

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIOGRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
ESPECIALIZAÇÃO EM DENTÍSTICA**

**USO DE CERÂMICAS REFORÇADAS COM ZIRCÔNIA
EM TRATAMENTO ESTÉTICO INTEGRADO**

MAURÍCIO SEIDL

Orientador: Prof. Dr. Ewerton Nocchi Conceição

**Porto Alegre
2011**

**USO DE CERÂMICAS REFORÇADAS COM ZIRCÔNIA
EM TRATAMENTO ESTÉTICO INTEGRADO**

**Monografia apresentada a UFRGS –
Universidade Federal do Rio Grande do Sul,
como requisito parcial para obtenção do
título de Especialista em Dentística.**

MAURÍCIO SEIDL

Orientador: Prof. Dr. Éwerton Nocchi Conceição

**Porto Alegre
2011**

RESUMO

O desafio na reprodução anatômica de todos os detalhes ópticos das diferentes estruturas dentárias tem feito com que a odontologia busque alternativas que eliminem infraestruturas metálicas que dão resistência às cerâmicas. Novos materiais vêm sendo desenvolvidos ao longo dos anos para atender os padrões estéticos, cada vez maiores por parte de pacientes e profissionais. Dentre estes materiais, a zircônia tem se mostrado uma cerâmica promissora para atender estas exigências, não só por ser um material com excelentes propriedades ópticas, mecânicas e biológicas, mas também pela agilidade e previsibilidade na sua confecção quando associada a um sistema CAD/CAM.

ABSTRACT

The challenge in the anatomic reproduction of all the optical details of different dental structures has made dentistry search for alternatives that eliminate metal infrastructures that give resistance to ceramics. New materials have been developed over the years to attend the aesthetic standards, increased by patients and professionals. Among these materials, zirconia ceramic has been shown to be a promising way to achieve these requirements, not only as a material with excellent optical, mechanical and biological properties, but also by the speed and predictability in their production when combined with a CAD/CAM system.

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	6
REVISÃO DE LITERATURA	7
RELATO DE CASO CLÍNICO	13
DISCUSSÃO	17
CONSIDERAÇÕES FINAIS	18
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	19

INTRODUÇÃO

Após anos de uso de coroas metalocerâmicas, a porcelana feldspática de cobertura das infraestruturas metálicas foi reforçada com materiais como leucita, fluormica, dissilicato de lítio, magnésio, alumina e zircônia.¹ Esse reforço aumentou significativamente a resistência flexural e a resistência à fratura das cerâmicas,² permitindo a eliminação das estruturas metálicas responsáveis pela resistência às forças de mastigação.

A Zircônia é um material utilizado na área da saúde por ser um material biocompatível, bioinerte, com alta resistência mecânica e estabilidade química.³ Suas comprovadas propriedades biológicas associadas à resistência mecânica, baixo acúmulo de placa bacteriana, baixa condutividade térmica e excelente estética quando associada à cerâmica feldspática de cobertura, permitiram sua utilização na odontologia para confecção de infraestruturas de coroas unitárias, próteses fixas, pilares e próteses sobre implantes.^{4,5}

Sistemas CAD/CAM utilizam blocos de zircônia que são usinados por fresadoras na forma previamente estabelecida digitalmente.⁶ Blocos pré-sinterizados são mais porosos e sofrem menos influência na usinagem. Os totalmente sinterizados são mais duros e necessitam de equipamentos mais robustos, que geram mais força e maior tensão compressiva externa, favorecendo a transformação tetragonal para monoclinica.¹

Podemos utilizar para confecção de estruturas em zircônia o escaneamento digital conhecido como sistema CAM-only, que necessita de um modelo em cera da infraestrutura que é escaneado a laser e convertido em um modelo digital. Baseado neste modelo, a estrutura é usinada em uma fresadora e depois sinterizadas em um forno. No sistema CAD/CAM um modelo de gesso dos dentes preparados é escaneado e digitalizado. Com essa digitalização dos preparos a infraestrutura é virtualmente confeccionada por um sistema CAD. Em uma unidade CAM, os blocos de zirconia são usinados no formato da infraestrutura desenhada previamente e então sinterizados. Em um terceiro método, o modelo de gesso é escaneado pelo laboratório e a informação é enviada eletronicamente para um centro de usinagem, onde a estrutura é confeccionada e enviada para o laboratório.^{5,6}

O presente trabalho tem o objetivo de realizar uma revisão de literatura de algumas propriedades de estudos de avaliação clínica de restaurações com sistemas cerâmicos reforçados com zircônia associados à tecnologia CAD/CAM. Um caso clínico para ilustração dessa técnica também será apresentado.

