

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Douglas Ferreira de Freitas

Estruturas em zircônia x metal – CAD/CAM

CURITIBA
2016

Douglas Ferreira de Freitas

Estruturas em zicônia x metal – CAD/CAM

Monografia apresentada ao Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, como parte dos requisitos para obtenção do título de Especialista em Prótese Dentária.

Orientadora: Prof^a. Halina Massignan Berejuk

CURITIBA
2016

Douglas Ferreira de Freitas

Estruturas em zircônia x metal – CAD/CAM

Presidente da banca: Prof. Halina Massignan Berejuk

BANCA EXAMINADORA

Prof. Edivaldo Coró
Prof. Dr. Vitor Coró

Aprovado em: 20/07/2016

Dedicatória

Agradeço em primeiro lugar a Deus que iluminou o meu caminho durante esta caminhada.

À minha família, por sua capacidade de acreditar e investir em mim. Mãe, seu cuidado e dedicação proporcionaram, em alguns momentos, a esperança para seguir. Pai, sua presença significou segurança e certeza de que não estou sozinho nessa caminhada.

Agradecimentos

Aos meus familiares pela motivação e suporte necessários para concluir mais esta etapa.

A minha orientadora Halina Berejuk pela orientação e paciência na elaboração dessa monografia.

Aos funcionários do ILAPEO pela cordialidade e colaboração dentro do Instituto.

Aos colegas pelos momentos de descontração e amizade desenvolvida no período do curso de especialização.

Aos professores que elucidaram minhas dúvidas e despertaram ainda mais o prazer desta área.

A monitora do curso Sylvia Kang pelo companherismo e paciência.

Agradeço ao mundo por mudar as coisas, por nunca fazê-las serem da mesma forma, pois assim não teríamos o que pesquisar, o que descobrir e o que fazer.

Sumário

Lista de figuras

Lista de abreviaturas

Resumo

| | |
|-------------------------------|----|
| 1.Introdução | 10 |
| 2.Revisão de Literatura | 14 |
| 3. Proposição | 31 |
| 4. Materiais e Métodos | 32 |
| 5.Artigo Científico | 33 |
| 6.Referências | 56 |
| 7.Anexo | 61 |

Lista de Figuras

Figura 1: A – Vista frontal em MIH; B – Vista lateral direita; C – Vista lateral esquerda.

Figura 2: A – União dos transferentes em posição; B – Obtenção do molde.

Figura 3: A – Registro interoclusal com os cilindros de latão; B – Registro sobre os provisórios

Figura 4: Gabarito.

Figura 5: A/B – Parte do processo de escaneamento; C – Estrutura desenhada.

Figura 6: Análise da passividade da estrutura sobre o gabarito.

Figura 7: Prova da estrutura em boca.

Figura 8: Prótese finalizada.

Figura 9: Resultado final em boca.

Figura 10: A – Vista frontal em MIH; B – Vista lateral direita; C – Vista lateral esquerda.

Figura 11: Vista oclusal no momento em que foi removida a prótese provisória.

Figura 12: Prótese provisória inicial.

Figura 13: Instalação dos transferentes personalizados em boca.

Figura 14: Moldagem definitiva.

Figura 15: Parte do processo de escaneamento e desenho da estrutura.

Figura 16: Prova da estrutura metálica em boca.

Figura 17: Registro inter-oclusal

Figura 18: Resultado final

Lista de Abreviaturas e Símbolos

| | | |
|--------------------------------|---|---|
| PPF | - | Prótese Parcial Fixa |
| °C | - | Graus Celsius |
| PSZ | - | Zircônia parcialmente estabilizada |
| ZTC | - | Zircônia reforçada por compostos |
| TZP | - | Policristais de zircônia tetragonal |
| LTD | - | Low Temperature Degradation |
| MPa | - | Mega Pascal |
| N | - | Newtons |
| RMCs | - | Restaurações Metalocerâmicas |
| CAD-CAM | - | Computer Aided Desing (Projeto Assistido por Computador) – Computer Aided Manufacturing (Fabricação Auxiliada por Computador) |
| Y-TZP | - | Zircônia estabilizada por óxido de ítrio |
| NM | - | Nanometro |
| MC | - | Metalocerâmica |
| Co-Cr | - | Cromo-Cobalto |
| Ce-TZP | - | Zircônia estabilizada por óxido de cério |
| Al ₂ O ₃ | - | Óxido de Alumínio |
| ZrO ₂ | - | Óxido de Zircônio |
| Ni-Cr | - | Níquel-Cromo |

Resumo

A recente introdução de cerâmicas à base de zircônia como material odontológico restaurador gerou considerável interesse na comunidade dental. Com o desenvolvimento da tecnologia CAD-CAM, estruturas de zircônia e de metal com alta resistência podem ser fabricadas. O objetivo deste trabalho foi fazer uma revisão de literatura para entender a diferença no comportamento da cerâmica sobre metal e sobre zircônia. Conhecidas pela sua excelente capacidade de reproduzir detalhes dos dentes como a reflexão e transmissão da luz de forma difusa e regular, reproduzindo com naturalidade a translucidez, opacidade, cor, o brilho e a textura dos dentes naturais, as cerâmicas dentais possuem como principais características: biocompatibilidade e bioinércia, durabilidade e estabilidade de cor, capacidade de mimetizar dentes e tecidos naturais, propriedades ópticas favoráveis e capacidade de serem formuladas para serem injetadas, infiltradas, compactadas e usinadas. Os dados de laboratório e estudos clínicos são promissores quanto ao seu desempenho e sobrevivência. Através de diversos estudos podemos constatar que a zircônia é um material comprovado para ser indicado para uso restaurador sob os aspectos biológicos, funcionais e estéticos. Devemos considerar que novos sistemas possuem menores tempos de avaliação clínica, principalmente quando comparados ao padrão ouro, as coroas metalocerâmicas.

Palavras chave: Zircônia; Metalocerâmicas; Prótese dentária; Cerâmica Dental

Abstract

The recent introduction of the ceramic zirconia base as restorative dental material generated considerable interest in the dental community. With the development of the CAD-CAM technology, zirconia and metal structures with high strength can be manufactured. The aim of this study was to review the literature to understand the difference in behavior of ceramic on metal and on zirconia. Known for its excellent ability to reproduce details of the teeth as the reflection and transmission of light diffusely and regularly, playing with natural translucency, opacity, color, brightness and texture of natural teeth, dental ceramics have the following main characteristics: biocompatibility and bioinércia, durability and color stability, ability to mimic natural teeth and tissues, favorable optical properties and ability to be formulated to be injected, infiltrated compacted and machined. Laboratory data and clinical studies are promising for performance and survival. Through various studies we can see that the zirconia is a proven material be suitable for use in restoring the biological, functional and aesthetic. We should consider that new systems have less time to clinical evaluation, especially when compared to the gold standard, the metal-ceramic crowns.

Key words: Zirconia; Dental ceramics; Metal-ceramic; CAD-CAM; Fatigue ceramic

1. Introdução

A aparência do sorriso interfere na imagem do indivíduo perante a sociedade influenciando sua vida pessoal e profissional. Hoje, a Odontologia Estética em especial está em destaque devido à grande influência dos meios de comunicação e ao alto padrão de beleza imposto pela própria sociedade (CLAVIJO et al, 2008). Conseqüentemente, a exigência dos pacientes junto aos cirurgiões-dentistas a fim de buscar uma excelência nos procedimentos estéticos fica cada vez maior.

O desenvolvimento de técnicas e materiais restauradores direcionados à estética dental permite ao profissional realizar grandes mudanças no sorriso dos pacientes. Para obter sucesso no tratamento restaurador indireto utilizando materiais estéticos como as cerâmicas, é importante que o profissional possua conhecimento sobre cada sistema cerâmico oferecido hoje no mercado. Alcançar o sucesso clínico com restaurações indiretas sobre dentes ou sobre implantes requer do profissional disciplina com relação à técnica e respeito dos critérios a serem seguidos (KINA 2005; MARSON & KINA 2010).

Com propriedades físicas interessantes, as cerâmicas dentárias convencionais são caracterizadas como vidros, apresentando uma quantidade maior de feldspato em comparação aos outros elementos, tornando-as muito mais resistentes que os vidros comuns. Devido à sua característica vítrea e cristalina, elas apresentam uma interação de reflexão óptica mais elaborada, muito semelhante às estruturas dentárias. Graças à sua inércia química característica, suas propriedades de solubilidade e corrosão são bastante adequadas, possibilitando a construção de restaurações com excelente estética e durabilidade (KINA 2005; MARSON & KINA 2010).

Em 1960, com a obtenção da união da cerâmica ao ouro obtida por Weinstein et al., uma nova dimensão funcional e estética na Odontologia se tornou realidade. A

possibilidade de utilizar uma infraestrutura de metal recoberta por cerâmica trouxe o desenvolvimento de novas técnicas restauradoras, dentro de um enfoque pela primeira vez estético, funcional e de longevidade. Esta descoberta de Weinstein é o fundamento das metalocerâmicas ainda utilizadas atualmente (MEZZOMO & SUZUKI 2006; ANUSAVICE, SHEN & RAWLS 2013).

A substituição do ouro por ligas não-nobres na década de 70, devido aos custos, fez com que surgissem alguns problemas estéticos, relacionados principalmente à região cervical das coroas metalocerâmicas, devidos à oxidação excessiva dessas ligas, e a deposição dos óxidos formados junto à margem cervical e que ainda hoje observamos nas coroas metalocerâmicas tecnicamente mal executadas (MEZZOMO & SUZUKI 2006; ANUSAVICE, SHEN & RAWLS 2013).

Em função desses problemas estéticos, bem como da pouca passagem de luz junto à região das papilas foi preconizado no final dos anos 70, o uso do ombro cerâmico, uma técnica que consiste na remoção da margem metálica das metalocerâmicas e sua substituição por uma cerâmica de ombro (MEZZOMO & SUZUKI 2006).

Outro fator que contribuiu para uma estética desfavorável das coroas metalocerâmicas foi o desenho da infraestrutura metálica, que privilegiava a resistência. Com o desenvolvimento de novas cerâmicas e o aperfeiçoamento das existentes, houve a possibilidade de mudanças no design da estrutura de metal com a redução de volume de metal e o incremento do volume de cerâmica, o que melhorou a qualidade estética das metalocerâmicas, sem perder a resistência da prótese. (MEZZOMO & SUZUKI 2006)

Em função dos problemas de oxidação proporcionados pelas ligas não-nobres, foi desenvolvido o primeiro sistema que apresentava uma infraestrutura de cerâmica, o sistema Dicor. Sobre a infraestrutura de cerâmica vítrea era aplicada uma camada de

cerâmica de cobertura. Porém, esse sistema veio a apresentar uma resistência baixa, apresentando um índice considerável de fraturas (ANUSAVICE, SHEN & RAWLS 2013).

Poucos anos depois, em 1989, após pesquisas realizadas por Sadoun, foi desenvolvido o sistema In-Ceram, primeiro sistema sem metal para uso em dentes anteriores e posteriores, bem como a confecção de PPF de até 3 elementos no setor anterior. Este sistema utiliza a técnica de *Slip-Cast*, criando uma estrutura de alumina, que sofre o processo de infiltração de vidro sobre a qual é aplicada uma cerâmica com maior conteúdo de óxido de alumina. (MEZZOMO & SUZUKI 2006; ANUSAVICE, SHEN & RAWLS 2013)

Com o sucesso do sistema In-Ceram, após dois anos surgia o sistema Empress, pela técnica da cera perdida, utilizando para isso pastilhas cerâmicas pré-sinterizadas de leucita.

