

UNIVERSIDADE TIRADENTES

MARCIO RODRIGUES ALVES

EDUARDO COTRIM TANAJURA

EVOLUÇÃO DAS RESTAURAÇÕES EM CERÂMICA-
DA PRÓTESE METALOCERÂMICA A PRÓTESE
METAL FREE EM ZIRCÔNIA

Aracaju

2015

MARCIO RODRIGUES ALVES
EDUARDO COTRIM TANAJURA

EVOLUÇÃO DAS RESTAURAÇÕES EM CERÂMICA-
DA PRÓTESE METALOCERÂMICA A PRÓTESE
METAL FREE EM ZIRCÔNIA

Trabalho de conclusão de curso apresentado à coordenação do Curso de Odontologia da Universidade Tiradentes como parte dos requisitos para obtenção de grau de Bacharel em Odontologia.

MARCO ANTÔNIO RAMOS NUNES

Aracaju

2015

MARCIO RODRIGUES ALVES
EDUARDO COTRIM TANAJURA

EVOLUÇÃO DAS RESTAURAÇÕES EM CERÂMICA-
DA PRÓTESE METALOCERÂMICA A PRÓTESE METAL
FREE EM ZIRCÔNIA

Trabalho de conclusão de curso apresentado à
coordenação do Curso de Odontologia da
Universidade Tiradentes como parte dos requisitos
para obtenção de grau de Bacharel em
Odontologia.

Aprovado em ___/___/___

Banca examinadora

Prof. Msc. Marco Antônio Ramos Nunes

1º Examinador: Murilo Souza Oliveira

2º Examinador: Luana Menezes Mendonça

AUTORIZAÇÃO PARA ENTREGA DO TCC

Eu, Marco Antônio Ramos Nunes orientador dos discentes Marcio Rodrigues Alves e Eduardo Cotrim Tanajura atesto que o trabalho intitulado: EVOLUÇÃO DAS RESTAURAÇÕES EM CERÂMICA- DA PRÓTESE METALOCERÂMICA A PRÓTESE METAL FREE EM ZIRCÔNIA está em condições de ser entregue à Supervisão de Estágio e TCC, tendo sido realizado conforme as atribuições designadas por mim e de acordo com os preceitos estabelecidos no Manual para a Realização do Trabalho de Conclusão do Curso de Odontologia.

Atesto e subscrevo,

Marco Antônio Ramos Nunes

EVOLUÇÃO DAS RESTAURAÇÕES EM CERÂMICA- DA PRÓTESE METALOCERÂMICA A PRÓTESE METAL FREE EM ZIRCÔNIA

Marcio Rodrigues Alves^a, Eduardo Cotrim Tanajura^b, Marco Antônio Ramos Nunes^c

(a, b)Graduando em Odontologia - Universidade Tiradentes; (c)Msc. Professor adjunto do curso de Odontologia - Universidade Tiradentes

RESUMO

As primeiras restaurações cerâmicas foram bem aceitas do ponto de vista estético, mas, quase foi abandonada devido as pobres propriedades físicas principalmente, a baixa resistência à flexão, e a tenacidade à fratura. As cerâmicas de alto conteúdo cristalino como as zircônias, estão sendo muito empregadas com infraestruturas de coroas individuais e pontes fixas revestidas por porcelana, por excelentes propriedades mecânicas e estéticas. Uma nova era inaugura-se na odontologia com as próteses chamadas de "metal free". A zircônia estudada é um cerâmica policristalina estabilizada por ítrio (Y-TZP), que pode ser usada em componentes para implantes dentários, como infraestrutura para coroas unitárias próteses parciais totalmente cerâmicos na região anterior e posterior, como braquetes ortodônticos e pinos intra-radulares. A tecnologia CAD-CAM muito utilizada em engenharia foi trazida para odontologia para a produção de coroas, pontes e facetas. A zircônia encontrada na natureza está no estado cristalino monoclinico, acima de 1000 graus torna-se tetragonal, apesar da elevada dureza, biocompatibilidade, e estabilidade química. A zircônia pura monoclinica é frágil e inadequada para fabricação de componentes protéticos. Esta deficiência é controlada pela adição de estabilizadores da fase tetragonal a temperatura ambiente, o óxido de ítrio (Y₂O₃), é o mais adequado para uso em próteses. A cimentação de restaurações de zircônia deve ser com cimentos resinosos, e com tratamento de superfície para aumentar a longevidade clínica.

Palavras-chave: Zircônias; Tecnologia CAD-CAM; Fresagem.

