

JULIANA MARIA CAPELOZZA BOAVENTURA



1290004559

TCE/UNICAMP  
B63c  
FOP

## **COROAS IN-CERAM**

Monografia apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, como requisito para obtenção de Título de Especialista em Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Luís Alexandre Maffei  
Sartini Paulillo

322

PIRACICABA

2004

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA  
BIBLIOTECA

Unidade FOP/UNICAMP
N. Chamada B63c
Vol. Ex.
Tombo BC/

Unidade - FOP/UNICAMP  
TCE UNICAMP  
B63c Ed.  
Vol. Ex.  
Tombo 4559  
C  D   
Proc. 16P-134/2010  
Preço R\$ 11,00  
Data 03/03/2010  
Registro 473247

#### Ficha Catalográfica

B63c	Boaventura, Juliana Maria Capelozza. Coroas In-Ceram. / Juliana Maria Capelozza Boaventura. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2004.  Orientador : Prof. Dr. Luís Alexandre Maffei Sartini Paulillo. Monografia (Especialização) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.  1. Cerâmica. 2. Estética dentária. 3. Coroas. 4. Porcelana dentária. 5. Materiais biocompatíveis. I. Paulillo, Luís Alexandre Maffei Sartini. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.  (hmc/fop)
------	---

Palavras-chave em inglês (Keywords): 1. Ceramics. 2. Esthetics, dental.  
3. Crowns. 4. Dental porcelain. 5.  
Biocompatible materials.

Área de concentração: Dentística

Titulação: Especialista em Dentística

Número de páginas: 50

## DEDICATÓRIA

A **Deus**, que sempre me dá forças para prosseguir na minha caminhada, proporcionando o privilégio do dom da vida. *Agradeço por tudo!!!*

Aos meus queridos pais **Antônio e Virgínia**, pela força e compreensão nos meus momentos de decisão. Obrigada pelo amor, paciência, carinho e dedicação que sempre tiveram comigo, e por me ajudarem moralmente e intelectualmente.

Aos meus queridos irmãos **Raquel, César e Camila** pela amizade e união, além de estarem constantemente presente em todos os momentos da minha vida.

Ao meu querido namorado **César**, pelo seu amor, paciência e compreensão nos meus momentos de estudo e ausência. Obrigada por sempre me apoiar e me incentivar a crescer.

## AGRADECIMENTOS

A Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do seu diretor **Prof. Dr. Thales Rocha de Mattos Filho**, onde tive a oportunidade de dar um importante rumo ao crescimento científico e profissional.

Ao **Prof. Dr. Luís Alexandre Maffei Sartini Paulillo**, coordenador do curso de Especialização de Dentística da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela orientação, amizade e dedicação neste trabalho, sempre transmitindo conhecimento, e acima de tudo mostrando o valor da profissão e incentivando a prosseguir sempre nesta caminhada.

Ao **Prof. Dr. Raul Sartini Filho**, pela amizade, convívio e disponibilidade em transmitir os conhecimentos aos alunos do curso de Especialização.

Ao **Prof. Dr. José Roberto Lovadino**, pela atenção, amizade, e convívio durante todo o curso de Especialização

Ao **Prof. Dr. Marcelo Gianinni**, pela dedicação e atenção, além de transmitir os conhecimentos de dentística.

As bibliotecárias **Heloísa Maria Ceccotti** e **Marilene Girello** pela orientação, correção, e atenção desta monografia.

Aos amigos do curso de Especialização **Claudia C. C. Telles, Cristiane Lara Antonelli, Débora C. A. Moreno, Eric C. Baccelli, Fernanda Estaregue, Lara C. Monteiro, Marco A. Grecco, Maria Célia S. M. S. Chierighini, Priscila B. Locatelli, Rogério A. Laghi e Taciana K. Grego**, pela amizade de irmãos, apoio, convivência e companheirismo durante todo o curso e em todos os momentos da vida.

A todas as pessoas que participaram, contribuindo para realização deste trabalho, direta ou indiretamente, meu agradecimento.

“ O dia de ontem é apenas um sonho. O amanhã, uma simples visão. Mas, o dia de hoje, bem vivido, faz de cada dia passado um sonho de felicidade e de cada dia futuro uma visão de esperança. Sejamos pois, cuidadosos com o dia presente. ”

Provérbio Sânscrito

## SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS	7
RESUMO	8
ABSTRACT	9
1 INTRODUÇÃO	10
2 REVISÃO DE LITERATURA	13
3 DISCUSSÃO	33
4 CONCLUSÃO	42
REFERÊNCIAS	43
BIBLIOGRAFIA	47
APÊNDICES	48

## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

MPa - Megapascal

PPF - Prótese Parcial fixa

N - Newton

Hz - Hertz

PFM - Porcelana fundida ao metal

ANOVA - Análise de variância

## RESUMO

O propósito desse trabalho foi fazer uma revisão sobre os estudos das coroas In-Ceram relacionando as suas indicações, vantagens, desvantagens, forma de preparo e cimentação, bem como os fatores que contribuem para falhas e auxiliem na resistência. Devido à necessidade de se buscar uma estética mais natural e biocompatível, novos materiais cerâmicos foram introduzidos como as cerâmicas In-Ceram. Essas cerâmicas não necessitam de estrutura metálica, e sua infra-estrutura em óxido de alumínio, após ser infiltrado de vidro torna-se um material resistente, aumentando em até três vezes a resistência de uma coroa pura de cerâmica convencional. Além da coroa In-Ceram Alumina que agrega o óxido de alumínio, a Vita apresenta ainda duas variações como o In-Ceram Spinell que é composto de óxido de alumina e óxido de magnésio, conferindo maior translucidez e também o In-Ceram Zircônia que apresenta uma mistura de óxidos de alumina com óxido de zircônia, que resulta em um aumento da resistência. As coroas In-Ceram podem ser indicadas para coroas unitárias anteriores e posteriores, facetas, inlays, onlays, próteses parciais fixas (PPFs) anteriores e posteriores e próteses sob implantes e são contra-indicadas em pacientes com hábitos parafuncionais, dentes com espaço interoclusal insuficiente, coroa clínica curta e preparo dentário inadequado. O término para o preparo do In-Ceram deve ser sem forma de ombro arredondado ou em chanfrado. O desgaste axial deve ter profundidade de 1,5 a 2,0 mm, e na incisal ou oclusal deve ser de 1,5 a 2,0 mm. Para a cimentação das coroas In-Ceram podem ser usados o cimento de fosfato de zinco, cimento de ionômero de vidro ou os cimentos adesivos, porém a cimentação adesiva não permite o condicionamento com ácido fluorídrico, pois haverá desintegração do coping de alumina.

## ABSTRACT

The purpose of this work was to review studies on In-Ceram ceramic crowns addressing the indications, advantages, disadvantages, tooth preparation, and cementation, as well as factors that contribute to failures and improve mechanical resistance. Due to the necessity of biocompatibility and a more looking natural esthetics, newer ceramic materials were introduced and marketed as In-Ceram dental porcelains. This class of ceramic material does not pursue a metallic substructure. The coping is composed of aluminum oxide and once glass-infiltrated; it acquires mechanical strength, increasing up to three times the overall resistance of all ceramic crowns. Besides In-Ceram Alumina crowns, Vita offers other two variations of the In-Ceram family: In-Ceram Spinell, composed of aluminum and magnesium oxides, providing more translucence, and In-Ceram Zirconia, composed of aluminum and zirconium oxides, which results in increased resistance. In-Ceram crowns can be indicated for single anterior and posterior crowns, laminate veneers, inlays, onlays, anterior and posterior FPDs, implant-supported prostheses, being contra-indicated in cases of parafunctional habits, lack of interocclusal space, short clinical crowns, and inadequate tooth preparation forms. Either a rounded cervical shoulder or chamfer is recommended for terminal configuration. Cutting depth on axial walls corresponds to 1.5 to 2.0 mm; occlusal and incisal reduction ranges from 1.5 to 2.0 mm. In-Ceram crowns can be luted either with zinc phosphate, glass-ionomer or adhesive cements; however, internal crown etching with hydrofluoric acid is contra-indicated, due to chemical disintegration of alumina copings.

## 1 INTRODUÇÃO

As próteses metalocerâmicas foram utilizadas por muitas décadas e continuam sendo utilizadas até hoje com resultados bastante satisfatórios. Mas, pelo fato de apresentarem cinta metálica, acarretam na estética final, devido à área de sombreamento sob o tecido gengival, o que dificulta a condução da luz na cerâmica. Para superar esses problemas, novos materiais cerâmicos foram introduzidos sem a estrutura metálica devido à necessidade de se buscar biocompatibilidade e uma estética mais natural. No entanto, sem a infra-estrutura metálica, as resistências dessas restaurações ficam comprometidas (Rosa & Gressler, 2001).

Esse problema pode ser contornado com a chegada de novos sistemas cerâmicos, como as cerâmicas In-Ceram desenvolvidas pela companhia Vita Zahnfabrik por Michael Sadoun em 1985.

O sistema In-Ceram é uma infra-estrutura em óxido de alumínio, que após ser infiltrado com vidro torna-se um material resistente, aumentando em até três vezes a resistência de uma coroa pura de cerâmica convencional. Esse sistema recebe o nome de In-Ceram Alumina, e está indicado para coroas unitárias anteriores e posteriores e PPFs de três elementos. Nos estudos de Sorensen *et al.* (1998) que fizeram acompanhamento por 3 anos de PPFs In Ceram Alumina anteriores e posteriores, relataram que as próteses In-Ceram Alumina podem ser usadas com segurança na região anterior.

A medida da resistência flexural mostra que o In-Ceram Alumina é três a quatro vezes mais forte que a cerâmica feldspática e a cerâmica vítrea (Bindl & Mormann, 2002).

De acordo com Garone Neto & Burger (1998) esta porcelana foi desenvolvida com a intenção de alcançar propriedades comparadas as das próteses metalocerâmicas e uma adaptação marginal comparada as coroas de ouro. Por sua vez, os copings In-Ceram mostraram se opacos, e apesar de solucionar o problema da presença de metais, preservou a não passagem parcial da luz pela estrutura (Hirata *et al.*, 2000).

A Vita apresenta ainda no mercado, duas variações do sistema In-Ceram, que são o In-Ceram Spinell e o In-Ceram Zircônia. O In-Ceram Spinell, além de óxido de alumínio agrega o óxido de magnésio, o que confere o dobro da translucidez do In-Ceram Alumina. Já o In-Ceram Zircônia apresenta uma mistura de óxidos de alumina com óxido de zircônia, que resulta em um aumento da resistência a flexão.

O In-Ceram Spinell é indicado no caso de onlays, inlays, facetas e coroas unitárias anteriores, ou seja, segundo Bottino *et al.* (2002), no caso de situações onde se deseja o máximo de translucidez da estrutura. Já no caso de In-Ceram Zircônia, são indicadas para coroas unitárias posteriores, PPF de três elementos, incluindo áreas posteriores sob dentes naturais ou implantes.

A PPF a base de zircônia parcialmente estabilizada é uma alternativa estética e segura as PPFs metalocerâmicas (Tinschert *et al.* 2001a).

No caso de PPFs de cerâmica pura, uma taxa de sucesso maior que 90% em 5 anos é considerado padrão de ouro para estudos clínicos determinarem a eficiência das restaurações (Raigrodski & Chiche; 2002).

Para Bind & Mormann (2002) que avaliaram a sobrevida e qualidade clínica das coroas posteriores In-Ceram Alumina e Spinell, provaram que ambas coroas são viáveis, mas o In-Ceram Spinell teve uma resistência mecânica menor (281 Megapascal- MPa) do que o In-Ceram Alumina (530 MPa).

De acordo com estudo de McLaren & White (2002), as coroas In-Ceram possuem um risco suavemente maior a perda por fratura que as coroas metalocerâmicas, mas esse risco é pequeno em comparação a cáries ou outros riscos encarados por outros tipos de coroas.

A extensão da desadaptação das restaurações dentárias está intimamente associada com o desenvolvimento de cáries secundárias e periodontites (Groten *et al.*, 2000).

As coroas In-Ceram mesmo apresentando inúmeras vantagens como: estética, biocompatibilidade, fidelidade marginal, apresenta também contra-indicações, no caso, pacientes portadores de parafunção, dentes com espaço interoclusal insuficiente e preparo dentário inadequado (Rosa & Gressler, 2001).

Quanto ao preparo, o término cervical pode ser realizado em chanfrado profundo sempre que se conseguir apoio mecânico ou ombro arredondado. A profundidade do preparo marginal é de 0,6 mm a 1,2 mm e a incisal ou oclusal de 1,5 mm a 2,0 mm, dependendo do tipo de dente e suas características individuais. No trabalho de Scotti *et al.* (1995), o término em chanfrado profundo ou ombro em 50 graus foram adequadas.

As coroas In-Ceram podem ser cimentadas com cimento fosfato de zinco, cimento de ionômero de vidro ou cimento resinoso. Para coroas escuras ou com núcleos metálicos fundidos, pode se usar o fosfato de zinco devido a sua opacidade. Para coroas não escuras e sem núcleos, são recomendados os cimentos de ionômero de vidro ou cimentos resinosos. No caso do cimento resinoso, a cerâmica In-Ceram não pode ser condicionada com ácido fluorídrico, pois haverá desintegração do coping de alumina.

