

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Marcos Anito Loss

**Análise do comportamento de próteses cerâmicas com infraestrutura de
zircônia para elementos posteriores**

CURITIBA

2012

Marcos Anito Loss

Análise do comportamento de próteses cerâmicas com infraestrutura de
zircônia para elementos posteriores

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

2012

Marcos Anito Loss

Análise do comportamento do material de cobertura em infraestrutura de zircônia para elementos posteriores

Presidente da banca (Orientadora): Prof^a. Halina Massignan Berejuk

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Sérgio Rocha Bernardes

Prof. Dr. Rodrigo Tiozzi

Aprovado em: 26/06/2012

Dedicatória

À minha esposa Rafaela pelo amor, compreensão e companheirismo em todos os momentos e pelo apoio nos momentos mais difíceis.

Aos meus pais Anito (*in memorian*) e Rosemarie pela abdicação de suas vontades em suas vidas para satisfazer as minhas e de minhas irmãs. Também pela educação e valores passados.

À minha irmã Juliana e seu noivo Thiago pela ajuda e receptividade principalmente no período da especialização.

À minha irmã Nina pela colaboração e paciência.

Aos meus sogros Hamilton e Sirlene pelos conselhos e incentivos recorrentes.

Agradecimentos

Aos meus familiares pela motivação recorrente e suporte necessários para todas as horas.

À minha orientadora Halina Berejuk pela dedicação, colaboração e paciência na elaboração dessa monografia.

Aos funcionários do ILAPEO pela cordialidade e colaboração dentro da Instituição.

Aos colegas pela descontração e amizade desenvolvida neste curto espaço de tempo que foi o curso de especialização.

Aos professores que elucidaram minhas dúvidas e me mostraram com dedicação uma maneira responsável de seguir a profissão.

Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução	09
2. Revisão de Literatura	12
3. Proposição	43
4. Materiais e Métodos	44
5. Artigo Científico	45
6. Referências	59
7. Apêndice	61
8. Anexos	63

Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

° - Graus

µm - Micrometros

CAD/CAM - Computer Assisted Design- Projeto Assistido por Computador / Computer

Aided Manufacture- Fabricação Auxiliada por Computador

CDA - California Dental Association

CET - Coeficiente de expansão térmica

Et al - E outros (abreviatura de Et alli)

IE - Infraestrutura (*coping*)

ILAPEO- Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Min - Minutos

Mm - Milímetros

N - Número

PPF - Prótese Parcial Fixa

Resumo

A utilização de próteses livres de metal em reabilitação de segmento posterior é uma alternativa que está em expansão na Odontologia há alguns anos. O objetivo desse estudo foi avaliar as próteses cerâmicas em zircônia confeccionadas pelo sistema CAD/CAM (Neoshape) sobre dentes e implantes posteriores. Deste estudo participaram 11 pacientes sendo 8 mulheres e 3 homens, que receberam tratamento entre os anos de 2009 e 2010 na clínica do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO), totalizando 36 coroas. Destas coroas, 23 foram sobre implantes e 13 sobre dentes, sendo 11 próteses fixas de 2 a 5 elementos e 10 coroas unitárias. Os pacientes retornaram entre 2011 e 2012 para avaliação clínica e radiográfica. Os resultados mostraram bom desempenho clínico, apenas uma fratura da porcelana de cobertura foi observada em uma das próteses fixas avaliadas. Constatou-se ausência de cáries e problemas periodontais nos dentes pilares. O taxa de sucesso foi de 97,3% no período médio de 24 meses. Pode-se concluir com o presente trabalho que a utilização de próteses com infraestrutura em zircônia para dentes e implantes situados na região posterior proporcionam reabilitações estéticas, biocompatíveis e seguras do ponto de vista biomecânico.

Palavras- chave: Porcelana Dentária; Prótese Dentária; CAD-CAM, Zircônia.

Abstract

Using an all ceramic system to replace posterior teeth is an alternative in expansion for years in Dentistry. The purpose of this study was to assess ceramic dentures with zirconia frameworks made by a CAD/CAM system (Neoshape-Curitiba-Brasil) replacing posterior teeth. The abutments in this study were either teeth or implants, and 11 patients (8 women and 3 men) were included. They received 36 crowns between 2009 and 2010 in ILAPEO, 23 were implant-supported crowns and 13 tooth-supported abutment crowns. There were 11 fixed partial dentures (FPDs) replacing 2 to 5 missing teeth and 10 single crowns. Between 2011 and 2012, a follow-up was made with clinical and radiographic examination. The results showed that chipping of the veneering ceramic was found in only one crown. Secondary caries or gingival problems were found on the abutment teeth. The success rate was 97, 3% at the mean time of 24 months. Using an all ceramic system with zirconia is indicated when replacing missing posterior teeth.

Keywords: Dental Porcelain; Dental Prosthesis; CAD-CAM; Zirconia.

1. Introdução

Na Odontologia, as restaurações protéticas confeccionadas em ligas metálicas apresentam resultados clínicos já muito bem definidos pela literatura, que as consideram restaurações com resultados previsíveis e de excelente longevidade, considerando estes sistemas satisfatórios e confiáveis para o uso clínico. De fato, os sistemas metalocerâmicos necessitam de um conhecimento específico relativamente pequeno para seu uso, que associado à facilidade e à simplicidade dos procedimentos para cimentação, contribuiu significativamente para o uso e a aceitação mundial destes sistemas desde o seu princípio até os dias atuais (SOUZA, 2011).

Nos últimos 50 anos as próteses metalocerâmicas foram utilizadas com segurança em restaurações. Elas são excelentes do ponto de vista funcional apresentando características como: dureza, longevidade e manutenção periodontal. Porém, possuem algumas limitações estéticas como: opacidade e margens escuras após retração gengival (CHRISTENSEN, 2009).

A demanda por restaurações estéticas tem resultado em um aumento no uso de cerâmicas dentais para restaurar dentes anteriores e posteriores. Há algumas décadas restaurações cerâmica pura se restringiam ao tratamento da região anterior, porém agora elas podem ser posicionadas em qualquer lugar da dentição. As propriedades dos materiais cerâmicos tradicionais tem limitado seu uso para coroas individuais. As restaurações maiores têm sido desaconselhadas devido à resistência insuficiente (SUAREZ, 2004).

As restaurações totalmente cerâmicas vêm cada vez mais ganhando atenção de clínicos e pacientes, já que apresentam inúmeras vantagens, tais como estabilidade de cor, baixa condutividade térmica, resistência à abrasão e biocompatibilidade. Porém, as

cerâmicas sem o suporte de metal são afetadas intensamente pela propagação das trincas intrínsecas na composição desses materiais. Para diminuir a friabilidade dos materiais cerâmicos e aumentar sua resistência, inúmeros avanços na composição e nas técnicas de processamento dos materiais cerâmicos têm sido desenvolvidos, visando a obter restaurações mais estéticas e com melhores propriedades mecânicas (SOUZA, 2011).

A resistência mecânica de cerâmicas vítreas convencionais e porcelanas feldspáticas mostram sucesso clínico limitado para próteses parciais fixas (PPFs). A resistência à fratura da estrutura e materiais de recobrimento, tanto quanto as taxas de sobrevivência têm mostrado índices significativamente menores para PPFs de cerâmica total que restaurações metalocerâmicas. O primeiro sistema de cerâmica total recomendado para uso em PPFs anteriores foi o material cerâmico vítreo infiltrado óxido de alumínio InCeram (Vita Zahnfabrik, Alemanha). Entretanto estudos clínicos em PPFs InCeram Alumina relataram altas taxas de fratura de estruturas na região posterior. Observações clínicas para cerâmicas dissilicato de lítio também revelam alta complicação e taxa de falha para cerâmicas totais na região posterior. Cerâmicas policristalinas de zircônia mostram as maiores forças de flexão e resistência à fratura de todos os materiais dentários cerâmicos utilizados atualmente (ROEDIGER, 2010).

No início da década de 90 foi introduzido a zircônia na odontologia, inicialmente para braquetes ortodônticos e pinos endodônticos. A grande vantagem, que é também o grande atrativo deste material é apresentar biocompatibilidade, estética e resistência mecânica comparável ao sistema metalocerâmico (KOMINE, 2010).

As estruturas fabricadas de óxidos cerâmicos pré-sinterizados, foram introduzidas na odontologia com a evolução da tecnologia de usinagem de CAD/CAM (desenho auxiliado por computador/fabricação assistida por computador). Tais estruturas cerâmicas

fabricadas industrialmente proporcionam alternativas as restaurações de base metálicas. Elas são resistentes, estruturalmente confiáveis e proporcionam uma adaptação aceitável na prática clínica (SCHMITT, 2009).

A prototipagem rápida é a construção automática de objetos físicos usando tecnologia de fabricação aditiva. As primeiras técnicas para prototipagem rápida tornaram-se disponíveis no final dos anos 80 e foram usadas para produzir modelos e partes protótipas. O uso de fabricação aditiva para prototipagem rápida transforma projetos virtuais, projetados com auxílio do computador (CAD) ou software de modelagem de animação transformando eles em finas secções transversais e horizontais. Criam-se camadas sucessivas até que o modelo esteja completo. Todos os sistemas CAD/CAM (Computer Assisted Design-Projeto Assistido por Computador/Computer Aided Manufacture - Fabricação Auxiliada por Computador) têm três componentes funcionais: captura ou escaneamento para capturar e gravar dados da cavidade oral (preparo dental, dentes adjacentes e geometria de oclusão do dente antagonista), CAD para projetar a restauração para adaptar ao preparo e executar de acordo aos requisitos dentários convencionais e CAM para fabricar a restauração. Prototipagem rápida é extremamente benéfica, capaz de gerar diretamente objetos físicos a partir de dados gráficos computadorizados e representa a tecnologia do futuro (BHOYAR & HAZARI, 2012).

O propósito desse trabalho foi analisar o comportamento de próteses cerâmicas em infraestruturas de zircônia Neoshape para elementos posteriores, em pacientes do ILAPEO.

2. Revisão de literatura

2.1 Características do material

O nome zircônio, elemento químico da tabela periódica de símbolo Zr, número atômico 40 (40 prótons e 40 elétrons) e de massa atômica igual a 91u, vem do árabe Zargon (ouro em cor). Já a zircônia ou o óxido de zircônio (ZrO_2) foi identificado como tal em 1789, pelo químico alemão Martin Heinrich Klaproth como produto da reação obtida depois de aquecer algumas jóias. A zircônia, que significa ouro em cores, é o 18º elemento mais abundante na terra. Ele não é encontrado na natureza como metal livre (puro), porém, formando numerosos minerais, sendo sua principal fonte o mineral zircão (silicato de zircônio, $ZrSiO_4$), que se encontra em depósitos na Austrália, Brasil, Índia, Rússia e Estados Unidos (SOUZA, 2011).

Em temperatura ambiente a zircônia pura é polimórfica e alotrópica. Apresenta-se de três formas cristalográficas em diferentes temperaturas:

- Cúbica (de 2680°C, o ponto de fusão, a 2370°C);
- Tetragonal (de 2370°C a 1170°C);
- Monoclínica (de 1170°C até temperatura ambiente).

Na zircônia pura após o resfriamento, ocorre a transformação espontânea da fase tetragonal para fase monoclínica e simultaneamente segue um aumento de volume dos cristais (4-5%) criando um alto estresse compressivo da cerâmica (ZARONE, 2011).