ABSTRACT

The first ceramic restorations were well accepted from an aesthetic point of view, but almost were left behind due to poor physical properties especially low flexural strength, and fracture toughness. Ceramic high crystalline content as zirconia, are being widely used in infrastructure of individual crowns and fixed bridges lined with porcelain, for excellent mechanical and aesthetic properties. A new era is inaugurated in dentistry with prostheses called "free metal". The study is a zirconia stabilized by yttria ceramic polycrystal (Y-TZP), which can be used as components for dental implants such as crowns infrastructure to fully ceramic partial dentures in the anterior and posterior regions, such as orthodontic brackets and intraradicular. The CAD-CAM technology widely used in engineering was brought to dentistry for the production of crowns, bridges and veneers. The zirconia is found in nature in the monoclinic crystalline state above 1000 degrees becomes tetragonal, despite the high hardness, biocompatibility and chemical stability. pure monoclinic zirconia is fragile and unsuitable for manufacturing protections. This disabled components is controlled by the addition of stabilizing the tetragonal phase at room temperature, yttrium oxide (Y₂O₃), it is the most suitable for use in dentures. The cementation of zirconia restorations should be with resin cements, and surface treatment to increase clinical longevity.

Keywords: Zirconia; CAD-CAM technology; Milling

1. INTRODUÇÃO

A busca por restaurações resistentes aos esforços da mastigação, estéticas e inócuas ao meio oral motivou pesquisadores em todas as partes do mundo a procurarem este material “ideal”. Diversos materiais foram usados, mas todos caíram em descrédito para em seguida caírem no desuso e esquecimento. A arte milenar chinesa de fazer vasos e utensílios de porcelana estimulou os franceses Duchateau (químico), e Chemant, este dentista, a fabricarem as primeiras próteses totais com dentes de porcelana (Jones, 1998). As dentaduras de porcelana ganharam o gosto do povo pela excepcional estética, mas, já apresentando o inconveniente da sua friabilidade que limitava o seu uso. Foi por volta de 1900 que começaram a fabricar as primeiras restaurações fixas de porcelana, as famosas coroas de jaquetas fabricadas de porcelana pura, mas muito fracas para suportar as cargas mastigatórias de grande esforço principalmente em regiões de molares (CRAIG, 2002).

Não possuindo resistência à tração e ao cisalhamento, as coroas de porcelana pura não foram indicadas para trabalhos de pontes-fixas. Por volta da década de 1950 do século XX surgiram as restaurações metalo-cerâmicas que utilizam uma subestrutura metálica sobre a qual é aplicada porcelana; estas restaurações possuem resistência suficiente para serem usadas em pontes fixas extensas ou nas restaurações para dentes posteriores. O grande problema clínico é fratura da camada de porcelana sobre o metal e a sua desunião a subestrutura, que condena o trabalho, indicando sua substituição (CRAIG, 2002).

A tentativa de substituir o coping metálico das coroas metalocerâmicas teve como pioneirismo a cerâmica feldspática reforçada de McLean e Hugs. Estes pesquisadores desenvolveram um material cerâmico, em meados dos anos 60 do século passado que apresentavam em sua composição em torno de 50% de alumina. Embora a resistência à fratura tenha praticamente dobrado em comparação com as feldspáticas convencionais, a dureza atingida ainda não era absolutamente suficiente para

que este material cerâmico pudesse ser empregado em dentes posteriores e construções de pontes fixas extensas (Jones 1998).

As cerâmicas tradicionais, mesmo as melhoradas como as cerâmicas aluminizadas, limitam-se a uma ponte fixa de três elementos. No final dos anos 60 a zircônia, a cerâmica e a chamada policristalina especificamente, a Y-TZP (zircônia estabilizada por ítrio) passou a ser usada como biomaterial em aplicações médicas, sua aplicação em odontologia começou muito recentemente e ocorreu seguindo os avanços da tecnologia CAD-CAM (MUDADO, 2012), essa cerâmica pode ser usada para coroas unitárias e prótese parciais fixas totalmente cerâmicas na região anterior e posterior, como braquetes ortodônticos e pinos intra-radulares. Essa cerâmica apresenta um comportamento mecânico superior ao observado pelas demais cerâmicas odontológicas, sendo atualmente o material de escolha para a confecção de restaurações submetidas a esforços mastigatórios, possuindo algumas características adesivas e mecânicas diferentes das cerâmicas tradicionais (BELO et al).

2. MÉTODO

Foram obtidos artigos, na base de dados Medline/Pubmed, seguindo a seguinte combinação de palavras-chaves: zircônia tetragonal estabilizada por ítria (Y-TZP). Prótese parcial fixa (partial fixed prosthesis), propriedades mecânicas (mechanical properties), estudos clínicos (long-term clinical trials), adesão (adhesion, bonding), também foram utilizados livros-textos sobre a biomecânica da prótese fixa e literatura de engenharia de materiais para compreensão e entendimento do processo físico-químico das cerâmicas.