A infra-estrutura de alumina infiltrada de vidro é altamente resistente aos ataques químicos, e com isso a superfície interna das restaurações permanece lisa, portanto, podendo ser cimentadas com fosfato de zinco ou cimento de ionômero de vidro (Miranda *et al.*, 2003).

Evoluções clínicas das coroas In-Ceram são bastante promissoras e taxas de sucessos tão altas tem sido informadas. Recentemente, Haselton *et al.* (2000) tem informado 100% satisfação dos pacientes quando tratados com coroas In-Ceram.

Por isso torna-se relevante o estudo das cerâmicas In-Ceram relacionando as suas indicações, contra-indicações, vantagens, desvantagens, forma de preparo e cimentação, bem como os fatores que contribuem para falhas e auxiliem na resistência.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

De acordo com a bibliografia consultada, parece-nos de relevante importância as seguintes citações.

McLean (1991) relatou sobre a ciência e arte das cerâmicas dentais. Desde o século 18, as cerâmicas eram grupos de materiais que apresentavam resistência à corrosão, abrasão e ácidos fortes. Hoje, novas cerâmicas estão sendo indicadas para substituir as restaurações metalocerâmicas. Porém, esses materiais sofrem uma série de limitações como baixa resistência à fratura por tração, são mais duras que o esmalte dental e podem causar um desgaste excessivo durante a mastigação, e são frágeis quando comparados às ligas de ouro. Diversas pesquisas foram realizadas sobre a integridade da superfície e mostraram que a resistência e a longevidade das restaurações eram dependentes da superfície da cerâmica.

Grey et al. (1993) avaliaram a resistência a fratura de coroas convencionais e de um novo sistema de cerâmica. Para seus estudos, foram utilizados doze troqueis de latão simulando preparo de pré-molar. Trinta e três coroas foram confeccionadas, sendo onze do tipo alumínica, onze metalocerâmica e onze In-Ceram. Para verificar as dimensões do coping foi utilizado um espaçador. As coroas alumínicas e metalocerâmicas foram fabricadas de acordo com as recomendações do fabricante. Para as coroas In-Ceram, os troqueis de latão foram moldados com uma silicona de adição Provil, em seguida, foram preenchidos com revestimento apropriado para In-Ceram, depois foi aplicado o espaçador e construídas as coroas In-Ceram. Após a confecção, os corpos de prova foram fixados nos troqueis de latão usando cimento de fosfato de zinco com uma pressão digital. Passados dez minutos, o excesso de cimento foi removido e as coroas foram submetidas a uma carga de fratura (na região central) usando uma máquina de teste Howden a uma velocidade de 0,5 mm/min. Realizados os testes foram obtidos os seguintes resultados: cerâmica alumínica  $916 \pm 121$  (Newton -N), com fratura em direção ao centro da cerâmica; metalocerâmica  $1557 \pm 362$  (N), com fratura da cerâmica na interface metal/óxido; e In-Ceram  $1609 \pm 459$  (N), seis corpos de prova falharam e quatro permaneceram intactos. Os autores chegaram a conclusão que a média de resistência à fratura da cerâmica alumínica In-Ceram foi significativamente maior que a cerâmica alumínica ( $p < 0,0001$ ), mas não foi estatisticamente diferente da metalocerâmica.

Seghi & Sorensen (1995), mediram a resistência flexural de seis materiais cerâmicos reforçados, com dois materiais cerâmicos convencionais servindo como controle.

Foram medidas as resistências flexurais dos corpos-de-prova dos seguintes materiais: trinta corpos-de-prova de Mark II, doze de IPS Empress sem simulação da segunda cocção, dez de IPS Empress com uma segunda simulação, dez de Dicor MGC, dezessete de In-Ceram Alumina, doze de In-Ceram Spinell e doze de In-Ceram Zircônia. Vinte corpos-de-prova de vidro de soda lima e vinte de porcelana feldspática convencional serviram como controle. Todos os corpos-de-prova foram fabricados nas seguintes dimensões: 5mm de largura, 1mm de espessura e 20 mm de comprimento. Os corpos foram montados na máquina de ensaio universal na posição centralizada entre dois cilindros de suporte e foram submetidos á carga em uma velocidade de deslizamento de 0,25 mm/min. Para todos os corpos de prova, uma extensão de teste de 12 mm foi usada, as superfícies foram polidas, receberam glazeamento e foram colocadas sob máxima tensão. A carga de falha foi registrada em newtons e a resistência flexural foi calculada em MPa. Uma análise de variância e o teste de Tukey foram feitos em um nível de significância menor que 0,05. As superfícies fraturadas dos corpos foram avaliadas subjetivamente para aspereza sob um microscópio eletrônico de varredura. A aspereza foi classificada como baixa, moderada ou alta. Do menor para o maior, os seguintes valores de resistências médias flexurais foram medidos: porcelana feldspática convencional, vidro soda lima, IPS Empress (sem simulação), Dicor MGC, In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia. A análise de variância indicou que a diferença entre os valores de resistência flexural média foram estatisticamente significantes. Todos os materiais cerâmicos reforçados tiveram uma resistência flexural significativamente maior que os controles. In-Ceram Zircônia teve uma resistência flexural significativamente maior que qualquer outro dos materiais testados. Os grupos controles demonstraram as menores asperezas das fraturas superficiais. In-Ceram Zircônia, In-Ceram Alumina e ambos IPS Empress tiveram a maior aspereza das superfícies fraturadas, enquanto que o Dicor MGC, Mark II e In-Ceram Spinell tiveram aspereza intermediária. Os autores, portanto, concluíram que o In-Ceram Zircônia teve a maior resistência flexural média. Todos os materiais cerâmicos reforçados tiveram resistência flexural maiores que os grupos controles. A aspereza aumentada encontrada nas superfícies fraturadas dos materiais cerâmicos reforçados sugere que a deflexão da trinca apresenta um papel importante no mecanismo da resistência desses materiais.

Scotti *et al.* (1995) fizeram um estudo clínico das coroas In-Ceram utilizando 45 pacientes atendidos tanto em clínica particular quanto em faculdade de odontologia. Foram preparados 63 dentes. Uma linha de acabamento em chanfrado profundo foi utilizada para 53

dentes, uma linha de acabamento em 50 graus (bisel de ângulo interno e um assento gengival de aproximadamente 1mm) foi usado para sete dentes e um preparo para ombro/chanfrado foi usado para três dentes. A moldagem foi feita utilizando o poliéter e uma técnica de impressão única e de dupla mistura. Os pacientes foram chamados para retorno em intervalos de três meses para os primeiros nove meses e duas vezes ao ano para o restante do período do trabalho. As restaurações foram examinadas quanto à presença de trincas visíveis na luz incidente, presença de fraturas no revestimento estético com ou sem exposição do núcleo In-Ceram, fraturas levando a exposição do dente preparado, abrasão oclusal e sensibilidade do dente preparado ao calor. A adaptação marginal foi avaliada usando uma sonda colocada perpendicularmente a margem da coroa. As restaurações foram avaliadas por um período mínimo de 24 meses e um máximo de 44 meses. Uma coroa fraturou, expondo o pilar e foi recolocada. Mais da metade dos pacientes (62%) exibiram facetas de desgaste, indicando atividade parafuncional cêntrica e excêntrica. Nesse trabalho, portanto, nenhuma fratura ocorreu em 98,4% das restaurações colocadas, uma linha de acabamento em chanfrado profundo ou em ombro em 50 graus provou ser adequada e as grandes porcentagens dos pacientes com hábitos parafuncionais não afetaram adversamente o sucesso.

Para McLean *et al.* (1996), a coroa metalocerâmica é o material mais usado na prótese fixa por causa da sua resistência, entretanto a sua translucidez é afetada pelo coping metálico diminuindo a transmissão de luz através do corpo do dente. Para resolver esse problema estético, surgiram as coroas cerâmicas, que estão indicadas para dentes anteriores em que a estética é de importância primordial, e quando há suporte adequado de um laboratório e experiência com o tipo de coroa escolhido; e estão contra-indicadas para pacientes com atividade parafuncional, quando há preparo inadequado do dente, espessura insuficiente de porcelana na palatina e coroas clínicas pequenas. Os autores também apontaram as vantagens e desvantagens das coroas In-Ceram.

De acordo com Reichel (1997), o sistema In-Ceram é inovador, apresentando excelentes valores físicos por ser uma cerâmica de óxido de alumínio infiltrada com cristais. São salientados pelo autor os requisitos do preparo para a confecção dessa estrutura In-Ceram, as fases laboratoriais, o material de cobertura Vitadur Alpha e a técnica de estratificação que permite aproximar o mais próximo possível da dentição natural, desde a sua forma anatômica perfeita até a sua capacidade de efeitos em diferentes fontes de luz.

Paulillo *et al.* (1997) fizeram um levantamento das porcelanas dentais desde o seu desenvolvimento com a introdução em 1966 de um compósito vidro-alumínio descrito por McLean; a introdução de uma porcelana com alto conteúdo de alumina (Hi Ceram) até o seu estágio atual em que uma nova técnica chamada In-Ceram foi desenvolvida e permite a inclusão de uma alta proporção de material cristalino. Os autores também comentaram que as indicações para restaurações de inlays, onlays e coroas de porcelanas nos dentes posteriores devem ser utilizadas quando a estética é o fator principal, dentes endodonticamente tratados ou onde já exista dente adjacente com porcelana. Como contra-indicações estão os pacientes com bruxismo, dentes curtos ou polpa volumosa, impossibilidade de manter campo operatório seco, e quando o dente antagonista possua restauração com resina composta extensa, devido ao seu potencial de desgaste. Como vantagens, os autores citaram estética, radiopacidade, biocompatibilidade, excelente integridade marginal e como desvantagens, fragilidade antes da cimentação, preparos profundos para aumentar a resistência do material, e campo operatório que não pode ser contaminado pela umidade.

Magne & Belser (1997) determinaram as propriedades mecânicas (resistência à flexão em 3 pontos) da alumina e spinell sinterizados e infiltrados com vidro e investigaram a influência do vácuo durante o processo de infusão usando medidas de densidade. Fizeram também uma avaliação estética subjetiva *in vivo* usando três diferentes núcleos clínicos In-Ceram. Para determinar a resistência à flexão, eles utilizaram corpos de prova padronizados que foram fabricados usando um molde em formato de caixa do material de moldagem polivinil-siloxano que foi vazado com gesso gypsum. Os corpos de prova foram separados da moldeira e cozidos por 2 horas em 1120°C para alumina e 1180°C para spinell, e então os corpos foram impregnados com o vidro em 1080°C para spinell. Assim que esfriou, o vidro excedente foi removido pelo desgaste por um disco de diamante de 40µm. Desse modo, 74 unidades foram produzidas sujeitas ao tratamento térmico de 960°C por 30 min e medidos individualmente ao 0,01 mm mais próximo. Quatro grupos experimentais foram fabricados: o grupo 1 consistiu de vinte elementos de alumina sinterizada infiltrada com o vidro originalmente fabricado para esse material (A1) sem vácuo (Al/A1), o grupo 2 que consistiu de vinte elementos de alumina sinterizada com seu vidro associado (A1) sob vácuo (Al/A1 vácuo), o grupo 3 consistiu de dezesseis elementos de alumina sinterizada infiltrada com vidro desenvolvido para o spinell (S11) sob vácuo (Al/S11 vácuo), e por último o grupo 4 em que teve dezoito elementos de spinell sinterizado infiltrado com vidro associado (S11) sob vácuo (Sp/S11 vácuo). As barras foram submetidas ao procedimento de dobra em 3 pontos

usando uma máquina de ensaio universal (Instron 1114). A resistência flexural,  $M$ , em MPa foi calculada para cada corpo de prova usando a seguinte equação:  $M=3WI/2bd^2$  onde  $W$  é a força de rompimento em Newtons;  $I$  é a extensão teste em mm,  $b$  e  $d$  são respectivamente o tamanho e a altura do corpo de prova em mm. A distribuição de Weibull foi escolhida para as análises estatísticas. Dois parâmetros caracterizaram essa função da distribuição: o parâmetro  $S_0$  da escala ou a resistência ou carga em que 63% dos corpos falharam, o parâmetro do formato  $m$  que é uma constante relacionada à distribuição do dado da falha. Para medidas de densidade dos corpos de prova 1 e 2, usaram um pyknometro. Ambos grupos foram comparados estatisticamente pela média de um teste  $t$  de Student. Já para caracterização estética foi selecionado um exemplo clínico de uma coroa unitária anterior. Três estruturas diferentes foram feitas: um núcleo In-Ceram Alumina convencional, um núcleo modificado In-Ceram Alumina e um núcleo convencional In-Ceram, e foram colocadas sob iluminação direta, transiluminação e fluorescência. Os resultados mostraram para resistência a flexão em 3 pontos que os valores gerais demonstrados são superiores a 92%, indicando que o módulo de Weibul foi aplicado. As diferenças encontradas para os valores de resistência não foram significantes com exceção do grupo 4. Quanto as medidas de densidade a diferença entre os grupos 1 e 2 foi significativo em um nível  $p<0,001$ . Para caracterização estética subjetiva, a translucidez do núcleo spinell é maior quando comparado com as amostras aluminicas. Como uma consequência, ambos núcleos de alumina convencional e núcleo spinell pareceram idênticos *in vivo* apesar de suas diferenças no mascaramento inicial. As duas amostras infiltradas com o vidro do sistema spinell pareceu apresentar translucidez e fluorescência melhoradas quando comparadas com a alumina convencional que exibiu uma translucidez muito limitada e nenhuma fluorescência *in vivo*. Entretanto, quando comparado aos dentes adjacentes hígidos, o resultado primário dessa análise manteve uma falta geral de fluorescência. Os autores, portanto, concluíram que um aumento significativo de densidade foi observado, mas esse aumento não melhorou a resistência flexural do núcleo de preenchimento; a combinação do alumina com o vidro desenvolvido para o spinell resultou em núcleo cerâmico com brilho mais alto, mais translúcido e resistente. O In-Ceram Spinell é uma melhora estética do In-Ceram e fornece uma translucidez aumentada, entretanto resultou em redução de suas propriedades mecânicas e uma falta geral de fluorescência é inerente a ambos núcleos In-Ceram Alumina e In-Ceram Spinell.

