

Indicações, adaptação marginal e longevidade clínica de sistemas cerâmicos livres de metal: uma revisão da literatura

Indications, marginal adaptation and clinical longevity of ceramic systems for metal free: a review of literature

Ronaldo Luís de Almeida Carvalho¹
 Júlio César Brigolini de Faria²
 Rodrigo Furtado de Carvalho³
 Fernando Luiz Goulart Cruz³
 Frederico dos Reis Goyatá⁴

1 - Especializando em Prótese Dental pela EAP-ABO/Muriaé-MG.

2 - Doutor em Prótese Dental pela Universidade de Taubaté/UNITAU; Professor Coordenador do Curso de Pós Graduação em Prótese da EAP-ABO/Muriaé-MG.

3 - Mestrando em Clínica Odontológica concentração em Prótese pela Universidade Federal de Juiz de Fora-MG.

4 - Doutor em Prótese Dental pela Universidade de Taubaté/UNITAU; Professor Coordenador do Curso de Pós Graduação em Prótese da EAP-ABO/Barra Mansa-RJ.

Correspondência:

Fernando Luiz Goulart Cruz
 Rua Pastuer, 164, 700 B, Santa Helena,
 Juiz de Fora-MG.
 CEP: 36015-420
 fernandolgcruz@yahoo.com.br

RESUMO

As restaurações cerâmicas livres de metal vêm substituindo cada vez mais as restaurações convencionais com infra-estrutura metálica, principalmente devido a sua superioridade estética. Mas o fator estético é apenas um dos requisitos necessários para o sucesso de uma restauração. Resistência, longevidade e precisão de adaptação marginal são requisitos necessários para o sucesso de uma restauração, seja qual for o tipo de material empregado. Sendo assim, o objetivo do presente estudo foi avaliar por meio de uma revisão da literatura, as indicações, a adaptação marginal e a longevidade clínica de diferentes sistemas cerâmicos: a base de dissilicato de lítio (IPS e.Max Press) e a base de zircônia (Cerec III, Procera, Lava e Everest). Pôde-se concluir que: as indicações clínicas para o sistema a base de dissilicato de lítio são: *inlay, onlay, overlay*, facetas laminadas, coroa total anterior e posterior, próteses parciais fixas de até 3 elementos em região anterior e de pré-molares; as indicações clínicas para os sistemas a base de zircônia são: *inlay, onlay, overlay*, coroa total anterior e posterior, facetas laminadas, próteses parciais fixas de até 4 elementos em regiões anteriores e posteriores e próteses parciais fixas com *cantilevers*. Os valores de adaptação marginal para os sistemas cerâmicos estudados foram clinicamente aceitáveis. Os sistemas cerâmicos avaliados apresentaram longevidade clínica satisfatória.

Palavras-chave: cerâmicas odontológicas; adaptação marginal; longevidade clínica

ABSTRACT

The metal free ceramic restorations are increasingly replacing conventional restorations with metallic infrastructure, mainly due to its superior aesthetics. But the aesthetic factor is just one of the requirements for a successful restoration. Resistance, longevity and accuracy of marginal fit are the requirements for a successful restoration, whatever the type of material used. Therefore, the purpose of this study was to evaluate through a literature review, the indications, clinical performance and marginal adaptation of different ceramic systems: the basis of lithium disilicate (IPS e.max Press) and the base on zirconia (Cerec III, Procera, Lava and Everest). It could be concluded that the clinical indications for the system based on lithium disilicate are: *inlay, onlay, overlay, veneers, anterior and posterior total crowns, fixed partial dentures up to three elements in the anterior and premolar*; the clinical indications for the systems based on zirconia are: *inlay, onlay, overlay, full crown and back, veneers, fixed partial dentures for up to four elements in anterior and posterior regions and fixed partial dentures with cantilevers*. The values of marginal fit for the ceramic systems studied were clinically acceptable. The ceramic systems rated showed satisfactory clinical longevity.

Keywords: dental ceramics; marginal adaptation; clinical longevity.

INTRODUÇÃO

Dentre as restaurações indiretas que visam à substituição de elementos dentais perdidos, a mais tradicional e utilizada é a metalo-cerâmica, na qual uma infra-estrutura ou *coping* de liga metálica é recoberta por camadas de porcelanas. Porém, a limitação estética dessas

restaurações impulsiona o desenvolvimento de novos materiais de infra-estrutura totalmente cerâmicos, que podem ser utilizados tanto para restaurações unitárias quanto para próteses fixas de pequena extensão¹.

As restaurações cerâmicas têm tido uma expectativa de vida menor do que as restaurações metalo-cerâmicas em

decorrência da sua natureza frágil. Porém, nos últimos anos, novos sistemas cerâmicos com melhores propriedades mecânicas têm sido introduzidos no mercado¹. Deste modo, as restaurações cerâmicas vêm substituindo cada vez mais as restaurações convencionais com infra-estrutura metálica, principalmente devido a sua superioridade estética. Mas o fator estético, apesar da sua importância, é apenas um dos requisitos básicos para o sucesso de uma restauração. Resistência, estabilidade de cor e precisão de adaptação marginal são requisitos necessários para o sucesso de uma restauração cerâmica, seja qual for o tipo de material empregado².

A cerâmica destaca-se como uma alternativa que preenche os quesitos estéticos, biológicos, mecânicos e funcionais exigidos de um material restaurador¹. Com o desenvolvimento de novos materiais cerâmicos, busca-se eliminar a utilização do metal com a finalidade de melhorar as qualidades estéticas³. A crescente demanda por materiais estéticos na odontologia tem proporcionado uma otimização das cerâmicas e suas propriedades. Além de proporcionarem um resultado excelente quanto à reabilitação estética, as restaurações cerâmicas apresentam vantagens incontestáveis como a estabilidade de cor, biocompatibilidade, resistência ao manchamento e ao desgaste¹.

Com todo o processo evolutivo das cerâmicas odontológicas, torna-se imprescindível que o profissional saiba quais os tipos, indicações, vantagens e desvantagens de cada sistema cerâmico para que o mesmo possa oferecer um tratamento reabilitador mais adequado para seu paciente⁴.

O presente estudo tem objetivo de avaliar por meio de uma revisão da literatura, as indicações, a adaptação marginal e a longevidade clínica de diferentes sistemas cerâmicos: a base de dissilicato de lítio (IPS e.Max Press) e a base de zircônia (Cerec III, Procera, Lava, e Everest).

REVISÃO DA LITERATURA

Sistemas cerâmicos prensados e fresados

O termo CAD-CAM designa o desenho de uma estrutura protética num computador (*Computer Aided Design*) seguido da sua confecção por uma máquina de fresagem (*Computer Aided Manufacturing*).

