FACSETE – FACULDADE SETE LAGOAS
RAIMUNDO CIDINHO MATOS AMARAL NETO

CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS: revisão de literatura

São Luís – MA
2024

RAIMUNDO CIDINHO MATOS AMARAL NETO

CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS: revisão de literatura

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao programa de pós-graduação em odontologia da Faculdade Sete Lagoas – FACSETE, como requisito parcial a obtenção de título de especialista em Prótese Dentária.

Orientadora: Prof.ª Dra. Gracielle Rodrigues Tavares

São Luís – MA

2024

AMARAL NETO, RCM

CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS: REVISÃO DE LITERATURA / AMARAL NETO, RCM. – 2019

Orientadora: Gracielle Rordigues Tavares

Trabalho de conclusão de curso (Pós-graduação) – Faculdade Sete Lagoas, Pós-graduação em Implantodontia, São Luís, MA-BR, 2024

1.Cerâmica Odontológicas. 2. Porcelana. 3. Metalocerâmica.

Trabalho de conclusão de curso intitulado **“CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS: revisão de literatura”** de autoria do aluno RAIMUNDO CIDINHO MATOS AMARAL NETO

Aprovado em: ___/___/____ pela banca constituída dos seguintes professores:

_____

Gracielle Rodrigues Tavares

Orientadora

_____

1º Examinador (a)

_____

2º Examinador (a)

São Luís - MA, _____/_____/_____

RESUMO

A utilização das cerâmicas odontológicas em procedimentos restauradores tem se destacado devido ao grande avanço deste material juntamente com os sistemas adesivos e a exigência estética atual da população. As cerâmicas puras têm apresentado rápida evolução em âmbito científico com a finalidade de melhorar suas propriedades físicas e mecânicas para suprir as necessidades estéticas que são cada vez mais almejadas pela sociedade moderna. Sendo assim, uma alternativa às reabilitações com infraestrutura metálica. Desta forma, o objetivo deste trabalho de revisão de literatura é fornecer uma breve visão sobre os alguns sistemas cerâmicos disponíveis e suas aplicações, recomendações, vantagens e desvantagens, bem como mostrar sua evolução ao longo dos anos de estudo e pesquisa sobre o tema.

Palavras-chave: Cerâmicas odontológicas. Porcelanas. Metalocerâmicas.

ABSTRACT

The use of dental ceramics in restorative procedures has been outstanding due to the great advance of this material together with the adhesive systems and the current aesthetic requirement of the population. the all-ceramic have undergone rapid evolution in scientific scope with the purpose of improving their physical and mechanical properties to meet the aesthetic needs that are increasingly sought after by modern society. Thus, it is an alternative to the rehabilitations with metallic infrastructure.The purpose of this literature review is to provide a brief overview of some available ceramic systems and their applications, recommendations, advantages and disadvantages and show their evolution over the years of study and research on the subject.

Key words: Dental ceramics. Porcelain. Metal-ceramics.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 7
2 REVISÃO DA LITERATURA 9
4 CONCLUSÃO 22
REFERÊNCIAS 23

1 INTRODUÇÃO

As cerâmicas odontológicas são materiais estéticos amplamente utilizados. Foram introduzidas pela primeira vez em próteses totais como uma opção aos dentes de marfim, que continham odor e gosto desagradável. São relatados aos altos índices de sucesso, longevidade e satisfação do paciente, com isso foi reforçando o seu uso.

É considerado o material mais estético e biocompatível disponível para restaurações dentárias. Possui também lisura superficial, estabilidade química, alta resistência ao desgaste, impermeabilidade ao meio bucal e baixa condutibilidade térmica. Porém, as fraturas são os problemas mais comum das porcelanas.

Nos últimos trinta anos a fabricação digital assistida por computador de coroas, pontes dentárias e o crescente aumento das exigências estéticas almejada pela sociedade, resultou em significativo aumento nas indicações de restaurações cerâmicas. Sendo assim, acelerou o desenvolvimento de muitos novos materiais e técnicas de processamento.

Diversos sistemas cerâmicos foram desenvolvidos, sempre com o objetivo de melhorar as propriedades físicas e mecânicas do material. Sistemas adesivos e cimento resinoso permitiram a odontologia restauradora voltasse a se concentrar em procedimentos minimante invasivos. Não sendo mais determinante preparos extensos com o objetivo de criação de grandes retenções. Os procedimentos conservadores são dependentes da adesão entre os materiais restauradores e os substratos dentários. A força de ligação da porcelana é melhorada com o esmalte espesso, diferente da dentina e substratos mistos.

Com isso, por exemplo, laminados finos ganharam notoriedade. Esse campo evoluiu rapidamente, tanto na propriedade do material quanto na técnica de fabricação. Com mais materiais odontológicos disponíveis, a seleção ideal de materiais é fundamental para o sucesso das restaurações. Entre esses avanços estão as cerâmicas vítreas, altamente estética possuindo propriedades mecânicas excepcionais, representado pela linha IPS e.max® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein).