Correr Sobrinho *et al.* (1998) avaliaram a resistência a fratura e fadiga em meio seco e úmido das cerâmicas In-Ceram, OPC e IPS Empress. Foram confeccionadas 26 coroas

com 8,0 mm de diâmetro e 8,5 mm de altura para cada tipo de cerâmica. Em seguida, as coroas cerâmicas foram fixadas com cimento fosfato de zinco em um troquel metálico simulando um pré-molar e armazenadas em água destilada a 37°C numa estufa por 24 horas. Para cada sistema cerâmico, dez amostras foram submetidas ao ensaio de resistência à fratura sem fadiga. Um segundo grupo de oito amostras foram submetidos a 10.000 ciclos de fadiga em meio úmido seguido de fratura. Essas amostras foram submetidas ao teste de resistência à fratura na máquina de ensaio universal Instron com velocidade de 1mm/min. Os resultados submetidos a análise de variância e ao teste de Mann-Whitney mostraram que a resistência do In-Ceram foi significativamente maior que o IPS Empress. Nenhuma diferença foi observada entre o In-Ceram e OPC, e o OPC e Empress. A resistência dos três sistemas cerâmicos diminuiu significativamente após a fadiga em meio seco e úmido quando comparado com as amostras fraturadas sem fadiga. Em meio seco, a resistência à fadiga do In-Ceram e OPC foram superiores ao IPS Empress, porém, nenhuma diferença ocorreu em meio úmido. Significantes diferenças na resistência à fratura para os sistemas cerâmicos investigados resultaram da natureza do sistema cerâmico empregado e do meio seco em que as amostras foram submetidas à fadiga.

Correr Sobrinho *et al.* (1998), avaliaram a resistência à fratura e fadiga em meio seco e úmido das cerâmicas In-Ceram, OPC e IPS-Empress. Eles utilizaram 20 coroas com 0,8 mm de diâmetro e 8,5 mm de altura para cada tipo de cerâmica. Essas coroas de cerâmica foram fixadas num troquel metálico simulando um pré-molar com cimento de fosfato de zinco para o grupo das coroas In-Ceram, e para o grupo das coroas OPC e IPS Empress, foram cimentados com cimento resinoso. Posteriormente, os grupos foram armazenados em água destilada a 37°C numa estufa por 24 horas. Em seguida, os grupos cerâmicos foram submetidos ao ensaio universal Instron com velocidade de 1mm/min. Os resultados que foram submetidos à análise de variância e ao teste de Mann-Whitney mostraram que a resistência do In-Ceram cimentadas com cimento de fosfato de zinco foi significativamente maior (2183 N) que o OPC (184,5 N) e IPS Empress (1609 N) cimentadas com cimento resinoso. Nenhuma diferença estatística foi observada entre o OPC e IPS Empress. O grupo In-Ceram cimentado com fosfato de zinco apresentou maior valor estatisticamente significativo na resistência à fratura em comparação ao sistema OPC e IPS Empress. Houve significantes diferenças na resistência à fratura entre os sistemas cerâmicos cimentados de acordo com os diferentes tipos de materiais cimentantes.

Strub & Beschmidt (1998) avaliaram a resistência à fratura de cinco sistemas de cerâmica pura antes e depois do carregamento cíclico artificial. Eles utilizaram sessenta incisivos superiores hígidos extraídos que foram colocados em blocos de resina autopolimerizável. Cada dente foi preparado para uma coroa de cobrimento total de cerâmica pura ou metalocerâmica. Uma redução incisal de 2 a 3 mm foi preparada, seguida por um preparo circular de extensão de 1,2 mm em forma de ombro. Os sessenta dentes com seus correspondentes troqueis foram divididos em seis grupos de dez amostras cada, cujo grupo A: coroas de metal com fusão de porcelana (PFM) – grupo controle; grupo B: coroas In-Ceram; grupo C: coroas com a técnica de caracterização Empress; grupo D: coroas com a técnica de revestimento Empress; grupo F: coroas celay In-Ceram. As coroas foram polimerizadas adesivamente para os pilares usando resinosos duais. Metade dos corpos de prova foram artificialmente desgastados através de uma simulação mastigatória e termociclagem e todos os corpos de prova foram testados para resistência à fratura. Os resultados foram comparados com aqueles das coroas de porcelanas fundidas ao metal (PFM) com margens circulares da extremidade da porcelana que foram cimentadas com cimento fosfato de zinco. Os resultados mostraram que a simulação mastigatória e a termociclagem diminuí significativamente a resistência à fratura de todos os sistemas de coroas testados ( $p < 0,01$ ). Todos os corpos de prova mostraram resistência à fratura similar (264 a 495 N, sem envelhecimento, 220 a 410 N com envelhecimento). O grupo das coroas PFM mostrou somente fraturas dentárias (sem fraturas coronárias) durante o teste de fratura, exceto para duas coroas que o revestimento vestibular soltou-se. Já as coroas da técnica de caracterização do Empress mostraram as menores fraturas coronárias. O maior número de fraturas das coroas nos grupos experimentais ocorreu no grupo E (sistema de feldspato Celay). A distribuição do modo de fratura no grupo F (Celay In-Ceram) foi similar aquele encontrado no grupo B (In-Ceram convencional). Portanto, os autores concluíram que a resistência à fratura de todos os sistemas de coroas testados diminuiu significativamente depois da simulação da boca artificial. Não houve diferenças na resistência entre os grupos experimentais cerâmico-totais e o grupo controle PFM, e que também as coroas de cerâmica pura podem ser usadas para restaurações de dentes anteriores, entretanto, estudos *in vitro* deveriam ser melhorados antes da introdução das coroas no uso da rotina clínica.

Leevailoj *et al.* (1998), avaliaram *in vitro* a incidência de fratura das coroas de cerâmicas puras In-Ceram e Vitadur Alpha em função do tempo de armazenamento durante 2 meses. As coroas foram cimentadas com dois cimentos resinosos (Advance e Panavia 21), e

três cimentos de ionômero de vidro (Fuji I, Fuji Plus e Vitremer). Para esse estudo, os autores utilizaram cinquenta pré-molares humanos com dimensões de 1,2 mm de ombro cervical e 3,0 mm de altura. Posteriormente, foram divididas em cinco grupos de dez dentes com cinco cimentos diferentes. Os preparos foram moldados para obtenção dos modelos de gesso com a finalidade de se aplicar às cerâmicas de acordo com as instruções do fabricante. As amostras foram cimentadas com pressão de 2,2 Kg por 15 minutos, armazenados em 37 °C em solução salina a 0,8%. Em seguida, foram submetidas ao teste de resistência à fratura utilizando a máquina de ensaio universal Instron com velocidade de 0,5 mm/min até a fratura dos materiais. Os resultados foram analisados pelo teste ANOVA (Análise de variância) e Newnam-Keuls ( $p < 0,05$ ), e mostraram que as coroas In-Ceram fixadas com cimento resinoso Panavia 21 (143,2 Kg) apresentaram resultados numericamente superiores em relação ao cimento de ionômero de vidro Vitremer (135,6 Kg), porém sem diferença estatística. Já, as coroas de cerâmica Vitadur Alpha fixadas com o Panavia 21 (102,2 Kg) apresentaram resultados estatisticamente superiores em relação ao Vitremer (86,6 Kg). Concluindo, afirmam que menor resistência obtida com as coroas In-Ceram fixadas com o cimento de ionômero de vidro em relação às fixadas com o cimento resinoso podem ter sido influenciado pela sorção de água e expansão do cimento de ionômero.

Sorensen *et al.* (1998) avaliaram a longevidade de PPFs de três elementos In-Ceram Alumina anterior e posterior e determinaram os fatores contribuintes para a falha. 61 PPFs de três elementos In-Ceram Alumina foram cimentadas em 47 pacientes. Esses pacientes deveriam ter no mínimo vinte dentes, sem próteses totais no arco oposto, de boa a moderada higiene, sem doença periodontal ativa, um dente faltando necessitando reposição e dentição natural ou uma prótese fixa no arco oposto ao espaço edêntulo. Os dentes foram preparados com uma redução axial de 1,3 mm e uma redução oclusal ou incisal de 1,5 a 2,0 mm, incluindo uma linha de acabamento em ombro com um ângulo da linha gengivo-axial arredondado. Caixas interproximais pequenas foram preparadas nas áreas interproximais dos dentes pilares adjacentes ao pântico. Nos pilares posteriores, as linhas de acabamento foram localizadas na margem gengival ou supragengival, já nos pilares anteriores estavam localizados abaixo da crista da gengiva quando a estética era considerada, ou quando possível nas margens ou supragengivalmente. A moldagem foi realizada com silicona de adição e no arco oposto com hidrocolóide irreversível. Registros interoclusais foram feitos quando necessário. As PPFs In-Ceram foram fabricadas de acordo com as especificações do fabricante com uma altura oclusal média de 4mm nos conectores. Após o procedimento de

ajuste dos pontos de contatos proximais, adaptação marginal e contatos oclusais, as restaurações foram cimentadas com cimento de ionômero de vidro encapsulado. As restaurações foram avaliadas na consulta inicial e nos retornos anuais quanto a higiene oral geral, índice de placa nos dentes e nas PPFs, índice gengival nos dentes e nas PPFs, medidas de profundidades de bolsas, análise oclusal, integridade marginal, condição das PPFs e conforto dos pacientes. Moldagens com silicona de adição da prótese e dos dentes opostos foram feitas para medir mudanças nos contornos. No retorno do terceiro ano, sete próteses tiveram fraturas (todas em PPFs posteriores). Todas as próteses que falharam tiveram fratura no conector distal e todas as falhas ocorreram nos 15 meses iniciais de uso. Análise factográfica das restaurações que falharam mostraram que as fraturas originaram de falhas na interface do material de preenchimento com o de revestimento na superfície do tecido dos conectores. Os pacientes não relataram sensibilidade pós-operatória à cimentação e nenhum dos dentes pilares que estavam inicialmente vitais necessitaram de tratamento endodôntico durante os três anos de retorno. Baseado nos resultados de três anos, os autores concluíram que as estruturas In-Ceram Alumina podem ser usadas com segurança para PPF anteriores.

Christensen (1999) discutiu o potencial das restaurações a base de cerâmica e de polímeros para competir com as coroas metalocerâmicas, evidenciando o porque das coroas não metálicas serem desejadas, bem como as suas indicações. Ele sugeriu que sejam avaliadas as necessidades dos pacientes com as indicações reais presentes e informa-los sobre a disponibilidade de alternativas ao tratamento de metalocerâmica convencional.

McLaren & White (2000) avaliaram a sobrevivência das coroas In-Ceram em clínicas particulares com um tamanho amplo da amostra e tempos de acompanhamentos mais longos. Todas as coroas In-Ceram colocadas na clínica protética particular desde a sua introdução em 1990 nos EUA foram incluídas. Uma carta de consentimento, incluindo outras opções de coroas foi conseguida de cada paciente. Todos os pacientes foram tratados por único protesista. Depois do término do tratamento, os pacientes eram chamados para retorno em intervalos de seis meses, o que ocorreu com 33% dos pacientes. Aqueles que não atenderam ao chamado do consultório do protesista nos primeiros seis meses para a finalização das consultas foram chamados pelo telefone e as respostas de uma série de onze questões padronizadas foram feitas para determinar se as coroas In-Ceram estavam presentes e úteis. Os pacientes que foram perdidos durante o acompanhamento ou aqueles que morreram foram retirados do trabalho no momento da última consulta. Um total de 408 coroas em 107 pacientes foi acompanhado por períodos de 1 a 86 meses. Dos pacientes acompanhados com

sucesso até o final do estudo, aproximadamente 73% foram examinados no consultório e 27% que não foram atendidos no consultório nos seis meses antes do final do estudo completaram os atendimentos por telefone. Para as 223 coroas nos 53 pacientes com pelo menos 36 meses de acompanhamento, 1,3 % das coroas tornaram-se inutilizáveis por ano. O esgotamento das razões para a perda de utilidade foi: fratura do núcleo na taxa de 0,6% por ano, fratura da porcelana na taxa de 0,3%, por outro lado, restaurações sadias foram removidas em uma taxa de aproximadamente 0,3% por ano por razões protéticas ou outras. As coroas anteriores tendem a ter uma sobrevida de três anos suavemente maior (98%) que os pré-molares ou molares (94%). As curvas de sobrevida foram comparadas para coroas de pacientes masculinos versus coroas em pacientes femininos, mas nenhuma diferença foi encontrada. Também foram comparadas para coroas em pacientes mostrando sinais de desgaste excessivo ou bruxismo contra pacientes sem esses sinais, mas não houve diferença, ambos tiveram taxas de sobrevida de aproximadamente 96%. Portanto, as falhas clínicas das coroas In-Ceram foram pequenas, ou seja, 1.3% por ano, as coroas foram perdidas por causa da fratura do núcleo (0.6% por ano), a fratura da porcelana (0.3% por ano) e a remoção sem falha (0.3% por ano). A falha tende a ser mais comum para coroas molares ou pré-molares que para coroas anteriores, mas essa tendência não foi estatisticamente significativa.