REVISÃO DE LITERATURA

A zircônia surgiu na odontologia como alternativa para eliminar as estruturas metálicas das próteses por também apresentar alta resistência e melhores propriedades estéticas e biológicas.^{6,7,8} Coroas totalmente cerâmicas apresentam pouca resistência a forças mecânicas. Cerâmicas a base de óxido de alumínio ou óxido de zircônia possuem uma maior resistência flexural e maior dureza que outras cerâmicas odontológicas disponíveis. Técnicas mais recentes para suas confecções envolvem a tecnologia CAD/CAM.^{1,5-16} Sistemas CAM para infraestruturas de zircônia utilizam duas estratégias em relação ao tipo de bloco para usinagem.^{5,9,14} A dureza dos blocos é determinada pelo seu grau de sinterização.

Tipos de Blocos Cerâmicos

Originalmente, os blocos utilizados eram totalmente sinterizados, o que tem desvantagens como um maior desgaste das unidades fresadoras (CAM) e um prolongado tempo de usinagem,^{1,5,8,9} podendo demorar de duas a quatro horas para confecção de uma única estrutura.⁸ Por terem uma maior dureza, necessitam de unidades fresadoras mais robustas, o que pode gerar micro trincas na superfície favorecendo a transformação da fase tetragonal para monoclinica,^{1,9} diminuindo a confiabilidade das estruturas feitas com blocos totalmente sinterizados.^{17,18} Uma vez que não é necessária nenhuma sinterização adicional, conseqüentemente nenhuma contração, a adaptação marginal dessas estruturas é excelente. Um segundo método, utiliza blocos parcialmente sinterizados para confecção das estruturas em zircônia. Esses blocos apresentam uma menor dureza, e uma usinagem mais facilitada e rápida.^{1,13} Após a usinagem, a infraestrutura é sinterizada à densidade total. Essa sinterização reduz o volume da estrutura em uma variação de 15% a 30% do volume original.^{5,10,13} Essa contração tem a desvantagem de comprometer a adaptação marginal, o que deve ser compensada por ajustes nos procedimentos CAD.^{9,13}

Uso na odontologia

Zircônia existe em três formas cristalográficas. A fase monoclinica, estável em temperatura ambiente; a fase tetragonal estável entre 1170° e 2370°; e a fase cúbica, estável até 2680°. Para manter as fases polimórficas de temperaturas mais elevadas à temperatura ambiente, a zircônia deve ser estabilizada por óxidos de terras raras ou óxidos estabilizantes, em particular óxido de ítrio.^{1,6}

Existem 3 tipos de zircônia empregados na odontologia:¹

- ZTA (zircônia toughened alumina) Alumina reforçada por grãos de zircônia – O sistema cerâmico InCeran Zirconia (Vita Zahnfabrik, Alemanha) foi desenvolvido pela adição de zircônia estabilizada por céria ao precursor InCeram Alumina.

- Y-TZP (yttria tetragonal zirconiapolycrystal) zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítria – as restaurações protéticas com Y-TZP são obtidas por usinagem de blocos pré-sinterizados ou totalmente sinterizados através de um sistema CAD/CAM.⁹

- Mg – PSZ (magnesia partially stabilized zirconia) zircônia parcialmente estabilizada por magnésia – consiste em uma matriz de zircônia cúbica parcialmente estabilizada por óxido de magnésio. Blocos totalmente sinterizados desse material têm sido fabricados e exigem sistemas de usinagem mais robustos.

Y-TZP pode impedir a propagação de trincas.^{1,19} Forças de tensão exercidas em uma trinca induzem a transformação da fase tetragonal da zircônia em uma fase monoclinica. Essa transformação ocorre com um aumento de volume em torno de 3% a 5%. Esse aumento gera uma compressão na área com força oposta a de propagação da trinca, impedindo a fratura.^{1,5,6,9-11}

Resistência Mecânica

Na odontologia, a zircônia é indicada pra confecção de infraestruturas de coroas, próteses fixas, pilares e próteses sobre implantes. Cerâmicas odontológicas são associadas à friabilidade devido a sua baixa resistência à fratura. A força máxima de mordida na região posterior varia entre 300 – 880 N.²⁰⁻²² Em estudo para determinar a força de fratura de coroas de zircônia após simulação de mastigação, Okutan encontrou valores de fratura superiores a 950 N,⁸ acima do limite máximo para dentes naturais de 500 N sugerido por Kappert.²³

A compatibilidade da cerâmica de infraestrutura com a cerâmica de cobertura não está totalmente esclarecida.²⁴ Einsenburger não observou diferenças estatísticas quanto à força de fratura em coroas anteriores quando comparado término de preparos em chanfro ou em ombro, nem quando comparadas as cerâmicas de cobertura, prensada ou pela técnica de camadas.⁷ Entretanto, observou trincas na cerâmica de cobertura mais freqüentemente nas coroas sem ombro cerâmico. O fato de ocorrer na maioria das vezes uma fratura da infraestrutura no primeiro teste de força indica que a camada de cobertura aderiu fortemente à infraestrutura de zircônia. Caso contrário, ocorreria a soltura da cobertura sem fratura da infraestrutura. Para coroas metalocerâmicas, a aplicação de uma maior força foi necessária pra que ocorresse fratura das que não apresentavam ombro cerâmico comparando com as que possuíam.²⁵ O estudo demonstrou falha coesiva da cerâmica de cobertura em preparos sem ombro cerâmico. Em coroas com ombro cerâmico, ocorreu soltura da cerâmica de cobertura, com fratura coesiva e falha adesiva na interface com a estrutura metálica. Essa diferença pode ser explicada pelos diferentes módulos de elasticidade entre infraestruturas de metal e zircônia. Pequenas deformações no metal podem induzir alto estresse no ombro cerâmico, levando a múltiplas fraturas da cerâmica. Como na zircônia ocorre uma menor deformação devido ao seu maior módulo de elasticidade, menor estresse é induzido no ombro cerâmico e um excesso de carga aplicada à coroa resultaria na fratura da infraestrutura.⁷