Nos dias de hoje, a execução das restaurações cerâmicas livres de metal se tornou muito popular e sua demanda aumentou consideravelmente entre os dentistas e laboratórios de prótese. Esse fato pode ser explicado pelo aprimoramento das propriedades das cerâmicas, a melhoria e estabelecimento das técnicas adesivas e o aperfeiçoamento dos dentistas. Atualmente, existem diversos sistemas cerâmicos que possuem excelentes propriedades físicas, ópticas e biocompatibilidade que permitem devolver a integridade biomecânica, estrutural e estética aos dentes que necessitam de intervenções restauradoras (CLAVIJO et al, 2008).

A zircônia é o nome dado ao dióxido de zircônio (ZrO_2). Zircônia é um material polimorfo, assim, pode exibir mais de uma estrutura cristalina dependendo das condições de temperatura e pressão. Zircônia pura é monolítica à temperatura ambiente. Esta fase é estável até $1170^\circ C$. Acima desta temperatura, assume a fase tetragonal e posteriormente a

fase cúbica, aos 2370° C. A transformação da fase que ocorre durante o resfriamento para a temperatura ambiente é associada com grande expansão volumétrica. A adição de óxidos estabilizadores na zircônia monolítica permite a geração de materiais multifásicos (KOUTAYAS et al., 2009).

O propósito deste trabalho foi realizar uma revisão de literatura para compreender a diferença no comportamento da cerâmica sobre metal e sobre zircônia, avaliando aspectos clínicos, físicos e microscópicos.

2. Revisão de literatura

2.1 Retrospecto histórico

A primeira vez que se utilizou cerâmicas dentárias como material odontológico protético restaurador foi no ano de 1774 quando o químico Alexis Duchateau e o cirurgião dentista Nicholas Dubois confeccionaram dentes para uma prótese total. Mais tarde, em 1886, Land desenvolveu a primeira coroa de cerâmica, que era conhecida como coroa de jaqueta de porcelana. Durante décadas, foi o material mais estético que a Odontologia podia oferecer (SHILLINBURG et al., 2007). Novas técnicas de manuseio de cerâmicas foram reformuladas e passou-se a confeccionar coroas totalmente cerâmicas sobre uma lâmina de platina a partir da invenção do forno elétrico em 1894 e da porcelana de baixa fusão em 1898 (KINA, 2005; KELLY J.R. & BENETTI P., 2011). Nos anos 30 e 40, o Dr. Charles Pincus usou uma faceta laminada de porcelana fina para melhorar a estética dos dentes das estrelas de cinema de *Hollywood* (SHILLINBURG et al., 2007). Porém, não se obtinha um resultado aceitável a longo prazo porque as facetas não ficavam por muito tempo aderidas ao dente. Posteriormente esse problema, foi solucionado com o advento da adesão.

2.2 Características dos materiais

As cerâmicas usadas na Odontologia são compostas por elementos metálicos (alumínio, cálcio, lítio, magnésio, potássio, sódio, lantânio, estanho, titânio e zircônio) e substâncias não metálicas (silício, boro, flúor e oxigênio). Elas exibem propriedades químicas, físicas, mecânicas e térmicas que as distinguem dos metais, resinas acrílicas e compósitos. A combinação destes elementos pelos fabricantes resulta em duas fases distintas das cerâmicas odontológicas (SPEAR, HOLLOWAY, 2008 & HIGASHI, GOMES, 2012). A fase vítrea, também chamada de amorfa, apresenta propriedades de

transmissão de luz, o que proporciona reproduzir no restaurado características de borda incisal translúcida, efeitos de opalescência e fluorescência. A fase cristalina, também chamada de mineral, confere resistência à restauração. Para alcançar um resultado estético excelente, o fabricante mantém uma maior quantidade da fase amorfa e diminui o percentual na fase mineral. Com esta diminuição, o restaurado adquire, após o processamento uma menor resistência intrínseca. Numa tentativa de solucionar esse fato, pode-se lançar mão da cimentação adesiva e da alteração estrutural da cerâmica (MANICONE, ROSSI IOMMETTI & RAFFAELLI 2007).

Conhecidas pela sua excelente capacidade de reproduzir detalhes dos dentes como a reflexão e transmissão da luz de forma difusa e regular, reproduzindo com naturalidade a translucidez, opacidade, cor, o brilho e a textura dos dentes naturais, as cerâmicas dentais possuem como principais características: biocompatibilidade e bioinércia, durabilidade e estabilidade de cor, capacidade de mimetizar dentes e tecidos naturais, propriedades ópticas favoráveis e capacidade de serem formuladas para serem injetadas, infiltradas, compactadas e usinadas (BONA A.D., 1996; GOMES et al., 2008). Atualmente vários estudos foram realizados visando a melhora da resistência e união das cerâmicas como a união a metais, união a finos casquetes de ouro ou de platina, trocas iônicas, inclusão de alumina ou zircônia nas cerâmicas de infraestrutura (In-Ceram Alumina, In-Ceram Zircônia e In-Ceram Spinel), cerâmicas termo-injetáveis (IPS Empress), cerâmicas com alta densidade de alumina (Sistema Procera), cerâmicas de fundição (Cera Pearl, Dicor e Dicor Plus) e adesão direta à estrutura dentária (facetas, onlays e inlays).

Para aplicações odontológicas, cerâmicas com dureza menor que a do esmalte do dente e de superfície fácil de ser polida são desejáveis para minimizar os danos do desgaste que pode ser produzido no esmalte pela superfície cerâmicas, estas características

objetivam diminuir o dano ao dente antagonista.

A inércia química é uma característica importante porque assegura que a superfície quimicamente estável das restaurações não libere elementos potencialmente nocivos, e reduz riscos de aumento da rugosidade da superfície e o aumento da abrasividade ou suscetibilidade para adesão bacteriana com o tempo (ANDREIUOLO et al., 2011)

As cerâmicas são compostas de elementos metálicos e não metálicos que formam compostos cristalinos e/ou não cristalinos e esses elementos podem formar compostos binários como a alumina (Al_2O_3) e a zircônia (ZrO_2) através de ligações com metais, que liberam seus elétrons de valência para não metais que, por sua vez, podem aceitar ou parear elétrons (SONZA Q.N., BONA A.D. & BORBA M., 2014). A zircônia pode ser encontrada na forma cúbica (ponto de fusão entre 2680°C a 2370°C), tetragonal (de 2370°C a 1170°C) e monoclinica (de 1170°C a temperatura ambiente). Moléculas que contêm três átomos de oxigênio para cada dois outros átomos (assim como Al_2O_3) são usadas como estabilizadores (ANDREIUOLO et al., 2011 & GUESS et al., 2011). Elas também são adicionadas como bloqueadores de trincas ou cristais de tenacificação. De maneira, a zircônia pode ser:

- Zircônia parcialmente estabilizada (PSZ): matriz de zircônia na fase cúbica contendo grãos de zircônia tetragonal passíveis de transformação.
- Zircônia reforçada por compostos (ZTC): matriz de zircônia em fase cúbica com elevado módulo de elasticidade contendo grãos de zircônia tetragonal passíveis de transformação.
- Policristais de zircônia tetragonal (TZP): todo o material é constituído por grãos de zircônia tetragonal passíveis de transformação, geralmente sinterizada à uma temperatura de 950°C . (SOUZA et al., 2011).

Em relação às restaurações metalocerâmicas, a fim de possibilitar a associação das porcelanas aos metais, foi necessário incorporar maior concentração de leucita nas porcelanas feldspáticas para aumentar o coeficiente de expansão térmica, tornando-o semelhante ao das ligas fundidas, minimizando o estresse térmico residual e futuras trincas.

As cerâmicas utilizadas para a confecção de restaurações metalocerâmicas possuem translucidez semelhante aos dentes, são resistentes à compressão, apresentam baixa temperatura de fusão, o que diminui o potencial de distorção do *coping* metálico, não corroem e são resistentes aos fluidos orais. No entanto, apresentam baixa resistência à flexão (60 MPa) e elevada dureza, a qual poderá provocar abrasão dos dentes opostos. (BONA A.D. & KELLY J.R., 2008)

A união metal-cerâmica é derivada basicamente de três princípios: molecular (óxidos formados na superfície do metal agem como componente de união permanente, formando uma estrutura sanduíche, a qual é unida separadamente tanto ao substrato do metal como da porcelana), mecânico (a rugosidade de superfície produzida pelo jateamento promove retenção mecânica e aumenta a área superficial para a união com a porcelana) e união de compressão (o coeficiente de expansão térmico das facetas de porcelana são discretamente mais baixos que da liga metálica para assegurar que a cerâmica esteja sob baixa compressão. (GOMES et al., 2008)

2.3 Mecanismos de resistência

Nos últimos anos, um grande número de publicações referindo ao tema zircônia surgiu na literatura. A zircônia apresenta como vantagem: baixo potencial à corrosão, boa radiopacidade, biocompatibilidade e baixa adesão bacteriana. Em sua forma pura, se

caracteriza como uma estrutura polimorfa e apresenta três fases. A fase cúbica (2370° C – ponto fusão), a tetragonal (1170° – 2370° C) e a monoclínica (temperatura ambiente até 1170° C). Com a adição de óxidos estabilizadores, tais como os óxidos de magnésio, óxido de ítrio, óxido cério e cálcio, a fase tetragonal é mantida em um estado meta-estável à temperatura ambiente, permitindo a ocorrência de um processo chamado “tenacificação por transformação”. Em resposta a estímulos mecânicos, o dióxido de zircônio tetragonal parcialmente estabilizado transforma-se na fase monoclínica, com um aumento do volume local de aproximadamente 4%. Com este aumento, ocorre a neutralização da propagação das trincas, por meio de compressão na trinca. (SOUZA et al., 2011; ZARONE F.R. & SORRENTINO R., 2011).

A habilidade de impedir a propagação de trincas pela adição de óxidos a zircônia simula o efeito observado em dentes naturais. Os dentes humanos frequentemente apresentam microtrincas no esmalte que não se propagam através do dente como um todo. Estas trincas são bloqueadas pela peculiar interface da junção esmalte-dentina e pela microestrutura cristalina do esmalte (ANDREIUOLO et al., 2011). Além da tenacificação por transformação, o aumento de volume da zircônia pode ser suficiente para exceder o limite elástico do material e, em consequência, dar origem a microtrincas. Estas microtrincas são inofensivas ao material e ainda ajudam a defletir eventuais trincas de maior volume. Quando uma trinca se depara com estas microtrincas, ela muda de direção, e perde energia (ANDREIUOLO et al., 2011; CHAAR M.S. & KERN M., 2015). Desta forma, as microtrincas geradas pelo aumento de volume do núcleo de zircônia ajudam a tenacificar ainda mais o material. Outra característica interessante da transformação de fases nas cerâmicas de zircônia é a formação de camadas compressivas na superfície. Isto é resultado da espontânea transformação de fase tetragonal-monoclínica das partículas de

zircônia na superfície, ou perto dela, devido à ausência de compressão hidrostática. Assim, a probabilidade de ocorrer falha por fadiga diminui neste ponto porque a tensão residual compressiva se opõe à tensão aplicada sobre ela. (ANDREIUOLO et al., 2011; MALHEIROS A.S., FIALHO F.P. & TAVAREZ R.R.J., 2013)

Comparado com alta resistência cerâmica de alumina, a zircônia estabilizada possui duas vezes a resistência à flexão (900-1200 MPa). Dessa forma, com o aprimoramento das propriedades zircônia, inicialmente indicada apenas para confecção de infraestruturas para coroas totais e próteses parciais fixas para as regiões anterior e posterior, passou a ser indicado para utilização em estruturas monolíticas, ou seja, toda a prótese é confeccionada com o mesmo material. (BORBA M. et al, 2015)