Haselton *et al.* (2000) avaliaram o desempenho clínico das coroas In-Ceram durante um período de três anos. 41 pacientes (16 homens, 25 mulheres) foram examinados com um total de oitenta coroas de cerâmica pura na Universidade de Iowa faculdade de odontologia de 1994 a 1997. Dessas coroas, 67% eram coroas unitárias anteriores, 26% de coroas unitárias posteriores, 6% de coroas anteriores em implantes, e 1% de coroas posteriores sob implantes. A estimativa de coroas In-Ceram pelos examinadores incluíram: integridade marginal, formato compatível, cáries secundárias, desgaste da coroa e dentes antagonistas e fraturas visíveis nas coroas. Critérios USPHS modificado foram usados para designar uma relação de Alpha, Bravo, ou Charlie para cada das cinco categorias avaliadas. Os pacientes também foram examinados com relação a higiene bucal, uso de dentifrício fluoretado, sensibilidade dentária após cimentação da coroa e satisfação do tratamento. Estimativas de quatro anos de sucesso e intervalos confidenciais foram calculados pela adaptação em um modelo funcional em constante risco com SAS procedimento GENMOND. Como resultados deste trabalho, 88% das coroas artificiais receberam a classificação Alpha ou Bravo para integridade marginal. Tonalidade semelhante para 99% foi Bravo ou melhor, 1% das coroas estavam cariadas e uma restauração exibiu sinais de desgaste. Uma coroa pré-

molar teve uma pequena fratura no revestimento da porcelana e uma coroa no molar foi refeita após fratura do núcleo. Todos os pacientes neste estudo (100%) expressaram satisfação com suas coroas. A estimativa de taxas de sucessos de quatro anos (Alpha ou Bravo) com 95% de intervalos confidenciais foram calculados como: 83,5% (67,7% - 94,6%) para integridade marginal, 95,8% (82,9% - 99,8%) para tonalidade semelhante, 95,5% (81,6% - 99,7%) para cáries secundárias, 100% (88% - 100%) para fraturas.

Tinschert *et al.* (2001) testaram a resistência a fratura de PPFs de três elementos feitas com novas cerâmicas de preenchimento. Para esse estudo foi utilizado um manequim para criar uma situação clínica de PPFs de três elementos substituindo o primeiro molar. O segundo pré-molar e o segundo molar foram preparados com margens em chanfrado, 0,8 mm de redução circunferencial e 1,5 mm de redução oclusal. As PPFs foram construídas com um preenchimento cerâmico de espessura uniforme de 0,8mm e uma camada de porcelana de revestimento. Os núcleos cerâmicos de In-Ceram Alumina, In-Ceram Zircônia e DC-Zirkon foram construídos por um sistema de produção e delineamento computadorizado, enquanto que os núcleos cerâmicos IPS Empress 2 foram construídos usando uma tecnologia de fabricação do enceramento e pressão do aquecimento. Antes e depois do revestimento, todas as PPFs de três elementos foram controladas em pontos diferentes de medida usando um micrômetro digital para garantir dimensões padronizadas. Todas as PPFs foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco no troquel padrão e sofreu carga na máquina de ensaio universal até a sua falha. Os resultados mostraram que as maiores cargas de falha que excederam 2000 N, foram associados com PPFs de Dc-Zirkon. As PPFs de IPS Empress e In-Ceram Alumina mostraram as menores cargas de falha, abaixo de 1000N, enquanto que os valores intermediários foram observados para PPFs de IPS Empress 2 e In-Ceram Zircônia. Diferenças nos valores médios foram estatisticamente significantes. Portanto, os autores concluíram que quanto maior a resistência à fratura avaliada para as PPFs feitos de núcleos de DC-Zirkon, mais marcantes são as propriedades mecânicas de alto performance cerâmica, o que poderia ser útil para restaurações de cerâmica total altamente carregadas, especialmente na região molar.

Tinschert *et al.* (2001) avaliaram a adaptação marginal de PPFs a base de zircônia produzidas pelo sistema Precident DCS. Diferentes modelos de aço padrão de três, quatro ou cinco elementos de PPFs posteriores com um bisel de 0,8 mm e redução oclusal de 1,5 mm foram produzidos. Os núcleos cerâmicos doas PPFs produzidos pelo Dc-Zirkon e In-Ceram Zircônia foram produzidos pelo sistema Precident. Os dentes preparados foram colocados em

suas posições adequadas no arco superior e moldagens parciais do arco dos preparos e dentes adjacentes foram feitas com uma silicona. As impressões foram vazadas com um material epóxico resinoso e cada modelo foi seccionado com um disco de diamante em baixa rotação para visualização melhor das discrepâncias marginais. Três diferentes modelos padrão de níquel-cromo com troqueis fixos foram fabricados para cada tipo de PPF. A adaptação marginal das PPFs foi avaliada pela microscopia eletrônica de varredura, e as medidas da adaptação marginal exibiram discrepâncias marginais médias em uma variação entre 60,5 e 74,0 um, já as fendas marginais médias variaram entre 42,9 a 46,3. As discrepâncias verticais médias variaram de 20,9 a 48,0 um e as discrepâncias horizontais médias variaram de 42,0 a 58,8 um. Os testes de Kruskal-Wallis e Mann-Whitney analisaram os dados estatísticos. As análises revelaram nenhuma diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre as fendas marginais médias e as discrepâncias verticais e horizontais. Para algumas PPFs, os valores médios das discrepâncias foram significativamente diferentes. A grande variação dos valores medidos pode ser atribuída pelo perfil geométrico complexo das PPFs de longa extensão e as dificuldades referentes ao processo de fresagem dos materiais cerâmicos friáveis. Baseado na seleção de 100 um como um limite de aceitabilidade clínica, os resultados desse estudo podem concluir que o nível de adaptação marginal para as PPFs a base de zircônia e alumina encontrado com o sistema Precident DCS alcançou os requisitos clínicos.

Baratieri *et al.* (2001) relatou as três formas diferentes do In-Ceram comercializado pela Vita: o In-Ceram Alumina, Spinell e Zircônia. O primeiro a ser desenvolvido foi o In-Ceram Alumina, onde é confeccionado o coping de óxido de alumínio com espessura de 0,5 a 1,0 mm. Pelo fato desse coping ser poroso, é infiltrado por um vidro, o qual diminui a sua porosidade e lhe confere elevada resistência flexural (400 MPa). Existem 4 cores de vidro para infiltrar o casquete de óxido de alumínio (AL1, AL2, AL3 e AL4). Sobre o coping de In-Ceram Alumina, uma cerâmica convencional (Vitadur Alpha-Vita) é aplicada para reproduzir a forma final da restauração. Já o In-Ceram Spinell que está no mercado desde 1993, é baseado no espinélio de magnésio e nos óxidos de alumínio, sendo que suas propriedades estéticas são superiores, porém há diminuição de cerca de 30% da resistência flexural (250 MPa). O terceiro sistema é o In-Ceram Zircônia que tornou-se disponível a partir de 1999, e contém 33% de óxido de zircônio. Apresenta elevada resistência flexural (700 MPa), e propriedades estéticas inferiores aos outros dois sistemas. Para cada um desses sistemas há uma indicação de acordo com a sua resistência flexural. O autor descreveu as

características básicas do preparo para coroas totais In-Ceram; com relação ao término, o aprofundamento do preparo e espessura na região incisal ou oclusal.

De acordo com Rosa & Gressler (2001) as próteses metalocerâmicas originam uma zona de sombreamento na região cervical, dificultando a condução da luz na cerâmica acarretando em problemas estéticos finais. Uma solução para esses problemas foi descrita através do uso de coroas de cerâmica pura, mais precisamente o In-Ceram, que é um sistema produzido pela Vita Zahnfabrik, com variação para o In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell, e In-Ceram Zircônia. Cada um desses sistemas apresenta características diferentes, o que também vai influenciar na indicação da sua localização. As características do preparo, quanto à quantidade de desgaste, tipo de término são também informados. Portanto, os sistemas cerâmicos existentes no mercado apresentam vantagens significantes sobre as próteses metalocerâmicas, mas é importante ressaltar que todo material existente na odontologia tenha as suas indicações respeitadas.

Steyern *et al.* (2001) investigaram se as propriedades do material In-Ceram são adequadas para uso em PPF de três elementos em dentes posteriores e avaliaram o método clínico quanto à técnica de preparo, desenho, e escolha do cimento. Dezoito pacientes foram tratados com um total de vinte PPFs de três elementos posteriores (dez pré-molares, quatro molares superiores, um pré-molar inferior e cinco molares inferiores) de acordo com a técnica do In-Ceram. Os suportes dos dentes foram preparados com formato cervical com uma profundidade de 1,2 mm, ombro 90 graus com um suave arredondamento do ângulo interno. Uma moldagem foi feita utilizando fio retrator e silicona. Na arcada oposta a moldagem foi realizada com hidrocolóide irreversível, e um guia foi feito em cera de alumínio. Os procedimentos laboratoriais foram executados em um laboratório pelo fornecedor da Vita e os técnicos fizeram as PPFs de acordo com as instruções do fabricante. Para evitar a criação de microfraturas e falhas no material, nenhuma cimentação provisória foi realizada, e as PPFs terminadas foram adaptadas, ajustadas e cimentadas com cimento fosfato de zinco em uma sessão. Os pacientes foram programados para uma avaliação final de 1 a 2 semanas após cimentação, 6 e 12 meses depois da entrega e depois apenas anualmente. Os resultados mostraram que na avaliação após 6 e 12 meses, todas as PPFs estavam funcionando, mas nos 24 meses de controle, uma PPF exibiu fratura. Dezoito das vinte PPFs (90%) não mostraram defeitos em nenhum dos exames de acompanhamento e estavam funcionando bem após cinco anos. Nenhuma cárie ou sinais de gengivite ou periodontite excedente aquelas achadas no suporte da dentição foram registradas. Todas as PPFs que substituíram pré-molares estavam

em função no fim do período de observação, duas das nove PPFs que estavam substituindo molares foram fraturadas. A técnica In-Ceram é aceitável para PPF de três elementos na região posterior. Entretanto, mais estudos devem ser executados antes do material ser recomendado para restaurações mais extensas do que as PPFs incluídas neste estudo.

De acordo com Silva e Souza Junior *et al.* (2001) foram desenvolvidas a partir de estudos de McLean & Hughes, em 1965 as porcelanas aluminizadas a 50% o que apresentaram resistência flexural mais elevada que as feldspáticas e passaram a ser empregadas sem infra-estruturas metálicas, em preparos parciais e totais. Como a adição de alumina melhorava as propriedades mecânicas do material, houve um aumento na sua incorporação, entretanto, acarretou em prejuízo estético, pois ocorria opacificação acentuada, a qual comprometia a passagem de luz. Surgiram então o In-Ceram e o In-Ceram Spinell. Os autores informaram a resistência flexural do In-Ceram com a cerâmica aluminizada a 50%, bem como as suas indicações, e também a respeito da cerâmica In-Ceram Spinell. De acordo com as suas experiências clínicas, os autores relataram as causas de fraturas das cerâmicas.

Segundo Lopes *et al.* (2001) a restauração estética e funcional de vários dentes anteriores comprometidos é um desafio para os clínicos. Entretanto, com o desenvolvimento de cerâmicas reforçadas e sistemas de suporte metálicos tornaram possível a evolução de restaurações de cerâmica pura em dentes anteriores e posteriores comprometidos. A coroa de cerâmica pura mostrou ter alta resistência flexural quando comparado com outras porcelanas. Resumidamente, na técnica para o In-Ceram, o pó de alumina é misturado com água deionizada e aplicado com uma escova sobre um modelo de gesso pedra especial. O gesso pedra absorve a água por capilaridade, compactando os cristais do modelo. A estrutura alumina é colocada no Inceramat oven para remover o excesso de água. O calor é aumentado e as partículas são aproximadas com mínima contração (0,2%). Os pequenos cristais de óxido de alumina (3µm) são sinterizados formando uma matriz de poro cristalino e a estrutura é infiltrada com vidro de cor desejável. Depois de terminado, o coping é testado para adaptação, e a porcelana laminada feldspática é aplicada. Os autores concluíram que os sistemas de cerâmica pura (núcleo de preenchimento, pinos e coroas) oferecem uma alternativa bastante promissora para restauração de dentes anteriores com núcleo metálico e coroas PFM. A translucidez exibida pelo pino cerâmico resulta em estética excepcional quando eles estão combinados com coroas do sistema cerâmico puro para restaurar dentes anteriores.