Do ponto de vista da ciência dos materiais, devem ser classificados de acordo com sua composição e microestrutura, pois determinam as propriedades e o comportamento funcional dos materiais. Assim materiais cerâmicos podem ser

cientificamente classificados como cerâmica de vidro e policristalino. Uma maneira simples de classificar as cerâmicas utilizadas na odontologia é cerâmicas de cobertura e cerâmicas de infraestrutura. Teríamos ainda um grupo que seria a relação entre as duas, pouco mais resistente do que a de cobertura, mas não tão translúcida quanto elas. A classificação dá aos profissionais encontrar o melhor material correspondente para cada necessidade de restauração.

A cerâmica mais antiga utilizada hoje com sucesso é a feldspática. As peças obtidas através delas são extremamente friáveis e incompatíveis em regiões de altas tensões. A procura pela melhora das propriedades mecânicas tomou diversos caminhos. Um dos primeiros foi desenvolver ligas metálicas compatíveis com a queima das cerâmicas sobre elas. Assim, surgiram as metalocerâmicas.

Na busca por materiais estéticos que são mecanicamente semelhantes ao metal. Houve avanços no desenvolvimento, fabricação e nas formas de processamento das cerâmicas odontológicas. Um dos casos foi reforçar a própria cerâmica com o aumento do cristalino nesses materiais e mesmo assim conseguindo uma estética satisfatória.

Para se obter sucesso das restaurações cerâmicas, deve-se ter a associação da resistência e uma estética satisfatória. Esses fatores dependem de um correto planejamento que obedece a cada situação clínica e sua exigência estética, para assim escolher o sistema cerâmico e a forma de preparo do substrato dentário correto.

2 REVISÃO DA LITERATURA

As cerâmicas odontológicas são estruturas não metálicas, inorgânicas, possuindo inicialmente compostos de oxigênio com um ou mais elementos metálicos ou semimetálicos (alumínio, boro, cálcio, cério, lítio, magnésio, fósforo, potássio, silício, sódio, titânio e zircônio) (ANUSAVICE et al., 2013)

A composição das cerâmicas odontológicas é formada por uma estrutura amorfa e outra cristalina. Uma maneira de melhorar a resistência mecânica da cerâmica foi aumentar a proporção da fase cristalina. Quanto maior a resistência, menor é a translucidez e estética do material. Os componentes das cerâmicas são baseados em óxidos metálicos e vidros que são formulados para cada tipo de aplicação. A sílica é a principal estrutura formadora de vidro usada em todas as porcelanas de recobrimento.

No passado as cerâmicas vítreas eram a base de cristais de tetrassílica flúormica ou leucita. No entanto, aumento adicionais na resistência e na tenacidade a fratura ocorreu primeiramente para produtos à base de dissilicato de lítio tais como IPS Empress 2® e IPS e.max Press®. Posteriormente outros produtos foram inseridos como o In-Ceram Alumina®, uma cerâmica de infraestrutura de alumina infiltrada por vidro, In-Ceram Zircônia® uma cerâmica de infraestrutura de zircônia infiltrada por vidro, Lava® (3M, Minneapolis, EUA) um núcleo de zircônia parcial ou totalmente sinterizado que é formado por um processo de CAD/CAM (WILLARD A, et al., 2018).

O uso principal das cerâmicas odontológicas é direcionado para a produção de próteses fixas, como coroas e pontes. Entretanto cerâmicas como zircônia podem ser usadas para a fabricação de núcleos endodônticos e componentes para implantes dentários. A zircônia possui grande importância para a odontologia, por conta da sua alta tenacidade a fratura. Devido sua baixa translucidez a zircônia é mais indicada a regiões posteriores ou pacientes mais idosos (ANUSAVICE et al., 2013).

As cerâmicas odontológicas possuem a capacidade de reproduzir os fenômenos ópticos presente na estrutura dental. Por exemplo, fluorescência, opalescência, translucidez e opacidade. Isto se torna uma grande vantagem estética quando comparada a outros materiais em relação a sua capacidade de mimetizar o dente adjacente em cor, translucidez e saturação. Tem como característica ser o material mais biocompatível dentre os materiais para realização de restaurações

dentárias. Isto devido a sua capacidade de manter a cor e textura por longo tempo, apresentando alta estabilidade química e resistência à abrasão, em comparação as resinas compostas. (FEHMI G, et al., 2018).

A fratura é algo indesejado nas cerâmicas que impede seu uso irrestrito. A resistência à fratura é um requisito mais importante para qualquer cerâmica odontológica. Porque mede a resistência ao crescimento de trincas sob um estado de tensão de tração. A susceptibilidade a fratura a tração é uma desvantagem. Em comparação com os metais, a tenacidade é dez vezes menor. Isto significa que, quando utilizamos em aplicações estruturais, no caso, em próteses fixas, apresentam grandes risco de sofrer grandes fraturas.

Outra desvantagem são os danos que podem ocorrer no esmalte do dente antagonista, potencializando quando a superfície se encontra rugosa, o tamanho da partícula da cerâmica menores podem causar menos desgastes no esmalte ou em restaurações antagonistas em relação aos grãos maiores. Além disso, quando o paciente apresenta hábitos parafuncionais como bruxismo. A inércia química é uma característica importante que a superfície quimicamente estável das restaurações não libere elementos potencialmente nocivos e reduz o risco do aumento de rugosidade da superfície e o aumento da abrasividade ou susceptibilidade para adesão bacteriana, as cerâmicas são excelentes materiais termo eletros (ANUSAVICE et al., 2013).