Desenvolvida pela indústria aeronáutica e automobilística, atualmente é encontrada em diversos campos da medicina³. Trata-se de uma tecnologia introduzida na odontologia ao final da década de 70 com Bruce Altschuler, nos EUA. No início da década de 80 do século passado, François Duret, na França, desenvolveu o "Sistema Duret" de confecção de coroas unitárias, todavia, o aparelho de Duret era demasiado complexo e dispendioso^{5,6,7}.

Os sistemas CAD-CAM apresentam basicamente três fases: 1) aquisição dos dados informativos sobre a morfologia dos preparos chamada de escaneamento (ótica, mecânica ou laser); 2) um Software para elaboração dos dados obtidos e para as aplicações do procedimento de fresagem; 3) uma máquina automática, que seguindo as informações do software, produz a peça a partir dos blocos do material desejado^{6,8}.

Os materiais utilizados para a fresagem da estrutura protética são blocos pré-fabricados dos seguintes materiais: cerâmica de vidro reforçada com Leucita, alumina reforçada com vidro, alumina densamente sinterizada, Zircônia Tetragonal Policristalina estabilizada por Ítrio (Y-TZP) com sinterização (parcial ou total), titânio, ligas preciosas, ligas não-preciosas e acrílicos de resistência reforçada^{9,10}.

Em 1980, Werner Mormann e Marco Brandestini, na Suíça, desenvolveram o primeiro sistema a ser utilizado e comercializado de forma viável, que foi o CEREC (*CEramic REConstruction*). Os objetivos principais dessa tecnologia eram a automatização de um processo manual de modo a obter-se um material de elevada qualidade, padronizar processos de fabricação e reduzir os custos de produção^{5,6}.

Durante os últimos 20 anos, verificou-se um grande desenvolvimento da tecnologia CAD-CAM no que diz respeito à leitura das preparações dentárias (óptica, contato e digitalização laser), aos programas de desenho virtual, aos materiais (alumina, zircônia e titânio) e à maquinação das restaurações protéticas⁶. A introdução dos sistemas automatizados para produção de infra-estruturas protéticas a partir de blocos pré-formados produzidos industrialmente permitiu a padronização da qualidade dos trabalhos e a utilização de materiais que apresentam melhor desempenho e alta qualidade estética^{11,12,13,14}.

Uma das grandes vantagens da utilização dos sistemas CAD-CAM é a

possibilidade de trabalhar com materiais muito resistentes, como a zircônia, que, quanto à fabricação manual, é bastante limitada. Atualmente, a zircônia é a cerâmica mais resistente disponível para utilização em odontologia. Esse material tem o potencial de permitir a construção de próteses parciais fixas em regiões de elevada carga mastigatória, por exemplo, em zonas mais posteriores da boca, pois revela uma resistência à fratura muito alta, três a quatro vezes superior à carga mastigatória^{6,15,16,17}.

Cerâmicas de Dissilicato de Lítio

Dentre os sistemas cerâmicos livres de metal, o Sistema IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) tem sido muito utilizado em próteses estéticas. Consiste basicamente em uma subestrutura de vidro-cerâmica a base de dissilicato de lítio 60% ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$), com um recobrimento estético baseado em fluorapatita¹⁸.

A cerâmica IPS e.max Press apresenta duas fases cristalinas e uma fase vítrea em sua composição. A fase cristalina principal é formada por cristais alongados de dissilicato de lítio e a segunda fase é composta por ortofosfato de lítio. A matriz vítrea envolve ambas as fases cristalinas¹⁹.

Restaurações com o sistema IPS e.max Press exibem uma taxa de sobrevida variando de 96% em quatro anos e meio para 91% em sete anos. As cáries secundárias não foram o fator preponderante de falha, sendo a fratura de corpo a maior causa de insucesso²⁰. A fratura frágil de um material normalmente é iniciada num defeito interno ou de superfície, na forma de microtrincas que agem como concentradoras de esforços. A fase cristalina é geralmente mais resistente do que a fase vítrea, por isso a trinca normalmente se originará na fase vítrea. A dimensão destas microtrincas pode ser limitada pela distância entre os cristais^{21,22}.

Stappert et al.²³ investigaram a influência da ciclagem mecânica na adaptação marginal de restaurações parciais de cobertura (RPCs) de diferentes materiais dentários. RPCs foram fabricadas com os seguintes materiais: Grupo GO = Gold-Pontor-MPF (Metalor); Grupo-TA= Targis (Ivoclar-Vivadent); Grupo EX = IPS e.max Press (Ivoclar-Vivadent); Grupo EM = IPS-Empress (Ivoclar-Vivadent); Grupo PC = ProCAD (Ivoclar-Vivadent)/Cerec 3 (Sirona-Dental-System). As amostras foram

submetidos à ciclagem mecânica (1,2 milhões de ciclos, 1.6 Hz, 49 N) e ciclagem térmica (5 °C/55 °C, 60s, 5500 ciclos). As discrepâncias na adaptação marginal foram examinadas em réplicas de resina epóxi (200×) e foram submetidas à análise estatística ($\alpha = 0,05$). Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre os grupos GO, TA e EM. Valores do Grupo EX foram significativamente mais altos em comparação com o Grupo TA ($p = 0,04$). O grupo PC demonstrou adaptação marginal significativamente reduzida em relação aos grupos GO ($p = 0,03$) e TA ($p = 0,02$). Exceto no Grupo GO ($p = 0,01$), nenhuma modificação significativa na adaptação marginal foi observada depois da ciclagem mecânica e da ciclagem térmica. O RPCs GO demonstrou a adaptação marginal superior, seguida por TA. RPCs de cerâmica pura apresentaram adaptação marginal *in vitro* aceitável clinicamente, embora a fabricação pela tecnologia CAD/CAM comprometesse ligeiramente a adaptação marginal.

Plengsombut et al.²⁴ estudaram, por meio do teste de flexão de três pontos, o efeito do formato dos conectores de materiais totalmente cerâmico utilizados para próteses fixas. Três materiais foram testados: (1) IPS e.max Press (Press), (2) IPS e.max CAD (CAD), e (3) IPS e.max ZirCAD (ZirCAD). Os espécimes foram confeccionados para simular próteses fixas de três elementos, utilizando conectores redondos e elípticos. Houve diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,005$) para o material e para o desenho do conector, e também, uma interação significativa entre material e desenho do conector. A resistência à fratura por flexão de três pontos de cerâmicas para infra-estruturas é afetada pela técnica de confecção e pelo formato do conector. O formato de conector influencia a resistência à fratura das cerâmicas fresadas e não influenciou a resistência à fratura da cerâmica prensada.