São discutidos por Bottino *et al.* (2002), as indicações e contra-indicações para coroa pura sem metal, bem como os tipos de terminos indicados e contra-indicados. Uma das indicações seria dentes anteriores em que a estética é de maior importância, coroas clínicas longas e com bom remanescente dental, e nível do preparo supragengival ou intra-sulcular. Estão contra-indicados dentes com coroa clínica curta, espessura insuficiente da face lingual, dentes antagonistas ocluindo no quinto cervical da coroa, no caso de dentes anteriores e hábitos parafuncionais. O término ideal no caso para coroas In-Ceram seria o ombro arredondado, não estando indicados os chanfros rasos, ombros com ângulo interno maior que 100° ou terminos com lâmina de faca. O autor explicou a técnica In-Ceram, e ressaltou o In-Ceram Alumina, Spinell e Zircônia, relacionando as suas vantagens e respectivas indicações. Também mostrou os prováveis materiais para cimentação.

Pires *et al.* (2002) avaliaram a resistência de união promovida por meio de diferentes tratamentos superficiais, entre o sistema In-Ceram e o cimento resinoso. Para isso foram confeccionadas quarenta amostras do sistema In-Ceram que foram divididas em quatro grupos. Grupo 1 em que dez corpos de prova não sofreram nenhum tratamento superficial. Grupo 2, em que as superfícies das cerâmicas foram preparadas através do jateamento com óxido de alumínio. Grupo 3 em que as superfícies cerâmicas foram condicionadas com o ácido fluorídrico a 10% durante dois minutos, e no grupo 4, em que as superfícies cerâmicas foram preparadas através do jateamento da sua superfície com óxido de alumínio durante cinco segundos cada, lavadas e secadas com jatos de ar, para depois serem condicionadas com ácido fluorídrico a 10% durante dois minutos. Em todos os grupos, as amostras foram lavadas, secadas com jatos de ar durante trinta segundos e recobertos com silano. As amostras foram submetidas ao ensaio de tração em uma máquina Universal mecânica EMIC com uma velocidade de 1mm/min. Os valores obtidos foram submetidos a ANOVA e Tukey ao nível de 5%. As amostras foram examinadas com auxílio de uma lupa estereoscópica com aumento de 16 vezes, para observar o padrão de fratura. Foram confeccionadas quatro amostras adicionais da cerâmica In-Ceram e divididas em quatro grupos. Cada uma das amostras foi tratada com jateamento de óxido de alumínio, condicionamento com ácido fluorídrico a 10% durante dois minutos e a associação dos dois tratamentos. A amostra restante não sofreu nenhum tratamento sendo considerada como controle. Em seguida as amostras foram observadas em microscopia eletrônica de varredura com aumento de 500 vezes. A microscopia óptica demonstrou a presença de fratura adesiva na interface da cerâmica com o cimento resinoso em todas as amostras de todos os grupos testados. Os resultados mostraram que o maior valor

médio de resistência de união foi obtido com o grupo 4, mas no entanto não diferiu estatisticamente ( $p < 0,05$ ) dos valores obtidos com o grupo 2 e 3. O menor valor médio de resistência de união foi obtido com o grupo controle, no entanto este não diferiu estatisticamente ( $p < 0,05$ ) do grupo onde foi realizado o condicionamento com ácido fluorídrico. A análise da superfície de cerâmica In-Ceram indicou um padrão mais favorável no imbricamento mecânico quando utilizado o jateamento com óxido de alumínio associado ao condicionamento com ácido fluorídrico.

Spear (2001) questionou se a odontologia restauradora alcançou um ponto onde se é possível eliminar o metal das restaurações odontológicas e fez uma comparação das próteses metalocerâmicas com próteses sem metal. Para o autor há mais coisas a ser consideradas do que apenas a translucidez e tudo dependem quando a restauração é colocada sobre o preparo com cor normal ou com cor do dente escura, pois a quantidade de preparo dentário necessário para uma prótese translúcida de cerâmica pura em dentes sem a cor natural é idêntica a aquela necessária para uma prótese metalocerâmica bem feita. Quanto à coloração cervical das metalocerâmicas são causados por subpreparo do dente pelo dentista e a falta de controle da espessura do metal e do opaco pelo protético. As próteses metalocerâmicas na tentativa de se tornarem estéticas acabam fazendo com que os clínicos coloquem abaixo dos tecidos, o que prejudica a saúde periodontal. Já a presença de metal em uma restauração não é garantia de maior longevidade clínica, porque longevidade está relacionada à localização, e a taxa de sucesso de próteses de cerâmica sem metal é maior em incisivos e menores em molares. Spear concluiu que cada clínico deve avaliar seu nível de tolerância ao risco para falhas e qualidade dos equipamentos do laboratório quando considerado o uso do metal na clínica odontológica.

Heffernan *et al.* (2002) compararam a translucidez de seis sistemas de cerâmica pura. Cinco discos de 13mm de diâmetro e 0,01 mm de espessura foram fabricados para cada um dos sistemas: IPS Empress para dentina, IPS Empress 2, In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell, In-Ceram Zircônia e Procera All-Ceram. Os corpos de prova do IPS Empress e IPS Empress 2 foram produzidos também com uma espessura de  $0,77 \pm 0,22$  mm (o fabricante recomenda uma espessura de 0,8 mm). Uma liga cerâmica com um material altamente nobre (porcelana 52 SF) serviu como controle e Vitadur Alpha opaca para dentina foi utilizada como padrão. A reflectância (fator de reflexão) da amostra (razão da intensidade da luz refletida em relação a luz incidente) foi medida com uma esfera integrante ligada a um espectrofotômetro através de um espectro visível (380 a 700 nm), a iluminação a zero grau e a geometria da visão difusa foram usadas. As razões contrastantes foram calculadas a partir da

reflectância luminosa (Y) dos corpos de prova com um fundo preto (Yb) e um fundo branco (Yw) para permitir um Yb/Yw com CIE iluminante e D65 e uma função de observador a 2 graus (0,0 = transparente; 1,0 = opaco). A análise da variância a um critério e o teste de comparação múltipla de Tukey foram usados para analisar os dados ( $p < 0,05$ ). O teste de Tukey indicou que as coroas de prova de 0,5 mm Empress e In-Ceram Spinell foram os mais translúcidos. Entretanto, eles foram mais opacos que os corpos de prova do Vitadur Alpha. In-Ceram Alumina mostrou-se mais translúcido que a liga metalocerâmica, enquanto que o In-Ceram Zircônia foi similar em opacidade à liga. Variando do mais translúcido para o último, as classificações foram: porcelana Vitadur Alpha para dentina > Empress > In-Ceram Spinell, Empress 2 > Procera > In-Ceram Alumina > In-Ceram Zircônia, liga SF 52. Já quando os corpos de prova foram comparados na espessura clinicamente relevante de 0,8 mm, a classificação relevante dos núcleos dos corpos de prova foi: In-Ceram Spinell > Empress, Procera, Empress 2 > In-Ceram Alumina > In-Ceram Zircônia, liga SF 52. Dentro das limitações desse estudo in vitro, uma variação significativa na translucidez foi identificada dentro dos corpos de prova dos grupos. Esse resultado sugere que a espessura do material do núcleo pode afetar sua translucidez. Para comparações confiáveis entre os sistemas, os corpos de prova deveriam ser fabricados nas espessuras clinicamente apropriadas.

Fischer *et al.* (2002) fizeram um estudo para provar se os materiais cerâmicos exibem comportamento da curva R, que é um aumento da resistência a fratura com extensão da rachadura que é uma propriedade desejável do material devido a necessidade de mais energia pra propagar rachadura microscópica. Nove cerâmicas odontológicas (alumina densa, Cerec Mark II, Duceram Opaker, Empress 1, Empress 2, In-Ceram Alumina Celay, Vitadur Alpha Opaker, Vita Omega Opaker e VMK 98) foram examinadas pelo método de força de indentação. Encontrou-se que todos os materiais exibiram uma curva R ascendente com a extensão da fratura. O comportamento da curva R foi mais pronunciado nos materiais de maior força, In-Ceram Alumina, Alumina monolítica e especialmente Empress 2. Concluíram que o comportamento da curva R deveria ser entendido como uma propriedade básica do material e deveria ser avaliada como rotina para cada novo material cerâmico odontológico, que o comportamento mecânico dos materiais cerâmicos odontológicos podem ser julgados mais compreensivelmente se a curva R da respectivo material é conhecida.

Bindl & Mormann (2002) avaliaram a taxa de sobrevida e qualidade clínica das coroas posteriores In-Ceram Alumina e Spinell fabricadas e desenhadas com a ajuda do computador (CAD/CAM) após um tempo de uso de quatro anos e investigaram a hipótese que

o material mais forte do núcleo provê uma taxa de sobrevida mais alta. Para esse estudo foram examinados 21 pacientes com 43 núcleos de coroas computadorizadas In-Ceram (24 In-Ceram Alumina, 19 In-Ceram Spinell) usando o critério USPHS na linha de base e após um tempo médio de utilização de  $39 \pm 11$  meses. Em todos os casos, as margens preparadas estavam localizadas na margem gengival ou ligeiramente subgengival (0,5 mm). Moldagens foram feitas usando o material de impressão poliéter. O dente preparado foi restaurado com uma coroa provisória de resina. Os casquetes das coroas foram usinados por Vitablocs In-Ceram Alumina e Vitablocs In-Ceram Spinell usando o sistema Cerec 2 CAD/CAM. As coroas foram cimentadas com Panavia 21 e após a sua colocação, o mesmo dentista avaliou a qualidade da linha básica usando critério USPHS modificado. O resultado do trabalho mostrou que duas coroas molares In-Ceram Alumina fraturaram após respectivo tempo de serviço de 14 e 17 meses no mesmo paciente. Uma taxa de sobrevida de Kaplan-Meier com respeito à fratura da cerâmica foi 92% para In-Ceram Alumina e 100% para In-Ceram Spinell. No exame seguinte, 80% classificação alfa e 18 % classificação beta para coroas In-Ceram Spinell foram registradas. Apesar das duas fraturas, a qualidade clínica das coroas CAD/CAM produzidas com In-Ceram Alumina e In-Ceram Spinell foram excelentes. Dentro das limitações deste estudo, ambos tipos de coroas pareceram ser viáveis.

Para Gomes (2002), as cerâmicas odontológicas evoluíram muito, o que pode ser usado isoladamente sem a necessidade de reforço interno com estrutura metálica, como é o caso da coroa In-Ceram. Como indicações para essas coroas estão: inlay, onlay, overlay, laminado, coroa pura anterior e posterior e próteses fixas de no máximo três elementos. Algumas das características do preparo mencionadas pelo autor para coroas totais em cerâmica metal-free estão: a redução de 1,5 a 2,0mm da incisal ou oclusal, redução de 1,0 a 1,5 mm da vestibular e palatina e ombro cervical uniforme com redução de 1,0 a 1,2 mm. Quanto à cimentação das coroas In-Ceram, podem ser realizadas com cimento resinoso associado ao sistema adesivo ou também o cimento de ionômero de vidro modificado por resina.

Kina *et al.* (2003) mencionaram a criação do sistema In-Ceram criado por Sadoun em 1985, apresentado pela companhia Vita que recebe o nome de In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell e In-Ceram Zircônia, com o propósito de eliminar o coping metálico. O In-Ceram Alumina apresenta resistência à flexão mais alta que uma cerâmica aluminizada a 50% e está indicada para ser aplicado como subestrutura em casos de coroas totais, próteses anteriores e posteriores de até três elementos. Já o In-Ceram Spinell agrega além de óxido de

alumínio o óxido de magnésio e apresenta-se bastante translúcido limitando a sua indicação para coroas unitárias anteriores, facetas, onlays e inlays e o In-Ceram Zircônia é uma mistura de óxido de zircônia com alumina e suas indicações mais precisas limitam-se as regiões posteriores, tanto para coroas unitárias como para fixas de três elementos.

Miranda et al. (2003) descreve o In-Ceram Alumina como sendo uma infraestrutura alumínica de alta resistência devido à infiltração de vidro por capilaridade nos poros de alumina através de uma segunda queima. Apresenta como vantagens, ótima estética, excelente biocompatibilidade, dureza semelhante ao esmalte, possibilidade de cimentação não adesiva e experiência clínica de mais de 12 anos. Em casos como, higiene bucal insatisfatória, estrutura dentária remanescente insuficiente, resultados deficientes do preparo e bruxismo, as coroas In-Ceram Alumina não estão indicadas. O autor destacou as suas modificações sendo que o In-Ceram Spinell ( $MgAl_2O_4$ ) apresenta maior translucidez, porém com resistência flexural 25% menor que o alumina e o sistema In-Ceram Zircônia ( $Al_2O_3ZrO_2$ ) que apresenta características mecânicas superiores. Em relação à cimentação, podem ser feitos com diversos tipos de cimentos como o fosfato de zinco, cimento de ionômero de vidro, compósitos de fixação Bis-GMA modificado (Panavia EX, Panavia TC, Panavia 21 TC) e Bis-GMA convencional (Variolink, Dicor, Enforce, etc).