Em relação à cimentação, estudos revelam não haver influência na adesão através do uso de ácido hidrofúorídrico na superfície de zircônia.²⁶ A união às cerâmicas de zircônia pode

ser aumentada com jateamento e pelo uso de um monômero adesivo.^{9,27,28} Não existem, também diferenças estatísticas significativas quanto ao tipo de cimento utilizado e resistência à fratura.⁸

Pequenos defeitos na superfície de zircônia causados por usinagem poderiam agir como concentradores de estresse, aumentando assim, a probabilidade de fratura.²⁹ Entretanto, Kohorst et al não encontraram diferenças significativas na resistência à fratura em infraestruturas onde foram feitos cortes simulando falhas estruturais, quando comparadas ao grupo controle.⁵ Defeitos mais profundos e afilados causam maior concentração de estresse, portanto, apresentam maiores chances de causarem trincas.³⁰ Basicamente, dependendo da severidade, as falhas na cerâmica podem causar dois fenômenos. Por um lado, pode induzir compressão residual de estresse de superfície, o que pode consideravelmente aumentar a resistência das cerâmicas reforçadas por ítria.^{1,5,6,9-11} Por outro lado, podem agir como concentradores de estresse e se tornarem determinantes para fraturas quando excedem os valores de força que determinam a resposta da estrutura para barrar a propagação de trincas.³¹ Chevalier et al encontrou defeitos que se estendiam em média em profundidades de 50 a 100 μm e induziam a transformação da fase tetragonal em monoclinica.³² Nesses valores, nenhuma estrutura se quebrou. Deve-se levar em conta que arranhões nas infraestruturas de zircônia são cobertas por cerâmicas feldspáticas de cobertura, impedindo o contato direto da zircônia com ambiente úmido o que teria facilitado a propagação de trincas. O que deve ser esclarecido é se essa camada permite a difusão de umidade, o que geraria degradação da zircônia, ou funciona como uma camada protetora da infraestrutura.⁶

Translucidez

O valor estético das coroas cerâmicas é baseado na capacidade delas em harmonizar com os dentes naturais. Fatores ópticos que permitem essa harmonia são: cor, textura de superfície e translucidez. Quanto maior a translucidez, maior a transmissão das cores das camadas mais profundas do preparo. Portanto, se uma cerâmica muito translúcida for associada a um cimento incolor, a luz refletida irá conter a cor dominante da dentina, criando uma aparência mais natural, harmonizando com dentes vizinhos.¹⁶ A translucidez é fortemente ligada à difusão da luz. Essa difusão é influenciada por diversos fatores como diferentes índices de refração entre cerâmicas, porosidades na estrutura, alto conteúdo cristalino, número e tamanho dos cristais, especialmente quando partículas do cristal são maiores que o comprimento de onda da luz incidente.³³ Por seus altos conteúdos cristalinos, cerâmicas a base de alumina e zircônia apresentam alta difusão, aparecendo relativamente opacas à luz visível¹⁶ fazendo com que seja necessário o recobrimento das infraestruturas com cerâmicas mais estéticas, ou pela técnica de camadas, ou injetada.⁷

Devido as suas melhores propriedades mecânicas comparadas a Alumina e a cerâmicas de dissilicato de lítio, infraestruturas de zircônia podem ser utilizadas em próteses fixas posterior de múltiplos elementos.^{6,8,13,16} Entretanto, apresentam menor translucidez; leve comparada à alumina e acentuada ao dissilicato. Lava(3MESPE) 0,3 mm e 0,5 mm aparentam serem as zircônias mais translúcidas para restaurações estéticas. Estruturas de Cercon (Dentsply) apresentam um menor valor de translucidez.¹⁶ No caso do sistema Lava, a

diferença de translucidez entre as duas cerâmicas se deve a espessura do coping, uma vez que o processo de fabricação é idêntico. Cercon apresenta uma espessura de aproximadamente 0,4 mm, sugerindo que neste caso não é a espessura do coping que determina sua maior opacidade e sim outros fatores como diferenças dimensionais, estruturais e químicas dos grãos.¹⁶ Mesmo assim, até o mais opaco dos sistemas de zircônia pode ser indicado para dentes posteriores, ou anteriores em uma situação onde se deseja mascarar o fundo da estrutura, seja um dente escurecido ou um pino metálico. O efeito da diferente translucidez entre os sistemas de zircônia podem ser minimizados pela espessura, cor e textura da cerâmica de cobertura³⁴, técnica de coloração da infraestrutura³⁵ e pela opacidade e cor do cimento de união.³⁶