A zircônia utilizada em odontologia é citada como zircônia pura. Enquanto não exatamente pura a zircônia usinada é predominantemente zircônia com componentes

estabilizadores tais como ítria e componentes menores como alumina, os quais são importantes para uma estabilidade de período longo. A zircônia pode existir na fase tetragonal em temperatura ambiente adicionando componentes como: cálcio (CaO), magnésio (MgO), ítria (Y_2O_3) e cério (CeO_2) (GIORDANO, 2012).

Dependendo do material que circunda os grãos de zircônia suscetíveis à transformação de fase (t-m), diferentes tipos de materiais podem ser obtidos, sendo os mais importantes:

- Zircônia parcialmente estabilizada (PSZ): matriz de zircônia na fase cúbica contendo grãos de zircônia tetragonal passíveis de transformação. Por exemplo: In-Ceram Zircônia/Vita Zahnfabrik.
- Zircônia reforçada por compostos (ZTC): matriz de zircônia em fase cúbica com elevado módulo de elasticidade contendo grãos de zircônia tetragonal passíveis de transformação. A matriz mais usada, com relevante aplicação biomédica em próteses, é a alumina, e o material nesta categoria é conhecido como zircônia reforçada por alumina (ZTA). Geralmente, os grãos de zircônia tetragonal são lenticulares (em forma de lente) precipitados e uma matriz cúbica. Por exemplo: Denzir-M/Dentronic AB.
- Policristais de zircônia de tetragonal (TZP): todo o material é constituído por grãos de zircônia tetragonal passíveis de transformação, geralmente sinterizada a uma temperatura de $950^{\circ}C$. Diferentemente de dois casos prévios, que são materiais bifásicos (duas fases), a TZP apresenta fase única. Por exemplo: DC Zirkon/DCS Precident, Cercon/Dentsply, Lava/3M ESPE, InCeram YZ2000/Vita Zahnfabrik (SOUZA, 2011).

2.2 Mecanismos de resistência

Com a adição de óxidos estabilizadores à zircônia, tais como magnésio, cério, ítrio e cálcio a fase tetragonal é retida em uma condição metaestável em temperatura ambiente. Permitindo a ocorrência de um fenômeno chamado resistência transformacional. Em resposta ao estímulo mecânico à zircônia parcialmente estabilizada cristalina tetragonal se transforma na fase mais estável monoclinica com um aumento de volume local de aproximadamente 4%. Esse aumento em volume neutraliza a propagação de rachaduras pela compressão da ponta da trinca (GUESS, 2011).

A cerâmica de Y-TZP, também conhecida na literatura como cerâmica inteligente (smart ceramic), tem a capacidade de modificar a sua microestrutura frente a uma carga ou estresse, dificultando a propagação da fratura, fato responsável pela elevada resistência mecânica desse tipo de cerâmica (>900MPa). Tal fenômeno citado é denominado de transformation toughening (resistência transformacional). Esta propriedade permite que este material tenha ampla indicação nos tratamentos protéticos restauradores, devido à sua elevada resistência mecânica. Existem basicamente três mecanismos que promovem a modificação de fase da zircônia, de tetragonal para monoclinica:

- Carga ou fratura (transformation toughening).
- Jateamento com partículas de alumina (Al_2O_3) e sílica (SiO_2).
- Degradação em baixas temperaturas (low temperature degradation) (SOUZA, 2011).

A maior desvantagem das restaurações em zircônia em relação às metalocerâmicas é o envelhecimento acelerado do material inerente que tem sido observado ocorrer na presença de umidade. Esse fenômeno de envelhecimento é conhecido como degradação em baixas

temperaturas (DBT) e foi primeiramente descrito por Kobayashi e colegas em 1981. Em temperaturas relativamente baixas (150-400°C) ocorre uma lenta transformação de tetragonal para monoclínica, iniciando na superfície da zircônia policristalina e subsequentemente progredindo para o inchaço do material. A transformação de um grão é acompanhada por um aumento de volume o qual, causa estresse nos grãos circundantes e microfraturas. A água penetra nessas fraturas e então exacerba o processo de degradação superficial e a transformação progride. O aumento da zona de transformação resulta em severas microfraturas, retirada de grãos e finalmente rugosidade a qual leva a degradação de força. Qualquer fator que é prejudicial à estabilidade da zircônia tetragonal é susceptível a promover DBT. Entre esses fatores estão tamanho dos grãos, quantidade de estabilizadores e presença de estresse residual. No momento não existe uma clara relação entre DBT e previsibilidade de falha quando a zircônia é usada como biocerâmica dental (GUESS, 2011).

2.3 Propriedades mecânicas

As propriedades mecânicas da zircônia (dióxido de zircônio, ZrO_2) são as maiores relatadas para qualquer cerâmica dentária, o que tem naturalmente gerado considerável interesse. Desde que ela é caracterizada por baixa condutividade térmica, baixo potencial corrosivo, bom contraste radiográfico e é considerado o material dental mais promissor (ORTORP, 2009).

As propriedades mecânicas da zircônia estão provadas serem maiores que aquelas de todas as outras cerâmicas de uso dental. Com resistência a fratura de 6-10MPa/m^{1/2}, uma força flexural de 900-1200MPa e resistência a compressão de 2000MPa. Uma

capacidade média de carregamento de carga de 755N foi relatada para restaurações zircônia. Cargas de fratura abrangendo entre 706N, 2000N e 4100N foram relatadas. Todos os estudos demonstraram que as restaurações dentais zircônia, têm maiores rendimentos na carga de fratura que 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 que a média da força de mordida humana, confirmando uma manutenção satisfatória de tais estruturas (ZARONE, 2011).

2.4 Classificação

A zircônia pode ser classificada de acordo com o grau de sinterização da cerâmica:

- 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 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.
- Zircônia totalmente sinterizada: necessita de maior tempo para fresagem (de duas a quatro horas por unidade), 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, 2011).

2.5 Propriedades Biológicas

Os estudos in vitro e in vivo tem confirmado a alta biocompatibilidade do pó puro de Y-TZP especialmente quando elas são totalmente purificadas de conteúdo radioativo. As cerâmicas de zircônia são materiais inertes quimicamente e nenhuma reação adversa local ou sistêmica tem sido relatada. Os testes in vitro mostram que a zircônia tem citototoxicidade semelhante a alumina (ambas menores que TiO_2). Não foi observado nenhum efeito citotóxico, oncogênico ou mutagênico em fibroblastos e células sanguíneas. Não puderam ser achados nenhum efeito estocástico ou aberração cromossomal induzidas pelas cerâmicas Y-TZP dopados com 0,5ppm de UO_2 . O comportamento in vivo da Y-TZP comparada com a alumina não permitiu demonstrar qualquer diferença em relação a reação tecidual. A colonização bacteriana das superfícies da zircônia foi achada ser menor que em titânio (VAGKOPOULOU, 2009).

Uma das grandes vantagens da zircônia é a sua biocompatibilidade, que se reflete na baixa adesão ao biofilme dental e que está intimamente relacionada à longevidade das restaurações protéticas. Diversos estudos têm observado que a zircônia quando exposta ao meio bucal se comporta como um material biologicamente muito aceitável (SOUZA, 2011).

2.6 Características do Preparo

O preparo dentário pode ser realizado com várias linhas de término, entretanto são recomendados chanfro e ombro arredondados. O preparo deve seguir os limites da margem gengival livre. Redução em dentes anteriores deve ser no mínimo 1,5mm incisal e 1,0mm axial na margem, com ângulação de 4 a 6°; redução axial em áreas estéticas pode ser estendida para 1,5mm. Dentes posteriores devem ser preparados com redução oclusal de 1,5mm e redução axial de 1,0mm na região marginal com angulação de 4 a 6° (MANICONE, 2007).

Souza, Ozean e Miyashita (2011) indicam preparos com redução oclusal ou incisal de 2mm, redução axial de 1,5mm e expulsividade do preparo de 6° a 10°. E que o término cervical dos preparos cavitários para as restaurações confeccionadas por sistemas de fresagem (CAD/CAM e MAD/MAM) é uma região ainda mais crítica quando comparada aos sistemas convencionais.

A linha de término cervical deve ser ombro arredondado ou chamfro profundo de 90° ao ângulo externo da raiz e deve ser o mais liso possível. A localização da linha de término é crítica para a saúde gengival de longo termo. Se assumirmos que uma das metas na colocação de uma coroa cerâmica pura é alcançar um resultado estético ótimo, o dentista deve, em muitas situações posicionar a margem cervical em uma localização subgengival. As margens devem ser posicionadas profundas o suficiente dentro do sulco para que não exista uma exposição em uma recessão gengival menor e, não tão profunda que viole o espaço biológico resultando em uma resposta inflamatória crônica. O clínico deve remover uma espessura mínima de seção transversal entre 1,2 a 1,5mm de esmalte e dentina circunferencialmente para fornecer espaço suficiente para o *coping* e as porcelanas

de cobertura. Esses são preparos agressivos e deve ser necessário pagar um preço biológico em razão da estética (DONOVAN, 2008).

Uma pobre adaptação marginal das restaurações aumenta a retenção de placa e muda a distribuição da microflora o qual induz a um começo de doença periodontal. Também microinfiltração na cavidade oral pode causar inflamação endodôntica. A presença de discrepância marginal na restauração expõe o agente cimentante à cavidade oral. Quanto maior a discrepância marginal maior a exposição do agente cimentante dental aos fluidos orais, mais rapidamente a dissolução do cimento acontecerá (BEUER, 2009).

2.7 Propriedades Laboratoriais

Restaurações de base zircônia são basicamente fabricadas usando dois métodos, o sistema CAD/CAM (*Computer Assisted Design* - Unidade Computadorizada Acessória/*Computer Assisted Machine* - Unidade Fresadora Acessória) e o sistema CAM somente. PPFs fabricadas com o sistema CAD/CAM exibem valores menores de discrepância que aqueles com sistema CAM (KOMINE, 2010).

As estruturas dentais de zircônia CAD/CAM podem ser produzidas de acordo com duas técnicas diferentes: “fresagem macia” com blocos pré sinterizados ou “fresagem dural” com blocos totalmente sinterizados (ZARONE, 2011).

Os blocos de zircônia podem ser fresados em três diferentes fases: verde, pré-sinterizado e totalmente sinterizado. As estruturas originais fresadas na fase verde e pré-sinterizada, os blocos zircônia, são aumentados para compensar o futuro encolhimento do material (20-25%) que ocorrem durante o final da fase de sinterização. A fresagem dos

blocos da fase verde e pré sinterizada é mais rápida e causa menos desgaste e dilaceramento no equipamento do que fresando os blocos totalmente sinterizados (KOMINE, 2010).