Pagani et al. (2003) avaliaram a tenacidade a fratura de diferentes sistemas cerâmicos, que refere-se a capacidade elástica de resistir as tensões antes de gerar a fratura. Foram confeccionados 30 corpos de prova em forma de discos (5mm x 3mm) utilizando-se de três diferentes materiais cerâmicos, os quais foram divididos em 3 grupos: G1 – 10 amostras confeccionadas com a cerâmica Vitadur Alpha; G2- 10 amostras confeccionadas com a cerâmica IPS Empress 2 e G3 – 10 amostras confeccionadas com a cerâmica In-Ceram Alumina. Para a obtenção dos valores de tenacidade foi utilizada a técnica de indentação que se baseia na série de fissuras que se formam sob uma carga pesada. Foram utilizadas quatro impressões por amostra, utilizando um microdurômetro com uma carga de 500 gf, durante 10 segundos. A análise estatística dos dados (testes ANOVA de Kruskal-Wallis e Dunn), indica que a cerâmica In-Ceram Alumina apresentou valor mediano (2,96 N/m<sup>3/2</sup>), enquanto que a cerâmica Vitadur Alpha apresentou valores intermediários (2,08 N/m<sup>3/2</sup>), sem diferenças estatísticas dos outros dois materiais. Conclui-se que as cerâmicas apresentam diferentes desempenhos de tenacidade a fratura, sendo a In-Ceram capaz de absorver maior energia comparada a Vitadur Alpha e ao IPS Empress 2.

Reges (2003) avaliou a resistência à fratura e fadiga mais fratura da cerâmica In-Ceram a seco e em água destilada fixadas com cimento resinoso e cimento de ionômero de vidro modificado por resina. Foram utilizados sessenta dentes bovinos incluídos em resina acrílica. As porções coronárias foram preparadas para receber as coroas totais completas, usando pontas diamantadas nº 4103, com convergência de 8° e término em ombro reto. Foram confeccionados com a cerâmica In-Ceram cerca de sessenta corpos de prova com 8 mm de diâmetro e 8,5 mm de altura. Trinta coroas foram fixadas sobre os preparos com o cimento resinoso e trinta com o cimento de ionômero de vidro modificado por resina. Para fixar as coroas com cimento foi utilizado a prensa pneumática, com carga estática de 9 kgf por 5 minutos. Em seguida, os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas. Para cada cimento, dez corpos-de-prova foram submetidos ao teste de fratura à velocidade de 1,0 mm/min. O segundo grupo foi submetido ao teste de fadiga por 60.000 ciclos, com carga de 70 N, aplicada com força sinusoidal de 2 Hz, seguido pela fratura em água destilada (10 corpos-de-prova para cada tipo de cimento) e o terceiro grupo em ambiente seco (10 corpos-de-prova para cada tipo de cimento), usando uma máquina Instron. Os resultados foram submetidos à análise de Variância e ao teste de Tukey ( $p < 0,05$ ) e mostrou que a resistência da coroa In-Ceram fixada com cimento resinoso e de ionômero de vidro diminuiu significativamente após ensaio de fadiga mais fratura em ambiente seco e em água destilada quando comparado com a resistência à fratura sem fadiga. As coroas fixadas com o cimento resinoso apresentaram valores de resistência superiores às fixadas com cimento de ionômero de vidro, para os três ensaios.

### 3 DISCUSSÃO

Com o surgimento das coroas de cerâmica sem metal desenvolvidas como alternativas as coroas metalocerâmicas, deu a odontologia um grande crescimento com relação a estética. O fato é que essas coroas possuem numerosas vantagens e desvantagens. No caso, as coroas In-Ceram apresentam estética, biocompatibilidade, alta resistência, excelente adaptação marginal, translucidez, dureza semelhante ao esmalte, radiolucidez e baixo acúmulo de placa (Scotti *et al.*, 1995 ; McLaren & White, 2000 ; Haselton *et al.*, 2000 ; Tinschert *et al.*, 2001a ; Rosa & Gressler, 2001 ; Heffernann *et al.*, 2002 ; Miranda *et al.*, 2003).

O In-Ceram Alumina apresenta uma resistência flexural de 500 MPa, o que leva a melhora nas propriedades mecânicas com relação as cerâmicas convencionais e também das cerâmicas injetadas (Rosa & Gressler, 2001), mas que pode acarretar em perda da translucidez e qualidade óptica das cerâmica devido a alta concentração de alumina (Kina *et al.*, 2003). A alumina convencional infiltrada demonstrou uma opacidade suficiente e por isso pode ser usada com sucesso em pilares manchados ou em associações com núcleos de preenchimento (Magne & Belser, 1997). Para Bindl & Mormann (2002), o In-Ceram Alumina provê suporte de estrutura acentuada e oferece boa integridade marginal.

Com o In-Ceram Spinell houve uma melhora da translucidez da coroa e na estética final da restauração, pois agrega o óxido de magnésio além do óxido de alumínio (Magne & Belser, 1997 ; Rosa & Gressler, 2001 ; Baratieri *et al.*, 2001 ; Bindl & Mormann, 2002 ; Bottino *et al.*, 2002 ; Kina *et al.*, 2003), mas há uma diminuição da sua resistência comparada ao In-Ceram Alumina (Magne & Belser, 1997 ; Baratieri *et al.*, 2001 ; Bottino *et al.*, 2002 ; Bindl & Mormann, 2002 ; Kina *et al.*, 2003). De acordo com Bottino *et al.* (2002), a translucidez do Spinell é duas vezes maior que o In-Ceram Alumina, porque o índice de refração da sua fase cristalina é mais próximo do vidro e sua infiltração a vácuo permite uma menor porosidade.

Para Magne & Belser (1997), o material de spinell é preferível em pilares vitais devido ao efeito camaleão. Eles realizaram uma avaliação estética subjetiva (iluminação direta, transiluminação e fluorescência), in vivo usando três diferentes núcleos In-Ceram, e foi demonstrado que as duas amostras infiltradas com o vidro do sistema spinell pareceu apresentar translucidez e fluorescência melhoradas, quando comparadas com a alumina

convencional que exibiu uma translucidez muito limitada e nenhuma fluorescência in vivo. Uma combinação de alumina e spinell dentro do mesmo núcleo deveria ser sugerida onde iria utilizar a alumina em áreas de concentrações de estresses (incisal e palatina), e spinell na margem e vestibular.

Com acréscimo de 20 % de moléculas de zircônio, o In-Ceram Zircônia apresenta maior resistência flexural (700 MPa), o que leva grande vantagem, pois pode ser indicada em PPFs de três elementos. (Rosa & Greesler, 2001 ; Baratieri *et al.*, 2001 ; Bottino *et al.*, 2002 ; Kina *et al.*, 2003).

As cerâmicas In-Ceram oferecem diversas qualidades, mas não podemos deixar de destacar algumas desvantagens, como a necessidade de um equipamento especial, e de um desgaste adequado do dente para mascarar a base aluminizada, além do tempo para a sua confecção (McLean *et al.*, 1996 ; Miranda *et al.*, 2003).

Como o In-Ceram Alumina apresenta alta resistência flexural, é indicado em coroas unitárias anteriores e posteriores e PPFs de três elementos anteriores (Bottino *et al.*, 2002). Outros autores indicam o In-Ceram também para pontes fixas posteriores, inlays, onlays e facetas (Silva e Souza Junior *et al.*, 2001 ; Gomes, 2002 ; Kina *et al.*, 2003 ; Miranda *et al.*, 2003).

Devido à vantagem estética do In-Ceram Spinell, ele é indicado em situações onde se deseja o máximo de translucidez, no caso, facetas laminadas, coroas unitárias anteriores, inlays ou onlays (Bottino *et al.*, 2002 ; Kina *et al.*, 2003). De acordo com Bindl & Mormann (2002), o In-Ceram Spinell pode ser desejável em casos de dentes pilares sem descoloração. Seus estudos mostraram que com atividade oclusal normal, o núcleo da coroa In-Ceram Spinell pode ser usado quando requer estética.

Para PPFs de três elementos incluindo áreas posteriores sob dentes naturais ou implantes e coroas unitárias posteriores é indicado o In-Ceram Zircônia, pois contém 33% de óxido de zircônio e apresenta propriedades inferiores aos outros dois sistemas, e propriedades físicas superiores. (Bottino *et al.*, 2002 ; Kina *et al.*, 2003 ; Miranda *et al.*, 2003).

De modo geral, o In-Ceram não deve ser indicado em pacientes com hábitos parafuncionais, em dentes com coroas clínicas curtas, dentes com espaço interoclusal

insuficiente, falta de suporte do preparo dental a porcelana, e dentes anteriores ocluindo no quinto cervical da coroa (McLean *et al.*, 1996 ; Rosa & Gressler, 2001 ; Bottino *et al.*, 2002).

O In-Ceram exhibe baixa translucidez, e deve ser recoberta com uma porcelana com melhores qualidades estéticas e nesse caso, a cerâmica Vitadur Alpha, também da companhia Vita, na qual apresenta compatibilidade química com a estrutura do In-Ceram (Silva e Souza Junior *et al.*, 2001). Com essa combinação (In-Ceram/Alpha) é possível realizar estratificações muito variadas, podendo utilizar nas incisais, para imitar as nuances ricas em matizes do esmalte natural (Reichel, 1997).

É certo que a translucidez da porcelana é dependente da dispersão da luz. Se a maioria da luz penetrante através de uma cerâmica é intensamente dispersada e difusamente refletida, o material terá aparência opaca, e se somente parte da luz é dispersada e a maioria é transmitida difusamente, o material terá translucidez (Heffernan *et al.*, 2002). Nos seus estudos as razões contrastantes do mais translúcido para o mais opaco foram: Vitadur Alpha, Empress, In-Ceram Spinell, Empress 2 (0,5mm), Empress (0,8mm), In-Ceram Alumina, In-Ceram Zircônia, e liga Sf. Os resultados sugerem que com relação à translucidez, o In-Ceram Spinell pode ser recomendado para escolha adjacente a um dente natural altamente translúcido. Kina *et al.* (2003) salientou que a cor do substrato é de extrema importância, pois determina o grau de opacidade necessária para a realização estética, ou seja, o fato de estar trabalhando sobre preparos vitais de cor clara, sobre núcleos estéticos, sobre preparos em dentes desvitalizados altamente escurecidos ou ainda sobre núcleos metálicos, influi diretamente na indicação do sistema.

Já Spear (2001) acha que há mais coisas a se considerar que somente a translucidez, pois na realidade a cor aparente e a translucidez das restaurações são uma combinação de luz refletida e transmitida. Quando a cor do dente é escura e vai utilizar restauração sem metal é necessário reduzir mais o dente, aplicar uma resina opaca no preparo, porcelana opaca cozida na restauração ou usar um cimento opaco no ajuste, com isso mascara as qualidades de absorção da luz do preparo marginal. O problema disso é que a cor final não é conhecida até que a prótese seja adaptada. Desse modo, a mistura de cores das próteses fabricadas pelo protético não é previsível.

Quanto ao preparo, a Vita recomenda que o término seja realizado em forma de ombro com ângulo interno arredondado ou em chanfrado, sempre que se conseguir um apoio

mecânico. O desgaste axial deve ter a profundidade de 1,5 a 1,2 mm, e na região incisal ou oclusal, o desgaste deve ser de 1,5 a 2,0mm, dependendo do dente e de suas características anatômicas individuais. Diversos autores (McLaren & White, 2000 ; Rosa & Gressler, 2001 ; Baratieri *et al.*, 2001 ; Bottino *et al.*, 2002) utilizam essas características para os preparos das coroas In-Ceram.

Scotti *et al.* (1995) em estudo que utilizou 53 dentes com acabamento em chanfrado profundo, linha de acabamento em 50°, e um preparo em ombro/chanfrado para três dentes, mostrou que as restaurações colocadas sobre os dentes preparados com o preparo em chanfrado profundo mais conservativo resistiram com sucesso cargas enquanto produziram bons resultados estéticos. McLean *et al.* (1996), relatou que o ombro internamente arredondado, é recomendado para a coroa In-Ceram para facilitar a adaptação da camada de óxido de alumínio no troquel. Não estão indicados chanfros rasos, ombro com ângulo maior que 100° ou término em lâmina de faca (Baratieri *et al.* 2001 ; Bottino *et al.*, 2002).

A espessura do preparo nas paredes axiais deve ser suficiente, ao menos 1,0mm na face vestibular, para as coroas de alumina infiltrada de vidro. O ideal de espessura está em torno de 1,3 a 1,5 mm (Bottino *et al.*, 2002).

Segundo Bottino e colaboradores (2002), não são o volume excessivo de material restaurador que dará resistência a restauração, mas sim o suporte, comprimento, largura e uniformidade do preparo, caso contrário, essas restaurações estarão mais suscetíveis ao fracasso.

Spear (2001) fez uma observação em que a quantidade do preparo dentário necessário para uma prótese dentária translúcida cerâmico-total ou em cerômeros em dentes sem a cor natural é idêntica a aquela necessária para uma prótese metalocerâmica bem feita.

Gomes (2002) ressaltou que quando se trata dos preparos simultâneos, entre dois dentes pilares, estes preparos devem ser o mais paralelos entre si, para facilitar o eixo de inserção e a retenção friccional da peça. A determinação do espaço máximo para próteses fixas adesivas metal free em dentes anteriores deve ser de 11 mm, já para dentes posteriores deve ser 9,0 mm.