Cerâmicas odontológicas são classificadas em duas principais categorias, cerâmicas usadas para recobrimento de infraestrutura metálicas e cerâmicas usadas para prótese totalmente cerâmicas. Podendo também ser classificadas de acordo com o uso ou indicações, composição, fase cristalina principal e fase vítrea, método de processamento, temperatura de cocção, microtextura, translucidez, resistência a fratura e abrasividade.

As composições das cerâmicas normalmente são classificadas através da fase cristalina principal. As fases cristalinas mais usadas são leucita, dissilicato de lítio, alumina, combinações de alumina com zircônia e zircônia. Cristais de leucita são incorporados nas porcelanas de recobrimento para aumentar a opacidade, resistência e controlar o coeficiente de expansão e contração térmico. Esses cristais podem ser usados também na formulação de cerâmicas de infraestrutura e CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing) para prótese totalmente

cerâmica. O coeficiente de contração térmico é mais importante para análise das tensões que desenvolvem na cerâmica de recobrimento durante o resfriamento (ANUSAVICE et al., 2013).

Prótese fixa totalmente cerâmicas em dentes posteriores tem sido usada para eliminar o lascamento ou fratura total da cerâmica de recobrimento e também usadas para aumentar o tamanho dos conectores em pontes fixas. Uma das desvantagens é a possibilidade em desgastar o esmalte do dente antagonista e adjacente. Essas próteses costumam serem glazeadas para minimizar o desgaste do esmalte, a durabilidade a longo prazo das camadas de glaze continua a ser estudada.

A cerâmica feldspática é um vidro composto por feldspato de potássio, em altas temperaturas o feldspato decompõe-se numa fase vítrea com estrutura amorfa e numa fase cristalina constituída de leucita. Possui módulo de elasticidade, dureza, densidade, condutividade térmica, cor, luminosidade, saturação e translucidez à restauração final muito semelhante ao do esmalte dentário. São extremamente friáveis e incompatíveis em regiões de altas tensões como em molares, para que oferecesse a resistência necessária a regiões de alta tensão, as metalocerâmicas são indicadas.

As cerâmicas são formadas por óxido e elas aderem muito bem sobre uma estrutura metálica oxidada, outra forma de união é a mecânica, com jateamento provocando rugosidade de superfície promove retenção mecânica e aumentando a área superficial. Com o objetivo de associar as porcelanas aos metais, foi necessário incorporar maior concentração de leucita nas porcelanas feldspática para aumentar o coeficiente de expansão térmica, tornando semelhante ao das ligas metálicas fundidas, minimizando o estresse térmico residual. São usadas tanto para recobrimento em prótese metalocerâmica como totalmente cerâmicas.

As cerâmicas utilizadas como cobertura das metalocerâmicas são resistentes à compressão, apresentam baixa temperatura de fusão, o que diminui a potencial distorção do coping metálico. No entanto, apresentam baixa resistência a flexão. Os materiais usados para a confecção dos copings de um sistema cerâmico podem ser além metais, uma cerâmica de alta resistência.

Diversos estudos clínicos nas últimas cinco décadas comprovam as altas porcentagens de sobrevivência da prótese metalocêramica. Um desses estudos mostra que as taxas de fratura de coroas e pontes metalocerâmicas é de 2,3% depois de 7,5 anos em uso e de sucesso de 98% em um período de 7,5 anos. Esse material

corresponde a 60% a 70% de todas as próteses fixas. Sendo ele corretamente produzido apresenta uma maior resistência a fratura e durabilidade do que a maioria das coroas e pontes totalmente cerâmicas.

A vantagem principal das metalocerâmicas é a sua resistência à fratura, podem ser invariavelmente indicadas para os recobrimentos totais e os pônticos, possui facilidade na técnica de confecção do metal o e nos ajustes internos para a adaptação do metal. Nas próteses parciais fixas a soldagem dos elementos é facilitada e tem os custos inferiores a metal free. Quando se faz necessário o acesso endodôntico, um coping ou infraestrutura metálica possui maior facilidade do que próteses cerâmicas de zircônia.

Existem poucas desvantagens em restaurações metalocerâmica, em comparação as totalmente cerâmicas. Uma desvantagem mais relatada é a alergia algum componente do metal, embora seja algo raro, uma coroa metalocerâmica não costuma ser a primeira escolha estética para restaurar um dente anterossuperior quando se exige um grande grau de translucidez, outra desvantagem é a linha metálica na região cervicovestibular das coroas.

O desenvolvimento recente em produtos cerâmicos, a resistência à fratura melhorada, a incorporação da tecnologia CAD/CAM que foi criado em 1985, novas aplicações foram introduzidas com esse material, incluindo significativo do uso de cerâmicas livres de metal (HERRAEZ, el. At. 2018).

Até nos anos de 1960 as cerâmicas feldspática eram as únicas restaurações totalmente cerâmica. Quando se faz referência ao sistema cerâmico de modo geral, aborda-se a resistência. As feldspáticas possuem uma resistência relativamente baixa, passaram então a introduzir um reforço na fase cristalina que pode prevenir ou inibir a propagação de trincas.