3. REVISÃO DE LITERATURA

SHILLINBURG, HOBO, WHITSET 1986, no seu livro texto, intitulado “Fundamentos de Prótese Fixa”, cita que a prótese parcial fixa tem indicação para substituir um ou mais dentes quando o suporte que é

desempenhado pelos dentes pilares tenha avaliação cariogênica, periodontal e biomecânica. As pontes-fixas apoiavam-se em pilares vitalizados ou desvitalizados, aqueles dentes que receberam tratamento endodôntico. A extensão da área edêntula, possível de ser restaurada com êxito depende dos dentes pilares e de sua capacidade de receber carga adicional. Obedecia-se a famosa lei de Ante: A área da superfície das raízes dos apoios (pilares) deve ser igual ou superior á dos dentes que vão ser substituídos por pânticos.

A porcelana odontológica para restaurações é utilizada sob a forma de um pó fino, seus componentes principais são: sílica (SiO_2), feldspato (K_2O), Al_2O_3 , 6SiO_2 e alumina (Al_2O_3). Esses ingredientes cristalinos são aquecidos com fundentes como carbonato de sódio ou carbonato de lítio. As porcelanas são classificadas de acordo com suas temperaturas de fusão, existe a de baixa fusão, média fusão e de alta fusão. As propriedades mais importantes das porcelanas dentárias são: resistência transversal, coeficiente de expansão térmica e cor. A resistência transversa da porcelana é baixa variando de acordo com o tipo de porcelana, podendo variar de 56 a 446 Mpa, tendo esta resistência baixa tornado impróprio para restaurações grandes como pontes-fixas, precisando de uma infraestrutura metálica. O coeficiente de expansão térmica da porcelana deve coincidir com a expansão do metal ou a porcelana irá fraturar quando a coroa esfriar da temperatura do forno de porcelana para a temperatura ambiente (CRAIG et al., 2002).

PEGORARO et al. (2013) considera que o preparo de um dente com finalidade protética é regido por três princípios fundamentais de preparo correto que são: mecânicos, biológicos e estéticos. Dos princípios mecânicos, a retenção é a capacidade de a prótese resistir a forças que tentam deslocá-la ao longo da sua via de inserção; a intimidade da restauração com o dente preparado, e este com paredes bem paralelas cria uma retenção chamada de retenção friccional.

OLIVEIRA (2012), em seu livro texto, "O universo das restaurações estéticas cerâmicas", considera que as

cerâmicas caracterizam-se principalmente pela elevada resistência. A preocupação em aumentar a capacidade da cerâmica em resistir aos esforços mastigatórios atingiu neste grupo seu ponto máximo. Enquanto as cerâmicas aluminizadas apresentam um máximo de 600 Mpa de resistência à flexão (Procera AllCeram), as cerâmicas com base em Zircônia podem atingir cerca de 1400m Mpa. Um dos primeiros materiais cerâmicos que incorporam a Zircônia em sua composição foi o In Ceram Zircônia com cerca de 30% de óxido de zircônio (ZrO_2), completado com 70% de óxido de alumina (Al_2O_3), aproximadamente. O InCeram Zircônia tem cerca de 700 Mpa de resistência. A evolução do sistema Procera All Zircônia apresenta em torno de 900 Mpa de resistência, enquanto o sistema LAVA mais recente, chega ao patamar de 1400 Mpa.

OLIVEIRA (2012) descreveu três sistemas, os mais empregados na odontologia brasileira que são: in ceram zircônia (vita, Alemanha); Procera allzircônia (Nobel biocare); cerc zircônia (Sirona, Alemanha), e o sistema Lava (3M espe, EUA). O sistema In Ceram Zircônia tem 30% de óxido de zircônia com a finalidade de aumentar a resistência, só que esse aumento de resistência implica em grande perda estética; sua infraestrutura sofre influência dessa adição de zircônia, que a torna mais opaca. O In Ceram Zircônia é indicado principalmente para coroas totais em dentes posteriores principalmente molares. O sistema Procera Allzircônia contem uma elevada concentração de estruturas á base de zircônia-ítrio. Essas microestruturas de zircônia-ítrio são caracterizadas por apresentarem uma granulação extrafina, denominadas de zircônias tetragonais (TZP).

A infraestrutura desse sistema recebe uma cerâmica feldspática desenvolvida para esse sistema, que se caracteriza por apresentar um coeficiente de expansão térmica compatível com esse sistema. O sistema Cerec Zircônia emprega a tecnologia CAD/CAM do sistema Cerec para o processamento da infraestrutura em zircônia, em seguida, para a construção anatômica da restauração, que receberá uma cerâmica

sobreinjetada a alta temperatura. A escolha da cerâmica de cobertura se baseará nas necessidades estéticas e na solicitação dos esforços funcionais (resistência). O sistema LAVA (3M ESPE, EUA) utiliza tecnologia CAD/CAM. São blocos pré-sintetizados que contêm em sua composição óxido de zircônia (ZrO_2) com elevada pureza denominados lava frame ceramic, complementada com cerâmica feldspática de cobertura denominada Lava Ceram Overlay. Apresenta elevada resistência à flexão, podendo atingir até 1400 Mpa.