Após procedimentos convencionais de moldagem, um troquel mestre é criado e o processo CAD/CAM segue. O escaneamento pode ser influenciado por muitos fatores, nos quais clínicos e técnicos devem controlar para melhorar a adaptação marginal. O ângulo da linha externa do preparo deve ser linear para permitir um adequado escaneamento. A moldagem deve ser precisa e o preparo do troquel mestre deve ser executado para evitar desadaptação entre estrutura e pilar. Após escanear o término é possível realizar o coping de zircônia por meio de um sistema CAD/CAM de duas maneiras diferentes: fresando um bloco totalmente sinterizado ou fresando um bloco parcialmente sinterizado e então completar a sinterização após fresagem. A zircônia totalmente sinterizada é muito dura o que faz a fresagem muito difícil tomando um tempo grande e utilizando uma grande quantidade de instrumentos fresadores. A operação de fresagem pode ser danosa as propriedades mecânicas. Quando a zircônia é cortada antes da sinterização total uma contração de 20% deve ser esperada para conseguir adaptação do coping. Esse segundo sistema pode criar estruturas superiores, organização e gerenciamento da produção com maior demanda. A zircônia sinterizada após fresagem tem melhores propriedades mecânicas que a zircônia totalmente sinterizada. Além disso, o recobrimento de porcelana pode aumentar força de fratura do ZrO_2 . A porcelana pode ser aplicada basicamente de duas maneiras sobre o *coping* de zircônia: técnica convencional (estratificação com pó e líquido) ou prensada sobre o *coping*.

Comparando diferentes formatos de *copings*, uma maior força de fratura foi encontrada quando a espessura no *coping* Zr é melhorada para se obter uma camada

uniforme da cerâmica de cobertura. Após o controle clínico da adaptação do *coping*, o técnico pode realizar aplicação da porcelana (MANICONE, 2007).

É importante também salientar que não é o volume excessivo da cerâmica de cobertura (porcelana) que promove resistência à restauração final, mas sim o suporte dado por *coping* (IE), comprimento, largura e uniformidade do preparo; caso contrário, a restauração estará mais susceptível ao fracasso.

Para que se mantenha a resistência do conjunto *coping*/porcelana, idealmente, a quantidade mínima desta camada deve ser de 0,6mm e a quantidade máxima de 2mm. Já o *coping* deve ter no mínimo 0,5mm de espessura, sendo o ideal 0,7mm. Uma excessiva quantidade de porcelana pode levar a uma fratura dessa cerâmica na interface com o *coping*, bem como a lançamentos 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, destaca-se o suporte anatômico dado pelo *coping*. Com o intuito de melhorar o suporte da porcelana em relação à cerâmica de IE e minimizar as delaminações, diversas modificações no formato do *coping* têm sido sugeridas pela literatura (SOUZA, 2011).

2.8 Espessura do Conector

O conector representa uma seção relativamente fina de uma forma irregular em construção e irá curvar mais facilmente que as seções mais espessas como pântico e áreas dos pilares. Durante carga o conector irá alcançar seu esforço crítico antes das porções

mais espessas. Para assegurar força ótima, a estrutura da PPF, deve ter dimensões adequadas em particular os conectores (LARSSON, 2007).

Dentre as principais indicações da zircônia, as próteses fixas têm tomado um lugar de destaque nos procedimentos restauradores, seja sobre dente ou sobre implante ou até mesmo no caso de infraestruturas para próteses múltiplas. Entretanto, dentre os cuidados necessários para que se garanta a longevidade do tratamento restaurador em próteses de zircônia, a espessura do conector é um fator de extrema importância que não pode ser negligenciado, uma vez que a fratura do conector é o principal tipo de falha relatado por diversos estudos clínicos. A região inferior de conectores de PPFs de zircônia é geralmente a região de maior estresse em uma PPF. Devido a esta susceptibilidade à fratura, os conectores de PPFs de zircônia devem ter, em média, uma secção transversal de 9mm^2 para que se garanta resistência aos conectores. Entretanto, este aumento da área do conector pode causar problemas periodontais e estéticos, além de muitas vezes limitar a indicação deste tipo de prótese, uma vez que é necessário ter espaço suficiente para a confecção de tal conector. Por esses motivos, muitas vezes, o técnico de laboratório ou o cirurgião-dentista, no desejo de confeccionar uma PPF livre de metal para uma situação clínica não indicada, negligenciam os principais fatores de sucesso de um PPF metal free: a espessura e o desenho do IE, em especial do conector (SOUZA, 2011).

A área de superfície do conector de uma PPF deve ser no mínimo $6,25\text{mm}^2$. Por essa razão as PPFs cerâmicas devem ser somente usadas quando a distância entre a papila interproximal e o rebordo marginal é próximo de 4 mm. Em uma comparação entre PPFs de zircônia de 3, 4 e 5 unidades com superfície de conector mínima resultou respectivamente $2,7\text{mm}^2$, 4mm^2 e $4,9\text{mm}^2$. A altura do pilar é fundamental para obter estruturas ZrO_2 com formato correto e dimensão para assegurar resistência mecânica da

restauração. Esse aspecto deve ser cuidadosamente considerado quando realizar uma PPF livre de metal (MANICONE, 2007).

Os exames microscópicos de falhas em PPFs de base zircônia revelaram que fraturas maiores de núcleo foram mais comumente localizadas na área do conector e iniciaram pela superfície gengival onde o estresse tensional é maior devido à carga oclusal. A fratura maior de núcleo na área do conector foi também atribuída ao estrago induzido durante a fabricação. Uma maior susceptibilidade à fratura do conector foi notada com um aumentado alcance das PPFs (GUESS, 2011).

2.9 Lascamento da cerâmica de cobertura (*chipping*)

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)

Como o material de revestimento cerâmico (força flexural aproximadamente 90-120MPa) é fraco comparado à estrutura, que possui alta força de resistência (900-1200MPa), a cerâmica de revestimento parece ser inclinada à falha em baixas cargas mastigatórias durante a função. O uso de cerâmicas de alta força foi proposto para reduzir a incidência de fraturas e lascamento do revestimento. Entretanto, tentativas para melhorar a microestrutura e propriedades mecânicas das cerâmicas de cobertura com o desenvolvimento de lingotes de cerâmica vítrea para cerâmicas prensadas em estrutura de zircônia não resultaram em um aumento na confiança das cerâmicas de revestimento. Em

adição, padrões idênticos de falhas e lascamentos foram observados. Em testes clínicos com PPFs em zircônia em cerâmicas prensadas de cobertura lascamentos tem sido relatada e esse problema parece não estar resolvido (GUESS, 2011).

A interface entre estrutura zircônia e cerâmica de revestimento é um dos aspectos mais fracos dessas restaurações, conseqüentemente, lascamentos e rachaduras são possíveis. Diferentes fatores podem influenciar a ocorrência de lascamentos da porcelana, como: diferença nos coeficientes de expansão térmica entre estrutura e revestimento, contração na queima da cerâmica, falhas no revestimento e pobre efeito umectante do revestimento na estrutura. Atualmente são desenvolvidas cerâmicas especiais para zircônia com o intuito de minimizar esses aspectos desfavoráveis, porém, mais avaliações da adesão da estrutura da zircônia e revestimento devem ser realizadas (MANICONE, 2007).

O estresse térmico pode ser gerado tanto pela diferença entre o coeficiente de expansão térmica (CET) do *coping* e da porcelana quanto, pelo gradiente térmico ao longo da porcelana, quando esta passa do estado viscoelástico para o estado sólido. Para Fisher et al (2007) uma má combinação entre os CETs do *coping* e da porcelana leva a um estresse de tensão ou compressão, dependendo se a expansão térmica da porcelana é maior ou menor que a do *coping*. Como as cerâmicas são materiais mais suscetíveis a estresse de tensão do que a estresse de compressão, uma pequena tensão de compressão na porcelana é favorável, pois aumenta a resistência à fratura da porcelana. Neste sentido, a expansão térmica da porcelana deve ser menor que a do *coping* para promover o estresse de compressão após o seu resfriamento, quando a porcelana fica sobre estresse de compressão e o *coping* sobre estresse de tensão. Quando a porcelana tem um CET muito mais alto que o do *coping*, as fraturas iniciam normalmente na superfície por causa do estresse de tensão gerado durante o resfriamento da porcelana. Já quando o CET do *coping* é

consideravelmente mais alto do que a porcelana, delaminações na porcelana podem ocorrer. Por estes motivos o CET da porcelana deve ser aproximadamente 10% menor que o do *coping*. Adicionalmente, durante o resfriamento da porcelana, ela passa da fase viscoelástica, em altas temperaturas, para a fase sólida, que compreende a temperatura abaixo da temperatura de transição vítrea até a temperatura ambiente. Esta diferença de temperatura à qual a cerâmica é submetida entre as fases viscoelástica e sólida tem uma importância primária na geração do estresse residual devido a uma má combinação entre os CETs do *coping* e da porcelana (SOUZA, 2011).

O CET é frequentemente discutido como um fator contribuinte para falha do revestimento. Entretanto, se o problema de lascamento não pode ser somente limitado a diferença de CET, ele parece ser mais complexo. Os estresses residuais em coroas e PPFs de dupla camada são associados com as possibilidades dos gradientes térmicos serem desenvolvidos nessas estruturas durante o resfriamento. Para os sistemas totalmente cerâmicos de zircônia recobertos a baixa condutividade térmica da zircônia (aproximadamente 3Wm/K) resulta numa diferença de temperatura maior e portanto estresse residual muito alto. Em adição, camadas espessas de cerâmicas de revestimento em estruturas zircônia são altamente susceptíveis a gerar estresse residual de alta tensão na subsuperfície finalmente resultando em rachaduras e lascamentos instáveis. O resfriamento lento da restauração sobre a transição de temperatura vítrea da porcelana pode prevenir o desenvolvimento desse estresse residual. A maioria dos fabricantes recomenda uma reduzida taxa de resfriamento após a queima ou glaze final e mesmo adicionais 6 minutos tem se mostrado efetivos. Dependendo do tamanho e localização, as rachaduras levam a fratura da porcelana e pode comprometer severamente a estética e função de restaurações suportadas por zircônia. Análise fractográfica de falhas clínicas de restaurações de zircônia revelaram falhas do revestimento aderente com rachaduras originadas da superfície oclusal

e propagando para interface núcleo revestimento, mantendo o núcleo intacto. Em muitos estudos clínicos essas falhas de revestimento foram associadas com rugosidades da cerâmica de cobertura devido à função oclusal ou ajuste oclusal. Portanto, atenção especial deve ser dada aos aspectos estáticos e dinâmicos da oclusão em restaurações de base zircônia. Os ajustes oclusais devem ser executados somente com brocas diamantadas de grãos finos irrigada com água seguindo uma sequência minuciosa de polimento (GUESS, 2011).

2.10 Fratura da infraestrutura

A fratura da zircônia de infraestrutura está geralmente relacionada a alguns fatores, tais como:

- Espessura e desenho inadequado do conector;
- Pouca espessura do *coping*;
- Presença de porcelana na região inferior de conectores (SOUZA, 2011).

2.11 Pesquisas de acompanhamento clínico

Palmqvist e Swartz (1993) avaliaram a longevidade de 128 restaurações protéticas fixas (25 coroas artificiais e 103 PPFs de cinco ou mais elementos) instaladas em uma clínica protéticas durante os anos de 1968 a 1973. Os pacientes foram examinados em 1991 e 1992, após 18 a 23 anos da cimentação das próteses fixas. Os resultados em longo

prazo foram bons, para as coroas unitárias 92% estavam presentes no exame. Já as PPFs metalocerâmicas: 79% permaneceram intactas e somente 3% tiveram que ser removidas. A taxa de sucesso para as PPFs metaloplásticas em ouro foi menos favorável: 43% permaneceram intactas e 33% foram removidas. O uso de extensão cantilever não influenciou negativamente nos resultados para próteses fixas parciais. Geralmente aqueles pilares que foram removidos durante o período de observação tiveram tratamento endodôntico antes das restaurações serem instaladas. Complicações endodônticas nos dentes pilares foram mais frequentes na mandíbula que na maxila.