Wolfart et al.²⁵ avaliaram o resultado clínico de coroas de próteses parciais fixas (PPFs) confeccionadas com cerâmicas vítreas reforçadas com dissilicato de lítio (IPS e.max Press, Ivoclar-Vivadent). Trinta e seis PPFs de três elementos foram colocados em 28 pacientes. As PPFs substituíram dentes em regiões anteriores (16 %) e posteriores (84 %). Os parâmetros seguintes foram avaliados 6 meses depois da cimentação e em seguida anualmente durante um período

de 8 anos: profundidade a sondagem, índice de placa, sangrando a sondagem, e vitalidade do dente. Três PPFs foram definidas como falha. O período de observação de 33 PPFs foi de 96 meses: duas PPFs em dois pacientes tiveram de ser substituídas (6 %) por causa de fendas. O índice de longevidade em 8 anos segundo o Kaplan-Meier foi 93 %. Além do mais, lascamentos do material de recobrimento foram encontrados em duas PPFs (6 %). Dois pilares (3 %) de duas restaurações tiveram de ser tratados endodonticamente; e duas PPFs (6 %) tiveram de ser recimentadas. Essas complicações não afetaram a função das restaurações avaliadas.

O sistema IPS e.max Press (resistência à flexão: 400 MPa) viabiliza a confecção de restaurações do tipo *inlay*, *onlay*, *overlay*, faceta laminada, coroa posterior, coroa total anterior e prótese fixa de 3 elementos na região anterior e de pré-molar²⁶.

Cerâmicas reforçadas por óxido de Zircônia

Dentre os diversos sistemas cerâmicos existentes, têm-se as cerâmicas à base de zircônia estabilizadas por óxido de ítrio (Y-TZP). Um dos mais recentes materiais utilizados para confecção de núcleos para as restaurações cerâmicas são as zircônias industrialmente fabricadas e fresadas para as dimensões desejadas usando a tecnologia de processamento CAD/CAM. Núcleos feitos desta maneira são estáveis, têm um elevado teor cristalino e resistência à flexão de aproximadamente 900-1200 Mpa^{17,27}. Existem estudos que mostram que fatores como a temperatura e a umidade são capazes de afetar as propriedades mecânicas destes materiais de infraestrutura²⁸.

O Sistema CEREC (CEramic REConstruction) foi desenvolvido em 1980 por um dentista suíço Wernwer Mörmann e por um engenheiro italiano Marco Brandestini e introduzido no mercado pela Siemens em 1985. Estima-se que há aproximadamente mais de 10.000 usuários do sistema CAD/CAM, sendo 7.000 do sistema CEREC com mais de 8 milhões de restaurações cimentadas²⁹.

Lançado no ano de 2000, o CEREC III é a terceira geração da tecnologia, em que a construção e controle do *software* foram feitos pela plataforma do *Windows NT* (*Microsoft*) integrado a um computador e *software*. As novas tecnologias

computacionais foram adicionadas nesta terceira geração, fornecendo melhor desempenho operacional, com resultados rápidos e de fácil uso pelo operador, significando menor tempo para desenhar o contorno da restauração, armazenagem de dados e construção da superfície oclusal⁵. A unidade fresadora possui duas pontas montadas diamantadas para a fresagem, uma cilíndrica e uma tronco-cônica. As trocas de informações entre as unidades podem ser feitas via ligação por cabo ou onda de rádio, o que possibilita a colocação das unidades em locais diferentes. Assim, enquanto uma restauração está sendo desenhada pelo cirurgião-dentista a outra pode ser fresada com acompanhamento da equipe auxiliar do consultório²⁹. O elemento chave nesta tecnologia é a captura óptica por infravermelho, usando uma câmera como *scanner* topográfico óptico que captura a imagem, produz um sinal elétrico e gera os dados em três dimensões (3D) na tela de um computador (CEREC 3D)²⁹.

Na câmera intra-oral houve modificações que melhoraram a captura e leitura da imagem. Este procedimento é chamado de impressão óptica em analogia a técnica de impressão física como material de moldagem. No CEREC III usa-se o método do princípio da triangulação ativa. A câmara projeta um padrão linear sob um ângulo de triangulação no preparo cavitário e a imagem projetada é registrada. Quando as linhas projetadas no preparo são visualizadas, o curso das linhas não mais aparece. Nesta fase as linhas não parecem planas, mas deslocadas localmente, dependente da profundidade do preparo. O sensor da câmera registra estes deslocamentos, e o computador calcula a profundidade correspondente do preparo, permitindo o registro de profundidade de 20mm³⁰.

Outra característica importante apresentada nesta geração é a unidade fresadora, com a presença de um scanner a laser (CEREC SCAN) que também pode ser utilizado para leitura dos preparos num modelo de gesso devidamente troquelizado e adaptado ao equipamento. Pode produzir uma ou múltiplas restaurações de uma única vez²⁹.

Uma desvantagem do uso deste sistema é pelo fato do bloco de cerâmica estar seguro num dos lados, o que impede a ação da broca nessa zona, que é posteriormente fresada manualmente¹⁰. O principal problema relatado com a utilização desse

sistema consiste na adaptação marginal, com valores de desadaptação para coroas totais variando entre 100 e 150 μm ^{31,32}.

Denissen et al.³³ avaliaram a adaptação marginal de três sistemas de confecção de restaurações com auxílio do computador. Foram avaliadas *onlays* fabricadas com Cicero (Dental System), Cerec (Sirona) e Procera (Nobel Biocare) após serem cimentados em seus respectivos troquéis. As medidas foram realizadas com o auxílio de um microscópio, que transmitia as imagens para um computador com um programa compatível em cinco pontos diferentes das margens. As fendas marginais das *onlays* não foram mais do que 85 μm . A espessura média de cimento das *onlays* produzidas foi de 81 μm , sendo um valor clinicamente aceitável para uma *onlay* totalmente cerâmica.

Souza³⁴ avaliou a adaptação marginal e interna de coroas totais cerâmicas fabricadas pelo sistema CAD/CAM Cerec inLab, frente a três diferentes terminos cervicais. A partir de três troquéis metálicos com distintos terminos cervicais, foram fresadas trinta coroas cerâmicas (ProCad/Ivoclar Vivadent): Chanfro inclinado (CI); Chanfro largo (CL) e Ombro arredondado (O). Os resultados demonstraram que grupo O (28,24 \pm 11,42 μm) gerou valores de discrepância marginal significativamente inferiores ($p=0,001$) aos dos grupos CI (99,92 \pm 18,32 μm) e CL (64,71 \pm 25,64 μm), os quais diferiram estatisticamente entre si. A análise da discrepância interna demonstrou que o grupo CL (183,01 \pm 62,82 μm) apresentou valores inferiores ($p=0,0014$) aos demais grupos: CI (216,26 \pm 83,23 μm) e O (219,12 \pm 87,24 μm), os quais foram semelhantes entre si. Baseado nos resultados pôde-se concluir que, apesar das diferenças estatísticas observadas entre os grupos, os três terminos cervicais geraram coroas com valores de discrepância marginal e interna aceitáveis clinicamente.