A zircônia pode ser classificada de acordo com o grau de sinterização dos blocos disponíveis comercialmente. Os blocos de zircônia disponíveis para os sistemas de fresagem podem ser totalmente sintetizado (White blocks), que dispensam sinterização, ou blocos pré-sinterizados (green blocks), os quais necessitam sinterização após a fresagem. A zircônia parcialmente sintetizada (green blocks) permite uma manipulação mais fácil e rápida por parte do técnico em prótese ou pela unidade de fresagem uma vez a sua dureza ainda é baixa antes da sinterização. Após o preparo, a cerâmica é submetida ao processo de queima (sinterização), durante um período de 6 a 8 horas. Há uma contração na queima que é devidamente controlada pelo fabricante. 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 e contração da cerâmica mantendo excelentes propriedades mecânicas do material. Por sua vez a zircônia totalmente sintetizada (White blocks) necessita de maior tempo de fresagem (2 a 4 horas por unidade), embora não seja necessário submeter à zircônia a um novo ciclo de queima durante horas. O desgaste que esta zircônia sofre com pontas diamantadas promove a formação de lascamentos e trincas na superfície da cerâmica, comprometendo a resistência e longevidade da restauração. (CALLEGARI e BRITO e DIAS 2013).

Um sistema cerâmico binário importante é o sistema de óxido de zircônio (zircônia) e o óxido de cálcio (calcita), a zircônia tem três estruturas cristalinas diferentes, quais sejam:

tetragonal, monoclinica e cúbica. O óxido de zircônia puro experimenta uma transformação de fases tetragonal para monoclinica a uma temperatura de aproximadamente 1150 graus centígrados. Uma alteração de volume relativamente grande acompanha essa transformação, o que resulta na formação de trincas que tornam uma louça cerâmica inútil. Esse problema é superado pela “estabilização” da zircônia, através de uma adição de 3 e 7% de CaO. Um material à base de zircônia contendo alto teor de calcita dentro da faixa citada acima é conhecido como zircônia parcialmente estabilizada, ou PSZ (partially stabilized zirconia). O óxido ítrio (Y_2O_3) e óxido magnésio também são usados como agentes estabilizadores (CALLISTER JR, 2006).

MUDADO (2012) em um estudo de ampla revisão de literatura sobre cimentação adesiva de cerâmicas à base de zircônia relatou que ainda não existe um protocolo de cimentação para restaurações de zircônia; nos trabalhos revisados ficou bem claro que, para aumentar a resistência de união entre o cimento resinoso há que se fazerem tratamentos de superfície da zircônia. O jateamento com óxido de alumínio ou com partículas de sílica aumenta a resistência de união entre a zircônia e os cimentos resinosos. A união química entre o cimento e a zircônia também é melhorada quando se usa cimentos contendo MDP (monômeros fosfatados). SANTOS E ELIAS (2014), desenvolveram um trabalho com o objetivo de comparar as propriedades mecânicas, físicas e a biocompatibilidade de blocos comerciais de zircônia (ZrO_2) usados na confecção por sistema de usinagem CAD/CAM. Foram usados dois tipos de blocos: (1) blocos de zircônia (ZrO_2) tetragonal estabilizada com ítria (3% mol) com designação comercial VITA 2000YZ-CUBES produzidos pela empresa Vita-Zanhfabrik (Alemanha); (2) blocos de zircônia tetragonal estabilizada com ítria (3% mol) com designação comercial ZrHP produzidos pela empresa ProMat Materiais avançados (Guaratinguetá, SP).

As amostras comerciais foram sintetizadas a 1500 graus C conforme procedimentos recomendados pelos

fabricantes, sendo submetidos à caracterização das fases, ensaios mecânicos e de biocompatibilidade. Os resultados de difração de raios-X mostraram que os blocos recebidos apresentam somente a fase tetragonal a após os ensaios mecânicos foram identificadas fases tetragonal e monoclinica. A transformação de fase foi responsável pelas excelentes propriedades mecânicas. Os blocos nacionais e importados apresentaram propriedades mecânicas e físicas semelhantes, sem diferença estatística significativa quanto à dureza, tenacidade à fratura, as quais foram 1300HV, 9MPam^{1/2}. E 910 Mpa respectivamente. Os testes de avaliação biológica primária avaliando a citotoxicidade indicaram que os materiais apresentam total crescimento celular com ausência de morte celular.