Uma grande desvantagem das restaurações de zircônia em comparação com metalocerâmicas é o material inerente obter um envelhecimento acelerado que foi observado no dióxido de zircônio na presença de umidade. Este fenômeno de envelhecimento é conhecido como a degradação de baixa temperatura (LTD) e foi descrito pela primeira vez por Kobayashi e colaboradores em 1981. As temperaturas relativamente baixas (150° C - 400° C), a transformação lenta da zircônia tetragonal para monoclinica ocorre iniciando na superfície do policristalino da zircônia e, subsequentemente, progredindo para a maior parte da transformação material. Esta transformação é acompanhada por um aumento do volume, o que causa estresse sobre os grãos circundantes e microfissuras. A penetração de água em seguida, nestas fissuras agrava o processo de degradação da superfície, e a transformação progride. Qualquer fator que é prejudicial para a estabilidade de zircônia tetragonal é susceptível de promover uma degradação em baixas temperaturas. Entre estes fatores estão o tamanho do grão, a

quantidade de estabilizador e a presença de estresse residual. (SOUZA et al., 2011 & GUESS et al., 2011)

2.4 Propriedades mecânicas

As propriedades mecânicas da zircônia foram provadas ser superior à de todas as outras cerâmicas para uso dental, com uma resistência à fratura de 6-10 MPa / m^{1/2}, uma resistência à flexão de 900-1200 MPa e uma resistência à compressão de 2.000 MPa. Uma capacidade média de carga de 755 N foi relatado para restaurações de zircônia. Cargas de fratura que variam entre os 706 N, 2000 N e 4100 N foram relatadas; todos os estudos demonstraram que, em restaurações de zircônia apresentaram rendimentos mais elevados do que cargas de fratura das cerâmicas de alumina ou dissilicato de lítio. Um estudo investigativo recente in vitro, em PPFs zircônia evidenciou cargas de falhas abrangendo de 379 a 501MPa. Portanto, maiores do que a força média de mastigação, confirmando a manutenção satisfatória de tais quadros. (MARTINS L., LORENZONI F. & FARIAS B., 2010)

2.5 Classificação das cerâmicas

As cerâmicas podem ser classificadas de três maneiras (VOLPATO et al., 2012):

2.5.1 *Temperatura de cocção:*

- Alta fusão: 1290° a 1370°C
- Média fusão: 1090° a 1260°C
- Baixa fusão: 870° a 1065°C

2.5.2 *Composição:*

- Feldspáticas
- Vítreas

- Aluminizadas

2.5.3 *Processo de fabricação:*

- Convencional
- Injeção
- Usinagem
- Infiltração
- Compactação

2.6 Classificação da Zircônia

2.6.1 *Zircônia parcialmente sinterizada*

Permite uma manipulação mais fácil e rápida da zircônia por parte do técnico em prótese ou pela unidade de fresagem, uma vez que a sua dureza ainda é baixa antes da sinterização. Após preparo, a cerâmica é submetida ao processo de queima (sinterização) em forno específico, durante um período de seis a oito horas. Para controle dessa contração, o fabricante do bloco informa a quantidade de contração, que é de aproximadamente 27%, para cada bloco especificamente, e o sistema de fresagem é calibrado para que a peça seja fresada em uma dimensão proporcionalmente maior e, depois da contração, fique adaptada precisamente ao preparo. Uma vantagem adicional deste tipo de zircônia é que as falhas geradas durante a usinagem do bloco com pontas diamantadas são eliminadas após a sinterização da cerâmica, mantendo as excelentes propriedades mecânicas do material. (SOUZA et al., 2011; PJETURSSON et al., 2015)

2.6.2 *Zircônia totalmente sinterizada*

Necessita de maior tempo para fresagem, embora não seja necessário submeter a zircônia a um novo ciclo de queima durante horas. Por outro lado, de acordo com Luthardt et al., 2004, o desgaste dessa zircônia com pontas diamantadas promove a formação de lascamentos e trincas na superfície da cerâmica, comprometendo a sua resistência e a

longevidade da restauração, razão pela qual os autores aconselham a utilização da zircônia parcialmente sinterizada (SOUZA et al., 2011; PJETURSSON et al., 2015; SAILER et al., 2015).

2.7 Métodos de fabricação

Embora as Restaurações Metalocerâmicas Cerâmicas (RMCs) sejam frequentemente referidas como o padrão-ouro para a prótese fixa e ainda representem um desempenho clínico e laboratorial comum para reabilitar a falta de estruturas dentárias e dentes, falta informação sobre o desempenho clínico e laboratorial quando comparamos com todos os sistemas ceramo-cerâmicos (GUESS et al., 2011). Ainda segundo esses autores, após a introdução da zircônia na odontologia, mais investigações clínicas e laboratoriais foram realizados, mas RMCs foram, na maioria dos casos, não incluídos como controle. Além disso, a compreensão dos mecanismos de falha de RMCs está relacionada principalmente à questões biológicas ao invés de fratura ou lascamento da porcelana de cobertura.

Segundo Souza et al. 2011, porcelanas para próteses cerâmicas e metalocerâmicas, assim como para outras aplicações, são fornecidas em forma de um pó bastante fino que deve ser misturado com água ou um outro líquido específico e, então, condensado na forma desejada. As partículas do pó têm uma distribuição de tamanhos específica para produzir uma porcelana com a maior densidade possível, desde que a técnica apropriada seja seguida. A condensação de maneira apropriada e cuidadosa também é crucial para se obter um empacotamento o mais denso possível das partículas. Isso gera dois benefícios: menor contração de sinterização e menos porosidade na cerâmica coccionada. O objetivo

da cocção, é sinterizar as partículas de pó de forma apropriada por um intervalo de tempo e temperatura específicos para produzir a prótese.

Copings e infraestruturas para próteses metalocerâmicas são produzidos pela injeção do metal fundido, fresagem CAD/CAM, técnicas de deposição eletrolítica ou processos de modelagem a frio. Para o processo de fundição, as temperaturas de fusão relativamente altas da maioria das ligas podem causar a desintegração dos revestimentos aglutinados por gesso na temperatura de fundição. As infraestruturas para próteses fixas metalocerâmicas devem ser desenhadas de tal modo que a infraestrutura não sofra deformação nas temperaturas de sinterização da porcelana e que os conectores sejam grandes o suficiente para resistir ao carregamento em flexão, que pode causar trincas sob as forças mastigatórias. (SILVA et al., 2010; ANUSAVICE K.J., SHEN C. & RAWLS H.R., 2013)

As estruturas de zircônia CAD/CAM podem ser produzidas de acordo com duas técnicas diferentes: uma utilizando blocos pré-sinterizado outra com blocos totalmente sinterizados. O processo utilizando blocos pré-sinterizados é o sistema de fabricação mais difundido para Y-TZP, com base na fresagem de blocos pré-sinterizados que são totalmente sinterizadas a uma fase final. Tais espaços vazios de zircônia, no assim chamado "estado verde", são produzidas por compactação de pós de zircônia (na presença de um agente de ligação que irá ser eliminado na fase seguinte de pré-sinterização) através de um processo de prensagem isostática a frio; isto resulta em um tamanho de poro muito estreito (20-30 nm) e uma distribuição bastante homogênea dos componentes no interior do espaço em branco (SCHULTHEIS et al., 2013; SONZA Q.N., BONA A.D. & BORBA M., 2014). Depois de digitalizar um molde, uma imagem virtual, é projetado por *softwares* CAD. Em seguida, através do procedimento CAM (fresagem), é fabricado *coping*/estrutura

de acordo com o desenho realizado. No final, a sinterização é completada a uma temperatura elevada: a zircônia adquire as suas propriedades mecânicas finais onde sofre uma contração linear volumétrica de cerca de 25%, de modo recuperando as suas dimensões adequadas. Tal processamento é conhecido para a produção de núcleos muito estáveis que contêm uma quantidade significativa de dióxido de zircônio tetragonal com superfícies praticamente livre de fase monoclinica (PIERRI 2011; MARTINS L., LORENZONI F. & FARIAS B., 2010). No entanto, uma certa quantidade de dióxido de zircônio cúbico pode estar presente devido a uma distribuição desigual de óxido de ítrio. A fase cúbica é mais rica em óxidos de estabilização do que os cristais tetragonais circundantes, o que pode influenciar negativamente a estabilidade do material (NAENNI et al., 2015).

Na técnica utilizando blocos totalmente sinterizados, por outro lado, os blocos de Y-TZP são previamente densamente sinterizados por meio de um processo chamado "prensagem isostática a quente": são produzidos a temperaturas elevadas (1400°-1500°C) e alta pressão, em ambiente de gás inerte, blocos densos e homogêneos de zircônia totalmente sinterizada, a partir do qual os blocos são fresados para a forma desejada usando fresadoras potentes e resistentes com abrasivos do diamante (NAENNI et al., 2015).

A questão de qual técnica é adequada para obter os melhores resultados continua a ser um tema controverso. A principal desvantagem da técnica utilizando blocos parcialmente sinterizados é o problema de combinar o encolhimento de sinterização do bloco com a quantidade da espessura programada pelo *software* de forma tão precisa quanto possível. Em qualquer caso, algumas investigações *in vitro* confirmaram elevada resistência à fratura e a resistência à flexão com diferentes técnicas de produção. Os blocos

totalmente sinterizados apresentaram uma quantidade considerável de zircônia monoclinica, associada a uma maior susceptibilidade a LTD e microfissuras superfície, resultando em um material menos estável. Em qualquer caso, uma vez que não há uma padronização dos tratamentos utilizados, é muito difícil comparar os resultados dos estudos incidiram sobre os tratamentos de superfície de zircônia (DENRY I. & KELLY R., 2008). Os procedimentos de usinagem com blocos pré-sinterizados proporcionam estabilidade previsível do bloco, enquanto a sua superfície não é danificada após a sinterização (por exemplo, por um ajuste oclusal).

Sob condições semelhantes, a zircônia parcialmente estabilizada por cério (Ce-TZP) mostraram uma melhor estabilidade térmica e resistência à LTD do que a Y-TZP e, além disso, antes do ponto de fratura, exibiu a maior capacidade de flexão (NG J., RUSE D. & WYATT C., 2014).

Quanto à espessura da estrutura, a maioria dos fabricantes concordam em considerar a 0,5 milímetros de espessura mínima, a fim de impedir a deformação do núcleo. É um conceito bem aceito que a espessura da estrutura e forma deve ser otimizado e individualizado para atingir uma espessura uniforme de recobrimento cerâmico, bem como um suporte apropriado para o mesmo (MATSUI et al., 2003)

Em um estudo laboratorial de fadiga, foram comparados os modos de confiabilidade e de falha entre porcelanas sobre zircônia e sobre metal. Há semelhança dos modos de falha para ambos os sistemas com os cenários pré-clínicos. Os investigadores observaram que o sistema MC apresentou uma confiabilidade significativamente maior em comparação com o Y-TZP, o que pode explicar o fato de que não há muitos relatos de fraturas das cerâmicas de cobertura para RMCs (ZARONE F., RUSSO S. & SORRENTINO R., 2011).