As cerâmicas odontológicas tem sido reforçadas com partículas cristalina de leucita, dissilicato de lítio, alumina e outros tipos em sua composição. Como a alumina é uma cerâmica de alta resistência e extremamente opaca, é utilizada em duas formas de reforço quando suas partículas são incorporadas as cerâmicas feldspáticas, a sua resistência aumenta cerca de 236-600MPa, pois essas partículas bloqueiam os desenvolvimentos de trincas na porcelana, passam a ser chamadas de porcelanas aluminizadas, são indicadas para coroas anteriores, posteriores.

A outra forma é quando se usa como infraestrutura de alta resistência flexural, contém 85% de alumina em volume, formando um coping, ou em infraestrutura de prótese parcial fixa e recoberta por outra camada mais estética com menor resistência, denominada de cerâmica de cobertura, que pode ser porcelana vítrea ou feldspática confeccionada por meio da técnica de estratificação ou prensagem. Embora altere sua translucidez, não prejudica o seu uso.

Por atribuírem maior resistência à peça, os copings são indicados para reabilitações em que melhores propriedades mecânicas se fazem necessária para a longevidade da restauração. Em 6 anos coroas In-Ceram® (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) colocadas na região anterior e posterior apresentou 99,1% de sobrevivência (ANUSAVICE et al., 2013).

Estrutura multicomponentes ou com mistura de óxido também podem ser úteis para odontologia. As infraestruturas tem evoluído muito, com o objetivo de diminuir a contração de sinterização e permitir uma adaptação adequada da prótese cerâmica, temos os grupos, uma baseada em alumina parcialmente sinterizado, um baseado em espinélio de magnésia-alumina e um núcleo de zircônia-alumina, todas elas opacas e de alta resistência, porém a In-Ceram Spinell® tem indicação para coroas anteriores, sendo mais translúcida, estética e sua resistência menor com cerca de 350MPa contra 650MPa da In-Ceram Alumina® e In-Ceram Zircônia® com indicação para coroas posteriores e infraestruturas de pontes posteriores de até três elementos (CENCI SN, et al., 2017).

A zircônia tem sido usada como um biomaterial desde 1970. Na odontologia veio ser utilizada em 2004. A zircônia é um óxido cristalino branco do zircônio, um não metal que possui as seguintes características, alta resistência, tenacidade de fratura, dureza, resistência ao desgaste, bom comportamento à fricção, isolante elétrico, baixa condutividade térmica, quimicamente inerte, resistência a corrosão da maioria dos ácidos, módulo de elasticidade semelhante ao aço, coeficiente de expansão térmica semelhante ao ferro. Seus pequenos cristais permitem um excelente acabamento de superfície e capacidade de manter uma borda com ângulos agudos, e ela pode ser fabricada a partir de pressão a seco, pressão isostática, molde por injeção, extrusão e tape casting.

A zircônia é de grande importância na odontologia devido apresentar maior valor de resistência à fratura e propriedades mecânicas superiores. Entretanto a

zircônia pura pode se apresentar em três estruturas cristalinas diferentes. Em temperaturas maiores que 2367°C, a zircônia é cubica. Entre 1167°C a 2367°C, a zircônia apresenta tetragonal, e abaixo de 1167°C, a estrutura é monoclínica. Sistemas cerâmicos à base de zircônia são formados a partir do aquecimento da fase inicial da zircônia, que se ao resfriar, transforma-se em uma unidade monoclínica.

A mudança da fase tetragonal para monoclínica não é muito prática porque trincas e redução da resistência e tenacidade podem ocorrer devido ao aumento em 3% a 5% do volume da zircônia, nessa condição tornaria seu uso dispensável na odontologia, o que levaria a formação de trincas se não fossem utilizados óxidos estabilizantes como céria, ítria, alumina, magnésia e cálcia, atuando como bloqueadores de trincas ou cristais de tenaficação. Fazendo com que a fase tetragonal de alta temperatura seja estabilizada em temperatura ambiente.

A zircônia para uso odontológico é baseada em partículas de zircônia tetragonal que são totalmente estabilizadas por ítria. O óxido de ítrio parcialmente estabilizado zircônia tetragonal se destaca por atender tais requisitos mecânicos semelhante ao metal graças ao auxílio da fabricação assistida por CAD/CAM, como é o caso do sistema Lava® (3M, Minneapolis, EUA) e IPS ZirCad® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) (ANUSAVICE et al., 2013).

Embora a resistência a fratura da coroa totalmente de zircônia seja consideravelmente alta, o risco de desgaste do dente ou restauração antagonista é potencialmente alto é um dos desafios para seu uso efetivo e seguro. Possui também dificuldade no ajuste oclusal da peça, dificuldade na remoção da coroa ou no acesso endodôntico quando necessário (HAYASHI, 2018).

A alumina reforçada por zircônia e formada por 70 a 90% de alumina e 10 a 20% de zircônia. Possui o processo de reforço semelhante a zircônia. Por transformações induzidas por tensão a partir de deformações internas uniformes que faz com que a estrutura da zircônia trinque, causando a mudança de fase tetragonal para monoclínica e essa mudança induz tensões de compreensão na estrutura da alumina. O resultado disso é que a resistência da alumina dobra e a tenacidade aumenta de duas a quatro vezes.