O termo CAD-CAM designa o desenho de uma estrutura protética num computador (Computer Aided Design) seguido de sua confecção por uma máquina de fresagem (Computer Aided Manufacturing). Trata-se de uma tecnologia muito utilizada em várias indústrias e deve sua introdução na odontologia, ao final da década de 70 e início da década de 80 do século passado. Na atualidade a tecnologia CAD-CAM se popularizou na odontologia para produção de prótese fixas, como coroas pontes e facetas. O sistema CAD-CAM se baseia em três componentes fundamentais: sistema de leitura da preparação dentária (scanning), software de desenho da restauração protética (CAD) e sistema de fresagem da estrutura protética (CAM ou milling). Atualmente, há dois tipos de sistema CAD-CAM segundo as possibilidades de ceder os arquivos CAD: sistemas CAD-CAM abertos e sistemas ou sistemas CAD-CAM fechados. A vantagem de um sistema aberto é a possibilidade de poder escolher o sistema CAM mais adequado aos propósitos, pois é possível transmitir o arquivo CAD para outro computador. Os sistemas podem ainda classificar-se segundo o local onde são utilizados: clínica ou laboratório. A grande maioria dos sistemas funciona no laboratório, no entanto, o sistema CERC é o único que apresenta ambas as modalidades. Os

sistemas CAD-CAM permitirão trabalhar com materiais muito resistentes como a zircônia, pois os estudos apresentados ao longo deste trabalho fornecem boas indicações científicas e clínicas, no sentido da zircônia poder substituir completamente o metal nas infraestruturas protéticas. (CORREIA et al,2006).

SOUZA et al. (2008) fizeram um trabalho de pesquisa para avaliar as propriedades mecânicas de blocos de zircônia tetragonal policristalina estabilizada com ítrio (3Y-TZP). Blocos cerâmicos de zircônia pré-sintetizada (ZrO₂-3mol% Y₂O₃) produzidos no Brasil (Pro-Mat) foram sintetizadas a 1600 graus C e resfriada a um nível de 10 graus C por minuto. Utilizou-se a difração de raios-X para determinar o efeito do carregamento mecânico na transformação de fases da zircônia antes e após os ensaios mecânicos. As superfícies das amostras pré-sintetizadas foram lixadas e termicamente atacadas a 1400 graus C durante 15 min para análise no microscópio eletrônico de varredura LEO modelo LEO-1450VP. A dureza e a tenacidade à fratura foram denominadas pelo método de endentação Vickers, usando um microdurômetro modelo MICROMAT 2004. Os resultados do difratograma de raios-X da superfície polida das amostras sintetizadas mostrou a presença da fase tetragonal, após os ensaios mecânicos foram detectadas as fases tetragonal e monoclinica, indicando que as tensões criadas durante os ensaios mecânicos foram suficientes para induzir a transformação de fase. Este resultado justifica a excelente tenacidade à fratura dos blocos. Os blocos de zircônia após a sinterização apresentaram dureza (1300HV), tenacidade à fratura (9MPam^{1/2}) e resistência à fratura (900MPa) similar e adequada para o emprego em prótese dentárias.

Ashby e Jones (2007), em seu livro texto: Engenharia de Materiais onde estudam o comportamento mecânico das cerâmicas descrevem que estes materiais são relativamente limitados em termos de aplicações devido às suas propriedades mecânicas, em muitos aspectos, são inferiores àquelas exibidas pelos metais. A principal desvantagem é uma disposição

a fraturas catastróficas de maneira frágil com uma absorção de energia muito pequena. Os modernos processos de engenharia podem produzir cerâmicas com tenacidade próxima aos metais, mas tem propriedades das cerâmicas que são insuperáveis: a resistência à corrosão, ao desgaste. A deterioração e a desintegração.

Para melhorar o desempenho das cerâmicas estes autores sugerem três processos que controlam a qualidade; produzir pós de tamanhos pequenos, dispersão de partículas de uma segunda fase; o terceiro processo é estabilização com outro óxido (CaO) a 3 e a 7%. Este mecanismo é efetivo para a zircônia PSZ (partially stabilized zirconia). Uma zircônia de uso industrial é a zircônia estabilizada com MgO. Quando uma trinca se aproxima de uma partícula (zircônia tetragonal), esta se transforma, por uma transformação substitutiva, em uma nova estrutura cristalina (monoclínica) e esse processo absorve energia. A alumina e a zircônia obtidas por esse processo podem ser usadas em próteses. Dentárias, ortopédicas e articulações artificiais (JONAS 2009). Cerâmica vem do grego Keramos, significando olaria ou “matéria assada”; a porcelana chinesa foi levada para Europa e lá uma verdadeira corrida para descobrir sua fórmula foi travada por químicos e artesãos sem muito sucesso. O farmacêutico francês Alexis Duchateau se associou a um dentista Chemant e fizeram a primeira dentadura com dentes de porcelana, coube ao farmacêutico descobrir a fórmula da porcelana chinesa, que era formada de aproximadamente de 50% de caulinita, 25% de feldspato e 25% de sílica. (JONES).As coroas de jaquetas cerâmicas tem aumentado seu uso desde o início do século vinte. As cerâmicas empregadas nas coroas de jaquetas de porcelana eram coroas de feldspato de alta fusão. A resistência relativamente baixa deste tipo de porcelana induziu Mclean a desenvolver uma porcelana reforçada com alumina, para a fabricação do núcleo de coroas de jaqueta de porcelana. As coroas de jaqueta reforçadas por alumina, de uma maneira geral, apresentam uma estética ligeiramente melhor em dentes anteriores do que as coroas

metalocerâmicas, as quais empregam um núcleo metálico. Entretanto as coroas de jaqueta de reforçadas com alumina se mostra inadequada para seu uso em dentes posteriores (ANUSAVICE).

