas: propriedades, indicações e considerações clínicas. **Revista Odontológica de Araçatuba**, v. 33, n. 2, p. 19-25, 2012.
- ANUSAVICE, K. J.; SHEN, C.; RAWLS, H. R.; **Philips Materiais Dentários**. 12^a ed. São Paulo. Elsevier. 2013. 538p.
- AWAD, D.; STAWARCZYK, B.; LIEBERMANN, A.; ILIE, N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, p. 1 – 1, 2015.
- AZAR, B.; ECKERT S.; KUNKELA, J.; INGR, T.; MOUNAJJED, R. The marginal fit of lithium disilicate crowns: Press vs. CAD/CAM. **Braz. Oral. Res.**, v. 32, n.001, p. 1 – 7, 2018.
- BASSO, G. R.; KODAMA, A.B; PIMENTEL, A.H; KAIZER, M R; DELLA BONA, A. MORAES, R. R; BOSCATO. N. Masking Colored Substrates Using Monolithic and Bilayer CAD-CAM Ceramic Structures. **Operative Dentistry**. P 1-9, 2017.
- GRACIS, S.; THOMPSON, V. P.; FERENCZ, J. L.; SILVA, N. R. F. A.; BONFANTE, E. A. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic like Restorative Materials. **The International Journal of Prosthodontics**, v.28, n.3, p.227-235, 2015.
- GUNDUGOLLU, Y.; YALAVARTHY, R. S.; KRISHNA, M. H.; KALLURI, S.; PYDI, S. K.; TEDLAPU, S. K. Comparison of the effect of monolithic and zirconia on natural teeth wear: An in vitro study. **The Journal of Indian Prosthodontic Society**, v.18, n.4, p. 336-342, 2018.

- JUNIOR, W.; BUSATO, P. M. R.; CAMILOTTI, C.; DELBEN, J.A. Restaurações cerâmicas multicamadas e monolíticas: uma revisão de literatura. **RFO UPF, Passo Fundo**, v. 23, n. 3, p. 353-360. 2018.
- LIEN, W.; ROBERTS, H. W.; PLATT, J. A. VANDEWALLED, K., S.; HILEE, T. J.; CHU, TM, G. Microstructural evolution and physical behavior of a lithium disilicate glass–ceramic. **The Academy of Dental Materials**, v. 25, n.63, p.1-13, 2015.
- MOBILIO, N.; FASIOL, A.; CATAPANO, S. Survival Rates of Lithium Disilicate Single Restorations: A Retrospective Study. **The International Journal of Prosthodontics**, v.31, n.3, p. 283 – 286, 2018.
- NAKAMURA, K; HARADA, A; INAGAKI, R; KANNO, T; NIWANO, Y; MILLEDING, P; ÖRTENGREN, U. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. **Acta Odontologica Scandinavica**. p. 1-7, 2015
- NISHIOKA, G.; PROCHNOW, C.; FIRMINO, A.; AMARAL, M.; BOTTINO, M. A.; VALANDRO, L. F.; MELO, R. M. Fatigue strength of several dental ceramics indicated for CAD-CAM monolithic restorations. **Braz. Oral Res**, v. 53, n.32, 2018.
- PALLA, E. S.; KONTONASAKI, E.; KANTIRANIS, N.; PAPADOPOULOU, L.; ZORBA, T.; PARASKEVOPOULOS, K. M.; KOIDIS, P. Color stability of lithium disilicate ceramics after aging and immersion in common beverages. **The International Journal of Prosthodontics**, p. 1- 10, 2017.
- RAPOSO, L. H. A.; DAVI, L. R.; JUNIOR, P. C S.; NEVES, F. D.; SOARES, P. V.; SIMAMOTO, N. R. V.; MACHADO, A. C.; PEREIRA, A. G.; BORELLA, P.S. Restaurações totalmente cerâmicas: características, aplicações clínicas e longevidade. **Pro-odonto prótese e dentística** v.2, n.6, p.9-74, 2012
- SCHRIWER, C.; SKJOLD, A.; GJERDET, N. R.; OILO, M. Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture. **The Academy of Dental Materials**, v. 29, n.74, p. 1-9, 2017.
- SOUZA, G. M.; ZYKUSA, A.; GHANAVYEH, R. R.; LAWRENCE, S. K.; BAHRB, D. F. Effect of accelerated aging on dental zirconia-based materials. **Journal of the mechanical behavior of biomedic materials**, v. 55, p. 256 – 263, 2017.
- TABATABAIAN, F.; MOTAMEDI, E.; SAHABI, M.; TORABZADEH, H.; NAMDARI, M. Effect of thickness of monolithic zirconia ceramic on final color. **The Journal of**

Prosthetic Dentistry, p. 1 – 6, 2017.

TABATABAIAN, F.; TAGHIZADE, F.; NAMDARI, M. Effect of coping thickness and background type on the masking ability of a zirconia ceramic. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. v.119, n.1, p. 159 – 165, 2018.

TSIROGIANNIS, P.; REISSMANN, D. R.; HEYDECKE, G. Evaluation of the marginal fit of single-unit, complete-coverage ceramic restorations fabricated after digital and conventional impressions: A systematic review and meta-analysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.116, n.3, p.328–335, 2016.

VALJAKOVA, E. B.; STEVKOVSKA, V. K.; KAPUSEVSKA, B.; GIGOVSKI, N.; MISEVSKA, C. B.; GROZDANOV, A. Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use. **Macedonian Journal of Medical Sciences**, v.6, n.9, p.1742- 1755, 2018.

VICHI, A.; FONZAR, F. R.; GORACCI, C.; CARRABA, M.; FERRARI, M. Effect of Finishing and Polishing on Roughness and Gloss of Lithium Disilicate and Lithium Silicate Zirconia Reinforced Glass Ceramic for CAD/CAM Systems. **Operativ Dentistry**, v. 43, n.1, p. 90-100, 2018.

WILLARD, A.; CHU, G. T. M. The science and application of IPS e. Max dental ceramic. **Kaohsiung Journal of Medical Sciences**, p. 1-5, 2018.

YAMOCKUL. S.; THAMRONGANANSKUL, N.; POOLTHONG. S. Comparison of the surface roughness of feldspathic porcelain polished with a novel alumina-zirconia paste or diamond paste. **Dental Materials Journal**, v.35, n.3, p. 379-385, 2016.

ZANDPARSA, R.; EL-HUNI, R. M.; HIRAYMA, H.; JOHNSON, M. I. Effect of different dental ceramic systems on the wear of human enamel: An in vitro study. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.115, n.2, p. 230-237, 2015.

ZHANG, Y.; LAWNB, B.R. Evaluating dental zirconia. **The Academy of Dental Materials**, v.32, n.08, p.1-9, 2018.