Existem variados processos para produzir uma prótese cerâmica odontológica. Uma das mais usadas é por estratificação, quando a partir de variados pós com colorações e opacidades diferentes se monta uma peça, sendo essa levada ao forno

e obtém-se a estrutura. Outra maneira é por fresagem, por exemplo utilizando o sistema CAD/CAM que é feito a partir de uma cópia digital do preparo, através de um scanner, enviada a um sistema próprio de computador, que é usado como referência para que a máquina frese a peça, tendo como base um bloco cerâmico, resultando em um formato adequado para que se encaixe no dente preparado.

Estudos revelam a taxa média de sobrevivência de 99% e a taxa de sucesso de 96,4% após 5 anos. Já a peça protética por prensagem, ou método da cera perdida, é obtida esculpindo a estrutura desejada em cera, inclui-se o padrão de cera em revestimento, elimina-se a cera, e esse bloco de revestimento com o molde é levado ao forno, que possui um embolo que força a cerâmica em estado plástico dentro do molde, desincluindo-se em seguida, obtendo-se a peça (ANUSAVICE et al., 2013).

As restaurações cerâmicas prensadas e por fresagem tendem a ter melhores características mecânicas do que as estratificadas pelo fato da queima ser mais uniforme e ter menor possibilidade de porosidade e trincas que podem levar a fraturas. A durabilidade dos materiais feitos em CAD/CAM é promissora até em espessuras reduzidas. Já as estratificadas são insuperáveis na obtenção da estética, pois em uma única peça é possível mesclar os diferentes níveis de translucidez e cores de um dente (SIEPER et al. SIEPER).

Cerâmicas vítreas são vidros parcialmente cristalizados produzidos por nucleação e crescimento de cristais na fase de matriz vítreas. A injeção de blocos de vidro não é mais utilizada para a confecção de prótese. A prensagem isostática a quente e CAD/CAM são os métodos de processamento utilizado atualmente para produzir infraestruturas de cerâmicas vítreas para coroas e pontes (ANUSAVICE et al., 2013).

As cerâmicas vítreas são conformadas no formato desejado no estado vítreo, que depois é submetida a um tratamento térmico para induzir devitrificação parcial, que é a perda da estrutura vítrea através da cristalização da matriz. As cerâmicas vítreas recentes que vem sendo usadas são baseadas em leucita, dissilicato de lítio e hidroxiapatita. Estão disponíveis em pó ou bloco, que são prensadas isostaticamente a quente para produzir infraestruturas ou cerâmicas de recobrimento, podendo também ser fresadas por CAD/CAM.

Restaurações feitas com cerâmicas vítreas baseadas em leucitas vêm sendo utilizadas há bastante tempo. Possuem cerca de 35% em volume de cristais de leucita

e resistência a flexão relativamente baixo de 112MPa, tem indicação para facetas, coroas até pré-molares, inlays e onlays. O método de processamento das cerâmicas vítreas de leucita e dissilicato de lítio, através da prensagem isostática a quente, já está bem estabelecida e são aplicadas sob copings metálicos e sobre infraestruturas de zircônia. As cerâmicas de vidro impedem o desgaste excessivo da dentição antagonista devido a sua dureza ser semelhante ao esmalte dental (MA L, et al., 2013).

O produto mais conhecido é IPS e.max Press® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein), possui cerca de 70% em volume de dissilicato de lítio, que é considerado o padrão ouro para material de fixação definitivo (HERRÁEZ, et al., 2019).

Quando aderida ao esmalte a capacidade de carga do dissilicato de lítio pode se aproximar de 75% da zircônia, apesar da resistência a flexão ser de 400Mpa, 40% da zircônia que é 1000Mpa. Esses valores são obtidos mesmo em espessuras reduzidas de 0,6 a 1,4mm. Outra vantagem em relação as zircônias, inclui melhor estética, comportamento de desgaste semelhante ao esmalte, capacidade de promover adesão adesiva e menores temperatura de processamento (MA L, et al., 2013).

São indicadas para facetas, coroas anteriores e posteriores, inlay, onlay e pontes fixas até segundo pré-molar. O sistema e.max® se apresenta em cinco tipos que são totalmente cerâmicos e o que difere entre eles são os métodos de confecção ou o material que os compõe. Os tipos são IPS e.max ZirCAD®, bloco para fresagem em CAD/CAM, IPS e.max Press® prensada, IPS e.max ZirPress® zircônia, IPS e.max CAD®, IPS e.max Ceram® cerâmica de cobertura.

Esse sistema pode ser confeccionado pela técnica de injeção ou de fresagem CAD/CAM. Para a técnica de injeção, estão disponíveis pastilhas de cerâmica de dissilicato de lítio de alta resistência e para a técnica de fresagem, podemos encontrar cerâmicas de dissilicato de lítio ou óxido de zircônio, por serem de alta resistência são utilizados para a confecção de copings e por apresentarem alta opacidade, recobrem superfícies com grandes alterações de cor. Para recobrir esteticamente o coping, pode ser empregada uma cerâmica estética de vidro por meio da técnica de injeção IPS e.max ZirPress ou uma cerâmica à base de nanofluorapatita, IPS e.max Ceram®, por meio da técnica de estratificação (MA L, et al., 2013).