BEIO et al. (2013) fizeram uma revisão de literatura bastante ampla sobre a zircônia policristalina estabilizada por ítria (Y-TZP) que é usada em odontologia com infraestrutura de coroas e prótese parciais fixas, para tanto foram feitas buscas na literatura de língua inglesa de 1990 a 2012. O assunto foi focado em três tópicos principais: (1) comportamento mecânico; (2) adesão; (3) longevidade clínica. De acordo com a literatura a Y-TZP apresentam propriedades mecânicas superiores as demais cerâmicas odontológicas devido a um mecanismo de tenacificação associado à transformação de fase cristalina (transformation toughening). Ainda, a silicatização associada à silanização tem sido indicada como tratamento de superfície mais adequado para cimentação de infraestrutura em Y-TZP além de cimentos resinosos contendo monômeros fosfatados (MDP). Nos estudos clínicos a Y-TZP tem mostrado altas taxas de sucesso como infraestrutura de coroas unitárias e de prótese parciais fixas.

NAKAMURA et al. (2010) fizeram uma revisão de literatura sobre pilares cerâmicos de zircônia usados sobre implantes de titânio, buscado artigos e resumos que estudassem o assunto em vários aspectos. Usando palavras-chave como “zircônia”, “zirconium”, “ceramic”, “dental abutment”, “plaque”, “bacteria” foram usadas para coleta de dados no PubMed. Os artigos foram divididos em quatro grupos: (1) propriedades mecânicas; (2) estudos sobre tecidos moles em volta dos pilares cerâmicos de zircônia; (3) estudos sobre acúmulo de placa sobre a zircônia e o (4) longevidade clínica sobre as próteses com pilares de zircônia. 380 artigos foram encontrados, mas só 83 tinham relevância para serem estudados e discutidos. As propriedades mecânicas dos estudos in vitro mostraram que são superiores aos pilares de alumina na região anterior dentro de um tempo de 4 anos, contudo, são necessários mais estudos nas regiões posteriores. Para as repostas dos tecidos moles em volta dos

pilares de zircônia, muitos estudos histológicos foram conduzidos em animais e humanos, concluindo que a zircônia é um material biocompatível pelas boas respostas teciduais. O acúmulo de placa sobre a zircônia é menor que o titânio sob as mesmas condições. A longevidade clínica foi avaliada pela periimplantite se estivera presente, e pela fratura se ocorreria, sem ocorrências para os critérios avaliados.

ABOUSHELIB e SALAMEH (2009) analisaram cinco pilares cerâmicos de zircônia que falharam por fratura. Os fragmentos foram limpos, esterilizados e as partes fraturadas foram reconstituídas usando a linha da fratura. A análise da falha foi caracterizada usando o microscópio eletrônico de varredura, também, foi analisado o defeito (trinca microscópica). Três tiveram fraturas internas no anel de assento sobre a plataforma, dois tiveram fraturas pela diminuição da espessura das paredes laterais dos pilares.

4. DISCUSSÃO

A popularidade das restaurações metalo-cerâmicas alcançadas nas décadas de 1970 até 1990 levou a ponte-fixa a categoria de tratamento reabilitador mais completo do ponto de vista estético e funcional, também as coroas individuais de porcelana (metalo-cerâmica) cimentadas sobre dentes que foram tratados endodônticamente estavam no mesmo patamar de qualidade e aceitação por parte do público consumidor da época (JONES, 1988). Mas a friabilidade da porcelana, sua maior limitação, teve que ser aplicada sobre uma infraestrutura metálica pra que aumentasse a segurança em restaurações unitárias e também pudesse estender esse benefício para espaços edentulos maiores e fossem reabilitados até arcadas inteiras com pontes fixas. (SHILLINBURG, PEGORARO). A infraestrutura metálica é formada por uma liga que é obtida por fundição em laboratório de prótese, pelo método da cera perdida. Dessa liga exige-se além da compatibilidade biológica, uma união entre o metal e porcelana que é conseguida ocorre através da camada de óxido na superfície do metal.