2.8 Conectores

Em ensaios clínicos, foram evidenciadas fraturas da infraestrutura de zircônia associada com a altura do conector insuficiente. A resistência à flexão deve ser alta o suficiente para suportar cargas oclusais, uma vez que os conectores estão sob tensão de tração aplicada, de modo que as dimensões de conectores são fatores primordiais para o sucesso a longo prazo de PPFs zircônia. No entanto, elas são limitadas em altura pela presença dos tecidos moles periodontais. Apesar de não haver consenso sobre o tamanho ideal do conector, alguns estudos *in vitro* recomendam diâmetros de 3 a 6mm para 3 elementos, 4 a 6mm para 4 elementos e 5 a 6mm para PPFs em zircônia para 5 elementos; e estas são as espessuras recomendados pela maioria dos fabricantes. Além disso, outro estudo *in vitro* sugeriu que o raio de curvatura do vão do arco gengival do conector afeta fortemente a resistência à fratura de todas as próteses cerâmicas; por conseguinte, a área de superfície da cerâmica em contato gengival deve ser a maior possível, com formato côncavo. (ZARONE F., RUSSO S. & SORRENTINO R., 2011; ANUSAVICE K.J., SHEN C. & RAWLS H.R., 2013)

2.9 Falhas na infraestrutura

Os defeitos ou falhas relacionadas às infraestruturas de metal ou zircônia são comumente estudadas sob duas óticas: relacionadas à adaptação marginal das restaurações e relacionadas à fratura da infraestrutura.

2.9.1 Falhas relacionadas à adaptação marginal das restaurações.

A superioridade da adaptação marginal das restaurações fabricadas pelo sistema CAD/CAM é um consenso na literatura. E uma boa adaptação marginal pode ter impacto

direto na saúde gengival (SHILLINBURG et al., 2007). A precisão das restaurações sobre zircônia é dependente de vários fatores, como diferenças no sistema de fabricação, características individuais das próteses (comprimento da ponte fixa ou configurações da infraestrutura), efeito da cobertura e influência do envelhecimento. (ZARONE F., RUSSO S. & SORRENTINO R., 2011). Neste mesmo artigo, a respeito do envelhecimento das estruturas, o autor cita um trabalho de simulação de fadiga térmica e mastigatória onde esta fadiga não influencia a adaptação marginal das próteses parciais fixas com estrutura em zircônia.

2.9.2 Falhas relacionadas à fratura da infraestrutura

Segundo ZHANG Y., SAILER I. & LAWN B.R., 2013, afirmam que dados clínicos sobre as taxas de sobrevivência revelam que todos os sistemas cerâmicos de próteses dentárias são suscetíveis à fraturas de carregamento oclusal repetitivo. Eles consideram que é comum atribuir à perda da capacidade de suporte de carga de cerâmicas odontológicas em carga repetitiva ao crescimento lento de trincas por causa da presença de água, mas demonstram neste artigo a existência de mecanismos de fadiga mais deletérios que os químicos: os fatores mecânicos. A degradação por processos mecânicos se dá por bombeamento hidráulico e atrito interno nas paredes das microtrincas. E os modos de falha podem mudar ao longo da vida, dependendo da geometria da restauração, das condições de carga e das propriedades dos materiais. Neste trabalho são descritos os vários modos de fratura de infraestruturas de próteses parciais fixas de cerâmica: assimétrico exterior, assimétrico interior, fissuras cone, fissura mediana, fissura cone parcial, lascamento de borda, fissura radial, fissuras em superfícies de cimentação, fissura flexural nos conectores e fraturas ou rachaduras lineares. E concluem que as estruturas monolíticas

são mais resistentes que sua homólogas veneers e que a zircônia é o material mais resistente à fadiga dentre as atuais cerâmicas odontológicas.

De acordo com uma revisão de mais de 100 artigos, GUESS et al., 2011, afirmam que falhas catastróficas da infraestrutura de zircônia foram relatadas em 7% das coroas unitárias depois de 2 anos e de 1% a 8% para próteses parciais fixas depois de 2 a 5 anos. Sobrecarga oclusal causada por bruxismo ou trauma ou espessura insuficiente do conector foram citadas como as principais razões para a fratura da zircônia. A zircônia como material para infraestrutura é potencialmente danificada por modificações de superfície e por manuseio clínico e laboratorial inadequado. Nesta mesma linha de pensamento, SRIKANTH et al., 2015, afirmam que o jateamento pode aumentar ou diminuir a resistência flexural da zircônia, dependendo do tipo e do tamanho das partículas, da pressão do ar e das condições da superfície da zircônia.

No que tange à manipulação clínica da zircônia, os ajustes oclusais devem ser realizados apenas com brocas diamantadas de granulação fina sob irrigação de água seguido por uma sequência de polimento (GUESS et al., 2011).

Avaliando o comportamento das falhas e a distribuição de tensões sobre próteses parciais fixas confeccionadas com infraestrutura de zircônia, BORBA et al., 2015, observaram que os possíveis locais de início da fratura podem ser o conector, o pântico e a coroa. Eles testaram zircônia estabilizada por ítria, zircônia vítrea infiltrada por alumina e alumina como material utilizado para confecção das infraestruturas. Seus resultados mostraram que a zircônia estabilizada por ítria obteve um melhor comportamento mecânico e pode ser considerado o material de escolha para a confecção de próteses posteriores, uma vez que foi possível obter bom desempenho clínico mesmo com uma dimensão menor de conector.

SONZA Q.N., BONA A.D. & BORBA M., 2014, focaram suas análises no método de fabricação das infraestruturas de zircônia e compararam zircônia estabilizada por ítria e infiltrada por alumina confeccionadas pelo método de CAD/CAM, zircônia infiltrada por alumina fabricada pelo método *split-cast* e metalocerâmicas fabricada com Ni-Cr fundido. Seus resultados demonstram que a zircônia confeccionada pelo CAD/CAM e a metalocerâmica apresentaram resultados semelhantes quanto à maior carga para fratura e a modos de fratura mais favoráveis. As zircônias infiltradas por alumina apresentaram resultados semelhantes independente do método de confecção.

Fazendo um apanhado geral para o futuro do desenvolvimento das cerâmicas, ZHANG Y., SAILER I. & LAWN B.R., 2013, afirmam que o desenvolvimento de cerâmicas deve equilibrar vários fatores documentados na literatura a saber: propriedades dos materiais, microestrutura, as tensões residuais, estruturas monolíticas versus estratificadas, a espessura da camada, as condições de contato do dente, o tamanho do dente e forma, módulo de adesão à dentina e ao esmalte módulo e superfície.

2.10 Falhas na cerâmica de cobertura

Muitos são os fatores que estão relacionados à fratura da porcelana em coroas de zircônia, dentre eles destacam-se: suporte anatômico do coping, forma e espessura do coping e da porcelana, presença de bolhas durante a aplicação da porcelana, diferença entre o coeficiente de expansão térmico da porcelana e da zircônia, estresse residual e processamento laboratorial (SOUZA, 2011)

GUESS et al., 2011, afirmam que, como o material de revestimento cerâmico (resistência à flexão, cerca de 90-120 MPa) é fraco em comparação com o material de alta resistência da infraestrutura (900-1200 MPa), o recobrimento de cerâmica parece ser

propenso a falhas em cargas baixas durante a função mastigatória. O uso de uma força mais elevada de revestimento cerâmico foi proposto para reduzir a incidência de fraturas ou lascamentos da cerâmica de cobertura. No entanto, as tentativas para melhorar a microestrutura e propriedades mecânicas da cerâmica de revestimento com o desenvolvimento de lingotes de vidro e de cerâmica para pressionar cerâmica de revestimento sobre estruturas de zircônia, não resultaram em aumento da confiabilidade das cerâmicas de cobertura (SREEKALA et al., 2015). Além disso, o CTE é freqüentemente discutido como um fator que contribui para o fracasso da cobertura. No entanto, o problema de lascas não pode ser limitado apenas à incompatibilidade de coeficiente de expansão térmica (CTE); isto parece mais complexo. Além disso, espessas camadas de cerâmica de revestimento sobre os núcleos de zircônia são altamente suscetíveis a geração de alta tensão de superfície, resultando em instabilidade, lascamento ou *chipping* (SCHMITTER M., MUELLER D. & RUES S., 2012; QUINN G.D., GIUSEPPETTI A.A. & HOFFMAN K.H, 2014; PANG et al., 2015).

ZHANG Y., SAILER I. & LAWN B.R., 2013, ao estudar as falhas nas cerâmicas chega a conclusão de que os modos de falha podem mudar ao longo da vida, dependendo da geometria restauração, condições de carga e propriedades dos materiais. Esses autores chegam a afirmar que, dada a fragilidade da cerâmica, não é de surpreender que as falhas de próteses ocorram. Alguns dos mais comumente modos de fraturas clínicas observadas incluem rachaduras iniciando a partir da zona de contato na oclusal superfície, da superfície de cimentação sob o contato e das margens de coroas e conectores de próteses parciais fixas.

3. Proposição

O metal e a zircônia apresentam características e propriedades diferentes, logo, o comportamento da cerâmica de recobrimento não é o mesmo para os dois materiais.

O objetivo deste trabalho foi fazer uma revisão de literatura para entender a diferença no comportamento da cerâmica sobre metal e sobre zircônia, avaliando aspectos clínicos, físicos e microscópicos, e ilustrar por meio de dois relatos de caso clínicos essas diferenças. Um dos casos foi confeccionado utilizando infraestrutura em Co-Cr, e outro em zircônia.

4. Materiais e Métodos

Foi realizada uma coleta de dados através de bibliotecas virtuais (scielo, bireme, pubmed, ebsco, portal capes, entre outras) e através de livros textos básicos utilizando-se como palavras-chave: dental porcelain, dental ceramic, cerâmicas odontológicas, metal-ceramic FDP, ceramic-ceramic FDP, metal-free, zircônia, chipping, edge chip, CAD/CAM ceramic, a qual servirá de base para uma revisão de literatura. Os critérios avaliados para inclusão foram: revisões de literatura, estudos in vitro, estudos in vivo, estudos controlados e revisões sistemáticas, num total de 42 artigos onde será descrito e debatido o tema proposto.

5. Artigo Científico

Artigo elaborado de acordo com as normas da revista Prótese News

Título: Cerâmica sobre metal x cerâmica sobre zircônia: Aspectos clínicos, físicos e microscópicos

Título em inglês: Ceramic on metal x ceramics on zirconia: clinical aspects, physical and microscopic

Nome dos autores:

Douglas Ferreira de Freitas¹

Halina Massignan Berejuk²

Endereço para correspondência:

Douglas Ferreira de Freitas

Rua Belmiro Braga, 1217/102 Caiçara - Belo Horizonte, MG. CEP: 30.720-520.

Telefone: (31) 98444-7565.

E-mail: dffreitas@sga.pucminas.br

Halina Massignan Berejuk

Rua Jacarezinho, 656 Mercês - Curitiba, PR. CEP: 80.710-150.

Telefone: (41) 3595-6000.

E-mail: halinaberejuk@yahoo.com.br

¹Aluno do curso de Especialização em Prótese Dentária, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico - ILAPEO. Curitiba-PR.

²Professora do curso de Especialização em Prótese Dentária, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico - ILAPEO. Curitiba-PR. / Mestre em Implantodontia pelo Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico - ILAPEO. Curitiba-PR/ Doutoranda em Prótese Dentária pela Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP – Unicamp. Piracicaba-SP.

Resumo

A recente introdução de cerâmicas à base de zircônia como material odontológico restaurador gerou considerável interesse na comunidade dental. Com o desenvolvimento da tecnologia CAD-CAM, estruturas de zircônia e de metal com alta resistência podem ser fabricadas. O objetivo deste trabalho foi fazer uma revisão de literatura para entender a diferença no comportamento da cerâmica sobre metal e sobre zircônia. Conhecidas pela sua excelente capacidade de reproduzir detalhes dos dentes como a reflexão e transmissão da luz de forma difusa e regular, reproduzindo com naturalidade a translucidez, opacidade, cor, o brilho e a textura dos dentes naturais, as cerâmicas dentais possuem como principais características: biocompatibilidade e bioinércia, durabilidade e estabilidade de cor, capacidade de mimetizar dentes e tecidos naturais, propriedades ópticas favoráveis e capacidade de serem formuladas para serem injetadas, infiltradas, compactadas e usinadas. Os dados de laboratório e estudos clínicos são promissores quanto ao seu desempenho e sobrevivência. Através de diversos estudos podemos constatar que a zircônia é um material comprovado para ser indicado para uso restaurador sob os aspectos biológicos, funcionais e estéticos. Devemos considerar que novos sistemas possuem menores tempos de avaliação clínica, principalmente quando comparados ao padrão ouro, as coroas metalocerâmicas.