Suárez et al. (2004) avaliaram a performance clínica de próteses parciais fixas (PPFs) em dentes posteriores de In Ceram Zircônia após 3 anos em serviço. Foram fabricadas 18 PPFs em 16 pacientes, que foram cimentadas entre janeiro e abril de 1999. O sistema de avaliação da CDA (California Dental Association) foi usado para avaliação da superfície, cor, forma anatômica e integridade marginal. Foi gravado também sangramento à sondagem. Foi perdida uma das 18 PPFs posteriores devido à fratura radicular. Todas as PPFs remanescentes foram classificadas como excelentes ou aceitáveis após o período de observação. Sangramento foi mais frequentemente em dentes pilares com coroas In Ceram Zircônia que dentes contralaterais. As PPFs posteriores de In Ceram Zircônia parecem ser uma alternativa aceitável para tratamento numa perspectiva de 3 anos. Entretanto mais estudos de acompanhamento longo termo devem ser executados, antes desse sistema ser recomendado, como uma alternativa às PPFs convencionais.

Lüthy et al. (2005) determinaram a capacidade de suporte de carga *in vitro* de estruturas posteriores de 4 unidades feitas de cerâmica vítrea com cristais de dissilicato de lítio (E2), zircônia reforçada com alumina infiltrada (ICZ) e zircônia estabilizada com ítria (CEZ). Todas as estruturas simularam uma situação prótese fixa de 4 elementos posterior

com secção transversal de $7,3\text{mm}^2$ e apresentavam exatamente as mesmas dimensões. A capacidade de suporte de carga foi medida em um aparato especial para teste de pontes com 15 espécimes para cada material. Os dados foram analisados com estatísticas Weibull dando a capacidade característica de suporte de carga F_0 em 63% probabilidade de falha e módulo Weibull m como indicador para confiança e reprodutibilidade. Para as estruturas E2 a média capacidade de carga e o SD foi 260 (+/-53) N, a característica de carga F_0 282N e a confiança $m=5,7$. Para as estruturas ICZ a capacidade de suporte de carga foi 470 (+/-101) N, F_0 518N e $m=4,5$. Estruturas CEZ apresentaram as maiores médias de capacidade de suporte de carga 706 (+/-123) N, as maiores características suportando cargas $F_0=755\text{N}$ e a melhor confiança $m=7,0$. Estruturas CEZ mostraram as melhores propriedades mecânicas como demonstrado pelos altos valores médios de capacidade de suporte de carga, confiança e capacidade característica suportando cargas em relação a outras cerâmicas estudadas. Entretanto para estruturas CEZ posteriores de 4 unidades o tamanho do conector de $7,3\text{mm}^2$ é insuficiente para suportar forças oclusais relatadas na literatura. Estruturas posteriores 4 unidades necessitam de um tamanho de conector maior que $7,3\text{mm}^2$.

Sailer et al. (2005) determinaram taxas de sobrevivência e sucesso de próteses parciais fixas (PPFs) de 3 a 5 elementos com estrutura em zircônia após 3 anos de função. Foram estudados 45 pacientes com necessidade de pelo menos 1 PPF para repor 1 a 3 dentes posteriores. Foram cimentadas 57 PPFs utilizando tanto cimento Variolink ou Panavia TC. Exames clínicos e radiográficos foram realizados imediatamente, 12,24 e 36 meses após cimentação. Os dados foram submetidos à análise estatística. Comparações de profundidade de sondagem, índice de placa e sangramento a sondagem entre teste (pilar) e dente controle (contralateral) foram feitos com teste McNemar. Estavam disponíveis 36 pacientes com 46 PPFs para exame após 36 meses. Nenhuma fratura ocorreu, levando a

uma taxa de sucesso de 100% das estruturas de zircônia. Foram substituídas 7 PPFs por problemas técnicos e biológicos. A taxa de sobrevivência, entretanto, foi 84,8%. Cáries secundárias foram encontradas em 10,9% das PPFs, fratura das porcelanas foi encontrada em 13%. Não houveram diferenças significativas de profundidade de sondagem no teste e dente controle. As estruturas de zircônia demonstraram estabilidade suficiente para substituição de dentes posteriores. Entretanto as altas taxas de problemas técnicos devem ser reduzidas por um maior desenvolvimento na tecnologia de processamento protótipo.

Bindl et al. (2006) avaliaram a fratura e o padrão de resistência de 3 tipos de coroas cerâmicas cimentadas com fosfato de zinco e cimento resinoso. Foram utilizados preparos clássicos em dentes molares mandibulares em acrílico, e o preparo foi escaneado à laser e a coroa projetada em uma unidade Cerec 3. As coroas apresentaram a mesma espessura oclusal e lateral de 1,5mm. Foram produzidas 90 coroas idênticas para cada tipo de bloco cerâmico: cerâmica feldspática n=30 MKII (Vita Zahnfabrik, Alemanha), cerâmica vítrea leucita n=30 ProCAD (Ivoclar VivadentZ, Liechtenstein) e cerâmica vítrea dissilicato de lítio n=30 VP 2297 (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). As porcelanas dissilicato de lítio foram adicionalmente queimados usando um forno Programat XP1 (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). As coroas foram jateadas com partículas de óxido de alumínio. Foram cimentadas 15 coroas de cada com fosfato de zinco as outras 15 foram cimentadas utilizando a técnica adesiva com o cimento Panavia 21. As coroas foram axialmente carregadas em sua superfície oclusal numa velocidade cruzeta de 0,5mm/min em uma máquina de teste universal (RM 50, Schenck-Trebel, Suíça). O aumento nos valores de fratura de carga foi gravado continuamente em Newtons (N) começando com 100N. A força de transmissão procedeu até a óbvia fratura completa da coroa. As curvas de tensão de estresse foram analisadas e a primeira descontinuidade representando uma ligeira queda da carga foi identificada. Neste ponto o valor de carga (N) foi lido e gravado como

início da fratura'. Na fratura completa o valor de carga (N) foi lido no ponto de queda da curva e gravado como "final da fratura". Adicionais 3 amostras de cada grupo foram carregadas até que apresentou a primeira descontinuidade na curva tensão-deformação e o carregamento foi parado imediatamente. Neste ponto as superfícies das coroas estavam visualmente intactas e foram todas fotografadas do aspecto oclusal. Rachaduras radiais cedo nas interfaces de cimentação e rachaduras cone foram observadas finalmente dos locais de carregamento. Coroas dissilicato de lítio com fosfato (A1) tiveram significativamente ($P < 0.001$) maior carga fratura que coroas vítrea leucita fosfato de zinco (A2) e cerâmica feldspática (A3). Os dados de fratura de carga coroas A1 mesmo que significativamente menor ($P < 0.001$), chegaram próximos dos valores de coroas dissilicato de lítio cimentadas com panavia. Cimentação adesiva balanceou a resistência de cerâmicas fracas com aquelas de cerâmicas fortes e são recomendadas para cerâmica vítrea leucita e coroas cerâmicas feldspáticas. Cimentação com fosfato de zinco parece viável para coroas dissilicato de lítio.

Sailer et al. (2007) determinaram a taxa de sucesso de PPFs posteriores com estrutura zircônia de 3 a 5 unidades após 5 anos de observação clínica. Foram incluídos nesse estudo 45 pacientes que necessitavam pelo menos 1 PPF para repor 1 a 3 dentes posteriores. Foram cimentadas 57 PPFs de 3 a 5 unidades de estruturas de zircônia com 2 tipos de cimentos resinosos (Variolink ou Panavia TC). Os parâmetros seguintes foram avaliados no início, 6 meses e 1 a 5 anos após cimentação nos dentes teste (pilar) e controle (contralateral): profundidade de sondagem de bolsa, nível de bolsa inserida, índice de placa, sangramento a sondagem e vitalidade pulpar. Radiografias intraorais das PPFs foram tiradas. Foram examinados 27 pacientes com 33 PPFs zircônia após um período médio de observação de 53,4 +- 13 meses. Foram perdidos para acompanhamento 11 pacientes com 17 PPFs. Após a visita de retorno de 3 anos 7 PPFs em 7 pacientes foram reposicionadas

porque não estavam aceitáveis devido a problemas biológicos ou técnicos. Após o período de observação 12 PPFs em 12 pacientes tiveram que ser refeitas. Como resultado de trauma 1 PPF de 5 unidades fraturou após 38 meses. A taxa de sucesso das estruturas de zircônia foi de 97,8% entretanto a taxa de sobrevivência foi de 73,9% devido a outras complicações. Foram encontradas cáries secundárias em 21,7% das PPFs e lascamento da cerâmica em 15,2%. Não existiu diferença significativa entre os parâmetros periodontais dos dentes teste e controle. A zircônia oferece estabilidade suficiente como material para estrutura para PPFs posteriores de 3 a 4 unidades. O ajuste das estruturas e cerâmicas de cobertura, entretanto deve ser melhorado.

Wolf et al. (2008) realizaram um estudo cujo objetivo foi avaliar a carga para fratura de porcelanas produzidas sobre pilares de implantes em zirconia e titânio pelo método CAD/CAM. A amostra total foi de 270 coroas. Foram utilizadas coroas cerâmicas estéticas CAD/CAM de molares (15 por grupo) com espessura oclusal de 0,5mm e 1,5mm assentados sobre pilares de zircônia e titânio; não cimentadas (15), com cimento não adesivo (15) ou cimentado com cimentos resinosos Panavia (15) e Multilink (15). Além 15 molares com espessura oclusal de 5,5mm assentados em pilares de zircônia curtos utilizando cimentos Panavia (15) e Multilink (15). Todas as coroas tinham a mesma morfologia oclusal e foram carregadas com velocidade cruzeta de 0,5 mm/min até fratura. Os dados foram submetidos à análises estatísticas. As cargas de fratura em coroas de espessura 1,5mm foram maiores que aquelas em coroas de espessura 0,5mm. Coroas com espessura oclusal de 5,5mm cimentadas sobre pilares de zircônia curtos tiveram igual ou menor carga fratura que as respectivas coroas de espessura 1,5mm. Coroas cimentadas não adesivas foram mais fracas que coroas cimentadas adesivas. Cargas de fratura em coroas de 0,5 e 1,5mm foram significativamente maiores em pilares titânio que em zircônia com ambos cimentos. O cimento adesivo Panavia mostrou maiores cargas de fratura que o

Multilink em ambos os pilares, titânio e zircônia. Os autores concluíram que coroas de molares estéticas de porcelana CAD/CAM sobre implantes ganharam grande força com cimentos adesivos em ambos os pilares de zircônia e titânio comparados à cimentação não adesiva.