As ligas das restaurações metalocerâmicas em geral são especialmente formuladas para que o óxido se forme. Uma compatibilidade adequada entre os coeficientes expansão térmica para se obter uma boa união entre os dois materiais. As etapas laboratoriais de fundição, limpeza, adaptação e prova na boca que sempre leva a soldagem pela contração de fundição da liga aumentando o tempo clínico de confecção de uma ponte fixa. As pontes fixas feitas em zircônia pelo sistema de fresagem utilizando a tecnologia CAD-CAM, podendo ser feitas pontes fixas até de 4 elementos, com excelente adaptação (CORREIA et al, 2006), BERNARDES et al 2012).

Atualmente, a zircônia é o material mais resistente para utilização em odontologia, esse material tem o potencial de permitir a construção de coroas e pontes em setores de altas tensões, por exemplo, em regiões posteriores da boca, pois revela resistência à fratura muito alta, três a quatro vezes superiores a carga mastigatória. Esta alta resistência da zircônia deriva de sua formulação, conhecida como Y-TZP Zircônia. A zircônia (ZrO_2) e uma forma oxidada do metal zircônio, tal como a alumina é referente ao metal alumínio. O óxido de ítrio é um agente que é adicionado à zircônia pura de modo a conferir estabilidade à temperatura ambiente e produzir um material multifásico conhecido como zircônia parcialmente estabilizada por ítrio (Y-TZP). Este material tem uma propriedade conhecida como “transformation toughening” sob tensão, o material sofre alteração dimensional, com aumento de 3 a 4%, gerando tensões de compressão que inibem a propagação das linhas de fratura tão frequente nas cerâmicas. Por essa razão é chamada de “cerâmica inteligente”. (CALLISTER, 2006, ASHBY E JONES, 2007, SOUZA et al., 2008) SANTOS e ELIAS (2014) analisando a microestrutura de blocos pré-sintetizados de zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio, através da difração por raios-X, encontraram que os blocos pré-sintetizados apresentam somente a fase tetragonal, após os ensaios mecânicos

encontraram a fases tetragonal e monoclínica, a transformação de fase foi responsável pelas excelentes propriedades mecânicas.

Os fracassos materiais são os maiores problemas encontrados em cerâmicas que estão muito relacionados aos processos de fabricação, defeitos microestruturais são as trincas, porosidades e impurezas, conseqüentemente as propriedades mecânicas desses materiais dependem da distribuição desses defeitos. Durante o carregamento das próteses cerâmicas as trincas e outros defeitos funcionam como concentradores de tensões, e quanto maior o defeito na superfície ou no interior da cerâmica, menor a tenacidade e maior probabilidade de fratura. A existência de defeitos na forma de microtrincas e microporosidades são responsáveis pelas fraturas dos cerâmicos, mesmo em baixo nível de tensões. A zircônia estabilizada por ítrio (Y-TZP) tendo na transformação de fase que é acompanhada de uma expansão volumétrica gera um campo de tensão compressivo na trinca. Este mecanismo dificulta a propagação e crescimento da trinca existentes na prótese, SANTOS e ELIAS (2014) confirmaram as teorias de ASHBY e JONES, CALLISTER, ambos os engenheiros de materiais, e que compilaram os artigos sobre os processos industriais de fabricação das cerâmicas de engenharia, também SOUZA et al. (2008) confirmaram, pois empregando o método laboratorial de carregamento de tensões sobre bloco de zircônia pré-sinterizados encontraram resultados de aumento de tenacidade à fratura com ensaio destrutivos.

A longevidade clínica desses trabalhos tem sido pouco acompanhada por falta de estudos nesse campo, todos os trabalhos revisados por BELO et al. (2013) mostraram que os estudos acompanharam pontes fixas e coras unitárias por 3 anos revelaram um alto índice de sucesso em infraestrutura sendo 102 coroas unitárias, e 34 pontes fixas, em todos os casos que as infraestruturas estavam intactas, havendo sucesso de 100% das coroas unitárias, e lascamentos da cerâmica de cobertura de 2 pontes fixas. Quando os testudos foram ampliados pra 10 anos houve um índice de insucesso de 15,3%

para fratura da cerâmica de cobertura, e sempre a infraestrutura intacta. CALLEGARI e BRITO DIAS (2013), MUDADO (2012), BELO et al. (2013) reconhecem que não existem protocolos de cimentação pra coroas e pontes confeccionadas em zircônia. Devido ao aumento do tamanho médio do grão esse aumento produz uma redução do conteúdo vítreo tornaram as cerâmicas policristalinas resistentes ao condicionamento ácido, ou seja, o condicionamento ácido não produz não produz alterações topográficas suficientes para proporcionar uma união adesiva adequada. Assim, com o objetivo de alcançar uma união adesiva entre a zircônia (Y-TZP), e materiais resinosos alguns tratamentos de superfícies são propostos; o jateamento de superfície com partículas de alumina; a silanização; a silicatização, e o uso de monômero fosfatado (MDP) que pode estar presente no agente de união silano.