As altas taxas de sucesso das facetas cerâmicas se devem ao condicionamento da porcelana que foi estabelecido em 1981. Com os avanços nas cerâmicas vítreas, sistemas adesivos e cimento resinoso permitiram que a odontologia restauradora se concentrasse em procedimentos minimamente invasivos. Como é o caso dos laminados cerâmicos que representam uma alternativa mais conservadoras em relação as coroas totais. Sua estética tem grande dependência da técnica e cimentos resinosos utilizados. Possui a indicação de serem utilizadas para melhora da estética em dentes anteriores.

A inlay e onlay são cerâmicas condicionadas e cimentadas com cimentos adesivos usadas em dentes posteriores. O desempenho clínico a longo prazo das facetas, inlay e onlay são bem documentados. Estudos com mais de 5 anos ou mais de acompanhamento indicam uma taxa de sucesso de 95 a 100%. Uma alternativa as coroas totais são as facetas oclusais ultrafinas minimamente invasivas de 0,6 a 1 mm de espessura para corrigir o desgaste oclusais dos dentes posteriores (TRIBST JPM, et al., 2018).

Teoricamente qualquer extensão da indicação de uma PPF pode ser aplicada aos sistemas cerâmicos. Normalmente, a estética das restaurações totalmente cerâmicas é melhor do que uma metalocerâmica. Porém, esbarra em alguns problemas que podem dificultar a indicação. Um deles é a dificuldade de solda entre os componentes, as infraestruturas quando feita em uma única peça causa dificuldade de adaptação entre pilares distantes e com as coroas altas ao preparo, a união entre os pilares e o pônticos deve ter uma área mínima compatível com a resistência nessa região, pois tem maior possibilidade de fraturas por fadiga em região de estrangulamento, recomenda-se um conector com 3mm de altura cervico-oclusal e 2mm vestibulolingual e com formato das ameias gengivais do conector mais abertos.

A principal limitação para o uso de coroas totalmente cerâmicas em prótese fixa é sua falta de resistência a tração e resistência ao cisalhamento. A fratura por lascamentos e fratura do corpo da cerâmica costuma ser mais frequente em coroas de cerâmica pura em dentes posteriores. A fratura dos conectores cerâmicos representa outra desvantagem, principalmente quando as recomendações do fabricante não podem ser seguidas.

Variados fatores estão relacionados a fratura de próteses totalmente cerâmicas. Como defeitos da superfície, defeitos de processamento, no

direcionamento da carga da mordida, planejamento do formato da peça, propriedade do material, tensões teciduais, erros de procedimento e dieta. Outras variáveis podem induzir o desenvolvimento das trincas incluindo o tratamento da superfície, força excessiva durante a prova da peça, bruxismo, local da aplicação da carga, distribuição e magnitude da carga, tensões de resfriamento, preparo do dente insatisfatório, desenho e espessura inapropriado do núcleo, espessura inadequada da coroa, tamanho insuficiente do conector, qualidade na camada do cimento e adesão da cerâmica, além de seguir cuidadosamente os procedimentos recomendados pelo fabricante.

A estética das próteses metalocerâmicas, cerâmicas, facetas, e dentes para prótese total pode ser melhorada através da aplicação de pigmentos e glazes para dar mais naturalidade e acompanhar a coloração do dente ou de restaurações adjacentes. O glaze é eficaz em selar defeitos de superfície e diminuir a concentrações de tensões.

Quando o glaze é removido esse procedimento pode enfraquecer a peça pela metade e se for deixado a superfície rugosa, isso pode provocar aumento do desgaste no esmalte ou restauração antagonista. A solução indicada é o polimento da superfície com discos Soflex® (3M, Minneapolis, EUA), um kit de polimento de laminados cerâmicos Shofu® (Shofu, Kyoto, Japão) ou outro sistema abrasivo. Mesmo que seja polida e glazeada a superfície da porcelana, ela sofre danos em contato com solventes da nossa dieta diária, que inclui ácido cítrico, acético e soluções alcalinas, gel flúor-fosfato acidulado e bebidas carbonadas. tornando-se necessário o polimento das superfícies regularmente.

As cerâmicas apesar da sua excelência em obedecer aos requisitos de um material protético, possuem a desvantagem de causar desgastes acentuados nos dentes e restaurações antagonistas em algumas situações. O maior dano acontece quando a superfície rugosa entra em contato com esmalte ou dentina sob elevadas forças oclusais. Podendo ocorrer devido ao bruxismo, contatos prematuros e ajustes oclusais inadequados.

A abrasividade das cerâmicas em relação esmalte depende de vários fatores e propriedades das partículas da fase cristalina e da matriz vítrea. Esses fatores incluem dureza, resistência a tração, tenacidade à fratura, resistência à fadiga, adesão entre as partículas e o vidro, durabilidade química, frequência de exposição a agentes

químicos corrosivos, abrasividade dos alimentos, tensões superficiais, magnitude e orientação das forças aplicadas, padrões de mastigação, bruxismo, área de contato, lubrificação pela saliva, duração da exposição a partículas e aglomeração não uniforme de cristais.

Quando a desoclusão com guia canina está estabelecida, sem contatos prematuros o desgaste com antagonista é reduzido. O desgaste da estrutura antagonista também pode ser diminuído com polimento periódico da superfície oclusal para amenizar a taxa de desgaste do esmalte. Nos pacientes bruxômanos deve-se usar metais.