Adaptação Marginal

Somada à resistência à fratura e estética, adaptação marginal é um dos critérios mais importantes para o sucesso das coroas cerâmicas.^{5,10,12,13} É importante que se minimize o espaço marginal uma vez que quanto maior esse espaço entre dente e cerâmica, maior a exposição do cimento que as unem ao meio oral. Isso resulta em uma maior dissolução deste cimento por fluídos orais e forças mecânicas.³⁷ A micro infiltração subsequente pode causar inflamação periodontal, inflamações endodônticas, cáries secundárias e fracassos das estruturas protéticas.^{5,11,38} Além dos aspectos biológicos, adaptação marginal é também relevante na resistência mecânica.⁵ Excessiva camada de cimento pode causar excessivas forças de tração devido à deformação agente de união.³⁹

É consenso entre autores corroborar com McLean et al⁴⁰ na definição de valores de até 120µm de discrepância marginal como clinicamente aceitáveis.^{8,10,12,13} Sistemas cerâmicos de confecção de zircônia como Lava CAD/CAM system (3M ESPE; St. Paul, Minn), Procera Bridge Zirconia/Procera Forte (Nobel Biocare AB), Cerec inEos system (Sirona Dental Systems GmbH; Bensheim, Germany) e Cercon Smart Ceramics zircônia system (Degudent, Hanau, Germany), apresentaram resultados dentro dos aceitáveis em termos de adaptação marginal em diversos estudos tanto para prótese fixas de três^{13,14} ou quatro elementos,^{5,6} como para coroas unitárias.^{1,8,10}

A associação com um sistema CAD/CAM melhora a adaptação marginal da estrutura de zircônia ao remanescente dentário quando comparada com sistema apenas CAM.^{5,9,14} Kohorst e colaboradores encontraram espaços na margem de próteses de 4 elementos entre 72 e 112 µm comparando diferentes métodos de confecção de coroas de zircônia. As restaurações produzidas por sistemas CAD/CAM tiveram uma significativa melhor adaptação marginal comparadas às feitas no sistema apenas CAM.⁵ O maior número de etapas na fabricação associado a uma etapa manual de enceramento pode ser a causa dessa discrepância. Além disso, o scanner do sistema apenas CAM precisa copiar a porção interna do enceramento para poder obter dados geométricos para a unidade fresadora, o que é muito mais complexo que o escaneamento do preparo.⁵ Portanto, existem dois fatores a serem considerados na precisão de estruturas feitas por sistemas apenas CAM: a habilidade do técnico e a precisão do escaneamento.^{5,19} Ainda nesse estudo, as próteses feitas pelo próprio laboratório mostraram melhor adaptação marginal comparadas as que foram enviadas para uma central de usinagem.

Essa diferença de adaptação entre os dois métodos CAD/CAM foi provavelmente causada por diferentes processos de confecção uma vez que fresadoras e sinterizadores diferentes são utilizadas.

Opondo-se aos resultados acima, comparando adaptação de próteses fixas de 3 elementos feitas nos sistemas Lava e Procera, Beuer et al.¹⁸ encontrou valores de 15 μm e 9 μm respectivamente. Martínez-Rus et al.¹⁰ comparando copings feitos de In-Ceran Zirconia, In-Ceran YZ, Cercon e Procera para coroas unitárias também obteve uma melhor adaptação marginal com Procera (8 μm). Os maiores valores para espaços ocorreram com In-Ceran Zirconia (30 μm) e In-Ceran YZ e Cercon não tiveram diferenças significativas (11 – 18 μm). Esses valores baixos se devem ao fato de as mensurações serem feitas sem a cimentação das coroas, o que acarretaria em valores maiores devido à camada de cimento. Okutan et al.⁸ comparam a adaptação marginal de coroas de zircônia antes e depois de cimentadas com cimentação convencional e adesiva. Observou que após cimentação convencional ocorreu um aumento de 32,7 para 44,6 μm . Na cimentação adesiva, o aumento foi de 33 para 46,6 μm , não apresentando diferença estatística entre os cimentos utilizados.

Quanto ao tipo de preparo, Oygüe et al.¹⁴ sugerem como ideal uma inclinação axial de 10° a 20°. Um preparo com menor ângulo de convergência pode não acomodar a espessura ideal de cimento, resultando em maiores espaços verticais. Baig et al.¹² não encontraram diferença estatística na adaptação marginal entre preparos com ombro ou chanfro.