Palavras chave: cerâmicas odontológicas, zircônia, CAD/CAM

Abstract

The recent introduction of the ceramic zirconia base as restorative dental material generated considerable interest in the dental community. With the development of the CAD-CAM technology, zirconia and metal structures with high strength can be manufactured. The aim of this study was to review the literature to understand the difference in behavior of ceramic on metal and on zirconia. Known for its excellent ability to reproduce details of the teeth as the reflection and transmission of light diffusely and regularly, playing with natural translucency, opacity, color, brightness and texture of natural teeth, dental ceramics have the following main characteristics: biocompatibility and bioinércia, durability and color stability, ability to mimic natural teeth and tissues, favorable optical properties and ability to be formulated to be injected, infiltrated compacted and machined. Laboratory data and clinical studies are promising for performance and survival. Through various studies we can see that the zirconia is a proven material be suitable for use in restoring the biological, functional and aesthetic. We should consider that new systems have less time to clinical evaluation, especially when compared to the gold standard, the metal-ceramic crowns.

Key words: dental porcelain, dental ceramic, metal-ceramic FDP, ceramic-ceramic FDP, metal-free, chipping, edge chip, CAD/CAM ceramic

Introdução

O desenvolvimento de técnicas e materiais restauradores direcionados à estética dental permite ao profissional realizar grandes mudanças no sorriso dos pacientes. Para obter sucesso no tratamento restaurador indireto utilizando materiais estéticos como as cerâmicas, é importante que o profissional possua conhecimento sobre cada sistema cerâmico oferecido hoje no mercado. Alcançar o sucesso clínico com restaurações indiretas sobre dentes ou sobre implantes, requer do profissional disciplina com relação à técnica e respeito dos critérios a serem seguidos^{1,2}.

Com propriedades físicas interessantes, as cerâmicas dentárias convencionais são caracterizadas como vidros, apresentando uma quantidade maior de feldspato em comparação aos outros elementos, tornando-as muito mais resistentes que os vidros comuns. Devido à sua característica vítrea e cristalina, elas apresentam uma interação de reflexão óptica mais elaborada, muito semelhante às estruturas dentárias. Graças à sua inércia química característica, suas propriedades de solubilidade e corrosão são bastante adequadas, possibilitando a construção de restaurações com excelente estética e durabilidade^{1,2}.

Em 1960, com a obtenção da união da cerâmica ao ouro obtida por Weinstein et al., uma nova dimensão funcional e estética na Odontologia se tornou realidade. A possibilidade de utilizar uma infraestrutura de metal recoberta por cerâmica trouxe o desenvolvimento de novas técnicas restauradoras, dentro de um enfoque pela primeira vez estético, funcional e de longevidade. Esta descoberta de Weinstein é o fundamento das metalocerâmicas ainda utilizadas atualmente^{3,4}.

A substituição do ouro por ligas não-nobres na década de 70, devido aos custos, fez com que surgissem alguns problemas estéticos, relacionados principalmente à região cervical das coroas metalocerâmicas, devidos à oxidação excessiva dessas ligas, e a deposição dos óxidos formados junto à margem cervical e que ainda hoje observamos nas coroas metalocerâmicas tecnicamente mal executadas^{3,4}.

Com o desenvolvimento de novas cerâmicas e o aperfeiçoamento das existentes, houve a possibilidade de mudanças no design da estrutura de metal com a redução de volume de metal e o incremento do volume de cerâmica, o que melhorou a qualidade estética das metalocerâmicas, sem perder a resistência da prótese⁴.

Em função dos problemas de oxidação proporcionados pelas ligas não-nobres, foi desenvolvido o primeiro sistema que apresentava uma infraestrutura de cerâmica, o sistema Dicor. Sobre a infraestrutura de cerâmica vítrea era aplicada uma camada de cerâmica de cobertura. Porém, esse sistema veio a apresentar uma resistência baixa, apresentando um índice considerável de fraturas⁴.

Poucos anos depois, em 1989, após pesquisas realizadas por Sadoun, foi desenvolvido o sistema In-Ceram, primeiro sistema sem metal para uso em dentes anteriores e posteriores, bem como a confecção de PPF de até 3 elementos no setor anterior. Este sistema utiliza a técnica de Slip-Cast, criando uma estrutura de alumina, que sofre o processo de infiltração de vidro sobre a qual é aplicada uma cerâmica com maior conteúdo de óxido de alumina^{3,4}.

Nos dias de hoje, a execução das restaurações cerâmicas livres de metal se tornou muito popular e sua demanda aumentou consideravelmente entre os dentistas e laboratórios de prótese. Esse fato pode ser explicado pelo aprimoramento das propriedades das cerâmicas, a melhoria e estabelecimento das técnicas adesivas e o aperfeiçoamento dos dentistas. Atualmente, existem diversos sistemas cerâmicos que possuem excelentes propriedades físicas, ópticas e biocompatibilidade que permitem devolver a integridade biomecânica, estrutural e estética aos dentes que necessitam de intervenções restauradoras⁵.

A zircônia é o nome dado ao dióxido de zircônio (ZrO_2). É um material polimorfo, assim, pode exibir mais de uma estrutura cristalina dependendo das condições de temperatura e pressão. Zircônia pura é monolítica à temperatura ambiente. Esta fase é estável até 1170° C. Acima desta temperatura, assume a fase tetragonal e posteriormente a fase cúbica aos 2370° C. A transformação da fase que ocorre durante o resfriamento para a temperatura ambiente é associada com grande expansão volumétrica. A adição de óxidos estabilizadores na zircônia monolítica permite a geração de materiais multifásicos⁶.

O propósito deste trabalho foi realizar uma revisão de literatura para compreender a diferença no comportamento da cerâmica sobre metal e sobre zircônia, avaliando aspectos clínicos, físicos e microscópicos.

Relato do Caso 1

Paciente de 62 anos, gênero feminino, procurou atendimento na clínica de especialização em prótese dentária do ILAPEO-Curitiba (PR), para concluir seu tratamento reabilitador. Durante a anamnese, a paciente relatou que havia realizado cirurgia de implante ósseo no instituto e possuía uma elevada expectativa da sua reabilitação estética. No exame clínico, fez-se a análise da face, contorno gengival, características dentais e situação dos provisórios (Figura 1). Avaliou-se a radiografia panorâmica anexada em seu prontuário e em seguida foram realizadas radiografias periapicais da região dos implantes já instalados e fotografias padrão. Nos implantes já haviam instalados os intermediários, assim como a prótese provisória instalada.



Figura 1: A - Vista frontal em MIH; B - Vista lateral direita; C - Vista lateral esquerda

Durante o planejamento do tratamento foram observados alguns fatores essenciais como condicionamento gengival e oclusão, os quais foram realizados pelo ajuste da

prótese provisória, através da técnica de pressão gradual pelo reembasamento, acertando a forma dos elementos e seus perfis de emergências.

Após o condicionamento gengival e ajuste oclusal foi feita a moldagem de transferência, utilizando-se transferentes (Neodent) de moldeira aberta (aparafusados nos intermediários) e moldeira plástica aberta com material moldagem Speedex, para se obter o modelo de trabalho. (Figura 2)

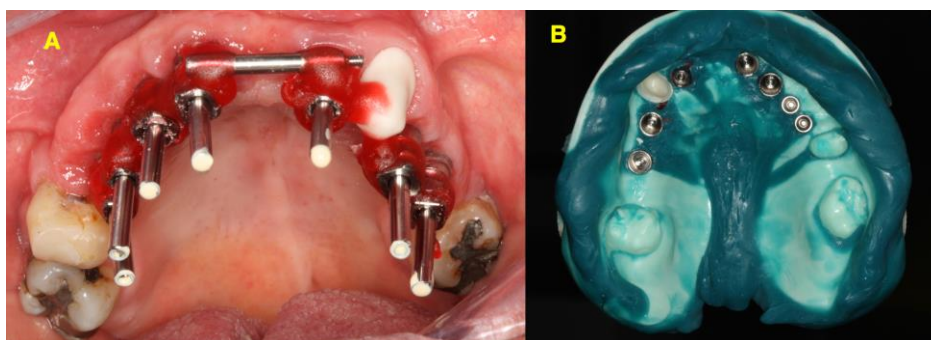


Figura 2: A - União dos transferentes em posição; B – Obtenção do molde

O modelo obtido foi montado em articulador semi-ajustável, com os registros feitos em boca, em três pontos, dois posteriores, nos primeiros molares, e um anterior, utilizando dois cilindros de latão (Neodent) e resina acrílica (Pattern Resin,GC Corporation, Tokyo, Japão). (Figura 3)

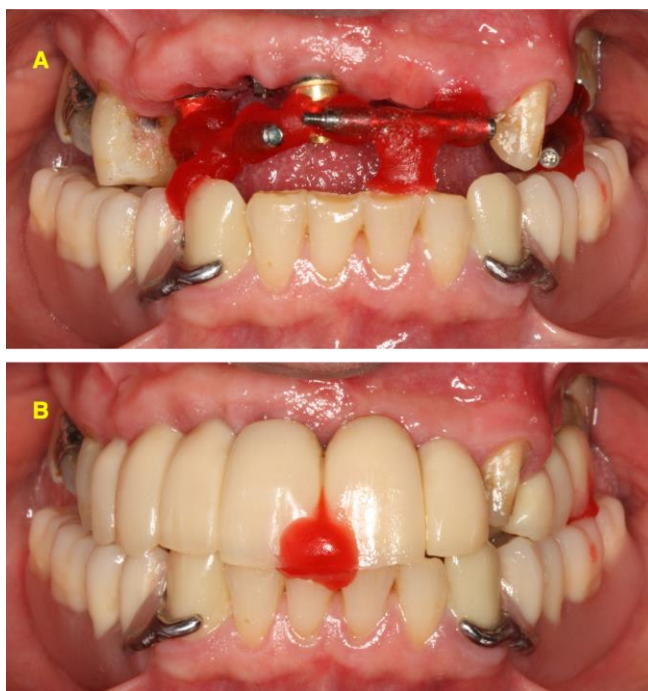


Figure 3: A - Registro interoclusal com os cilindros de latão; B - Registro sobre os provisórios

Após a montagem no articulador, construiu-se uma muralha em silicone (Speedex,), copiando a forma dos elementos da prótese provisória. Esta muralha foi utilizada como guia para a confecção da estrutura de zircônia e da aplicação de cerâmica.