Como regra, quando duas superfícies deslizam uma sobre a outra, quanto maior for a diferença de dureza de uma superfície em relação a outra, maior será o desgaste entre essas duas. No entanto, esse princípio não se aplica a grande variação nas taxas de desgaste que são apresentados por diferentes pacientes sob condições semelhantes. Assim não se pode dizer que a dureza da cerâmica é um fator determinante para o desgaste das superfícies do esmalte por uma cerâmica. O desgaste tanto do esmalte como da porcelana depende da facilidade com que trincas conseguem se propagar na estrutura.

O mecanismo de microfratura é dominantemente responsável pela degradação superficial da cerâmica e pelo subsequente dano que a cerâmica com rugosidade aumentada pode causar ao esmalte. Para minimizar a abrasão do esmalte por uma cerâmica antagonista, deve-se usar uma cerâmica que exiba microfratura de superfície uniforme na mesma taxa do esmalte sob as mesmas condições. A degradação superficial deve ser uniforme, para minimizar a altura das asperezas, assim diminuindo o desgaste. Se um desgaste não uniforme acontecer na superfície do esmalte, causado por uma porcelana, existe duas maneiras de resolver isto, através do alivio oclusal e polimento da superfície.

Defeitos na superfície da porcelana sob carregamento de forças intraorais e tensões de tração excede a resistência da estrutura do material, assim formando uma trinca. Essas concentrações de tensões explicam porque os materiais falham sob tensões muito menores do que sua resistência normal. No entanto, existe outras variáveis que interferem na intensidade dessas tensões, incluindo o desenho da prótese, o direcionamento da carga, a quantidade da carga, a microestrutura e as tensões residuais de processamento.

O preparo nos dentes para receber as cerâmicas, devem ter espaço suficiente para receber a porcelana, deixar os ângulos arredondados, assim evitando ângulos agudos que podem gerar grandes tensões na peça. Diferente dos metais as cerâmicas não tem a característica de acomodar as tensões sem fraturar, assim as trincas podem se propagar com tensões bem baixas. Quando há a necessidade de desgastes e ajustes da superfície da peça, deve-se usar um abrasivo mais fino. Esse cuidado diminui a possibilidade de microtrincas e diminui a profundidade de microfissuras provocadas pelos abrasivos (TRIBST JPM, et al., 2018).

A remoção dos defeitos na superfície ou redução do seu tamanho e número pode gerar um grande aumento em sua resistência. Com isso, o polimento e o glazeamento das porcelanas se tornam importantes para a redução dos defeitos de superfície das cerâmicas.

A resistência a fratura das próteses cerâmicas podem ser aumentadas de acordo com a escolha do material cerâmico de maior resistência e tenacidade, desenvolver tensão de compreensão residual através da tempera térmica, utilizar materiais com coeficiente de expansão e contração térmica compatíveis, reduzir as tensões de tração escolhendo os materiais de suporte mais rígidos, minimizar os ciclos de cocção para porcelanas feldspática, planejar a prótese cerâmica com maior espessura de corpo e maior raio de curvatura para conectores em áreas de maior potencial desenvolvimento de tensões de tração que podem se desenvolver durante a função na boca e cimentar as peças cerâmicas com cimentos adesivos.

A oclusão correta na superfície da porcelana tem que ser ajustada em áreas de contato ao invés pontos de contatos, se for ao contrário irá aumentar consideravelmente a concentração de tensões localizadas na superfície externa e interna. Assim podendo levar a formação das chamadas trincas em cone hertzianas, que podem provocar o lascamento da superfície oclusal.

Para prevenir a fratura de próteses cerâmicas, deve-se evitar as tensões de tração. Idealmente a porcelana de recobrimento deve apresentar leve compreensão na restauração final. Um método para ter isso é a escolha de cerâmicas de recobrimento com coeficiente de contração e expansão térmica menor que o da infraestrutura. Essa diferença deixa a porcelana adjacente ao metal em um estado compreensão residual, no qual protege a restauração contra a fratura da porcelana de recobrimento.

A leucita uma fase cristalina de alta expansão, pode aumentar o coeficiente de contração térmica da porcelana. Em ciclos repetidos de cocção podem alterar o conteúdo da leucita, o que aumenta seu coeficiente de expansão térmica. Se o coeficiente aumenta para um valor além do metal, essa diferença pode produzir fraturas na cerâmica.

O material restaurador pode influenciar diretamente no prognóstico a longo prazo. Deste modo, para selecionar corretamente cada sistema cerâmico deve ser avaliada primeiramente a região da reabilitação, sendo que as propriedades ópticas do material são mais importantes que as altas resistências à flexão para as restaurações anteriores. Já as áreas posteriores necessitam de alta resistência flexural para suportar os esforços mastigatórios mais elevados.

Portanto, materiais mais opacos podem ser selecionados, já que a estética não é fator determinante para decidir o material a ser escolhido. Além das propriedades mecânicas e ópticas deve ser verificada a capacidade de adesão do material ao dente, pois quanto mais resistente é o material mais difícil é a realização da cimentação adesiva da peça, devido à dificuldade do condicionamento de superfície da cerâmica (TRIBST JPM, et al. 2018).