Avaliação Clínica

O sucesso clínico das próteses fixas de zircônia é bastante alto e seu uso promissor. Beuer et al.¹⁵ obtiveram 95,2% de sucesso após 3 anos. Em 21 próteses fixas posteriores de 3 elementos uma prótese fraturou após 30 meses em uma área onde ocorreu exposição da infraestrutura de zircônia ao meio bucal devido ao ajuste oclusal. Danos a essa superfície provavelmente resultaram na fratura da coroa. Em outra prótese ocorreu perda de retenção no conector distal após 38 meses. Isso não pode ser atribuído ao ângulo de preparo uma vez que, examinado após a falha, estava dentro dos padrões de forma e tamanho. O risco estimado de perda de retenção para próteses em cerâmica pura é de 0,47%/ano e 0,66% para metalocerâmicas.⁴¹ Para bons resultados é essencial um correto protocolo.¹⁵ Realizar moldagens pelo menos após 10 dias aos preparos, permite uma impressão mais precisa, modelos mais fiéis e próteses melhor adaptadas, uma vez que os tecidos gengivais estão melhor condicionados diminuindo a ocorrência de problemas causados por inflamações gengivais. Isso influencia positivamente na saúde periodontal e atividade de cáries dos pilares. Outro fator para o sucesso de próteses de zircônia é realizar ajuste oclusal numa segunda consulta após cimentação.

Heussen et al.¹¹ obtiveram 94,29% de sucesso após 5 anos em 310 próteses de 3 a 4 elementos e 20 próteses com mais de 5 elementos, similar aos índices encontrados por Pjetursson et al.⁴² de 93,8% para coroas metalocerâmicas. Dentre as falhas encontradas por Heussen et al.¹¹ podemos citar:

Complicações técnicas

- Trincas: 42 casos em 7 estudos
- Fraturas de infraestrutura: 2 casos em 2 estudos
- Perda de retenção: 7 casos em 5 estudos
- Discrepâncias marginais: devido aos diferentes critérios usados para avaliar adaptação marginal é difícil citar números precisos. Os índices variam entre 0% e 58,7%

Complicações Biológicas

- Cáries secundárias: 13 casos em 2 estudos
- Complicações endodônticas: 1 único estudo com 12 perdas de vitalidade do dente pilar
- Fratura do dente pilar: 3 casos em 2 estudos
- Doença periodontal: nenhum caso relatado

RELATO DE CASO CLÍNICO

Paciente, sexo feminino, procurou atendimento odontológico por estar insatisfeita com seu sorriso. No exame clínico foi constatado severo apinhamento anterior, com projeção vestibular dos elementos 11 e 21, e palatina dos elementos 12 e 22; acentuada alteração de cor do elemento 11 e severa alteração de cor do dente 21; inclinação axial dos incisivos centrais alterada; sobreposição das faces mesiais dos dentes 11 e 21 e desnível da margem gengival.



Fig. 1 - Aspecto inicial da paciente

O tratamento proposto consistiu de um slice entre as mesiais dos incisivos centrais superiores para permitir espaço e adequado posicionamento da papila gengival. Foram realizados tratamento endodôntico nos dentes 11 e 21 e posteriormente foram cimentados pinos de fibra de vidro (Reforpost/Angelus). Após limpeza dos pinos com álcool foi aplicado silano e aguardado o tempo de um minuto, seguido de secagem com ar e aplicação do catalisador do sistema adesivo Dual Scotchbond Multi-Use (3M ESPE). Após condicionamento ácido da estrutura dentária remanescente e do canal radicular, foi aplicado ativador, primer e catalisador do sistema Scotchbond Multi-purpose (3M ESPE) seguido de secagem após cada etapa. O cimento resinoso Dual RelyX (3M ESPE) foi aplicado no interior do conduto radicular com ajuda de uma seringa Centrix, seguido da inserção dos pinos, remoção dos excessos do cimento e fotopolimerização por cerca de 60 segundos.



Fig. 2 - Slice na face mesial dos ICS para permitir uma melhor formação da papila

Foi realizada cirurgia estética periodontal (gengivoplastia) nos dentes 12, 21 e 22 para correção do contorno gengival.



Fig. 3 - Cirurgia estética periodontal para correção do contorno gengival do sorriso

Após cirurgia, foi realizado clareamento de consultório Whitegold Office (Dentsply) em uma sessão clínica e a paciente realizou clareamento com moldeira com Whitegold Home (Dentsply) para complementação do tratamento.