(CALLEGARI e BRITO DIAS 2013) salientaram que na hora da cimentação, caso seja necessário algum ajuste interno de uma coroa com infraestrutura em zircônia pra promover assentamento final da coroa ao preparo, orientaram que o ajuste seja realizado no preparo e não na superfície interna do coping uma vez que o desgaste seja da zircônia com brocas diamantadas pode promover a formação de trincas e lascamentos na cerâmica e que, associados a uma tensão de tração elevada nessa região, favorece a fratura precoce da restauração.

MUDADO 2012 recomenda que toda restauração cerâmica com infraestrutura em zircônia só seja cimentada após o tratamento de superfície, pois os estudos revisados pela autora comprovaram que aumentou consideravelmente a resistência de união entre a cerâmica de zircônia e os cimentos resinosos de uma maneira geral, sendo que quando se associados aos primers ou cimentos contendo MDP, os valores de união são ainda melhorados.

5. CONCLUSÃO

A Zircônia é um material comprovadamente indicado para

restaurações por seus bons resultados estéticos, mecânicos e biológicos, cabe ao cirurgião dentista indicar, o laboratório seguir as normas técnicas dos fabricantes, de modo que, possa extrair as vantagens desse material. A zircônia tem sido usada com muito sucesso como infraestrutura de coroas individuais e pontes fixas de pouca extensão, de no máximo até de 4 elementos, sendo que a infraestrutura é feita com cerâmica convencional. Para cimentação são recomendados cimentos resinosos contendo monômeros fosfatados, sempre combinados com tratamento de superfície, para aumentar a adesão do cimento a zircônia. Mais estudos são necessários para avaliar principalmente as falhas que ocorrem entre a zircônia e cerâmica de recobrimento.

Referências

1. ASHBY M F, JONES D R.. **Engenharia de Materiais**, Ed. Elsevier, 2007.
2. JONES D W. **Cerâmicas-The Dental Clinics of North America**. 1. ed 1988.
3. CRAIGH R S, POWERS J M, WATAHA J C. **Materiais Dentários: Propriedades e Manipulação**. 7. Ed. São Paulo: Ed. Santos, 2002.
4. Anusavice K J, Phillips. **Phillips' Science of dental materials**. Louis-Mo: Ed. Saunders, 2003.
5. OLIVEIRA A A. **Entender, planejar e executar-O universo das cerâmicas estéticas**. 1. ed. Nova Odessa-SP: Ed Napoleão, 2012
6. BELO Y D, SUOZA Q N, BORBA M, BONAA, D. **Zircônia tetragonal estabilizada por ítria: comportamento mecânico, adesão e longevidade clínica**. Cerâmica, 2013.
7. SANTOS C, ELIAS. **Comparação das propriedades e biocompatibilidade de blocos de zircônias nacionais e importados para o uso em próteses dentárias**, 2014.
8. CALLEGARI A BRITO e DIAS. **Beleza do sorriso**. 1. Ed. São Paulo. Ed. Napoleão, 2012.
9. CALLISTER J R W D. **Fundamentos de Ciência e Engenharia de Materiais-2** ed. Ed. LTC, 2006.
10. MUDADO F A. **Cimentação Adesiva de Cerâmicas á base de Zircônia-Monografia apresentada à faculdade de Odontologia da UFMG-Belo Horizonte**. Belo Horizonte-MG, 2012.
11. ABOUSHELIB M N, SALAMEH Z. **Zirconia Implant Abutment Fracture: Clinical Case Reports and Precautions for Use-The International Journal of Prosthodontics**, 2009.
12. SOUZA R C, SANTOS C, BARBOZA J R, BAPTISTA C A R P, STRECKER K, ELIAS C **Performance of 3Y-TZP Bio ceramics Under Cyclic Fatigue Loading**. **Material Research**, 2008
13. NAKAMURA K, KANNO T, MILLEDING P, ORTENGREN **Zirconia as a Dental Implant Abutment Material: A Systematic Review**. **International Journal of Prosthodontics**, 2010.
14. CORREIA A R. MAIA. SAMPAIO F J C A. CARDOSO J A P, LEAL DA S C F C. **CAD-CAM: a informática a serviço da prótese fixa-Revista de Odontologia da UNESP**, 2006.
15. BERNARDES S R, TOSSI SARTORI I. DE MATIAS, THOMÉ G. **Tecnologia CAD-CAM aplicada à prótese dentária e sobre implantes**. **Jornal ILAPEO**, 2012.
16. SHILLINBURG H T, HOBBS S, WHITSETT L **Domfundamentos de Prótese Fixa**. 1. Ed. Ed. Santos, 1986
17. PEGORARO L F. **Prótese fixa-Bases para o Planejamento em Reabilitação Oral**. Ed. Artes Médicas, 2013.