Shirakura et al. (2009) investigaram a influência da espessura de porcelana de cobertura incisal de coroas cerâmica pura e metalocerâmica na falha de resistência após ciclo térmico, carga mecânica cíclica e teste de carga para fratura. A hipótese nula foi que não haverá diferença significativa entre duas espessuras diferentes de porcelana de cobertura para os sistemas coroas individuais. Também, hipoteticamente que não haverá diferença significativa na falha de resistência entre os sistemas testados metalocerâmicas e cerâmicas puras. Este estudo visou também investigar os efeitos de ciclo térmico e ciclo de carga na ocorrência de fraturas na porcelana de cobertura dos sistemas testados. A hipótese nula foi que não haverá diferença na ocorrência de fratura entre os sistemas metalocerâmica e cerâmica pura e, nenhuma diferença entre as duas diferentes espessuras de porcelana de cobertura em cada sistema. Dois formatos de *copings* baseados na espessura de porcelana de cobertura foram usados. Cada formato foi usado para os 2 diferentes sistemas (estrutura de metal contra cerâmica; estrutura longa contra curta) e uma amostra de tamanho de 6 em cada combinação (total 24) foi determinado suficiente 90% para detectar diferenças para a comparação de interesse. Todas as coroas foram cimentadas nos pilares de implante (RN Solid Abutment) correspondentes usando cimento resinoso (PANAVIA21). As coroas cerâmicas pura consistiam de estruturas alumina (Procera AllCeram) e porcelana de cobertura (Cerabien), enquanto metalocerâmicas foram feitas de estruturas de alto metal nobre (Leo) e porcelana de cobertura (IPS Classic). Após cimentação, foram estocadas em solução salina por 1 semana à 37C. Eles então foram submetidos a 1000 ciclos térmicos. Cada ciclo de 70 segundos consistiu de 5 segundos de

tempo *dwell* em dois banhos de 5°C e 55°C, com dois tempos transportes (30 segundos cada) entre os dois banhos. Cada espécime foi mecanicamente testado com aparato cíclico de carga com formato customizado o qual entregou ciclo de carga unidirecionalmente simultâneo a 135 graus verticalmente e a uma RPM de 250 com carga 49N. Cada espécime foi carregado por 1.2×10^6 ciclos ou até que falhe. Os espécimes foram avaliados para a presença de fratura com um stereomicroscópio na magnificação de 10. Foi considerado “sucesso” se não existia nem fratura de volume ou fissuras. Foi considerado como “falha” se existia fratura em volume ou se a fissura ocorresse no aspecto vestibular da coroa. Os espécimes que não mostraram fratura em volume foram adicionalmente testados. De acordo com o teste exato Fisher, o grupo cerâmica pura mostrou significativamente maior sucesso ($P=003$) e taxas de sobrevivência que o grupo metalocerâmica. Para a carga de falha, o ANOVA 2way mostrou efeitos significantes para material ($P<001$) e espessura de porcelana ($P=004$), mas não um significativo efeito de interação ($P=198$). Para os grupos metalocerâmicas, coroas com 2 mm de espessura de porcelana mostrou uma significativa melhor carga de fratura que coroas com 4mm de espessura de porcelana ($P=004$). Entretanto, todos os grupos cerâmica pura não mostraram diferença significativa entre as 2 diferentes espessuras de porcelana de cobertura ($P=198$). As coroas de cerâmica pura mostraram significativamente maior sucesso e taxas de sobrevida após carregamento cíclico, mas menores cargas de fratura que coroas metalocerâmicas. A espessura da porcelana de cobertura afetaram a carga de fratura das coroas metalocerâmicas mas, não naquelas coroas cerâmica pura.

Ortorp, Kihl e Carlsson (2009) avaliaram o resultado clínico de 3 anos de um grande número de coroas com base zircônia, executadas em uma prática dentária comum. Os pacientes pertenciam a clientela usual da clínica e foram tratados por um dentista com 30 anos de experiência em prótese e com grande interesse em restaurações cerâmica pura.

Dados de 161 pacientes e 204 coroas dos quais 56% eram mulheres. A idade média foi 56 anos com a variação de 25 a 85 anos na época da cimentação. Os dentes foram executados com chamfro profundo e padronizados tão próximo quanto possível das instruções do fabricante (Nobel Biocare AB, Suécia). O sistema utilizado para fabricar as coroas foi CAD-CAM. A técnica CAD foi usada pelo laboratório para fabricar os núcleos zircônia com formato anatômico com a espessura mínima de 0,5mm para assegurar a correta espessura das faces de acordo com o fabricante. Porcelana feldspática, Vita Lumin (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) ou Nobel Rondo Zirconia (Nobel Biocare AB, Suécia) foi fundida aos núcleos pelo laboratório. A espessura das camadas de cobertura foi entre 1 e 2mm. O mesmo laboratório produziu as coroas (Expodent AB, Malmo, Suécia) e uma companhia fabricou todos os núcleos zircônia (Nobel Procera Crown Zirconia, Nobel Biocare AB). As primeiras 16 coroas foram cimentadas com fosfato de zinco e as outras 200 com cimento de compósito autoadesivo resinoso modificado (RElyX Unicem). Os pacientes foram agendados para check-up após um dois e três anos e foram avisados para entrar em contato em caso de problemas com suas coroas ou dentes pilares. A maioria das coroas foi posicionada em molares e pré-molares (78%). O resultado clínico das coroas foi favorável. Nenhum núcleo zircônia fraturou e nenhuma cárie foi observada nos dentes pilares. Alguns tipos de complicações foram registrados para 32 coroas ou dentes pilares (16%). As mais severas complicações no total de 12 restaurações (6%) foram registradas como falhas: dente pilar foi extraído (5), coroa refeita devido a perda de retenção (4), fratura de revestimento (2) e dor persistente (1). O critério CDA para 25 coroas foram taxados favoravelmente e satisfação dos pacientes com as coroas zircônia foi geralmente alto. Coroas zircônia revestimento cerâmica (NobelProcera) mostraram bons resultados clínicos, foram bem aceitos pelos pacientes e somente poucas complicações foram relatadas sobre o período de acompanhamento de 3 anos.

Beuer et al. (2009) testaram se o ângulo de preparo tem significativa influência na adaptação marginal e interna de *copings* de coroas CAD-CAM. O limite clínico de espaços foi relatado entre 100 e 120 μ m. Foram preparados 3 primeiros molares direitos maxilares artificiais com ângulos de preparo de 4,8 e 12 graus. A altura dos preparos foi de 5,5mm. Foram feitas 20 moldagens de cada grupo. Os *copings* foram manufaturados por um sistema CAD-CAM e avaliados por um método visual para discrepância marginal. Sobrecontornos e subestruturas imprecisas foram rejeitadas. Após sinterização 10 *copings* foram aleatoriamente escolhidas de cada grupo. Essas estruturas foram adaptadas por um técnico experiente até que a melhor adaptação possível foi alcançada. Todos os 60 *copings* foram cimentados com ionômero de vidro nos modelos mestres. Após inclusão, todos os espécimes foram cortados transversalmente. Ambas as adaptações marginais e internas foram avaliadas sobre um microscópio óptico. O teste de análise de variância 1 via (ANOVA) e teste não paramétrico (Mann-Whitney U) foram usados para comparar dados. Como resultados os *copings* de 4 graus mostraram um espaço marginal médio de 91 μ m (+-15) antes e 67 (+-8) após adaptação; o grupo 8 graus exibiu um espaço marginal médio de 82 μ m (+-13) antes e 67 μ m (+-11) após adaptação; os 12 espécimes mostraram 50 μ m (+-6) antes e 46 (+-6) após adaptação. A adaptação levou para um significativo aumento dos espécimes dos grupos 4 graus e 8 graus, enquanto nenhuma diferença estatística pode ser observada entre os espécimes 12 graus antes e depois adaptação. Os maiores *gaps* marginais foram achados nos grupos 4 e 8 graus. No grupo com ângulo de preparo 12 graus, a adaptação adicional não aumentou e pode ser considerada não necessária sobre as condições deste estudo.

Sailer et al (2009) testaram próteses parciais fixas (PPFs) com estruturas em zircônia para exibirem taxas de sobrevivência e resultados técnicos e biológicos similares aquelas com estruturas metalocerâmicas. Foram determinadas PPFs de 3 a 5 unidades

aleatoriamente, sendo 38 zircônias com cerâmica e 38 metalocerâmica. Os dentes pilares tiveram que preencher os seguintes critérios clínicos: posição adequada no arco, quantidade suficiente de dentina para retenção da PPF e vitalidade ou tratamento endodôntico para um estado clínico sonoro. Das PPFs 68 foram três unidades, 6 foram quatro unidades e 2 cinco unidades. O resultado técnico das reconstruções foram examinados no início, 1 e 3 anos após a cimentação usando o critério United States Public Health Service (USPHS). O resultado biológico foi analisado no dente teste (pilar) e controle (contralateral) acessando: profundidade de sondagem de bolsa (PPD), nível de sondagem encaixe (PAL), controle de placa registrada (PCR), sangramento na sondagem (BOP) e vitalidade dental. As PPFs foram radiografadas. Foram examinados 53 pacientes com 67 PPFs (36 zircônia cerâmica e 31 metalocerâmica) após um período médio de 40.3 +/- 2,8 meses. Foram perdidos para acompanhamento seis pacientes com 9PPFs. A sobrevivência dos dois tipos de PPFs foi de 100%. Nenhuma diferença significativa considerando resultados técnicos e biológicos foram encontrados. Estilhaçamentos menores da porcelana de cobertura foram encontrados em 25% das PPFs de cerâmicas de zircônia e 19,4% das metalocerâmicas. Fraturas extensas das cerâmicas de recobrimento ocorreram somente em PPFs das cerâmicas de zircônia. Poucas complicações biológicas foram encontradas. Ambos os tipos de PPFs renderam os mesmos valores médios para os parâmetros biológicos. As PPFs zircônia cerâmica exibiram uma taxa de sobrevivência igual à PPFs metalocerâmicas em três anos de função.

Eschbach et al. (2009) avaliaram os resultados clínicos de Próteses Parciais Fixas (PPFs) posteriores de três unidades feitas de In Ceram Zircônia. Foram inseridas 65 PPFs no Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Kiel, Alemanha e cimentadas com cimento ionômero de vidro. Os acompanhamentos foram feitos anualmente. Foram inseridas 65 PPFs em 58 pacientes usadas para repor tanto segundo pré-molares ou

primeiros molares. Durante um período médio de observação de 54,4 meses, duas PPFs falharam (1 técnica e 1 biológica). Houve decimentação de 2 PPFs e a cerâmica de cobertura fraturou em 4 casos. Necessitaram tratamento endodôntico 3 dentes pilares e cáries secundárias em 2 dentes pilares. Os resultados sugerem que PPFs de três unidades de cerâmica pura feitos de In Ceram Zircônia pode ser uma opção de tratamento viável com um resultado comparável à PPFs metalocerâmicas.

Schmitt et al. (2009) avaliaram a confiabilidade de próteses parciais fixas (PPFs) posteriores de três e quatro elementos, com estruturas em zircônia após três anos de função clínica. Foi incluído no estudo 30 pacientes, cada um necessitando de pelo menos uma PPF para repor um ou dois dentes faltantes. As orientações dos preparos foram: redução oclusal de 1,5 a 2 mm, redução axial de 1,5mm e preparo em chanfro circunferencial posicionado 0,5mm subgingivalmente. As estruturas foram fabricadas usando uma técnica CAD/CAM. Todas as PPFs foram cimentadas com cimento ionômero de vidro. O sucesso e sobrevivência das estruturas de zircônia e das cerâmicas de cobertura foram avaliados no início e 12, 24 e 36 meses após a cimentação. Para analisar o efeito da inserção de uma restauração cerâmica pura no tecido gengival foram avaliados índice gengival, índice de placa, índice de sangramento do sulco e profundidade de sondagem no pilar (teste) e dentes contralaterais análogos. Os dados foram analisados por estatísticas descritivas, testes Wilcoxon e teste McNemar. Dos 30 sujeitos iniciais, 27 pacientes com 27 PPFs de zircônia foram examinados após um período médio de teste de 34,2 meses. Todas as PPFs estavam ainda em uso e sem fraturas resultando em uma taxa de sobrevivência de 100% para as estruturas. Uma PPF exibiu um lascamento maior após 36 meses. A taxa cumulativa de sucesso foi de 96,3%. Nenhuma diferença significativa foi observada entre os parâmetros periodontais dos dentes teste e controle. O índice de placa revelou resultados significativamente maiores para dentes controle mesial e distal no início a após 12 e 24

meses para dentes controles distais. O tratamento com PPFs posteriores de três e quatro unidades de base zircônia se apresenta como uma modalidade confiável após uso clínico de meia duração.