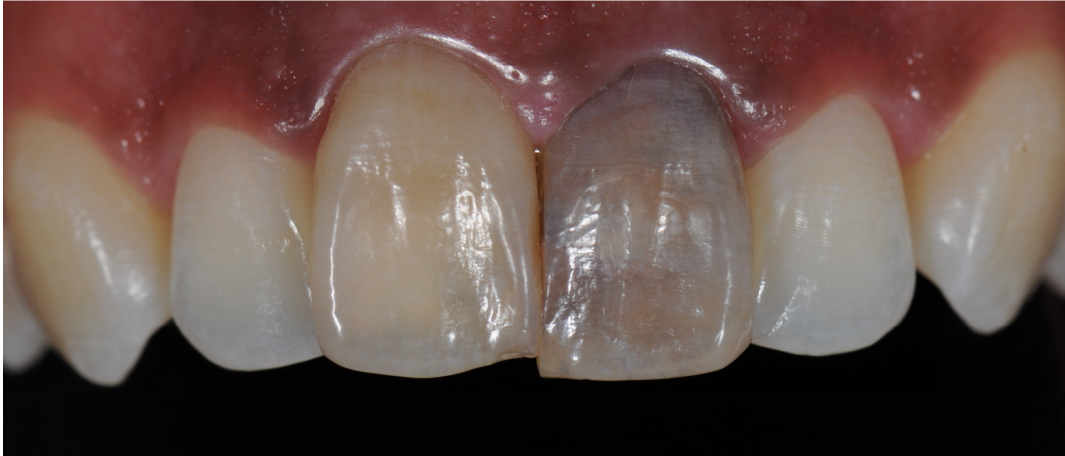


Fig. 4 - Dentes clareados após gengivoplastia

Foram realizados preparos para coroas nos incisivos centrais e para laminados nos incisivos laterais. Os provisórios foram confeccionados através de guia de silicôna a partir do enceramento com resina bis-acril Structure SC (Vocco) cor A2. Após vinte dias, foi realizada moldagem. Para isso foi inserido fio retrator #000 e #00 Ultrapak (Ultradent). Foi removido o fio #00 e injetada silicôna leve e pesada Virtual (Ivoclar/Vivadent) para realização de moldagem em fase única.

As estruturas de zircônia foram confeccionadas com o sistema Cercon (Dentsply) uma vez que havia a necessidade de esconder o fundo escuro do remanescente dental. Depois de recobertas com cerâmica feldspática foi realizada a cimentação das coroas dos dentes 11 e 21 com cimento autocondicionante U100 (3M ESPE) transparente. Os laminados dos dentes 12 e 22 foram cimentados utilizando sistema adesivo Singlebond II (3M ESPE) de acordo com as indicações do fabricante, tanto para preparo da superfície interna da porcelana quanto dos elementos dentais. Uma resina flow Permaflo (Ultradent) cor A1 foi utilizada como agente de cimentação e fotopolimerizada por 60 segundos.



Fig. 5 - Coroas com infraestrutura de zircônia e laminados cerâmicos cimentados



Fig. 6 - Caso finalizado

DISCUSSÃO

A zircônia vem sendo utilizada na odontologia como alternativa às infraestruturas metálicas por ser um material de melhores propriedades estéticas e biológicas. A Y-TZP (zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítria) principalmente, devido a sua propriedade de impedir a propagação de trincas.

A união entre a cerâmica feldspática de cobertura à zircônia de infraestrutura ainda não está totalmente esclarecida. Apesar disso, em testes de fratura, ocorreram maior fratura das infraestruturas, o que indica uma excelente união entre as cerâmicas. Com valores de fratura muito superiores aos dos dentes naturais, é um material indicado para próteses fixas posteriores de múltiplos elementos.

Em casos de maior exigência estética podemos utilizar diferentes sistemas de zircônia, mais translúcidos em situações favoráveis e os de menor translucidez em casos mais desafiadores, como dentes escurecidos.

Em relação à adaptação marginal, todos os sistemas de zircônia apresentam valores aceitáveis clinicamente tanto para próteses fixas de três ou quatro elementos, como para coroas unitárias. Quando associados a um sistema CAD/CAM, a adaptação marginal é ainda melhor. Além disso, a previsibilidade das próteses confeccionadas com essa tecnologia garante uma maior segurança para o sucesso clínico.

Os diferentes graus de sinterização dos blocos de zircônia influenciam em alguns aspectos. Os totalmente sinterizados apresentam excelentes valores de adaptação marginal, uma vez que, após usinadas, não sofrem contração. Entretanto, devido a sua dureza, são geradas microtrincas na superfície das estruturas, além de exigirem um maior tempo de fresagem. Os pré-sinterizados, menos duros, não sofrem tanto desgaste das fresadoras, mas devido à necessidade de passarem por um processo de sinterização a altas temperaturas após sua confecção, sofrem uma contração que precisa ser prevista no processo CAD. Isso compromete sua adaptação marginal comparando com os sinterizados, o que deve ser compensada com o cimento.

O sucesso clínico das próteses de zircônia é bastante alto, com poucas complicações técnicas e/ou biológicas quando é seguido um correto protocolo; e seu uso promissor. Estudos de longevidade clínica, entretanto, ainda precisam ser realizados.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