Com a obtenção do modelo de trabalho e do gabarito (Figura 4), foi realizado o escaneamento do mesmo com o scanner de bancada 3 Shape. Após o escaneamento, a estrutura em zircônia foi desenhada e em seguida fresada.(Figura 5)



Figura 4: Gabarito

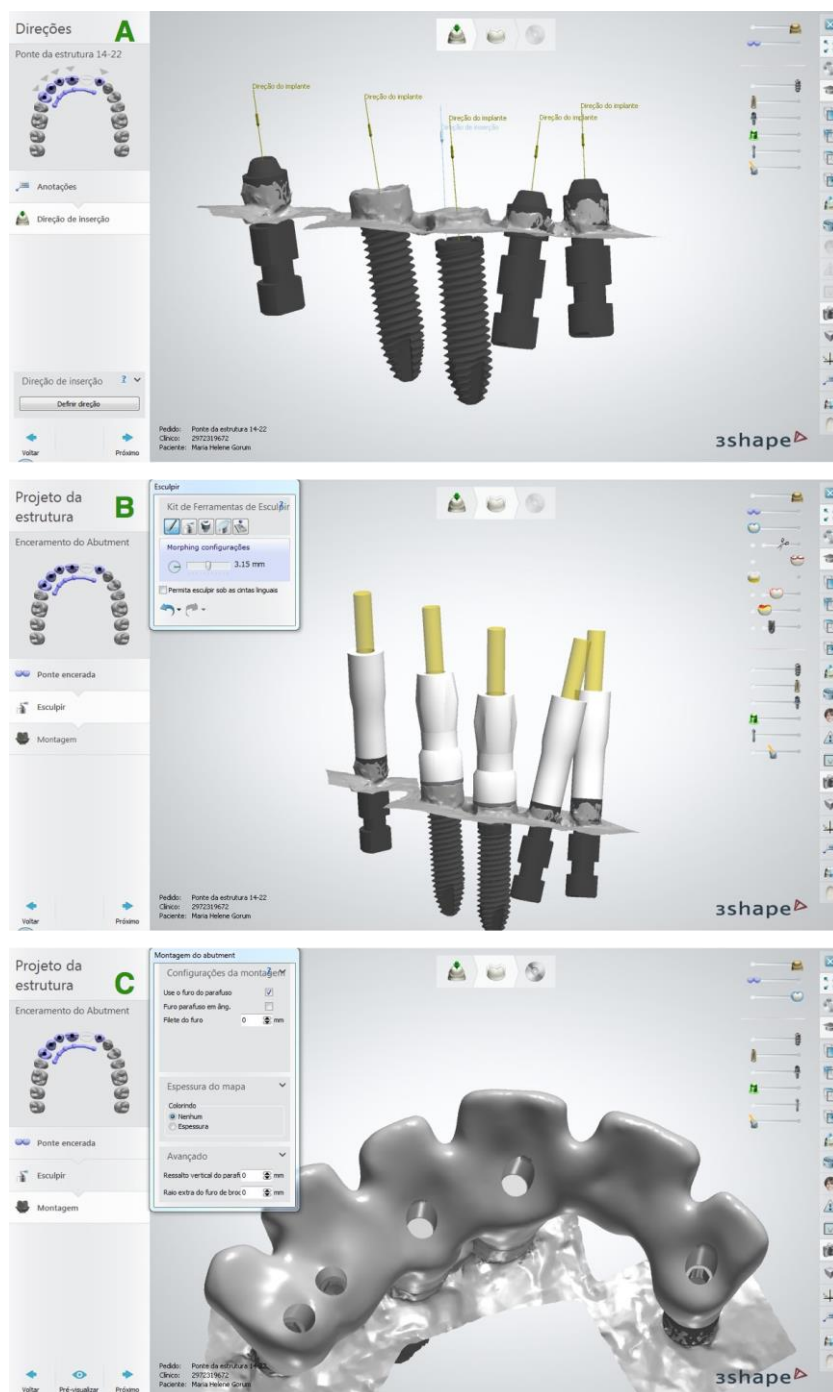


Figura 5: A/B – Parte do processo de escaneamento; C – Estrutura desenhada

A estrutura em zircônia foi provada em boca e no gabarito (Figura 6 e 7) e radiografada para verificação da adaptação e passividade.



Figura 6: Análise da passividade da estrutura sobre o gabarito



Figura 7: Prova da estrutura em boca

Após a aplicação da cerâmica de cobertura a prótese foi novamente provada em boca e testes de estética, fonética e ajustes oclusais foram realizados (Figura 8 e 9). Posteriormente, a prótese foi instalada, os parafusos receberam 15N de torque e os acessos aos mesmos foram selados com teflon e resina composta. A paciente apresentou satisfação total com o tratamento, de acordo com seus relatos.

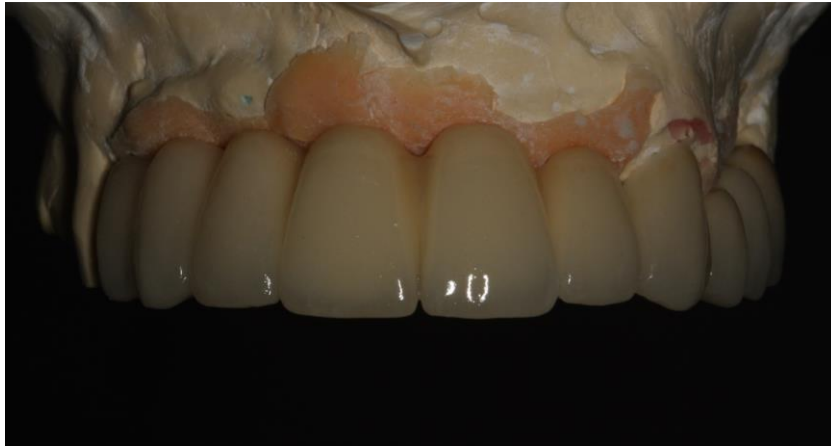


Figura 8: Prótese finalizada



Figura 9: Resultado final em boca

Relato do Caso 2

Paciente gênero masculino, 30 anos de idade, apresentou-se na clínica do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO) relatando ter sofrido um acidente que afetou a região da pré-maxila, causando a perda dos elementos dentários 12, 11, 21, 22, 23, e 24. Foi realizada cirurgia de enxerto ósseo autógeno e posteriormente foram instalados 3 implantes (Neodent, Curitiba, Brasil) na região do 11, 23 e 24. O implante 11 se encontra muito distalizado, posicionado bem na posição interproximal do 11 e 12, podendo prejudicar a obtenção de papila na reabilitação. O paciente chegou ao curso de especialização de prótese dentária com uma prótese fixa provisória parafusada instalada sobre os 3 implantes. (Figura 10)



Figura 10: A - Vista frontal em MIH; B - Vista lateral direita; C - Vista lateral esquerda

Foram instalados mini pilares angulados de 17° (Neodent, Curitiba, Brasil) no 11 e 24, com transmucoso de 2.5mm no 11 e de 3.5mm no 24. No 23 foi instalado um micro pilar (Neodent, Curitiba, Brasil) com transmucoso de 2.5mm. (Figura 11)



Figura 11: Foto oclusal no momento que foi removida a prótese provisória

O paciente apresentava assimetria labial, linha média dental desviada, e o plano oclusal alterado. Clinicamente, a gengiva apresentava boa quantidade e qualidade. Na primeira consulta, o provisório se encontrava sem os espaços adequados para as papilas. (Figura 12)



Figura 12: Prótese provisória inicial.

Utilizando a resina acrílica (Refine Bright, Kota, Yamahachi Dental, Japão) foi melhorado o formato dos dentes de cervical até incisal, tentando realizar mudanças na altura dos dentes para corrigir a curva do arco dental superior. Foi verificado a isquemia por pressão na gengiva nos locais aonde foi acrescentada resina acrílica (cervical dos dentes 11, 21, 24 e 25), e presença de triângulos negros por desgastes realizados nas ameias, com objetivo de criar espaço para a gengiva preencher e criar papila. Essa pressão não deve causar dor e a isquemia deve desaparecer antes do paciente ser liberado. O

paciente recusou o uso de aparelho ortodôntico antes da colocação dos implantes para melhorar a distribuição dos dentes, o que dificultou a melhora da linha média dental. Na consulta seguinte, o paciente voltou com papilas formadas por causa dos espaços preenchidos pela gengiva. Com a remoção da prótese provisória é possível observar que foi conseguida uma arquitetura gengival mais pronunciada.

Novamente, foi acrescentada e desgastada resina acrílica nos dentes que precisavam melhorar o resultado estético dental e gengival.

Na terceira consulta, quando o condicionamento gengival chegou ao resultado desejado realizou-se moldagem para a prótese definitiva.

Essa moldagem foi feita com personalização dos componentes de transferência (Neodent, Curitiba, Brasil) com silicone de condensação (Speedex, Coltene, Vigodent S/A Indústria e Comércio, Brasil) e resina acrílica (Pattern Resin LS, GC America INC, USA), para conseguir copiar o formato cervical final do provisório. (Figuras 13 e 14)

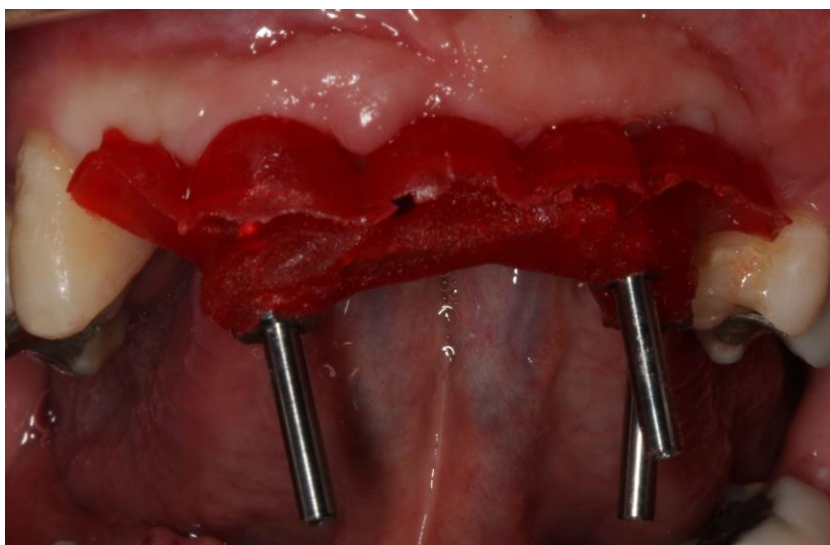


Figura 13: Instalação dos transferentes personalizados em boca

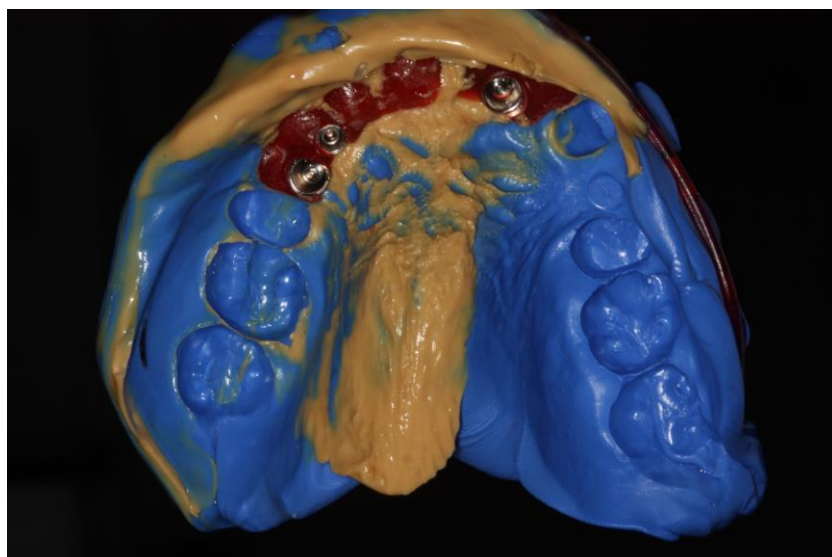


Figura 14: Moldagem definitiva

Além da moldagem definitiva com silicone de adição (Virtual, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein), foi realizada uma moldagem com silicone de condensação da arcada superior com o provisório finalizado para enviar como referência para o laboratório de prótese.