Att et al.⁴ avaliaram a adaptação marginal de diferentes próteses fixas de 3 elementos à base de zircônia em diferentes etapas de fabricação e depois do envelhecimento artificial. Vinte e quatro próteses fixas de 3 elementos ($n=8$) foram fabricadas usando os diferentes sistemas de fabricação (DCS, Procera, e VITA YZ-Cerec) e convencionalmente cimentadas com o ionômero de vidro em dentes humanos. As amostras ($n=8$) de cada grupo foram submetidas à ciclagem mecânica em água

perfazendo um total de 1,2 milhões de ciclos em um simulador mastigatório (1,6 Hz; 49N), simultaneamente, todos os espécimes foram submetidos à termocilagem (5 - 55°C) por 60s. O Grupo VITA YZ-Cerec mostrou valores de fenda marginais significativamente menores do que grupos DCS e Procera para a infra-estrutura ($p < 0,005$) e antes da cimentação ($p < 0,05$). O VITA YZ-Cerec mostrou valores de fenda marginais significativamente menores que o grupo Procera depois da cimentação ($p < 0,05$). Os autores concluíram que os valores de fenda marginais entre etapas diferentes não foram significativamente diferentes para todos os grupos ($p > 0,05$) e o grau de adaptação marginal de próteses fixas de zircônia é influenciada pela técnica de confecção.

Entre os anos de 1983 e 1987, o dentista e engenheiro Matts Andersson (Suécia), inspirado no trabalho de Per-Ingvar Branemark com o titânio, idealizou a construção de coroas utilizando esse material, mas encontrou grande dificuldade em fundir o titânio, além da falta de precisão. Com esses problemas próprios do material e da sua manipulação, ele desenvolveu um método que, utilizando "micro-maquinarias", conseguiu produzir infra-estruturas com alta precisão e em escala industrial. Em 1988 Nobelpharma comprou o projeto "Procera" e começou a produzir em escala industrial.

O sistema Procera utiliza tecnologia CAD/CAM na produção industrial de infra-estruturas para coroas cerâmicas e prótese para implante em cerâmica e titânio³³. As infra-estruturas cerâmicas são compostas de óxidos de alumínio de alta pureza (99,5% de Al_2O_3), de zircônia (>99% de $\text{ZrO}_2 + \text{YO}_3 + \text{HfO}_2$), ambas densamente sintetizadas, e de titânio, comercialmente puro¹.

O processamento dos dados é feito por um programa específico do sistema Procera, que utiliza o sistema operacional Windows, as informações obtidas do scanner são convertidas em pontos tridimensionais que reproduzirão, com alta fidelidade, os contornos do preparo dentário na tela do computador. Com esse *software* é possível determinar as margens do preparo, estabelecer a espessura do *coping* e o perfil de emergência^{1,33}.

Uma das principais vantagens das infra-estruturas do Procera é a sua elevada resistência a fratura sob pressão, a base de IPS Empress 2 suportam por volta de 400

MPa; o InCeram Zircônia resiste 620 MPa; e a Procera AllCeram até 687 MPa; estimativas que foram calculadas usando métodos de flexão biaxial e uniaxial de 2, 3 e 4 pontos³⁵.

A estrutura Procera está indicada para as mais variadas situações clínicas, desde coroas unitárias com espaço suficiente, pilares, a reabilitações complexas com pontes¹. É indicada também em casos de *Abutment* personalizável estético e *Abutment* personalizável em titânio para próteses unitárias ou PPFs³.

Boening et al.³⁶ estudaram a adaptação marginal e interna de restaurações de Procera AllCeram (Nobel Biocare) antes de serem cimentadas clinicamente. O estudo usou a técnica de Molin e Karlsson (1993) que consistia na aplicação de silicóna de adição de consistência leve dentro das coroas e a colocação desta sobre o dente preparado. A película formada foi estabilizada com silicóna de consistência pesada. Após, o conjunto foi seccionado e medido no microscópio. As medidas revelaram uma média de 90 μm para os dentes anteriores e de 118 μm para os dentes posteriores. A adaptação marginal do Procera AllCeram foi semelhante a outros sistemas convencionais e inovadores.

Blind e Mörmann³⁷ propuseram avaliar a adaptação marginal e interna de coroas totais cerâmicas. Foram avaliados os seguintes sistemas: a) In-Ceram Zircônia (*Slip-cast*); b) Empress II (técnica injetada); c) Cerec InLab (In-Ceram Zircônia); d) DCS; e) Decim e f) Procera. Após confecção e ajustes internos das coroas cerâmicas, estas foram cimentadas em seus respectivos troquéis em gesso. Em seguida, o conjunto troquel/coróia foi submetido à análise da adaptação marginal em MEV. Os resultados demonstraram que a adaptação marginal dos *copings* da tecnologia convencional dos sistemas *Slip-cast* ($25 \pm 18 \mu\text{m}$) e Empress II ($44 \pm 23 \mu\text{m}$) diferiram estatisticamente entre si. Já os sistemas CAD/CAM Procera ($17 \pm 16 \mu\text{m}$) e Decim ($23 \pm 17 \mu\text{m}$) não diferiram da técnica convencional *Slip-cast* ($25 \pm 18 \mu\text{m}$). Os autores concluíram que *copings* confeccionados pelos sistemas convencionais e CAD/CAM apresentaram valores de adaptação marginal semelhantes entre si.