- Próteses com infraestrutura de zircônia tem seu uso indicado para coroas unitárias e próteses fixas anteriores e posteriores de três e quatro elementos.
- Devido a diferenças de espessura e composição estrutural, a zircônia pode ser utilizada tanto em casos onde existe a necessidade de mascarar o fundo escuro do remanescente dentário ou pino metálico, como naqueles onde se busca a passagem de luz para um efeito mais natural
- O uso de ácido hidrófluorídrico não tem influência na adesão da zircônia; portanto não deve ser utilizado.
- Todos os sistemas de zircônia apresentam adaptação marginal clinicamente aceitável.
- O sucesso clínico das próteses fixas de zircônia é bastante alto e seu uso promissor.
- Há necessidade de mais estudos de avaliação de longevidade clínica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Garbelotto, L.G.D.; Volpato, C.A.M.; Zani, I.M.; Fredel, M.C. Zircônia na Prótese Dentária, **Clínica – International Journal of Brazilian Dentistry, Flórianópolis, v.6, n.2, p. 142-150, abr./jun. 2010**
2. Yilmaz, H.; Aydin, C.; Gul, B.E. Flexural Strength and Fracture Toughness of Dental Core Ceramics, **Journal Of Prosthetic Dentistry, n. 98, p. 120-128, 2007**
3. Ichikawa, Y.; Nikai, H.; Tsuru, H. Tissue Compatibility and Stability of a New Zirconia Ceramic In Vivo, **Journal Of Prosthetic Dentistry, n. 68, p. 322-326, aug. 1992**
4. Andreioli, M.; Wenz H.J.; Kohal, R.J. Are Ceramic Implants a Viable Alternative to Titanium Implants? A Systematic Literature Review, **Clin Oral Implants Res. 20 Suppl n. 4, p. 32-47, sep. 2009**
5. Kohorst, P.; Junghanns, J.; Dittmer, M. P.; Borchers, L.; Stiesch, M. Different CAD/CAM-Processing Routes For Zirconia Restorations: Influence on Fitting Accuracy, **Clin Oral Invest. May 2010**
6. Kohorst, P.; Butzheinen, L.O.; Dittmer, M.P.; Heuer, W.; Borchers, L.; Stiesch, M. Influence of Preliminary Damage On The Load-Bearing Capacity Of Zirconia Fixed Dental Prostheses, **Journal of Prosthodontics, n. 19, p. 606-613, 2010**
7. Eisenburger, M.; Mache T.; Borchers, L.; Stiesch, M. Fracture Stability Of Anterior Zirconia Crowns With Different Core Designs And Veneered Using The Layering Or The Press-over Technique, **European Journal Of Oral Sciences, n. 119, p. 253-257, 2011**
8. Okutan, M.; Heydecke, G.; Butz, F.; Strub J.R. Fracture Load And Marginal Fit Of Shrinkage-free ZrSiO₄All-ceramic Crows After Chewing Simulation, **Journal of Oral Rehabilitation, n. 33, p. 827-832, 2006**
9. Miyazaki, T.; Hotta, Y. CAD/CAM Systems Available For The Fabrication Of Crown And Bridge Restorations, **Australian Dental Journal, n. 56 p. 97-106, 2011**
10. Martínez-Rus, F.; Suárez, M. J.; Rivera, B.; Pradíes, G. Evaluation Of The Absolute Marginal Discrepancy Of Zirconia-Based Ceramic Copings, **Journal Of Prosthetic Dentistry, n. 105, p. 108-114, 2011**
11. Schley, J.S.; Heussen, N.; Reich, S.; Fischer, J.; Haselhuhn, K.; Wolfart, S. Survival Probability Of Zirconia-based Fixed Dental Prostheses Up To 5 yr: A Systematic Review Of The Literature, **European Journal Of Oral Sciences, n. 118, p. 443-450, 2010**
12. Baig, M.R.; Tan, K.B.C.; Nicholls, J.I. Evaluation Of The Marginal Fit Of A Zirconia Ceramic Computer-Aided Machined (CAM) Crown System, **Journal of Prosthetic Dentistry, n. 104, p. 216-227, 2010**
13. Beuer, F.; Naumann, M.; Gernet, W.; Sorensen, J.A. Precision of Fit: Zirconia Three-unit Fixed Dental Prostheses, **Clin Oral Invest, n. 13, p. 343-349, 2009**
14. Oyagüe, R., Sánchez-Jorge, M.I.; Turrión, A.S. Evaluation Of Fit Of Zirconia Posterior Bridge Structures Constructe With Different Scanning Methods And Preparation Angles, **The Society of The Nippon Dental University, n. 98, p. 170-172, 2010**
15. Beuer, F.; Edelhoff, D.; Gernet, W.; Sorensen, J.A. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based podterior fixed dental prostheses (FDPs), **Clin Oral Invest, n. 13, p. 445-451, 2009**