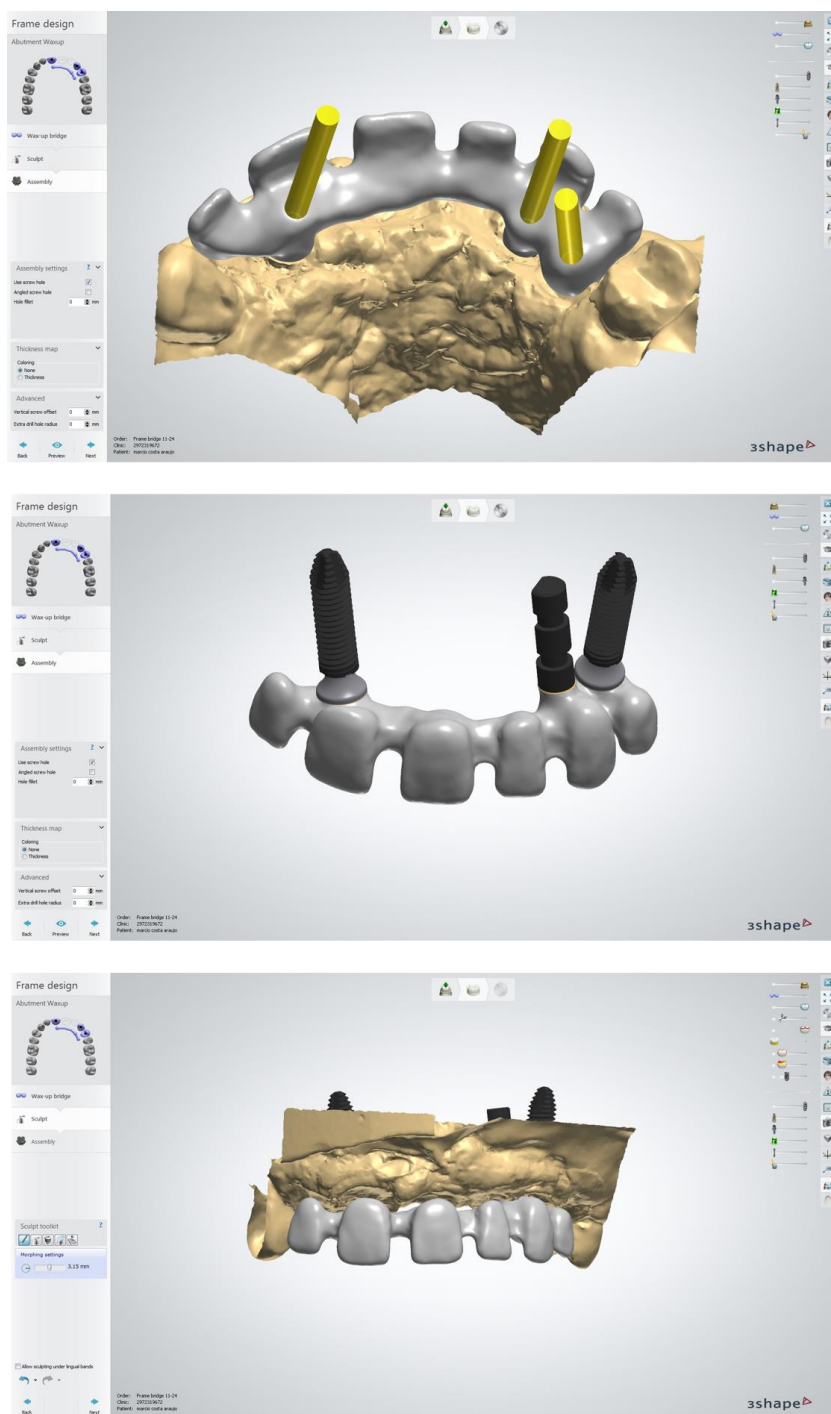


Figura 15: Parte do processo de escaneamento e desenho da estrutura

Na consulta seguinte foi provada a estrutura metálica. Nessa prova é importante verificar o assentamento da estrutura nos componentes protéticos e que os espaços para a aplicação da porcelana estejam corretos. (Figura 16)



Figura 16: Prova da estrutura metálica em boca

Por fim, foram realizados 3 pontos com resina acrílica (Pattern Resin LS, GC America INC, USA) para obter o registro oclusal com a estrutura instalada e solicitar a aplicação da cerâmica. (Figura 17)



Figura 17: Registro inter-oclusal

Na quinta consulta, foi provada e instalada a prótese definitiva obtendo um resultado satisfatório, agradando a paciente tanto na estética como no conforto oclusal. (Figura 18)



Figura 18: Resultado final

Discussão

A zircônia é um material polimórfico que se apresenta em três principais fases (monoclínica, tetragonal e cúbica). O comportamento mecânico dos materiais à base de zircônia está associado com um aumento de tenacidade por transformação de fase. A estrutura é monoclínica desde a temperatura ambiente até 1170 °C, tetragonal entre 1170 °C e 2370 °C e cúbica acima de 2370 °C até o ponto de fusão. A fim de estabilizar a fase tetragonal à temperatura ambiente são adicionados óxidos a zircônia pura como os óxidos de cálcio (CaO), de magnésio (MgO), de ítrio (Y₂O₃) ou de cério (CeO₂). Quando este material estabilizado é submetido a tensões (ex: mastigação, desgaste e polimento), ocorre uma transformação da fase cristalina tetragonal para monoclínica. Como a forma monoclínica ocupa um volume de 3 a 5% maior do que os grãos tetragonais, o resultado final é geração de tensões de compressão e nucleação de micro-trincas (*microcrack toughening*) ao redor do defeito, impedindo que a trinca se propague e leve à fratura do material. Esse mecanismo é o principal responsável pelo fato da Y-TZP ser a cerâmica odontológica que apresenta as melhores propriedades mecânicas^{7,8,9}.

Em relação à resistência do *coping*, este deve ter no mínimo 0,5mm de espessura, sendo o ideal 0,7mm. A cerâmica de cobertura deve apresentar uma espessura mínima de 0,6 mm não devendo ultrapassar 2mm. Uma excessiva quantidade de porcelana pode causar fratura dessa cerâmica na interface com o *coping*, bem como a lascamentos e fraturas,

também chamados de delaminação (chipping) da porcelana, o que corresponde a uns dos principais problemas clínicos relatados pela literatura. Dentre os fatores que estão relacionados à fratura da porcelana em coroas de zircônia, o suporte anatômico dado pelo coping é o principal fator determinante deste tipo de falha¹⁰.

Apesar do aumento da utilização de sistemas de coroa total de cerâmica, o seu desempenho mecânico em relação à de restaurações de metalo-cerâmica (MCR) ainda tem de ser determinado. Silva e Bonfanti testaram a hipótese de que a MCR apresentam maior confiabilidade quando comparada com dois sistemas Y-TZP totalmente em cerâmica sob condições de fadiga boca-motion. Uma preparação do dente com base em CAD com as dimensões médias de um primeiro molar mandibular foi utilizada como um molde mestre para fabricar todas as restaurações. Os copings foram construídos com 0,5mm sendo dois dos sistemas Y-TZP e um de Pd-Ag e foram revestidas com 1,5 mm de porcelana. As coroas foram cimentadas nos reproduções da matriz confeccionadas em resina composta e envelhecidas 60 dias em água. Simulações de fadiga dos movimentos de mastigação em teste cíclicos foram realizadas. Os modos de falha de todos os sistemas incluíram lascamento ou fratura da faceta de porcelana iniciando no local do ponto de contato oclusal. A fadiga foi um fator de aceleração para todos os sistemas cerâmicos, mas não para o sistema MCR. Este último apresentou significativamente maior confiabilidade sob os testes mecânicos de movimentos cíclicos. A hipótese de que MCR apresenta maior confiabilidade sob carregamento cíclico quando comparado com os dois sistemas de cerâmica pura foi confirmada¹¹.

As análises de confiabilidade e de fraturas estabelecido para MCR e sistemas Y-TZP fornecem a base para a comparação de outras combinações de materiais antes da avaliação clínica. Embora a extrapolação dos resultados apresentados para o desempenho clínico é limitado, o método de ensaio utilizado pode ser utilizado para a comparação direta entre as diferentes configurações de coping / coroa para o desenvolvimento de novos sistemas de coroa¹².

A degradação de baixa temperatura (LTD), ou "envelhecimento", de dióxido de zircônio é um processo bem conhecido, ele consiste em uma transformação espontânea, lenta dos cristais a partir da fase tetragonal para a fase monoclinica estável na ausência de qualquer tensão mecânica. Este fenômeno diminui as propriedades físicas do material e expõe quadros de zircônia com o risco de falha catastrófica espontânea. As tensões

mecânicas e a umidade aceleraram a degradação de baixa temperatura. Outros fatores que afetam tal processo são os seguintes: tamanho de grão, temperatura do vapor, os defeitos de superfície do material, tipo, porcentagem e distribuição de estabilizar óxidos e técnicas de processamento. Embora LTD deva ser considerado como um fator de risco para falhas de próteses mecânicas, até à data, uma relação tão direta não foi demonstrado por provas científicas no campo clínico. Mesmo que os efeitos a longo prazo de LTD em zircônia em restaurações dentárias não tenham sido ainda completamente investigado, o envelhecimento é considerado como susceptível de induzir mudanças prejudiciais no comportamento mecânico do material, como microfissuras, diminuição da força, taxas de desgaste melhorados com liberação de grãos de zircônia no ambiente circundante, bem como a rugosidade da superfície, com uma maior degradação das propriedades mecânicas e estéticas. Uma investigação *in vitro* foi destinada a comparar cargas de ruptura de próteses zircônia de 3 elementos normalizados antes e depois da exposição a um processo de envelhecimento artificial, por meio de um simulador de mastigação, que correspondia a 5 anos de função clínica (cerca de 1,2 milhões de ciclos de fadiga termomecânica em meio líquido). Tal tratamento reduziu as cargas de ruptura de todas as amostras de teste, com diferenças significativas, devido às diferentes técnicas de fabricação para cada sistema, mas essa redução variou em valores clinicamente aceitáveis; Na verdade, todas as amostras de teste mostraram cargas mínimas de falha maior do que 1000N, tanto antes como após a carga de fadiga, assim, amplamente superior cargas mastigatórias médios. No mesmo artigo, um aviso de advertência foi dirigida aos clínicos sobre os riscos de deixar intencionalmente um quadro Y-TZP sem revestimento cerâmico no nível da margem gengival das próteses, tal como sugerido por outros investigadores, a fim de aumentar a força do núcleo. Essa prática iria expor a zircônia para o ambiente salivar intra-oral, aumentando, ao mesmo tempo, o potencial de retenção de placa e a redução da resistência à degradação de baixa temperatura e a vida de serviço. Tal questão ainda é debatido e controverso; em qualquer caso, investigações adicionais serão necessários para elucidar a relação entre o envelhecimento da zircônia e sobrevivência a longo prazo dos produto^{10,13}.

A respeito do envelhecimento das estruturas, um estudo apresentou através de uma pesquisa de simulação de fadiga térmica e mastigatória onde esta fadiga não influencia a adaptação marginal das próteses parciais fixas com estrutura em zircônia¹⁰. Em estudos que analisam a fadiga de estruturas^{14,15}, defeitos de adaptação sequer são citados; o que

leva a acreditar que esse problema tão exaustivamente discutido na literatura que trata de metal fundido, foi superado com o surgimento dos sistemas CAD/CAM. E chegam à uma conclusão clínica de que as estruturas monolíticas são mais resistentes que sua homólogas veneers e que a zircônia é o material mais resistente a fadiga dentre as atuais cerâmicas odontológicas.

Conclusão

Atualmente os materiais cerâmicos possuem elevadas propriedades mecânicas, que permitem a confecção de restaurações cerâmicas livres de metal tanto na região anterior como na região posterior. Quanto maior a resistência mecânica do material maior é a dificuldade em realizar a cimentação adesiva entre o dente e a restauração cerâmica.