Para a resistência das coroas cerâmicas In-Ceram foi mostrado nos estudos de Grey *et al.* (1993) em que utilizaram 33 coroas, sendo onze alumina, onze metalocerâmica e

onze In-Ceram, que a média de resistência à fratura da cerâmica In-Ceram foi significativamente maior que a cerâmica alumínica, mas não foi estatisticamente diferente da metalocerâmica. Correr Sobrinho *et al.* (1998a,b), comprovaram a alta resistência das coroas In-Ceram. Eles avaliaram a resistência a fratura e fadiga em meio seco e úmido das cerâmicas In-Ceram, OPC e IPS-Empress. No primeiro estudo todas as coroas (26) foram cimentadas com fosfato de zinco em um troquel metálico e no outro estudo as coroas In-Ceram foram fixadas com cimento de fosfato de zinco e as coroas OPC e IPS-Empress foram cimentados com cimento resinoso. Os resultados mostraram, portanto no primeiro estudo que em meio seco a resistência à fadiga do In-Ceram e OPC foram superiores ao IPS Empress, porém nenhuma diferença ocorreu em meio úmido. Já no outro estudo mostrou que diante dos três sistemas cerâmicos, o In-Ceram apresentou maior valor estatisticamente significativo na resistência à fratura em comparação a OPC e IPS Empress.

De acordo com Haselton *et al.* (2000), a alta resistência do núcleo cerâmico In-Ceram é conseguido pela sinterização de uma pasta fluida densamente acondicionada de  $Al_2O_3$  puro, seguido pela infiltração de vidro fundido. É então revestida com porcelana feldspática. A resistência desse material contradiz o uso de infra-estrutura de metal e permite a coroa de porcelana transmitir luz similar ao dente natural.

O In-Ceram Alumina apresenta uma melhora considerável nas propriedades mecânicas com relação as cerâmicas odontológicas convencionais, alcançando uma resistência flexural de 500 MPa que é também mais alta do que a das cerâmicas injetadas. Sua estrutura básica é composta de 80% de óxido de alumínio e 20% de vidro (Rosa & Gressler, 2001).

Silva e Sousa Junior *et al.* (2001), também relataram que a incorporação de alumina nas porcelanas melhorou a resistência flexural ficando mais elevada que as feldspáticas, passando a ser empregadas sem infra-estruturas metálicas, em preparos parciais e totais. A resistência desse tipo de cerâmica (In-Ceram) chega a ser quatro vezes mais alta que a de uma cerâmica a 50%. Da mesma forma Bindl & Mormann (2002) e Miranda *et al.* (2003) relataram que a medida da resistência flexural do In-Ceram Alumina é de três a quatro vezes mais forte que a cerâmica feldspática e a cerâmica vítrea. É por essa razão que as próteses dentárias de alto nível estético do In-Ceram com posterior revestimento da cerâmica Vitadur Alpha, em forma de coroas e pontes, apresentam valores de resistência claramente superiores

aos que poderiam ser obtidos até os dias de hoje sem recorrer aos metais (Miranda *et al.*, 2003)

O In-Ceram Zircônia nos estudos de Seghi & Sorensen (1995) que mediram a resistência flexural de seis materiais cerâmicos reforçados, com dois materiais cerâmicos servindo como controle, sugerem que ele pode ser usado como material de infra-estrutura para próteses fixas cerâmico-totais.

Tinschert *et al.* (2001a) disseram que as propriedades mecânicas das cerâmicas de alto desempenho a base de alumina e zircônia as tornam como candidatos potenciais para restaurações cerâmico-totais em áreas de alta concentração de estresse. Em seus estudos, que determinaram a resistência à fratura de PPFs de três elementos de novas cerâmicas de preenchimento, mostraram que as maiores causas de falhas foram encontradas para as PPFs do grupo In-Ceram Alumina. Mas os valores médios das PPFs investigadas não alcançaram a resistência à fratura inicial de 1000 N. Esses resultados desafiam o uso de porcelana alumina infiltrada de vidro para PPFs posteriores e concordam com os resultados clínicos registrados por Sorensen *et al.* (1998). Em um estudo com 61 PPFs de três elementos não houve falha de próteses anteriores mas uma taxa de falha de 35% para PPFs posteriores foi registrada em um retorno após 3 anos. Revisando as sete PPFs que falharam, a propagação de falha foi sempre observada através do conector. A maioria das falhas ocorreu dentro do primeiro ano depois da cimentação. Desse modo, concluiu-se que a porcelana de alumina infiltrada de vidro não poderia ser confiavelmente usada para PPFs posteriores como anunciado pelo fabricante.

Já Steyern *et al.* (2001) investigaram se a resistência do material In-Ceram é suficiente para uso em PPF de três elementos posteriores, e mostraram que a técnica In-Ceram é aceitável para PPF de 3 elementos na região posterior, porque durante os 24 meses de controle, uma PPF exibiu fratura, nenhuma cárie ou sinal de gengivite ou periodontite foi registrado. Entretanto, mais estudos devem ser executados antes do material poder ser recomendado para restaurações mais extensas do que as PPFs incluídas neste estudo.

É importante ressaltar que a resistência das coroas cerâmicas depende de vários fatores, tais como adequado suporte oriundo do preparo, dureza e forma da subestrutura, espessura e dureza adequada do material de cobertura e habilidade do dentista e do técnico de laboratório (McLean *et al.*, 1996). Reges (2003) complementou ainda com a espessura da

coroa, porosidade, forma de preparo do dente, cimento, direção e localização da carga aplicada.

Alguns fatores contribuem para falhas, como os contatos prematuros, especialmente nas áreas das cristas marginais, também causados por desgaste insuficiente do preparo. Esse desgaste insuficiente faz com que a porcelana não apresente espessura suficiente para suportar forças incidentes, acontecendo as fraturas, reincidência de cárie relacionadas a problemas de contaminação durante a cimentação, sensibilidade pós-operatória que está associada a ausência de base nas paredes em cavidades profundas, e também as incorreções no momento da fotopolimerização (Silva e Sousa Junior *et al.*, 2001)

Tinschert *et al.* (2001b) disseram que o tamanho insuficiente das margens das coroas predispõe a superfície do dente adjacente a cáries secundárias e pode ter um efeito adverso no tecido periondontal. De acordo com Bindl & Mormann (2002) em seu estudos que avaliaram a qualidade de sobrevida e clínica da coroas posteriores In-Ceram Alumina e Spinell, uma das causas das falhas foi à perda de uma coroa In-Ceram Alumina por causa do deslocamento do adesivo composto formado e também a retenção inadequada do preenchimento. Duas coroas In-Ceram Alumina, um 1º molar superior e inferior, fraturaram em uma mulher porque mostraram sintomas excessivos de atividade parafuncional.

Quanto à longevidade das PPFs de três elementos In-Ceram Alumina anteriores e posteriores avaliadas por Sorensen *et al.* (1998) por 3 anos, mostraram que as estruturas In-Ceram Alumina podem ser usadas com segurança para PPF anteriores, mas não permitem o uso em infra-estruturas de dentes posteriores, isso porque das 61 próteses colocadas, sete tiveram fraturas.

Segundo Donovan (2002), a longevidade das próteses cerâmico-totais deve ser considerada inferior em relação à longevidade das próteses metalocerâmicas, e são indicadas para dentes posteriores, que não necessitam um alto nível de estética.

McLaren & White (2000) e Spear (2001) corroboram com Sorensen *et al.* (1998). Nos estudos de McLaren & White (2000), as fraturas das coroas In-Ceram eram raras, e as coroas anteriores tenderam a ter uma taxa de sobrevida maior que os pré-molares ou molares. Spear (2001) relatou que as taxas de falhas variam com a posição dentária na boca, relacionando com variações que existem em forças de mordidas de molares a incisivos.

Já Haselton *et al.* (2000) demonstrou que as coroas In-Ceram podem ser selecionadas com sucesso para restaurações de ambos dentes anteriores e posteriores, e também todos os pacientes expressaram 100% de satisfação das suas coroas.

Spear (2001) disse que a presença de metal não é garantia de uma maior longevidade clínica, pois é necessário definir longevidade relativa a localização na boca: incisivos, caninos, pré-molares e molares. De acordo com Gomes (2002), a longevidade também está relacionada com alguns princípios como preservação da estrutura dentária, resistência e retenção, estabilidade oclusal e integridade das margens.

Donovan (2002) sugeriu que o uso de próteses cerâmico-totais em molares diminua quanto mais posterior for colocada a prótese e que deveriam ser restringidas a aqueles pacientes que recusarem restaurações metálicas, mas que o paciente deve ser informado claramente da diminuição da expectativa de vida dessas próteses.

Com relação à cimentação das coroas cerâmicas In-Ceram pode se usar tanto o fosfato de zinco, cimento de ionômero de vidro e cimentos adesivos (Miranda *et al.*, 2003).

A cimentação com fosfato de zinco não é necessário a colocação do dique de borracha (Reichel, 1997). Segundo Tinschert *et al.* (2001) consomem menos tempo. O cimento de fosfato de zinco está indicado como última escolha, para fixação de coroas e pontes de In-Ceram Alumina. Em comparação com outros cimentos apresentam maior solubilidade (Miranda *et al.*, 2003). Para McLaren & White (2000), o cimento de fosfato de zinco deve ser usado quando a opacidade for necessária.

Já o cimento de ionômero de vidro está indicado no caso de restaurações menores (inlays), onde será necessário estabilizar a estrutura dental remanescente e no caso de coroas e pontes. Também é indicado em pacientes com reações alérgicas aos cimentos adesivos, e também na impossibilidade do uso do isolamento absoluto (Miranda *et al.*, 2003).

Nos estudos de Sorensen *et al.* (1998), as restaurações foram cimentadas com cimento de ionômero de vidro. Não houve relatos de sensibilidade pós-operatória podendo ser usado adequadamente para cimentar PPF In-Ceram Alumina com poucos efeitos adversos.

As coroas cimentadas com cimento resinoso, de acordo com Lopes *et al.* (2001), são mais resistentes a fratura do que com outros tipos. Para Gomes (2002), o cimento resinoso é recomendado porque é mais estético, resistente, compatível com o agente adesivo e

apresentam baixa solubilidade. A técnica de cimentação das restaurações adesivas é considerada um dos momentos mais críticos do trabalho, pois é complexa, sensível e apresenta tempo de trabalho limitado.

Leevailog *et al.* (1998) avaliaram a incidência de fraturas das coroas In-Ceram e Vitadur Alpha, sendo que essas coroas foram cimentadas com dois cimentos resinosos, e três cimentos de ionômero de vidro, e mostraram que as coroas In-Ceram fixadas com cimento resinoso Panávia 21, apresentaram resultados numericamente superiores em relação ao cimento de ionômero de vidro Vitremer, porém sem diferença estatística. Eles afirmaram que a menor resistência obtida com as coroas In-Ceram fixadas com o cimento de ionômero de vidro em relação às fixadas com o cimento resinoso podem ter sido influenciado pela sorção de água em expansão do cimento de ionômero de vidro.

Para cimentação com o cimento resinoso, o condicionamento com ácido fluorídrico não é possível com o In-Ceram devido a mínima fase vítrea apresentada por esses materiais e também haverá desintegração do coping de alumina (Bottino *et al.*, 2002 ; Gomes, 2002).

Pires *et al.* (2002) avaliaram a resistência de união promovida por meios de diferentes tratamentos superficiais, entre o sistema In-Ceram e o cimento resinoso. No grupo do condicionamento com ácido fluorídrico, a superfície interna não apresentou alterações significativas e também valores adequados de união. Quando do procedimento que utiliza o jateamento com óxido de alumínio associado com condicionamento com ácido fluorídrico, objetivou-se que o jateamento expusesse áreas da cerâmica que fossem mais susceptíveis ao condicionamento com ácido, melhorando a retenção. Constataram-se uma maior resistência de união comparada com o grupo controle (1) e o grupo com condicionamento com ácido fluorídrico (3). O grupo do jateamento com óxido de alumínio e condicionamento com ácido fluorídrico a 10% (4) quando comparado com o grupo em que houve apenas jateamento com óxido de alumínio (2), não apresentou diferença estatística significativa.

## 4 CONCLUSÃO

Pode-se concluir que o sistema In-Ceram surgiu com a finalidade de resolver o problema estético das cintas metálicas de coroas metalocerâmicas. O In-Ceram Alumina é um material altamente resistente, apresentando uma resistência flexural de cerca de 500 MPa, mas a alta concentração de alumina pode levar a uma opacificação exagerada, por isso a sua indicação está restrita a coroas unitárias anteriores e posteriores e PPFs anteriores. O In-Ceram Spinell apresenta melhora da translucidez da coroa, mas há uma diminuição da sua resistência, o que pode ser indicado para onlays, inlays, facetas e coroas unitárias anteriores, ou seja, quando se requer estética. Já o In-Ceram Zircônia é o mais resistente (700MPa), o que pode ser usado para próteses fixas incluindo áreas posteriores sob dentes naturais ou implantes e coroas unitárias posteriores. A cor do substrato também determina o grau de opacidade necessária para a realização estética, ou seja, o fato de estar trabalhado sobre preparos vitais de cor clara, núcleos estéticos, preparos em dentes desvitalizados altamente escurecidos ou ainda sob núcleos metálicos.

O In-Ceram está contra-indicado em dentes com coroas clínicas curtas, hábitos parafuncionais, dentes com espaço interoclusal insuficiente e preparo dentário inadequado.

O término para o preparo do In-Ceram deve ser em forma de ombro arredondado ou em chanfrado, sempre que se conseguir apoio mecânico. O desgaste axial deve ter profundidade de 1,5 a 2,0 mm, e na incisal ou oclusal deve ser de 1,5 a 2,0mm.

Tanto o cimento de fosfato de zinco, o cimento de ionômero de vidro e os cimentos adesivos podem ser usados para a cimentação das coroas In-Ceram. A cimentação adesiva não permite o condicionamento com ácido fluorídrico para as coroas In-Ceram, pois haverá desintegração do coping de alumina.