4 CONCLUSÃO

O futuro das cerâmicas odontológicas é bastante promissor. Com a crescente demanda por restaurações estéticas e evolução das suas propriedades mecânicas, colaboram com o aumento da aceitação e indicação dessas restaurações livres de metal tanto na região anterior quanto posterior, consequentemente diminuindo o uso de amálgamas e restaurações metálicas fundidas.

Dentre várias opções de cerâmicas a escolha deve ser criteriosa, não levando em conta somente a resistência do material como também a região que será restaurada, conhecer suas principais característica e limitações, obedecendo a indicação do fabricante, e assim consequentemente reduzindo as possibilidades insucessos, com o objetivo de garantir longevidade ao tratamento.

REFERÊNCIAS

ANUSAVICE KJ, KENNETH J, SHEN C, RAWLS HR. Phillips - **Materiais dentários. Elsevier**, 12ª ed. 2013. Capítulo 18

CASTILO-OYAGUE R, SANCHO-ESPER R, LYNCH CD, SUARÉZ-GARCIA MJ. **All-ceramic inlay-retained fixed dental prostheses for replacing posterior missing teeth: A sistematic review**. Jornal of Prosthodontic Research 2017 Jul 62(1)

CENCI SN, GONTARSKY IA, POSTIGLIONE, SAMRA APB. **Anterossuperior rehabilitation with metal-free fixed prosthesis based on zirconia.** Eur J Dent. 2017 Apr-Jun 11(2): 253-257

CUI C, SUN J. **Optimizing the design of bio-inspired functionally graded material (FGM) layer in all-ceramic dental restorations**. *Dental Materials Journal 2014; 33(2): 173–178*

FEHMI G, ERSAN Ç, Caner O. **Influence of repeated firings on the color parameters of two different all ceramic materials.** Color Res Appl. 2018 Feb 43:606–611

HAYASHI S, HOMMA S, TAKANASHI T, HIRANO T, YOSHINARI M, YAJIMA Y. **Wear properties of esthetic dental materials against translucent zirconia.** Dental Materials Journal 2018-133

HAYASHI S, HOMMA S, TAKANASHI T, HIRANO T, YOSHINARI M, YAJIMA Y. **Wear properties of esthetic dental materials again.** Dent MaterJ. 2019 Mar 31;38(2): 250-256

HERRÁEZ-GALINDO C, RIZO-GORRITA M, LUNA-OLIVA I, SERRERA-FIGALLO MA, CASTILLO-OYAGUE R, TORRES-LAGARES D. **In vitro comparative study of fibroblastic behaviour on polymethcrylate (PMMA) and lithium disilicate polymer surfaces**.Polymers 2019 Apr11(4):744

KANAT-ERTURK B. Color Stability of CAD/CAM **Ceramics Prepared with Different Surface Finishing Procedures**. Journal of Prosthodontics. 00 (2019) 1–7

MA L, GUESS PC, ZHANG Y. **Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: finite element and theoretical.** Dent Mater. 2013 Jul; 29(7): 742-51

NEJATIDANESH F, SAVABI G, AMAJADI M, ABBASI M, SAVABI O. **Five year clinical outcomes and survival of chairside CAD/CAM ceramic laminate veneers - a retrospective study**. Journal of Prosthondontic Research. 2018 Jun. 62(64)

SÁ TCM, DE CARVALHO MFF, DE SÁ JCM, MAGALHÃES CS, MOREIRA AN, YAMAUTI M. **Esthetic rehabilitation of anterior teeth with diferente thickenesses of porcelain laminate veneers: An 8-year follow-up clinical evaluation.** European Journal of Dentistry. 2018 12(4) 590-593

SEGAL BS, **Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice**. J.Prosthet. Dent. 2001 Jun 85(6):544-50

SHAMS-BEYRANVAND M, MORADI Y, VARMAGHANI M. **Clinical Outcomes and Predictors of Satisfaction in Patients with Improved Lithium Disilicate All-Ceramic Crowns.** dMed Princ Pract 2018;27:498

SIEPER K, WILLE S, KERN M. **Fracture strength of lithium disilicate crowns compared to Polymer-infiltrated ceramic-network and zirconia reinforced lithium silicate crowns.** J Mech Behav Biomed Mater. 2017 Oct, 74:342-348

SIPAHI C, ÖZCAN M. **Interfacial shear bond strength between different base metal alloys and five low fusing feldspathic ceramic systems.** Dental Materials Journal 2012; 31(3): 333–337

STAWARCZYK B, ÖZCAN M, ROOS M, TROTTMANN A, HÄMMERLE HHF. **Fracture load and failure analysis of zirconia single crowns veneered with pressed and layered ceramics after chewing simulation Bogna** *Dental Materials Journal 2011; 30(4): 554–562*

TRIBST JPM, DAL PIVA AMO, PENTEADO MM, BORGES ALS, BOTTINO MA. **CAD-FEA modeling and analysis of diferente full crown monolithic restorations.** Dent Mater 2018 Sep 34(9): 1342-1350

WILLARD A, GABRIEL CHU TM. **The science and application of IPS e.Max dental Ceramic**. Kaohsiung Journal of Medical Sciences. 2018 Apr 34(4), 238-242

YIN L. **Aesthetic Ceramics for Dental Restorations**. College of Science & Engineering, James Cook University Vol. 41 No.3 2017