16. Baldissara, P.; Llukacej, A.; Ciocca, L.; Valandro, F.L.; Scotti, R. Translucency Of Zirconia Copings Made With Different CAD/CAM Systems, **The Journal Of Prosthodontics**, n. 104, p. 6-12, 2010
17. Luthardt, R.G.; Holzhuter M.; Sandkuhl, O.; Herold, V.; Schnapp, J.D.; Kuhlisch E.; Walter, M. Reliability and properties of ground Y-TZP-Zirconia ceramics, **J Dent Res**. N.81, p. 487-491, 2002
18. Luthardt, R.G.; Holzhuter M.S.; Rudolph H.; Herold, V.; Walter, M.H. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia, **Dent Mater**, n. 20, p. 655-662, 2004
19. Hannink, R.H.; Kelly, P.M.; Muddle, B.C. Transformation toughening in Zirconia-containing ceramics, **J Am Ceram Soc**, n. 83, p. 461-487, 2000
20. Bates J.F.; Stafford, G.D.; Harrison, A. Masticatory function – a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. **J Oral Rehabil**. n. 3, p. 57-67, 1976
21. Gibbs, C.H.; Mahan, P.E.; Mauderly, A.; Lundeen, H.C.; Walsh, E.K. Limits of human bite strength, **J Prosthet Dent**. n. 56, p. 226-229, 1986
22. Kiliaridis, S.; Kjellberg, H.; Wenneberg, B.; Engstrom, C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study, **Acta Odontol Scand**. n. 51, p. 323-331, 1993
23. Kappert, H.F. Dental materials: new ceramics systems. In: Materials AoD. Proceedings of Conference on Clinically Appropriate Alternatives on Amalgam: Biophysical Factors in Restorative Decision Making. **Munich: Trans Acad Dent Mater**. P. 180-199, 1999
24. Tholey, M.J.; Swain, M.V.; Thiel, N. Observations of porcelain Y-TZP interface. **Dent Mater**. n. 25(7) p. 857-862, Jul 2009
25. Michalakis, K.X.; Stratos, A.; Hirayama, H.; Kang, K.; Touloumi, F.; Oishi, Y. Fracture resistance of metal ceramic restorations with two different margin designs after exposure to masticatory simulation, **J Prosthet Dent**, n. 102, p. 172-178, 2009
26. Derand, P.; Derand, T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics, **Int J Prosthodont** n. 13, p. 131-135, 2000
27. Blatz, M.B.; Sadan, A.; Kern, M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature, **J Prosthet Dent**. n. 89, p. 268-274, 2003
28. Wegner, S.M. Kern, M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic, **J Adhes Dent**. n. 2, p. 139-147, 2000
29. Deng, Y.; Lawn, B.R.; Lloyd, I.K. Characterization of damage modes in dental ceramics bilayer structures, **J Biomed Mater Res**. n. 63, p. 137-145, 2002
30. Scherrer, S.S.; Denry, I.L.; Wiskott, H.W.A. Comparison of three fracture toughness testing techniques using a dental glass and a dental ceramic, **Dent Mater** n. 14, p. 246-255, 1998
31. Sindel, J.; Petschelt, A.; Grellner F.; et al: Evaluation of subsurface damage in CAD/CAM machined dental ceramics, **J Mater Sci-Mater Med**, n. 9, p. 291-295, 1998
32. Chevalier, J.; Olagnon, C., Fantozzi, G. et al: Crack propagation behavior of Y-TZP ceramics, **J Am Ceram Soc**, n. 78, p. 1889-1894, 1995
33. Heffernan, M.J.; Aquilino, S.A.; Diaz-Arnold, A.M.; Haselton, D.R.; Stanford, C.M.; Vargas, M.A. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials, **J Prosthet Dent**, n. 88, p. 4-9, 2002
34. Lee, Y.K.; Cha, H.S.; Ahn, J.S. Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics, **J Prosthet Dent**, n. 97, p. 279-286, 2007

35. Shah, K.; Holloway, J.A.; Denry, I.L. Effect of coloring with various metal oxides on the microstructure, color, and flexural strength of 3Y-TPZ, **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, n. **87**, p. **329-337**, **2008**
36. Chang, J.; Da Silva, J.D.; Sakai, M.; Kristiansen, J.; Ishikawa-Nagai, S. The optical effect of composite luting cement on all ceramic crowns, **J Dent**, n. **37**, p. **937-943**, **2009**
37. Jacobs M.S.; Windeler, A.S. An Investigation Of Dental Luting Cement Solubility As A Function Of The Marginal Gap, **Journal Of Prosthetic Dentistry**, n. **65**, p. **436-442**, **1991**
38. Knoernschild K.L.; Campbell S.D. Periodontal Tissue Responses After Insertion Of Artificial Crowns And Fixed Partial Dentures, **Journal of Prosthetic Dentistry**, n. **84**, p. **492-498**, **2000**
39. Rekow D.; Thompson V.P. Near-surface Damage, a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing, **Proc Inst Mech Eng** n. **219**, p. **233-243**, **2005**
40. McLean, J.W.; Von Fraunhofer, J.A. The Estimation of Cement Film Thickness By An In Vivo Technique, **Br Dental J**, n. **131**. p. **107-111**, **1971**
41. Raigrodski, A.J.; Chiche, G.J.; Potiket, N.; Hochstedler, J.L.; Mohamed, S.E.; Billiot, S et al, The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. **J Prosthet Dent**, n. **96**, p. **237-244**, **2006**
42. Pjetursson, B.E.; Bragger, U.; Lang, N.P.; Zwahlen, M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and single crowns (SCs), **Clin Oral Implants Res**, n. **18(Suppl.3)**, p. **97-113**, **2007**