Oliveira, Saito e Oliveira² avaliaram *in vitro* a precisão de assentamento marginal de *copings* de três sistemas cerâmicos: In-Ceram; IPS Empress2 e Procera AllCeram. Duas variações de terminação cervical foram

estabelecidas: ombro 90° e chanfro. Assim, seis tipos de tratamentos foram estabelecidos: IO (In-Ceram/Ombro); IC (In-Ceram/Chanfro); EO (Empress/Ombro); EC (Empress/Chanfro); PO (Procera/Ombro); PC (Procera/Chanfro). Dentro de cada grupo, metade das subestruturas foram construídas para preparo com término cervical em ombro 90°, e a outra metade para término cervical em chanfro. O desajuste marginal dos *copings* foi avaliado e mensurado em microscopia óptica, com aumento de quarenta vezes, a partir da observação de moldagens da fenda marginal de cada amostra com silicone de adição de consistência fluida. Os resultados médios mostraram variação de 23,08 a 36,11 μm . Os grupos do sistema Procera PO e PC apresentaram os melhores resultados (23,08 e 25,77 μm respectivamente) e diferiram estatisticamente do grupo IO (36,11 μm), que apresentou o pior resultado médio. Entre os demais grupos não houve diferença estatística significativa, e os resultados médios encontrados foram: IC (28,46 μm); EO (29,51 μm); EC (27,94 μm). Em relação ao tipo de terminação cervical, a análise estatística não foi conclusiva, embora se pudesse sugerir um melhor comportamento do chanfro, pois os grupos com este tipo de término cervical apresentaram desvios-padrão baixos em comparação aos grupos com ombro 90°. Em função dos resultados obtidos, pôde-se concluir que os resultados médios de todos os tratamentos estudados ficaram dentro do patamar de aceitabilidade clínica estabelecido de 25 a 40 μm .

O LAVA é um dos sistemas CAD-CAM de segunda geração dedicado à realização de infra-estruturas específicas em zircônia tetragonal policristalina estabilizada por óxido de ítrio. (Y-TZP)^{15,38}.

Atualmente, é possível a execução de coroas unitárias anteriores com espessura de 0,3 mm que apresentam alta translucidez, coroas unitárias no setor posterior (0,5mm de espessura) e próteses parciais de três e quatro elementos (com extensão máxima de 12 x 36mm), próteses com um elemento em *cantilever*³.

Este sistema apresenta como vantagens a possibilidade de individualização da cor, a boa translucidez da infra-estrutura Y-TZP, o bom escaneamento, um *software* versátil e uma boa estética. As desvantagens seriam o tipo de material (Y-TZP), a dimensão do

bloco e a extensão limitada da infraestrutura³.

A linha de acabamento cervical das preparações dentárias pode ser um chanfro ou um ombro com ângulo interno arredondado. Nesse sistema, as várias linhas de acabamento das preparações dentárias e a crista edêntula são digitalizadas por um laser óptico que transmite as imagens para um computador. Devido à contração da cerâmica durante a sua sinterização, tal como descrito no sistema Procera, as infra-estruturas são desenhadas com um aumento de 20% no seu volume. Posteriormente, são utilizados blocos de zircônia pré-sinterizada na fresagem, observando-se que o sistema é capaz de produzir até 21 coifas ou estruturas de pontes sem qualquer intervenção manual. Os blocos de zircônia utilizados podem ser coloridos com sete tons de cor previamente à sinterização final, o que pode conferir altos níveis estéticos. Para completar a sinterização, o sistema LAVA inclui um forno especial de alta temperatura⁶.

Em relação à resistência flexural, quando o sistema Lava utiliza um material de núcleo como a Y-TZP, sua resistência é de 900 a 1200 MPa, com indicações para coroa unitária anterior e posterior e PPF de três a quatro elementos³¹.

Chai e Chong³⁹ comparou a probabilidade do fracasso por ensaio de flexão de três pontos, de três sistemas cerâmicos a base zircônia (Lava, DC-Zirkon, e Cercon) com a cerâmica aluminizada reforçada por zircônia (In-Ceram Zircônia). A resistência à flexão do Lava foi significativamente mais baixa do que aquela do DC-Zirkon, mas significativamente mais alta do que aquele de Cercon e In-Ceram Zircônia. A resistência à flexão do Cercon e In-Ceram Zircônia não foram significativamente diferentes entre si. A cerâmica à base de zircônia pareceu falhar principalmente com a fenda intergranular. A probabilidade do fracasso por meio de ensaio de flexão de 3 pontos, das três cerâmicas à base de zircônia foi igual ou melhor do que a cerâmica aluminizada reforçada por zircônia. Considerando a cerâmica à base de zircônia, a probabilidade do fracasso da DC-Zirkon é significativamente mais baixa do que aquela da Lava e Cercon.

Gonzalo et al.⁴⁰ compararam dois métodos de medição da adaptação marginal externa próteses parciais fixas (PPFs)

posteriores de zircônia fabricado pela tecnologia CAD/CAM e PPFs posterior metalo-cerâmicas fabricadas pela técnica da cera-perdida convencional. Os espécimes foram divididos em quatro grupos: (1) metalo-cerâmico, (2) Procera Bridge Zircônia, (3) Sistema Lava AllCeramic, e (4) Vita In-Ceram YZ 2000. Todas as PPFs foram vedadas com o cimento ionômero de vidro (Ketac Cem EasyMix, 3M ESPE). Dois métodos de medição foram usados para analisar a adaptação marginal: um programa de análise de imagem (AI) e um escaneamento por microscópio eletrônico (ME) (JEOL JSM-6400) com ampliações de 40X e 1,000X, respectivamente. As diferenças observadas entre grupos foram para AI ($p = 0,0001$) e ME ($p = 0,0013$). As diferenças significantes foram observadas para o Procera ($p = 0,0050$) e metalo-cerâmica ($p = 0,0039$) quando ambos os métodos de medição foram avaliados separadamente. Os resultados dos quatro grupos analisados foram dentro dos níveis de aceitação clínica, sendo que o Procera Bridge Zircônia obteve a melhor adaptação marginal em ambos os métodos de medição.

O Everest é um sistema que inclui uma máquina de digitalização, um software CAD, uma máquina e um forno para sinterizar a cerâmica. A digitalização do modelo de gesso (anti-reflexo) é feita por uma leitura óptica por meio de uma câmera CCD (dimensão real 1:1 e precisão de 20 μm), sendo a imagem 3D criada por meio de 15 seqüências de projeção. A restauração protética é então desenhada num software CAD, e posteriormente fresada segundo movimentos de corte de cinco eixos, em blocos de vários tipos de materiais: Zircônia parcialmente sinterizada (ZS-Blanks); Zircônia totalmente sinterizada (ZH-Blanks); Titânio (grau 2- T-Blanks) e cerâmica de vidro reforçada com Leucita¹⁰.

Okutan et al.⁴¹ estudaram a resistência à fratura de coroas cerâmicas fabricadas em zircônia estabilizada por ítrio (Everest HPC), bem como a influência da cimentação na adaptação marginal das coroas. Antes e após a cimentação das coroas, cada conjunto foi moldado com silicone de adição e preenchido com resina epóxi (técnica da réplica), sendo a análise da precisão marginal realizada com o auxílio de um estereomicroscópio com 40x de aumento. Todos os espécimes foram submetidos a uma ciclagem térmica (5°/55°C, tempo imersão: 60 s) e mecânica (carga: 49 N, Frequência: 1,3 Hz) simulando a

mastigação, sendo realizados 1.200 milhões de ciclos. Utilizando uma máquina de ensaio universal, foi aplicada uma carga perpendicular em cada coroa (velocidade: 2 mm/min), até o momento da sua fratura. Os resultados demonstraram que a cimentação aumentou significativamente a discrepância marginal das restaurações cerâmicas, sendo: antes da cimentação- G1 ($32,7 \pm 6,8 \mu\text{m}$), G2 ($33 \pm 6,7 \mu\text{m}$) e após a cimentação- G1 ($44,6 \pm 6,7 \mu\text{m}$) e G 2 ($44,6 \pm 7,7 \mu\text{m}$).