Através de diversos estudos podemos constatar que a zircônia é um material comprovado para ser indicado para uso restaurador sob os aspectos biológicos, funcionais e estéticos. Dessa maneira cabe ao profissional avaliar a indicação de cada sistema, sempre considerando que novos sistemas possuem menores tempos de avaliação clínica, principalmente quando comparados ao padrão ouro, as coroas metalocerâmicas.

A zircônia Y-TZP apresenta propriedades mecânicas superiores às demais cerâmicas odontológicas devido a um mecanismo de tenacificação associado à transformação de fase cristalina. Entretanto, este mesmo mecanismo pode resultar na degradação das propriedades mecânicas. A quantidade de fraturas do material de infraestrutura não é significativa, sendo que os modos de falha mais observados foram cárie secundária e lascamento da camada de porcelana. Apesar disso, estudos clínicos com maior tempo de acompanhamento são necessários para compreender melhor o comportamento de cerâmicas à base de zircônia e o desenvolvimento de soluções referentes às falhas coesivas das porcelanas de cobertura presentes nos sistemas à base de zircônia.

Nota de esclarecimento

Nós, os autores deste trabalho, não recebemos apoio financeiro para pesquisa dado por organizações que possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho. Nós, ou os membros de nossas famílias, não recebemos honorários de consultoria ou fomos pagos como avaliadores por organizações que possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho, não possuímos ações ou investimentos em organizações que também possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho. Não recebemos honorários de apresentações vindos de organizações que com fins lucrativos possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho, não estamos empregados pela entidade comercial que patrocinou o estudo e também não possuímos patentes ou royalties, nem trabalhamos como testemunha especializada, ou realizamos atividades para uma entidade com interesse financeiro nesta área.

Referências

1. KINA S. Cerâmicas dentárias. *R Dental Press Estét.* 2005; 2 (2): 112-28.
2. Marson, F. C., & Kina, S. (2010). Restabelecimento estético com laminado cerâmicos. *Rev Dental Press Estét*, 7, 76–86.
3. MEZZOMO E. & SUZUKI R.M. Reabilitação oral contemporânea. São Paulo: Santos; 2006.
4. ANUSAVICE
5. Grover, V., Clavijo, R., Monsano, R., Ribeiro, A. B., & Calixto, L. R. (2008). Ponto de Contato Laminado Cerâmico Unitário – Um grande desafio para o clínico e o técnico em prótese. *Clinica Pesquisa Integrada*, 2(6), 131–142.
6. Koutayas, S. O. et al. (2009). Zirconia in Dentistry. *The European Journal of Esthetic Dentistry*, 4(3), 348–380.
7. Sonza, Q. N., Bona, Á. Della, & Borba, M. (2014). Effect of the infrastructure material on the failure behavior of prosthetic crowns. *Dental Materials*, 30(5), 578–585.

8. Borba, M., Duan, Y., Griggs, J. A., Cesar, P. F., & Della Bona, A. (2015). Effect of ceramic infrastructure on the failure behavior and stress distribution of fixed partial dentures. *Dental Materials*, *31*(4), 413–422.
9. Della Bona, A., & Kelly, J. R. (2008). The clinical success of all-ceramic restorations. *Journal of the American Dental Association (1939)*, *139* Suppl, 8S–13S.
10. Zarone, F., Russo, S., & Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. *Dental Materials*, *27*(1), 83–96.
11. Augstin-Panadero, R., Fons-Font, a, Roman-Rodriguez, J. L., Granell-Ruiz, M., Del Rio-Highsmith, J., & Sola-Ruiz, M. F. (2012). Zirconia versus metal: a preliminary comparative analysis of ceramic veneer behavior. *International Journal of Prosthodontics*, *25*(3), 294–300
12. Silva, N. R. F. a, Bonfante, E. a, Zavanelli, R. a, Thompson, V. P., Ferencz, J. L., & Coelho, P. G. (2010). Reliability of metalloceramic and zirconia-based ceramic crowns. *Journal of Dental Research*, *89*(10), 1051–1056.
13. Flinn, B. D., Raigrodski, A. J., Singh, A., & Mancl, L. A. (2014). Effect of hydrothermal degradation on three types of zirconias for dental application. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *112*(6), 1377–1384.
14. Zhang, Y., Mai, Z., Barani, A., Bush, M., & Lawn, B. (2016). Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dental Materials*, *32*(3), 442–449.
15. Zhang, Y., Sailer, I., & Lawn, B. R. (2013). Fatigue of dental ceramics. *Journal of Dentistry*, *41*(12), 1135–1147.

6. Referências

1. Andreiuolo R, Gonçalves SA, Dias KRHC. A zircônia na odontologia restauradora. *Rev Bras Odontol.* 2011; 68(1): 49-53.
2. Augstin-Panadero R, Fons-Font A, Roman-Rodriguez JL, Granell-Ruiz M, Del Rio-Highsmith J, Sola-Ruiz MF. Zirconia versus metal: a preliminary comparative analysis of ceramic veneer behavior. *Int J Prosthodont.* 2012; 25(3):294-300.
3. Bona AD. Cerâmicas: desenvolvimento e tecnologia. *Rev Fac Odontol Univ Passo Fundo.* 1996, 1(1): 13-23.
4. Borba M, Duan Y, Griggs JA, Cesar PF, Bona AD. Effect of ceramic infrastructure on the failure behavior and stress distribution of fixed partial dentures. *Dental Mater.* 2015; 31(4): 413-22.
5. Chaar MS, Passia N, Kern M. Ten-year clinical outcome of three-unit posterior FDPs made from a glass-infiltrated zirconia reinforced alumina ceramic (In-Ceram Zirconia). *J Dent.* 2015; 43(5): 512–17.
6. Cho Y, Raigrodski AJ. The rehabilitation of an edentulous mandible with a CAD/CAM zirconia framework and heat-pressed lithium disilicate ceramic crowns: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2014; 111(6): 443–7.
7. Bona AD, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 2008; 139 Suppl: 85–135.
8. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008; 24(3): 299–307.

9. Flinn BD, Raigrodski AJ, Singh A, Mancl LA. Effect of hydrothermal degradation on three types of zirconias for dental application. *J Prosthet Dent.* 2014; 112(6): 1377–84.
10. Gomes EA, Assunção WG, Rocha EP, Santos PH. Cerâmicas odontológicas: o estado atual. *Cerâmica.* 2008; 54:319–325.
11. Grover V, Clavijo R, Monsano R, Ribeiro AB, Calixto LR. Ponto de Contato Laminado Cerâmico Unitário – Um grande desafio para o clínico e o técnico em prótese. *Clinica Pesquisa Integrada.* 2(6):131–142.
12. Guess P C, Schultheis S, Bonfante E A, Coelho P G, Ferencz J L, Silva N R. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am.* 2011; 55(2):333-52.
13. Higashi C, Gomes J C. Restaurações cerâmicas em dentes anteriores. Um protocolo de tratamento para dentes vitais e não vitais. *Prosth Lab Sci.* 2012; 1(2):79-90.
14. Kelly J R, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011; 56 suppl 1:84-96.
15. Kina S. Cerâmicas dentárias. *R Dental Press Estét.* 2005; 2(2):112-28.
16. Koutayas S O et al. Zirconia in Dentistry. *The European Journal of Esthetic Dentistry.* 2009;4(3), 348–380.
17. Lazari P C, Sotto-Maior B S, Rocha E P, De Villa Camargos G, Del Bel Cury A A. Influence of the veneer-framework interface on the mechanical behavior of ceramic veneers: a nonlinear finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2014; 112(4):857-63.

18. Malheiros A S, Fialho F P, Tavares R R J. Cerâmicas ácido resistentes : a busca por cimentação resinosa adesiva. *Cerâmica*. 2013; 59:124–8.
19. Manicone P F, Rossi I P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*. 2007;35(11):819-26.
20. Marson F C, Kina S. Restabelecimento estético com laminado cerâmicos. *Rev Dental Press Estét*. 2010; 7(3):76–86.
21. Martins L, Lorenzoni F, Farias B C, Lopes L D, Bonfante G, Rubo J M. Comportamento biomecânico das cerâmicas odontológicas: revisão. *Cerâmica*. 2010;56:148-155.
22. Matsui K, Horikoshi H, Ohmichi N, Ohgai M, Yoshida H, Ikuara Y. Cubic-formation and grain-growth mechanisms in tetragonal zirconia polycrystal. *J Am Ceram Soc*. 2003;86:1401–8.
23. Mezzomo E, Suzuki R.M. Reabilitação oral contemporânea. São Paulo: Santos; 2006.
24. Naenni N, Bindl A, Sax C, Hämmerle C, Sailer, I. A randomized controlled clinical trial of 3-unit posterior zirconia-ceramic fixed dental prostheses (FDP) with layered or pressed veneering ceramics: 3-year results. *J Dent*. 2015;43(11):1365–70.
25. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent*. 2014;112(3):555–60.
26. Özkurt Z, Iseri U, Kazazoglu E. Zirconia ceramic post systems: a literature review and a case report. *Dent Mater J*. 2010;29(3):233-45.

27. Pang Z, Chughtai A, Sailer I, Zhang Y. A fractographic study of clinically retrieved zirconia-ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater.* 2015;31(10):1198–1206.
28. Pierri J. Determinação da dureza, da tenacidade e da fadiga flexural de infra-estruturas para próteses odontológicas livres de metal reforçadas com zircônia nanométrica, Doctor, 1–173.
29. Pjetursson B E, Sailer I, Makarov N A, Zwahlen M, Thoma D S. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dent Mater.* 2015; 31(6), 624–39.
30. Quinn G D, Giuseppetti A A, Hoffman K H. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: Part 2. Phenomenological model and the effect of indenter type. *Dent Mater.* 2014;30(5):112–23.
31. Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent.* 2012;40(2):154–62.
32. Schultheis S, Strub J R, Gerds T A, Guess P C. Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clin Oral Investig.* 2013;17(5), 1407–13.
33. Shillingburg J R, H., Hobo, S., Whitsett, L.D., Jacobi, R., Brackett, S.E., *Fundamentos de Prótese Fixa.* 3 ed., São Paulo: Quintessence. 1998.

34. Silva N R, Bonfante E A, Zavanelli R A, Thompson V P, Ferencz J L, Coelho P G. Reliability of metaloceramic and zirconia-based ceramic crowns. *J Dent Res.* 2010;89(10):1051–56.
35. Sonza Q N, Bona A D, Borba M. Effect of the infrastructure material on the failure behavior of prosthetic crowns. *Dent Mater.* 2014;30(5) 578–85.
36. Souza ROA, Ozean M, Miyashita E., Mendes WB, Miyashita E, De Oliveira GG. *Reabilitação Oral: previsibilidade e longevidade.* Napoleão. 2011.
37. Spear F, Holloway J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *J Am Dental Assoc.* 2008;139suppl:19s-24s.
38. Sreekala L, Narayanan M, Eerali S M, Eerali S M, Varghese J, Zainaba Fathima A L. Comparative evaluation of shear bond strengths of veneering porcelain to base metal alloy and zirconia substructures before and after aging - An in vitro study. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2015; 5(Suppl 2), S74–81.
39. Srikanth R, Kosmac T, Bona A D, Yin L, Zhang Y. Effects of cementation surface modifications on fracture resistance of zirconia. *Dent Mater.* 2015;31(4):435–42.
40. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. *Dent Mater.* 2011;27(1):83–96.
41. Zhang Y, Mai Z, Barani A, Bush M, Lawn B. Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dent Mater.* 2016;32(3): 442–49.
42. Zhang Y, Sailer I, Lawn B R. Fatigue of dental ceramics. *J Dent.* 2013;41(12):1135–47.

7. Anexo

Normas para publicação do artigo científico:
<http://inpn.com.br/ProteseNews/NormasDePublicacao>