**REFERÊNCIAS\***

1. Baratieri LN, Monteiro Junior S, Andrada MAC, Vieira LCC, Ritter AV, Cardoso AC. *Odontologia restauradora- fundamentos e possibilidades*. São Paulo: Santos; 2001. p.621-71.
2. Bindl A, Mormann WH. An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont*. 2002; 15(5): 451-6.
3. Bottino MA, Quintas AF, Miyashita E, Giannini V. **Estética em reabilitação oral metal-free**. São Paulo: Artes Médicas; 2002.
4. Bruno MV, Gouveia CVD, Neves ACC, Rode SM. Avaliação do ajuste cervical de coroas totais confeccionadas pela técnica de porcelana aplicada e porcelana prensada uniaxialmente. *Rev Biociênc*. 2003; 9(2). Disponível em: URL: <http://www.unitau.br/prppg/publica/biocienc/index.htm> [2004 Abr 03].
5. Christensen GJ. Coroas não metálicas versus coroas metalo-cerâmicas. *JADA-Brasil*. 1999; 2(3): 662-64.
6. Correr Sobrinho L, Cattel MJ, Glover RH, Knowles JC. Compararison of the wet and dry fatigue properties of all ceramic crowns. *J Mater Sci Mater in Med*. 1998; 9: 517-21.
7. Correr Sobrinho L, Cattel MJ, Glover RH, Knowles JC. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont*. 1998; 11(3): 255-62.
8. Donovan, TE. Metal-free dentistry: consumer generated or marketing hipe? *J Esthet Restor Dent*. 2002; 14(2): 71-4.

---

\* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada no modelo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

9. Fischer H, Rentzsch W. R-Curve behavior of dental ceramic materials. *J Dent Res.* 2002; 81(8): 547-51.
10. Garone Neto N, Burger RC. *Inlay e onlay - metálica e estética.* São Paulo: Santos; 1998; p. 238-74.
11. Gomes JC. Cerâmicas metal-free - a tendência da odontologia estética atual. In: Cardoso RJA, coordenador. *Estética.* São Paulo: Artes Médicas; 2002. v. 3. p. 205-23.
12. Grey NJA, Piddock V, Wilson MA. In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system. *J Dent.* 1993; 21(1): 47-51.
13. Groten M, Axmann D, Probster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *J Prothet Dent.* 2000; 83(1): 40-9.
14. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prothet Dent.* 2000; 83(2): 255-65.
15. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prothet Dent.* 2002; 88(1): 4-9.
16. Hirata R, Mazzeto AH, Yao E. Alternativas clínicas de sistemas de resinas compostas laboratoriais – Quando e como usar. *J bras. clin. estet. odontol.* 2000; 4(19): 12-21.
17. Kina S, Kina VV, Hirata R. Limites da restauração estética. In: Cardoso RJA, coordenador. *Odontologia, conhecimento e arte: dentística, prótese, ATM, implantodontia, cirurgia, odontogeriatria.* São Paulo: Artes Médicas; 2003. v. 3. p. 99-120.
18. Leevailoj C, Platt JA, Cochran MA, Moore BK. In vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented with resin-modified glass-ionomer and other luting agents. *J Prothet Dent.* 1998; 80(6): 669-707.

19. Lopes GC, Baratieri LN, Caldeira de Andrada MA, Maia HP. All-ceramic post, core, and crown: Technique and case report. *J Esthet Restor Dent*. 2001; 13(5): 285-95.
20. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont*. 1997; 10(5): 459-66.
21. McLaren EA, White SN. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent*. 2000; 83(2): 216-22.
22. McLean JW. The science and art of dental ceramics. *Oper Dent*. 1991; 16(4): 149-56.
23. Miranda CC, Umbria EMG, Morozowski GFN, Oliveira VFO. Coroas totais de porcelana. Qual a melhor opção? In: Limberte MS, Montenegro JR, coordenadores. *Estética do Sorriso – arte e ciência*. São Paulo: Santos; 2003. p.117-35.
24. Pagani C, Miranda CP, Bottino MC. Avaliação da tenacidade à fratura de diferentes sistemas cerâmicos. *J appl Oral Sci*. 2003; 11(1): 69-75.
25. Paulillo LAMS, Serra MC, Francischone CE. Cerâmica em dentes posteriores. *ROBRAC*. 1997; 6(22): 37-9.
26. Pires LAG, Mezzomo E, Pacheco JFM. Influência do tratamento superficial na resistência à tração dos sistema In-Ceram ao cimento resinoso. *Rev ABO Nac*. 2002; 10(3): 149-54.
27. Raigrodski AJ, Chiche GJ. All-ceramic fixed partial dentures, part II: In vitro studies. *J Esthet Restor Dent*. 2002; 14(4): 252-54.
28. Reichel K. Aspectos técnicos de utilização do sistema Vita-In-Ceram. *Rev. Odonto POPE*. 1997; 1(4): 250-66.
29. Rosa JCM, Gressler AEN. Prótese fixa em porcelana livre de metal: Sistema In-Ceram com reforço de zircônia. *Rev Assoc Paul Cir Dent*. 2001; 55(4): 291-95.

30. Scotti R, Catapano S, D'Elia A. A clinical evaluation of In-Ceram crowns. *Int J Prosthodont*. 1995; 8(4): 320-23.
31. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*. 1995; 8(x): 239-46.
32. Silva e Souza Junior MH, Carvalho RM, Mondelli RFL, Franco EB, Pinheiro RF. *Odontologia estética – fundamentos e aplicações clínicas. Restaurações indiretas em metal: Resinas compostas e cerâmicas*. São Paulo: Santos; 2001. p. 17-27.
33. Sorensen JA, Kang SA, Torres TJ, Knode H. In-Ceram fixed partial dentures: three-year clinical trial results. *J Calif Dent Assoc*. 1998; 26(3): 207-14.
34. Spear FM. The metal-free practice: Mith? Reality? Desirable goal? *J Esthet Restor Dent*. 2001; 13(1): 59-67.
35. Steyern PV, Jönsson O, Nilner K. Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) PFDs. *Int J Prosthodont*. 2001; 14(4): 379-84.
36. Strub JR, Beschnidt M. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont*. 1998; 11(6): 602-09.
37. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont*. 2001; 14(3): 231-38.
38. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina- and-zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent*. 2001; 26(4): 367-74.

## **BIBLIGRAFIA**

Hüls A. Protésis cerámica sin metal en In-Ceram- 6 años de trabajos clínicos prácticos. Compendio;1995.

Sudré, Rabelo. Disponível em: URL: <http://www.protesesudre.com.br> [2004 Jul 15].

Disponível em: URL: <http://www.laboratorionicolau.com.br> [2004 Jul 15].

Disponível em: URL: <http://www.netyet.com.br/gustavoferreira/prod01.htm> [2004 Jul 15].

Disponível em: URL: [http://www.continentallab.com/docpage.cfm?doc\\_id=106](http://www.continentallab.com/docpage.cfm?doc_id=106) [2004 Jul 15].

## APÊNDICES



Figura 1 – Corte transversal de uma metalocerâmica com coping metálico e escuro.

Fonte: <http://www.laboratorionicolau.com.br>  
[2004 Out 02]



Figura 2 – Corte de uma coroa In-Ceram: a luz penetra de formas mais natural.

Fonte: <http://www.laboratorionicolau.com.br>  
[2004 Out 02]



Figura 3 – Coroa em metalocerâmica.  
Fonte: <http://www.protesesudre.com.br>  
[2004 Out 02]

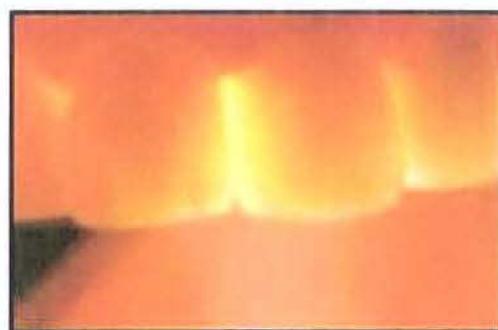


Figura 4 – Coroas em In-Ceram.  
Fonte: <http://www.protesesudre.com.br>  
[2004 Out 02]

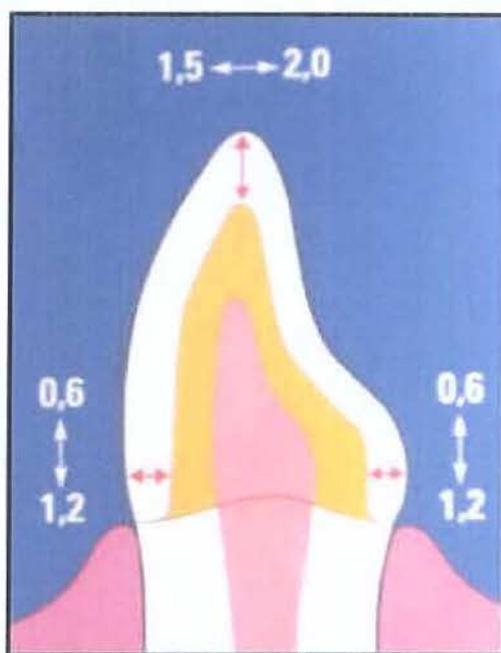


Figura 5 - Desenho esquemático demonstrando os desgastes necessários no preparo de um dente para receber uma coroa In-Ceram.

Fonte: Huls, 1995.



Figura 6 - Desenho esquemático de um preparo em ombro com ângulo interno arredondado. Esse tipo de término pode ser obtido através de pontas diamantadas cilíndricas com extremidade arredondada.

Fonte: Huls, 1995

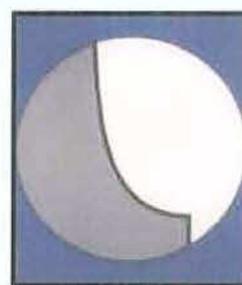
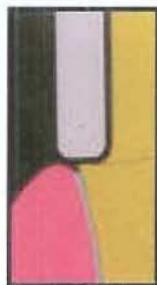


Figura 7 - Desenho esquemático de um preparo com término em chanfrado. Esse tipo de término pode ser obtido com pontas diamantadas troncocônicas com extremidade arredondada.

Fonte: Huls, 1995

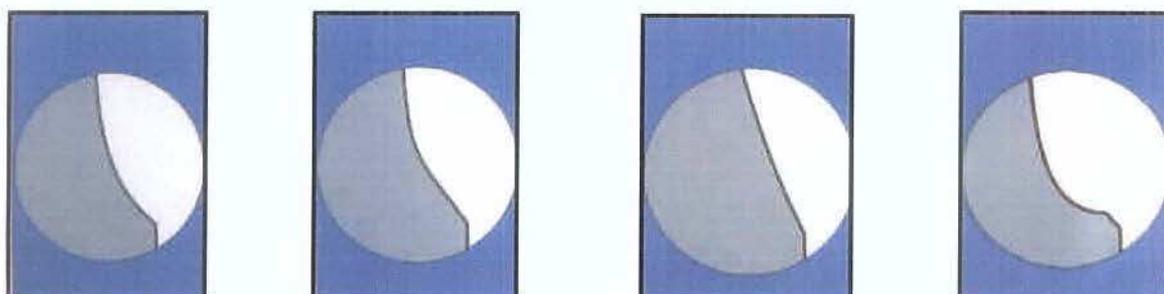


Figura 8 - Preparos contra-indicados para coroas In-Ceram: os chanferetes planos, os preparos em ombro com ângulo de mais de 100 graus, os preparos em tangente, assim como os biseis.  
Fonte: Huls, 1995.

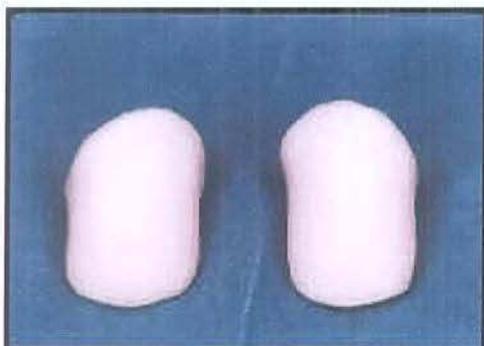


Figura 9 - Copings das coroas In-Ceram.

Fonte: Cedida gentilmente pela Profa.Dra Maria Cecília Veronezi.

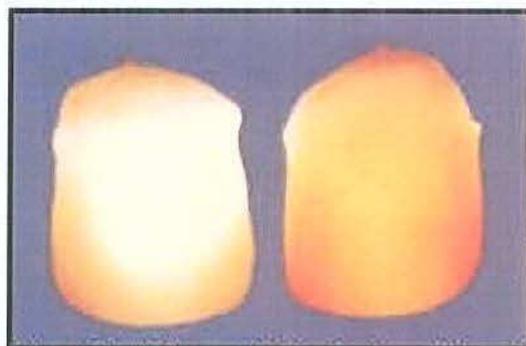


Figura 10 – Coroa infiltrada de vidro de spinell e alumina. Spinell (à esquerda) apresenta uma maior translucidez.

Fonte: Huls, 1995



Figura 11 - Ponte fixa em In-Ceram Zircônia.

Fonte: [http://www.continentallab.com/docpage.cfm?doc\\_id=106](http://www.continentallab.com/docpage.cfm?doc_id=106) [2004 Out 02]