Tsalouchou⁴² avaliou a resistência a fadiga e a fratura da cerâmica para infraestrutura (Zircônia Everest) após sua cobertura com cerâmica sinterizada e prensada. Cinquenta *copings* de zircônio (Kavo Everest ZS-Blanks) foram feitos com a utilização da tecnologia CAD/CAM e divididos igualmente em dois grupos. Para o grupo 1 a cerâmica de cobertura utilizada foi a prensada (IPS e.max® ZirPress) e para o grupo 2 a cerâmica de cobertura utilizada foi a sinterizada (IPS e.max® Ceram). Todos os espécimes foram submetidas à ciclagem mecânica (50.000 ciclos; 1 Hz; 20 - 200N) e em seguida as amostras foram submetidas em uma máquina de ensaio universal (V= 1mm/min) à fadiga dinâmica até a fratura. Não houve nenhuma diferença na resistência à fadiga da cerâmica de infraestrutura Zircônia Everest quando a mesma foi recoberta por uma cerâmica de cobertura sinterizada ou prensada.

Encke⁴³ avaliou em um período de 5 anos, o resultado clínico da cerâmica a base de zircônia (KaVo Everest HPC®) de coroas totais em dentes posteriores em comparação com coroas de ouro (grupo controle). Os pacientes que somam 223 foram aleatoriamente divididos em dois grupos de tratamento. Desses, 123 pacientes foram restaurados com 123 coroas fabricadas pelo Everest HPC (CAD/CAM - Kavo Everest) e 100 pacientes receberam 100 coroas de ouro. Depois de um período de observação de 6, 12 e 24 meses, as porcentagens de sobrevida em perspectiva (Kaplan-Meier) das coroas Everest HPC foram 97,9 %, 95,1 % e 89,8 % e para as 100 coroas de ouro foram 100%, 94,8 % e 92,7 %, respectivamente. Não houve nenhuma diferença significativa entre os dois grupos ($p = 0,2$). Os índices de insucesso após 1 ano foram 4,9 % da Everest HPC e de 5,2 % das coroas de ouro. Desadaptações marginais foram encontradas em 49,5 % das coroas cerâmicas avaliadas e em 26,1 % das coroas de ouro. Só 1,9 %

das coroas Everest HPC tiveram uma fenda marginal. Concluiu-se que coroas Everest HPC podem ser indicadas para restaurações posteriores.

DISCUSSÃO

As cerâmicas são definidas como materiais compostos por uma combinação de elementos metálicos (Alumínio, Cálcio, Lítio, Magnésio, Potássio, Sódio, Zircônio, Titânio) e não metálicos (Oxigênio, Silício, Boro, Flúor)³. Em geral, são compostas por duas fases: uma fase cristalina circundada por uma vítrea. As cerâmicas apresentam propriedades como: fundibilidade, moldabilidade, injetabilidade, usinabilidade, cor, opacidade, translucidez, resistência à abrasão, resistência e tenacidade à fratura, sendo estas propriedades importantes para a microestrutura das cerâmicas⁷. Dentre as restaurações indiretas (metais e resinas compostas) que visam à substituição de elementos dentais perdidos, talvez a mais tradicional e utilizada seja a metalocerâmica, porém, a limitação estética dessas restaurações, segundo Scaffa¹ e Oliveira, Saito e Oliveira² impulsionou o desenvolvimento de novos materiais. Com isso, as cerâmicas ganharam grande destaque, Gomes et al.³¹ apresentaram algumas vantagens que explicaram a sua crescente popularidade: fluorescência, translucidez, opalescência, opacidade, biocompatível, estabilidade química, resistência à abrasão. Oliveira, Saito e Oliveira² entretanto, demonstrou algumas características indesejáveis que impedem o uso irrestrito das cerâmicas odontológicas, como, por exemplo, a sua baixa tenacidade à fratura e alto potencial de desgaste dos antagonistas. Já em relação à técnica de confecção, Bottino³ apresenta como desvantagens a grande complexidade na confecção e alta sensibilidade técnica.

Durante os últimos 20 anos, verificou-se um grande desenvolvimento da tecnologia CAD/CAM, principalmente em relação à leitura dos preparos dentários, aos programas de desenho virtual, aos materiais (a alumina, a zircônia e o titânio) e à maquinação das restaurações protéticas⁶. Essa tecnologia também é utilizada na automatização da produção de infraestruturas protéticas a partir de blocos pré-formados, permitindo uma padronização da qualidade e a utilização de materiais que apresentam melhor desempenho e com alta qualidade estética^{11,12,13,14}.

Stappert et al.²³ avaliaram a influência da ciclagem mecânica e térmica na adaptação marginal de blocos de IPS e.max Press e ProCAD, o que segundo o autor, gerou valores de adaptação marginal aceitáveis clinicamente, entre 56 e 75 μm . Guess et al.⁴⁴ também avaliaram a influência da termociclagem sobre as cerâmicas IPS e.max Press, mas diferente, este estudou o impacto da termociclagem na resistência ao cisalhamento da IPS e.max Ceram, e o resultado foi que não houve diferenças estatísticas significantes para o grupo testado, concluindo que a resistência de união entre o *coping* de zircônia e a cerâmica de cobertura não foi afetada pela termociclagem. Clausen, Tara e Kern²⁶ a resistência à fadiga mastigatória de restaurações em molares de IPS e.max Press e constataram valores de resistência a fratura de até 4173N.

Plengsombut et al.²⁴ estudaram o efeito da flexão de três pontos sobre dois formatos de conectores, utilizando os materiais IPS e.max Press, IPS e.max CAD e IPS e.max ZirCAD. A resistência à fratura por flexão para os materiais foi afetada pela técnica de confecção e pelo formato do conector, exceto para as cerâmicas prensadas (IPS e.max Press), o que justificaria a longevidade encontrada por Wolfart et al.²⁵ que avaliaram o resultado clínico de oito anos de cerâmicas IPS e.max Press, e obtiveram um índice de longevidade de 93% e Fabianelli et al.²² onde não constataram nenhuma falha durante 12 meses de acompanhamento de coroas realizadas em IPS e.max Press e IPS e.max CAD, apresentando uma performance satisfatória.