Roediger et al. (2010) avaliaram a sobrevivência a longo prazo de PPFs convencionais base zircônia cimentadas posteriores de 3 e 4 unidades cobertas com dois tipos de cerâmicas de cobertura com diferentes coeficientes de expansão térmica (CET 8,5 $\mu\text{m}/\text{mK}$ e 9,5 $\mu\text{m}/\text{mK}$). A hipótese nula foi que não haveria diferença na durabilidade ou taxa de complicação entre os dois materiais de cobertura. Isso foi determinado após um período de observação médio de 50 meses. O estudo focou na sobrevivência da restauração (critério *in situ*) e sucesso das cerâmicas de cobertura (sem defeitos). Participaram 75 pacientes com no máximo de dois dentes faltantes e com uma dentição antagonista. Eles foram tratados no Department of Prosthodontics, University of Goettingen com 99 PPFs posteriores. Foram cobertos 51 espécimes (grupo experimental) com uma cerâmica experimental adequada para estruturas de titânio e zircônia (CET 8,5 $\mu\text{m}/\text{mK}$); foram cobertas 48 restaurações (grupo CeramS) com uma cerâmica de baixa fusão disponível comercialmente otimizada para estruturas zircônia (CET 9,5 $\mu\text{m}/\text{mK}$). Todas as restaurações foram cimentadas com fosfato de zinco. Como resultado 7 restaurações foram perdidas, 4 devido a complicações técnicas e 3 devido a complicações biológicas. A taxa de sobrevivência global após 48 meses foi de 94% (análise Kaplan-Meier). Requereram intervenção clínica 23 eventos para manutenção da restauração: 13 devido ao lascamento de cerâmica de cobertura (polimento), 6 perdas de retenção (recimentação), 3 lesões de cáries (terapia de preenchimento) e 1 com perda de vitalidade (tratamento endodôntico). Entre os dois grupos de materiais de cobertura, nenhuma diferença significativa na probabilidade de sucesso foi determinada (log-rank test, $P=.81$). Dentro de um período de observação de 4 anos, taxas de sobrevivência suficientes para PPFs posteriores de base

zircônia puderam ser verificados. As principais complicações incluindo fratura do material cerâmico de cobertura e decimentação ocorreram principalmente na mandíbula.

Napakangas e Raustia (2011) avaliaram taxas de sucesso e de sobrevivência de próteses parciais fixas (PPFs) metalocerâmicas feitas por estudantes de odontologia após 18 anos. Foram registradas complicações biológicas e técnicas, tanto quanto a satisfação dos pacientes. Foram avaliados 57 pacientes com 82 PPFs de um grupo original de 104 pacientes com 128 PPFs alcançando um acompanhamento clínico de aproximadamente 18 anos. O período médio de acompanhamento foi de 17,7 anos (variação: 17,1 a 21,3 anos). Todos foram avaliados pelo mesmo examinador o qual é um protesista qualificado. A longevidade das PPFs foi contada a partir do dia da cimentação original até o dia da identificação da complicação e se não existia complicação foi contado até o dia da avaliação clínica. Foram perdidas 9 PPFs, devido a extração do dente pilar. Foi removida 1 PPF por razões estéticas. Problemas técnicos gravados incluindo perda da cimentação, fraturas das estruturas metálicas e necessidade para posicionamento de um pino em um dente pilar. Os achados clínicos mais comuns foram sangramento gengival na prova e aparecimento de margens das coroas supragengivais. A taxa de sobrevivência das PPFs foi 78% e a taxa estabelecida de sucesso foi de 71%. Esse acompanhamento de 18 anos de PPFs metalocerâmicas de pouco mais da metade do grupo tratado originalmente, foi associado com boa satisfação dos pacientes e poucas complicações biológicas e técnicas.

Sax, Hämmerle e Sailer (2011) analisaram a taxa clínica de sobrevivência e taxas de complicações técnicas e biológicas de PPFs posteriores de base zircônia. Os 45 pacientes necessitando uma ou mais PPFs receberam 57 PPFs de três a cinco unidades de base zircônia. As estruturas foram fabricadas por meios de um sistema (direct ceramic machining-DCM) de fabricação auxiliada por computador (CAM) processando primeiro a

zircônia na fase branca. As estruturas foram cobertas por uma cerâmica de cobertura protótipo. As PPFs foram adesivamente cimentadas. Elas foram examinadas para complicações técnicas e biológicas no início, 6 meses e 1, 2, 3, 5, 8 e 10 anos de função. Foram analisados dentes pilares (teste) e dentes controle não tratados para saúde periodontal. Foram executadas análises estatísticas aplicando estatísticas descritivas, testes Kaplan-Meier de sobrevivência e regressão de múltiplos efeitos misturados. Foram examinados 22 pacientes com 26 PPFs em um período de observação médio de 10,7 +/- 1,3 anos. Foram perdidas 16 PPFs para acompanhamento. Foram repostas 15 PPFs devido a complicações técnicas e biológicas por isso, a taxa de sobrevivência de 10 anos foi 67%. Ocorreram 3 fraturas de estruturas resultando em uma taxa de sobrevivência de 91,5% para estruturas zircônia. Foram detectadas fraturas ou lascamentos das porcelanas de cobertura em 16 PPFs em 10 anos (taxa de complicação de 32%). Uma relação significativa da extensão das PPFs de 4 a 5 unidades tiveram uma probabilidade de lascamento 4,9 vezes maior que PPFs de 3 unidades. Foi encontrado degradação e discrepância marginal em 90,7% das PPFs em 10 anos. Ocorreram cáries secundárias em 11 das PPFs (taxa de complicação de 27%). Não foi encontrada nenhuma diferença na saúde periodontal entre dentes teste e controle. As estruturas zircônia exibiram uma estabilidade muito boa em longo período. Entretanto as PPFs de base zircônia exibiram problemas tais como deficiência marginal ou lascamento da cerâmica de cobertura. Ambos os problemas podem ser associados com a condição protótipo do sistema.

Sorrentino et al. (2011) avaliou a performance clínica de próteses parciais fixas (PPFs) de 3 unidades posteriores de zircônia após 5 anos de função clínica. Os 37 pacientes receberam 48 PPFs de 3 unidades zircônia. As restaurações reposicionaram tanto um pré-molar ou um molar. Foram fabricadas estruturas CAD-CAM com secção transversal do conector de 9mm² e espessura mínima do retentor de 0,6mm. As restaurações foram

cimentadas com cimento resinoso. Os pacientes foram chamados em 1, 6, 12, 24, 36, 48 e 60 meses. A sobrevivência e o sucesso das cerâmicas e zircônia foram avaliados. Os resultados técnicos e estéticos foram examinados pelo critério United States Public Health Service. Resultados biológicos foram avaliados nos dentes pilares e contra laterais. Estatísticas descritivas foram feitas. Todas PPFs completaram o estudo resultando em 100% a taxa cumulativa de sobrevivência e 91,9% e 95,4% taxas cumulativas de sucesso para pacientes usando um e duas PPFs respectivamente. Nenhuma perda de retenção foi registrada. Foram taxadas 42 restaurações como alfa em todos os parâmetros medidos. Um lascamento pequeno das cerâmicas foi achado em 3 restaurações. Nenhuma diferença significativa entre parâmetros periodontais do dente teste e controle foram observados. Resultados clínicos de 5 anos provaram que PPFs posteriores de 3 unidades de base zircônia foram bem sucedidas em médio termo para ambos função e estética. Zircônia pode ser considerada um promissor substituto para estruturas metálicas para fabricação de próteses posteriores de pequena extensão.

Lops et al. (2012) avaliaram a eficácia clínica de próteses parciais fixas (PPFs) de zircônia anteriores e posteriores. Uma amostra de 28 pacientes foi selecionado sendo 18 anteriores e 10 posteriores. As estruturas foram feitas pelo processo CAD/CAM. A intenção foi avaliar anualmente as próteses durante um período estabelecido de 6 anos acompanhamento (média 6,5 anos). Após cimentação foram gravados alguns parâmetros periodontais e nas visitas de controle verificou-se profundidade de sondagem de bolsa (PSB), sangramento na prova (SP) e índice de placa. Foram feitas avaliações clínicas como resistência a fratura, adaptação marginal, descoloração e integridade marginal. Não participaram no estudo 4 pacientes e, foram usadas 24 PPFs durante o período de observação. As taxas cumulativas de sobrevivência e sucesso foram 88,9% e 81,8%, respectivamente. As próteses fixas com estruturas em zircônia podem ser relatadas como

uma alternativa aceitável a PPFs metalocerâmicas anteriores e posteriores.

3. Proposição

O objetivo deste trabalho foi avaliar a qualidade das próteses cerâmicas com infraestrutura em zircônia após 2 a 3 anos com relação à biocompatibilidade e ocorrência de lascamentos e fraturas.

4. Materiais e Métodos

Participaram deste trabalho 11 pacientes sendo 8 mulheres e 3 homens, que receberam coroas cerâmicas com infraestrutura em zircônia, na clínica do ILAPEO entre os anos de 2009 e 2010. O tratamento foi realizado por alunos dos cursos de aperfeiçoamento e especialização em prótese. Foram confeccionadas próteses múltiplas e unitárias pelo sistema CAD/CAM Neoshape (Neodent, Curitiba, Brasil) sobre dentes e implantes posteriores. Após o processo de sinterização da estrutura de zircônia foi aplicada a porcelana de cobertura CZR (Noritake, Kurarai, Japão).

Foram produzidas um total de 36 coroas, sendo 23 coroas sobre implantes e 13 sobre dentes. Destas, foram 11 próteses parciais fixas de 2 a 6 elementos e 10 coroas unitárias.

Os pacientes foram então agendados no período de novembro de 2011 até abril de 2012 para avaliação clínica e radiográfica. Além do exame clínico cada paciente respondeu a um questionário que teve por objetivo avaliar o grau de satisfação, motivo da insatisfação, caso existisse, e número de vezes em que se fez necessário atendimento para resolução de problemas após instalação.

Na avaliação clínica das coroas sobre implantes verificou-se: o aperto dos parafusos, presença de fraturas ou trincas, avaliação dos contatos de oclusão, presença de inflamação gengival. Nas coroas sobre dentes avaliou-se: presença de fraturas ou trincas, contato oclusal, inflamação gengival e presença de cáries.

Na avaliação radiográfica foi observado: presença de cárie, perda óssea e a adaptação das coroas em relação aos pilares (dentes e implantes).

5. Artigo Científico

Artigo relacionado para especialidade de prótese dentária preparado segundo as normas da revista RGO - Revista Gaúcha de Odontologia

Especialidade: Prótese Dental

Comportamento de próteses cerâmicas com infraestrutura de zircônia para elementos posteriores.