A adaptação marginal de restaurações confeccionadas pelo sistema CEREC foram avaliadas por Denissen et al.³³, Blind e Mormann³⁷ e Att et al.⁴. Denissen et al.³³ encontraram uma discrepância marginal de 85 μm para *inlays* confeccionadas pelo sistema, já Blind e Mormann³⁷ encontraram valores médios de 43 e 71 μm para coroas totais. Att et al.⁴ diferentemente de Denissen et al.³³, confeccionaram PPFs de três elementos, mas também encontraram valores médios próximos de 64 a 78 μm , sendo todos aceitáveis clinicamente.

Souza et al.³⁴ e Giannetopoulos⁸ também avaliaram a adaptação marginal de coroas totais do sistemas CEREC, mas ambos analisaram a influência do término cervical sobre a mesma. Souza et al.³⁴ avaliou os termos ombro arredondado ($28,24 \pm 11,92 \mu\text{m}$), chanfro inclinado

($99,92 \pm 18,32 \mu\text{m}$) e chanfro largo ($64,71 \pm 25,64 \mu\text{m}$), e Giannetopoulos⁸ avaliaram bisel 45° ($105 \pm 34 \mu\text{m}$), chanfro ($94 \pm 27 \mu\text{m}$) e ombro 90° ($91 \pm 22 \mu\text{m}$). Apesar das diferenças, ambos os autores concluíram que os valores gerados foram aceitáveis clinicamente.

A estrutura Procera está indicada para as mais variadas situações clínicas, desde coroas unitárias com espaço suficiente, pilares, a reabilitações complexas com pontes e implantes¹. É indicada também em casos de *Abutment* personalizável estético e *Abutment* personalizável em titânio para próteses unitárias ou PPFs³.

Uma das principais vantagens das infra-estruturas do Procera é a sua elevada resistência a fratura sob pressão, comparada com os outros tipos de infraestruturas utilizadas para próteses livres de metal³⁵, e outras vantagens são as propriedades óticas favoráveis para mascarar as estruturas sob a prótese e a boa adaptação marginal, e como desvantagens, o escaneamento mecânico e o *coping* monocromático³.

Denissen et al.³³ avaliaram a adaptação marginal de *onlays* confeccionadas pelo sistema Procera e encontraram um valor médio de 68 μm , com uma espessura de cimento de 81 μm , sendo aceitável clinicamente. Att et al.⁴ avaliaram a discrepância marginal de próteses fixas de 3 elementos antes e após a cimentação com ionômero de vidro e depois da simulação mastigação, encontrando os respectivos valores: 89 μm , 89 μm e 88 μm . Essa diferença entre Denissen et al.³³ e Att et al.⁴ pode ser pelo fato do primeiro autor utilizar restaurações *onlays* e o segundo próteses fixas de três elementos. Também foram aceitáveis os valores de adaptação marginal encontrados por Boening³⁶, onde confeccionou coroas em dentes anteriores (90 μm) e em dentes posteriores (118 μm) e Beuer et al.³² que constatou a presença de gaps inferiores a 120 μm .

As vantagens do sistema LAVA são: a possibilidade do escaneamento da arcada antagonista e a reprodução da relação intermaxilar, possibilitando a forma virtual dos registros oclusais, facilitando a projeção virtual da infra-estrutura³; a cerâmica utilizada na metodologia LAVA SYSTEM, une biocompatibilidade e ótimas qualidades físicas e químicas que se traduzem clinicamente em uma resistência mecânica compatível às cargas mastigatórias³⁸; a possibilidade da coloração da estrutura

antes da sinterização, com isso, uma infraestrutura já cromatizada facilita o trabalho do técnico diante a fase de recobrimento estético com espessura suficiente e estética ideal³. As desvantagens seriam a dimensão do bloco e a extensão limitada da infraestrutura³.

Alguns autores estudaram^{2,40} a adaptação marginal de restaurações do sistema LAVA. Oliveira, Saito e Oliveira² avaliaram a influencia do uso de brocas multilaminadas e do microscópio operatório no momento do acabamento dos preparos sobre a adaptação marginal, sendo que com o auxílio do microscópio operatório a adaptação foi de 58,49 μm e sem o mesmo foi de 90,94 μm . Com isso, o auxílio de microscópio operatório foi relevante no acabamento de preparos para o LAVA. Gonzalo et al.⁴⁰ pesquisaram dois métodos para medir a adaptação marginal de cerâmicas LAVA, utilizando um programa de análise de imagem e um escaneamento por microscópio eletrônico, alcançando, respectivamente, os seguintes valores para adaptação marginal: 71 \pm 45 μm e 76 \pm 37 μm . Apesar dos autores^{2,40} utilizarem técnicas e modos diferentes para avaliar a adaptação marginal, todos estes encontraram valores para a adaptação clinicamente aceitáveis.

Uma das vantagens do sistema Everest é o número de eixos da unidade de fresagem, pois é um dos parâmetros que mais influi na capacidade de detalhe geométrico das restaurações. Aparelhos com maior número de eixos permitem que as brocas possam assumir mais posições de acordo com o bloco e assim produzir maiores detalhes¹⁰. No sistema CEREC, os blocos são sempre seguros por um elemento de suporte de um dos lados do bloco, o que impede a ação da broca nessa zona³⁴. Já o sistema Everest introduziu o conceito de suporte por meio de resina acrílica, permitindo, desse modo, a total liberdade de movimentação das brocas em torno da restauração. Embora isso seja uma vantagem em termos de capacidade geométrica, torna o sistema mais lento, pois exige uma intervenção manual no meio do processo de fresagem para nova colocação de resina acrílica de suporte¹⁰.

Okutan⁴¹ e Encke⁴³ avaliaram a adaptação marginal do sistema Everest sobre diferentes aspectos. Okutan⁴¹ investigou a influência da cimentação (resinosa e com ionômero de vidro) na adaptação, encontrando valores médios de

32,7 \pm 6,8 μm e 33 \pm 6,7 μm antes da cimentação e 44,6 \pm 6,7 μm e 44,6 \pm 7,7 μm após a cimentação, apresentando um ligeiro aumento da discrepância marginal, em decorrência da cimentação, mas sendo aceitável clinicamente e compatível com os demais sistemas cerâmicos. Já Encke⁴³ concluiu que coroas Everest possuem boa adaptação marginal, podendo ser utilizadas tanto em região anterior como posterior.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

1- As indicações clínicas para as cerâmicas de base de dissilicato de lítio (IPS e.max Press) são: *inlay*, *onlay*, *overlay*, facetas laminadas, coroa total anterior e posterior, próteses parciais fixas de até 3 elementos em região anterior e de pré-molares.

2- As indicações clínicas para as cerâmicas reforçadas por óxido de zircônia (CEREC III, Procera, LAVA e Everest) são: *inlay*, *onlay*, *overlay*, coroa total anterior e posterior, facetas laminadas, próteses parciais fixas de até 4 elementos em regiões anteriores e posteriores e próteses parciais fixas com *cantilevers*.

3- Os valores de adaptação marginal para os sistemas cerâmicos estudados foram clinicamente aceitáveis e variaram de 24 a 105 μm .

4- Todos os sistemas cerâmicos avaliados apresentaram longevidade clínica satisfatória dentro do período de no máximo 10 anos.

REFERÊNCIAS

1. Scaffa PMC. Efeitos de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união de um cimento resinoso à zircônia. [Dissertação] – São Paulo: Programa de pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2009.
2. Oliveira AA, Saito T, Oliveira SHG. Adaptação marginal de copings de três sistemas cerâmicos em função de dois tipos diferentes de terminação cervical. Rev. Ciênc. Ext 2007; 3(2):28, 2007.
3. Bottino MA. Percepção – Estética em próteses Livres de Metal em Dentes Naturais e Implantes. São Paulo: Ed Artes Médicas, 2009.
4. Att W et al. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. J Prosthet Dent 2009; 101:239-47.
5. Mormann WH. The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. Int J Comput Dent. 2004; 7(1):11-24.
6. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compendium 2005; 26:507-16.
7. Witkowski S. (CAD-)/CAM in dental technology. Quintessence Dent Technol. 2005; 28:169-84.
8. Giannetopoulos S, Van Noort R, Tsitrou E. Evaluation of the marginal integrity of ceramic copings with different marginal angles using two different Int J Dent, Recife, 11(1):55-65, jan/mar, 2012 <http://www.ufpe.br/ijd>

- CAD/CAM systems. Dent Mater 2010; Available online 18 August; In Press, Corrected Proof
9. Guazzato M et al. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. Dent Mater 2004; 20(5): 449-56.
10. Correia ARM, et al. CAD-CAM: informatics applied to fixed prosthodontics. Rev Odontol UNESP. 2006; 35(2):183-89.
11. McLaren EA, Terry DA. CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. Compend Contin Educ Dent 2002; 23(7):637-42.
12. Kurbad A. Clinical aspects of all-ceramic CAD/CAM restorations. Int J Comput Dent 2002; 5(2-3):183-97.
13. Kugel GL, Perry RD, Absoushala A. Restoring anterior maxillary dentition using alumina and zirconia based CAD/CAM restorations. Compend Contin Educ Dent 2003; 24(8):569-72.
14. Fasbinder D. Utilizing lab-based CAD-CAM technology for metal-free ceramic restorations. Dent Today 2003; 22(3):10-5.
15. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent 2004; 92(6):557-62.
16. McLaren EA, Giordano II RA. Zirconia-based ceramics: material properties, esthetics, and layering techniques of a new veneering porcelain, VM9. Quintessence Dent Technol 2005; 28:99-111
17. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. Dent Mater, 2010; Available online 21 November; In Press, Corrected Proof.
18. Dehoff PH, Anusavice KJ, Gotzen N. Viscoelastic finite element analysis of an all-ceramic fixed partial denture. J Biomechanics 2006; 39(1):40-48.
19. Borges GA, Sophr AM, De Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different ceramics. J Prosthet Dent 2003; 89:479-88.
20. Brochu J, El-Mowafy O. Longevity and Clinical Performance of IPSEmpress Ceramic Restorations- A Literature Review. J Can Dent Assoc 2002; 68(4):233-239.
21. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent 2004; 92:551-6.
22. Fabianelli A et al. Traditional and CAD/CAM generated metal-free restorations. 12-Month follow-up. Dent Mater 2010; 26: 50-51
23. Stappert CFJ et al. Effect of mouth-motion fatigue and thermal cycling on the marginal accuracy of partial coverage restorations made of various dental materials. Dent Mater 2008; 24: 1248-1257.
24. Plengsombut K et al. Effect of two connector designs on the fracture resistance of all-ceramic core materials for fixed dental prostheses. J Prosthet Dent 2009; 101:166-173.
25. Wolfart S et al. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: Up to 8 years results. Dent Mater 2009; 25: 63-71.
26. Clausen JO, Tara MA, Kern M. Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. Dent Mater 2010; 26: 533-538.
27. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. J Biomed Mater Res 1989; 23(1):45-61.
28. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. Dent Mater 2005; 21(5):476-82.
29. Miyashita E, Fonseca AS. Odontologia estética: o estado da arte. 1ª Ed. Artes Médicas, S Paulo, SP. 2004.
30. Mormann WH, Bindl A. The CEREC 3 – a quantum leap for computer-aided restorations: initial clinical results. Quintessence Int 2000; 31(10):699-712.
31. Gomes EA et al. Ceramic in dentistry: current situation. Ceramic 2008; 54: 319-325.
32. Beuer F et al. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings – A new fabrication mode for all-ceramic restorations. Dent Mater 2009; 25:121-128
33. Denissen H et al. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. J Prosthet Dent 2000; 84(5):506-513.
34. Souza ROA. Avaliação das discrepâncias marginal vertical e interna de coroas totais cerâmicas confeccionadas por um sistema CAD/CAM, variando o término cervical [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2007.
35. Pallis K et al. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. J Prosthet Dent 2004; 91(6):561-9.
36. Boening K et al. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. J Prosthet Dent 2000; 84(4):419-424.
37. Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. J Oral Rehabil 2005; 32(6):441-7.
38. Suttor D. Lava zirconia crowns and bridges. Int J Comput Dent 2004; 7(1):67-76.
39. Chai J, Chong KH. Probability of Failure of Machined Zirconia dental Ceramic Core Materials. Int J Prosthodont 2009; 22:340-341.
40. Gonzalo E et al. Comparative analysis of two measurement methods for marginal fit in metal-ceramic and zirconia posterior FPDs. Int J Prosthodont 2009; 22:374-377.
41. Okutan M et al. Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO₄ all-ceramic crowns after chewing simulation. J Oral Rehabil 2006; 33:827-32.
42. Tsalouchou E. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. Dent Mater 2008; 24:308-318.
43. Encke BS et al. Results of a prospective randomized controlled trial of posterior ZrSiO₄-ceramic crowns. J Oral Rehabil 2009; 36: 226-235.
44. Guess PC et al. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. Dent Mater 2008; 24: 1556-1567.

Recebido em 14/02/2011

Aceito em 01/04/2012