Behavior of ceramic crowns with zirconia framework for posterior elements

Próteses cerâmicas com infraestrutura de zircônia

Ceramic crowns with zirconia frameworks

Marcos Anito LOSS¹

Halina Massignan BEREJUK²

Ivete Aparecida de Mattias SARTORI³

1. Artigo baseado na monografia de M.A.LOSS para obtenção de título de especialista em Prótese Dentária no Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, Curitiba, PR. Correspondência para/Correspondence to: M.A.LOSS Rua 2000 n°601 sala 02, Balneário Camboriú, SC. CEP 88330-462. Tel.(47) 3248 4064. Email: marcosloss@hotmail.com.
2. Mestre em Implantodontia – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico. Correspondência para: Rua Brigadeiro Franco, 2666/10, Curitiba-PR. 80250-030. email: halinaberejuk@gmail.com

3. Doutora em Reabilitação Oral - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. Correspondência para/Correspondence to: Rua Jacarezinho, 656, Mercês, Curitiba, PR. CEP 80710-150. Tel(41)3595 6000. Email: coordenação@ilapeo.com.br

RESUMO

Objetivo: Avaliação do comportamento de próteses cerâmicas com infraestruturas de zircônia confeccionadas pelo sistema CAD/CAM (Neoshape, Neodent, Curitiba, Brasil) em próteses fixas múltiplas e unitárias, sobre dentes e implantes em região posterior.

Métodos: Receberam tratamento 11 pacientes sendo 8 mulheres e 3 homens, entre os anos de 2009 e 2010 na clínica do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO), totalizando 36 coroas, 23 sobre implantes e 13 sobre dentes.

Destas, 10 eram coroas unitárias e 11 eram fixas de 2 a 5 elementos. Os pacientes foram chamados entre os anos de 2011 e 2012 para avaliação clínica e radiográfica. **Resultados:**

Foi observado bom desempenho clínico, havendo apenas um lascamento de porcelana de cobertura em uma das próteses fixas avaliadas. Não foi encontrado cárie ou problemas periodontais nos dentes pilares. O índice de sucesso foi de 97,3% no período médio de 24 meses. **Conclusão:** A reabilitação com próteses cerâmicas de infra-estrutura em zircônia fabricadas pelo sistema CAD/CAM oferecem segurança do ponto de vista biológico e de adaptação marginal, apresentam alta resistência à fratura e estética muito satisfatória, constituindo-se assim uma opção segura para reabilitação sobre dentes e implantes em região posterior.

Termos de indexação: Porcelana Dental, Prótese Dentária, CAD-CAM, Zircônia.

ABSTRACT

Objective: To analyze the behavior of ceramic dentures with zirconia frameworks made by CAD/CAM system (Neoshape, Neodent Brazil) replacing posterior teeth. **Methods:** In the study 11 patients (8 women and 3 men) were included. They received 36 crowns between 2009 and 2010 in ILAPEO, 23 were implant crowns and 13 teeth abutment crowns. They were 11 fixed partial dentures (FPDs) replacing 2 to 5 missing teeth and 10 single crowns. Between 2011 and 2012 follow-up was made with clinical and radiographic examination.

Results: Chipping of the veneering ceramic was found in only one crown. No secondary caries or gingival problems were found at abutment teeth. The success rate was 97,3% at mean time of 24 months. **Conclusion:** Using ceramic crowns with zirconia frameworks made by CAD-CAM system offer security in the marginal adaption and biological point of view. They present high esthetic and fracture resistance. It is a safe option to oral rehabilitation using teeth or implants as pillar in posterior region.

Indexing terms: Dental Porcelain, Dental Prosthesis, CAD-CAM, Zirconia

Introdução

A demanda por restaurações estéticas tem resultado em um aumento no uso de cerâmicas dentais para restaurar dentes anteriores e posteriores. Há algumas décadas restaurações de cerâmica pura se restringiam à reabilitação da região anterior, atualmente são confiáveis para repor dentes posteriores também¹.

As cerâmicas de base sílica, tais como porcelana felsdspática, mostram qualidades óticas excelentes e, por isso são aplicadas em situações que exigem a melhor demanda estética. Devido a sua baixa estabilidade mecânica, devem ser reforçadas por uma estrutura ou cimentação adesiva sobre a estrutura dental subjacente. As suas indicações são restritas as coroas unitárias. As cerâmicas de base não sílica tais como alumina e alumina-zircônia exibem maiores estabilidades mecânicas. Esses materiais podem ser usados para estruturas cerâmicas de próteses parciais fixas (PPFs) sobre maiores tensões mecânicas. Dos materiais cerâmicos disponíveis para PPFs dentárias a zircônia mostra as melhores propriedades mecânicas².

A resistência mecânica de cerâmicas vítreas convencionais e porcelanas felsdspáticas mostram sucesso clínico limitado para próteses parciais fixas (PPFs). A resistência à fratura da estrutura e materiais de recobrimento, tanto quanto as taxas de sobrevivência têm mostrado índices significativamente menores para PPFs de cerâmica total que restaurações metalocerâmicas. O primeiro sistema de cerâmica total recomendado para uso em PPFs anteriores foi o material cerâmico vítreo infiltrado óxido de alumínio (InCeram, Vita Zahnfabrik). Os estudos clínicos em PPFs InCeram Alumina entretanto relataram altas taxas de fratura de estruturas na região posterior. Observações clínicas para cerâmicas dissilicato de lítio também revelam alta complicação e taxa de falha para

cerâmicas totais na região posterior. Cerâmicas policristalinas de zircônia mostram as maiores forças de flexão e resistência à fratura de todos os materiais dentários cerâmicos utilizados atualmente³.

A demanda crescente por restaurações de cerâmica pura pode ser atribuída à sua alta biocompatibilidade e estética. São necessários, porém, estabilidade e longevidade para sucesso clínico. As estruturas fabricadas de óxidos cerâmicos pré-sinterizados, foram introduzidos na odontologia com a evolução da tecnologia de usinagem CAD/CAM (desenho auxiliado por computador/fabricação assistida por computador). Tais estruturas cerâmicas fabricadas industrialmente proporcionam alternativas as restaurações de base metálicas. Elas são resistentes, estruturalmente confiáveis e proporcionam uma adaptação aceitável na prática clínica⁴.

O propósito desse trabalho foi analisar o comportamento de próteses cerâmicas com infraestruturas de zircônia confeccionadas pela técnica CAD/CAM, sistema Neoshape (Neodent-Curitiba-Brasil) para elementos posteriores, em pacientes do ILAPEO.

Métodos

Participaram deste trabalho 11 pacientes sendo 8 mulheres e 3 homens, que receberam coroas cerâmicas com infraestrutura em zircônia, na clínica do ILAPEO entre os anos de 2009 e 2010. O tratamento foi realizado por alunos dos cursos de aperfeiçoamento e especialização em prótese. Foram confeccionadas próteses unitárias e múltiplas pelo sistema CAD/CAM Neoshape (Neodent, Curitiba Brasil) sobre dentes e implantes posteriores. Após o processo de sinterização da estrutura de zircônia foi aplicada a porcelana de cobertura CZR (Noritake, Kurarai, Japão).

Foram produzidas um total de 36 coroas, sendo 23 coroas sobre implantes e 13 sobre dentes. Destas, foram 11 próteses parciais fixas de 2 a 6 elementos e 10 coroas unitárias.

Os pacientes foram então atendidos no período de novembro de 2011 até abril de 2012 para avaliação clínica e radiográfica. Além do exame clínico cada paciente respondeu a um questionário que teve por objetivo avaliar o grau de satisfação, motivo da insatisfação, caso existisse, e número de vezes em que se fez necessário atendimento para resolução de problemas após instalação.

Na avaliação clínica das coroas sobre implantes verificou-se: o aperto dos parafusos, presença de fraturas ou trincas, avaliação dos contatos oclusais e presença de inflamação gengival. Nas coroas sobre dentes avaliou-se: presença de fraturas ou trincas, contato oclusal, inflamação gengival e presença de cáries. Na avaliação radiográfica foi observado: presença de cárie, perda óssea e a adaptação das coroas em relação aos pilares (dentes e implantes).

Resultados

Após o período médio de 24 meses foram examinados 13 pacientes que receberam 36 coroas com infraestrutura zircônia Neoshape (Neodent, Curitiba Brasil) e cobertura de porcelana CZr (Noritake, Kurarai Japão). Foram observadas 11 próteses fixas e 10 unitárias e verificou-se a ocorrência de apenas um lascamento da porcelana de cobertura (Tabela 1). A prótese com a fratura possuía 6 elementos no total sendo que, apenas os 3 posteriores foram incluídos na pesquisa.

Nos exames clínicos e radiográficos dos dentes pilares não foi encontrado a

presença de cáries, trincas ou fraturas e a saúde gengival estava em boas condições. Nos implantes pilares nenhum parafuso estava solto e aparentemente não existia perda óssea periimplantar além da normalidade.

Tabela 1 – Próteses cerâmicas em zircônia

Tipo de suporte	TIPOS DE PRÓTESES	Nº DE PPF	FRATURA DE PORCELANA	TEMPO DE USO (MESES)
dente	Unitárias	6	não	25
	Múltiplas	1	não	21
implante	Unitárias	3	não	29
	Múltiplas	10	sim	27

Discussão

A zircônia é um material polimórfico que se apresenta em três principais fases (monoclínica, tetragonal e cúbica), que são estáveis em diferentes faixas de temperatura. A zircônia pura é monoclínica na temperatura ambiente, e esta fase é estável até 1.170°C. Acima desta temperatura ela se transforma na fase tetragonal, que pode ser estabilizada na temperatura ambiente, dependendo da concentração de algum óxido estabilizador adicionado e do tamanho da partícula de zircônia. Acima de 2.370°C, a zircônia é transformada na fase cúbica, que é estável apenas em altíssimas temperaturas⁵.

Durante a última década, cerâmicas de dióxido zircônio (zircônia, ZrO₂) têm sido utilizadas de modo crescente para confecção de *copings* e infraestruturas de próteses fixas. A maior parte das estruturas em zircônia é confeccionada com zircônia tetragonal estabilizada por ítrio (Y-TZP)⁶.

A cerâmica de Y-TZP, também conhecida na literatura como cerâmica inteligente (*smart ceramic*), tem a capacidade de modificar a sua microestrutura frente a uma carga ou estresse, dificultando a propagação da fratura, fato responsável pela elevada resistência mecânica desse tipo de cerâmica (>900MPa). Tal fenômeno é denominado de *transformation toughening* (dureza transformacional). Esta propriedade permite que a zircônia tenha ampla indicação nos tratamentos protéticos restauradores, devido à sua elevada resistência mecânica⁵.

Para que se mantenha a resistência do conjunto *coping*/porcelana, idealmente, a quantidade mínima desta camada deve ser de 0,6mm e a quantidade máxima de 2mm. Já o *coping* deve ter no mínimo 0,5mm de espessura, sendo o ideal 0,7mm. 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, destaca-se o suporte anatômico dado pelo *coping*. Com o intuito de melhorar o suporte da porcelana em relação à cerâmica de IE e minimizar as delaminações, diversas modificações no formato do *coping* tem sido sugeridas pela literatura⁵.

Restaurações metalocerâmicas são atualmente a opção mais difundida e com maior sucesso para PPFs e dados disponíveis mostram uma taxa de sobrevivência de aproximadamente 95 a 98% em 5 anos, 90% em 10 anos e 85% em 15 anos. As PPFs

totalmente cerâmicas são relativamente uma nova opção de tratamento. O sucesso clínico de próteses parciais fixas (PPFs) totalmente cerâmicas tem sido questionado e de certa medida decepcionantes, especialmente para regiões posteriores quando comparados as metalocerâmicas¹.

As PPFs metalocerâmicas feitas por estudantes de Odontologia após 18 anos encontraram uma taxa de sobrevivência de 78% e uma taxa de sucesso de 71%⁷. A zircônia oferece estabilidade suficiente como material para estruturas de PPFs posteriores de 3 a 5 unidades após 5 anos de observação clínica. Porém, o ajuste das estruturas e cerâmicas de cobertura deve ser melhorado. Nesse estudo encontrou taxa de sobrevivência de 73,9% e taxa de sucesso das estruturas de zircônia foi de 97,8%⁸. A taxa de fratura da cerâmica de cobertura tem alcançado 8 a 50 por cento em um a dois anos enquanto a taxa das metalocerâmicas tem sido entre 4 e 10 por cento após 10 anos⁹. A taxa de lascamento da cerâmica de cobertura em vários estudos é de aproximadamente 15% após 3 a 5 anos. Uma revisão de vários ensaios de restaurações de zircônia mostraram uma ampla extensão de lascamentos de 1 a 5 anos de 5 a 25% para porcelana de baixa fusão¹⁰. As PPFs de zircônia e metalocerâmicas foram testadas 3 anos após a cimentação. Encontraram uma taxa de sobrevivência de 100% para os dois tipos de PPFs. Estilhaçamentos menores foram encontradas em 25% das PPFs zircônia e 19,4% das metalocerâmicas. Fratura extensa da cerâmica de recobrimento foi encontrada somente em uma PPF zircônia¹¹.

As PPFs posteriores de três unidades de cerâmica pura In Ceram Zircônia durante um acompanhamento médio de 54,4 meses podem ser uma opção de tratamento viável com um resultado comparável as PPFs metalocerâmicas¹². As PPFs posteriores de base zircônia de 3 a 4 unidades após 48 meses mostraram uma taxa de sobrevivência de 94%³. As PPFs de base zircônia posteriores foram analisadas de 3 a 5 unidades após 10 anos em função.

Foi encontrada uma taxa de sobrevivência de 91,5% para as estruturas zircônia¹³. As PPFs de 3 unidades posteriores após 5 anos de função clínica apresentaram uma taxa de sobrevivência de 100%¹⁴. As PPFs anteriores e posteriores de zircônia mostraram uma taxa de sobrevivência de 88,9%. Também foi concluído que as PPFs em zircônia são uma alternativa aceitável a PPFs metalocerâmicas anteriores e posteriores¹⁵.

No presente estudo, utilizando coroas cerâmicas de base zircônia em próteses fixas e unitárias uma taxa de sobrevivência das estruturas em 100%. Para as cerâmicas de cobertura a taxa de sucesso foi de 96,4% após um período médio de 24 meses. Foram utilizados como base de dados somente os dentes posteriores existentes nessas próteses.

Conclusão

Pode-se concluir que a reabilitação com coroas de infraestrutura em zircônia fabricadas pela técnica CAD/CAM (Neoshape) oferecem segurança do ponto de vista biológico e de adaptação marginal, apresentam alta resistência à fratura e estética bastante satisfatória, constituindo-se assim de uma opção segura para reabilitação sobre dentes e implantes em região posterior desde que determinados parâmetros clínicos sejam respeitados.

Referências

- 1.Suarez MJ, Lozano JFL, Salido MP, Martínez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram zirconia posterior FDPs. *Int J Prosthodont.* 2004;17:35-8.
- 2.Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Scharer P, Hammerle CHF. Prospective clinical study of zircônia posterior fixed partial dentures:3-year follow-up. *Quintessence Int.* 2006;37:685-93.
- 3.Roediger M, Gersdorff N, Huels A, Rinke S. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four year clinical results. *Int J Prosthodont.* 2010;23:141-8
- 4.Schmitt J, Holst S, Wichmann M, Reich S, Göllner M, Hamel J. Zirconia posterior fixed partial dentures: A prospective clinical 3-year follow-up. *Int J Prosthodont.* 2009;22:597-603.
- 5.Souza ROA, Ozean M, Miyashita E. In: Mendes WB, Miyashita E, De Oliveira GG. *Reabilitação Oral: previsibilidade e longevidade.* Nova Odessa:Napoleão. 2011:512-62.
- 6.Komine F, Blatz MB, MatsumuraH. Current status of zirconia based fixed restorations. *J Oral Sci.* 2010;52(4):531-9.
- 7.Napakangas R, Raustia A. An 18 year retrospective analysis of treatment outcomes with metal-ceramic fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2011;24(4):314-9.
- 8.Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CHF. Five year clinical results of zircônia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007;20:383-8.
- 9.Donovan TE. Factors essential for successful all ceramic restoration. *J Am Dent Assoc.* 2008;139:14S-18S.
- 10.Giordano R. Zirconia: a proven, durable ceramic for esthetic restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2012; 33(1): 46-9.
- 11.Sailer I, Gottner J, Kanel S, Hammerle CHF. Randomized controlled clinical trial of Zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses a 3 year follow-up. *Int J Prosthodont.* 2009;22:553-60.
- 12.Eschbach S, Wolfart S, Bohlsen F, Kern M. Clinical evaluation of all ceramic posterior three-unit FDPs made of In Ceram Zircônia. *Int J Prosthodont.* 2009;22:490-2.
- 13.Sax C, Hämmerle CH, Sailer I. 10-year clinical outcomes of fixed dental prostheses with zirconia frameworks. *Int J Comput Dent.* 2011;14(3):183-202.
- 14.Sorrentino R, De Simone G, Tete S, Russo S, Zarone F. Five year prospective clinical study of posterior three unit zirconia based fixed dental prostheses. *Clin Oral Invest.* Jun 11 [Epub 2011 jun 11]

15.Lops D, Mosca D, Casentini P, Ghisolfi M, Romeo E. Prognosis of ziconia ceramic fixed partial dentures: a 7 year prospective study. *Int J Prosthodont.* 2012;25:21-3

6. Referências

1. Bhojar A, Hazari P. Additive rapid prototyping a technology of shaping virtual images. *Guident*. 2012;5:72-6
2. Beuer F, Agstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int*. 2009;40(3):243-50.
3. Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater*. 2006; 22(1):29-36.
4. Christensen GJ. Porcelain fused to metal versus zirconia based ceramic restoration. *J Am Dent Assoc*. 2009;140(8):1036-9.
5. Donovan TE. Factors essential for successful all ceramic restoration. *J Am Dent Assoc*. 2008;139suppl:14S-18S.
6. Eschbach S, Wolfart S, Bohlsen F, Kern M. Clinical evaluation of all ceramic posterior three-unit FDPs made of In ceram zircônia. *Int J Prosthodont*. 2009;22(5):490-2.
7. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*. 2011;55(2):333-52.
8. Giordano R 2nd . Zirconia: a proven, durable ceramic for esthetic restorations. *Compend Contin Educ. Dent*. 2012; 33(1): 46-9.
9. Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia based fixed restorations. *J Oral Sci*. 2010;52(4):531-9.
10. Larsson C, Holm L, Lövgren N, Kokubo Y, Vult Von Steyern P. Fracture Strength of four unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in vitro study. *J Oral Rehabil*. 2007;34(9):702-9.
11. Lops D, Mosca D, Casentini P, Ghisolfi M, Romeo E. Prognosis of zirconia ceramic fixed partial dentures: a 7 year prospective study. *Int J Prosthodont*. 2012;25(1):21-3
12. Luthardt RG, Holzner MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zircônia. *Dent Mater*. 2004;20(7):655-62.
13. Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gaucier LJ, Hammerle CH. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater*. 2005;21(10):930-7.
14. Napakangas R, Raustia A. An 18 year retrospective analysis of treatment outcomes with metal-ceramic fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*. 2011;24(4):314-9.
15. Ortorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. *J Dent*. 2009;37(9):731-6.

16. Palmqvist S, Swartz B. Artificial crowns and fixed partial dentures 18 a 23 years after placement. *Int J Prosthodont.* 1993;6(3):279-85.
17. Roediger M, Gersdorff N, Huels A, Rinke S. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four year clinical results. *Int J Prosthodont.* 2010;23(2):141-8
18. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Scharer P, et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures:3-year follow-up. *Quintessence Int.* 2006;37(9):685-93.
19. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007;20(4):383-8.
20. Sailer I, Gottner J, Kanel S, Hammerle CH. Randomized controlled clinical trial of Zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses a 3 year follow-up. *Int J Prosthodont.* 2009;22(6):553-60.
21. Sax C, Hämmerle CH, Sailer I. 10-year clinical outcomes of fixed dental prostheses with zirconia frameworks. *Int J Comput Dent.* 2011;14(3):183-202.
22. Schmitt J, Holst S, Wichmann M, Reich S, Göllner M, Hamel J. Zirconia posterior fixed partial dentures: A prospective clinical 3-year follow-up. *Int J Prosthodont.* 2009;22(6):597-603.
23. Shirakura A, Lee H, Geminiani A, Ercoli C, Feng C. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent.* 2009;101(2):119-27.
24. Sorrentino R, De Simone G, Tete S, Russo S, Zarone F. Five year prospective clinical study of posterior three unit zirconia based fixed dental prostheses. *Clin Oral Invest.* 2012;16(3):977-85.
25. Souza ROA, Ozean M, Miyashita E. In: Mendes WB, Miyashita E, De Oliveira GG. *Reabilitação Oral: previsibilidade e longevidade.* Nova Odessa: Napoleão. 2011. p.512-62.
26. Suarez MJ, Lozano JFL, Paz Salido MP, Martínez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram zirconia posterior FDPs. *Int J Prosthodont.* 2004;17(1):35-8.
27. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent.* 2009;4(2):130-51.
28. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater.* 2011;27(1):83-96.
29. Wolf D, Bindl A, Schmidlin PR, Luthy H, Mormann WH. Strength of CAD/CAM-generated esthetic ceramic molar implant crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants;* 2008;23(4):609-17.

7. Apêndice

Resultados

Após o período médio de 24 meses foram examinados 13 pacientes que receberam com 36 coroas de infra estrutura zircônia Neoshape (Neodent, Curitiba Brasil) e cobertura de porcelana CZr (Noritake, Kurarai Japão). Foram observadas 11 próteses fixas e 10 unitárias onde ocorreu apenas uma fratura da porcelana cobertura (Tabela 1). A prótese com a fratura possuía 6 elementos no total sendo que, apenas os 3 posteriores foram incluídos na pesquisa.

Nos exames clínicos e radiográficos dos dentes pilares não foi encontrado a presença de cáries, trincas ou fraturas e a saúde gengival estava em boas condições. Nos implantes pilares nenhum parafuso estava solto e aparentemente não existia perda óssea perimplantar além da normalidade.

Tabela 1- Próteses cerâmicas em zircônia utilizadas

Tipo de suporte	TIPOS DE PRÓTESES	Nº DE PPF	FRATURA DE PORCELANA	TEMPO DE USO (MESES)
dente	Unitárias	6	não	25
	Múltiplas	1	não	21
implante	Unitárias	3	não	29
	Múltiplas	10	sim	27

8. Anexo

Revista Gaúcha de Odontologia (RGO):

<http://www.revistargo.com.br/submissions.php#guidelines2>