

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

João César Mosele

Materiais cerâmicos livres de metal: evidência científica para uso clínico

CURITIBA

2012

João César Mosele

Materiais cerâmicos livres de metal: evidência científica para uso clínico

Monografia apresentada ao
Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico,
como parte dos requisitos para obtenção do título
de Especialista em Dentística.

Orientador: Prof. Rafael Torres Brum
Co-orientador: Prof. Dr. Ronaldo Hirata

Curitiba

2012

João César Mosele

Materiais cerâmicos livres de metal: evidência científica para uso clínico

Presidente da banca (Orientador): Prof. Rafael Torres Brum

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Ronaldo Hirata

Prof. Antônio Sakamoto

Aprovada em: 14/03/2012

Agradecimentos

Agradeço a minha família por ter me apoiado nesta jornada em especial meu irmão Rafael e minha cunhada Carina, que sempre estiveram com as portas abertas para me receber em sua casa em Curitiba. Agradeço minha namorada Carolina por escutar as diversas histórias sobre odontologia quando voltava de cada módulo do curso. Agradeço a todos os professores que participaram no curso: Rafael Brum, Antonio Sakamoto, Cristian Higashi, Oswaldo Scopin de Andrade, Jimmy Liu, Alessandro Loguercio... Agradeço em especial ao professor Ronaldo Hirata por acreditar em meu potencial e por cumprir com a promessa que fez no primeiro dia de curso (“vou deixar vocês bons em dois anos, só preciso que acreditem em mim”).

Agradeço aos monitores Rodrigo, Camila, Ana Paula e Adriana. Agradeço ao laboratório de prótese Romanini pelos trabalhos protéticos maravilhosos durante todo o curso, em especial ao Marcelo. Agradeço ao laboratório Studio Dental, em especial o Alexandre Santos. Por fim, agradeço aos meus colegas por terem tido paciência comigo.

Sumário

Resumo

1. Introdução	7
2. Revisão de Literatura	9
3. Proposição.....	44
4. Artigo Científico	45
5. Referências.....	79
6. Anexo.....	85

Resumo

As cerâmicas dentais são consideradas os materiais mais estéticos para a restauração dos dentes. Desta forma, o nível de aceitação por partes dos pacientes é alto. A introdução dos novos sistemas cerâmicos reforçados por cristais de leucita, dissilicato de lítio, fluorapatita, alumina e zircônia como também os procedimentos adesivos e cimentos resinosos têm levado ao aumento do uso das porcelanas em restaurações para diversos segmentos na arcada bucal. O propósito deste trabalho é revisar a literatura sobre os diferentes sistemas cerâmicos livres de metal como uma alternativa as tradicionais metalocerâmicas para as restaurações estéticas e conservadoras nos dentes anteriores e posteriores. Estes sistemas podem ser classificados em cerâmicas adesivas e cerâmicas reforçadas estruturalmente (não adesiva), assim apresentam propriedades estéticas, físicas como também métodos de processamento diferentes. Assim, é fundamental o conhecimento dos materiais cerâmicos por parte dos cirurgiões dentista para obter bons resultados clínicos que estão diretamente relacionados a uma correta indicação.

Palavras - chave: Porcelana Dentária, Cimentos Dentários, Propriedades Físicas.

Abstract

The dental ceramics are considered the most aesthetic materials for restoring teeth. Thus, the level of acceptance by parts of the patients is high. The introduction of new ceramic systems reinforced by crystals of leucite, lithium disilicate, fluorapatite, alumina and zirconia as well as the procedures adhesives and resin cements have led to increased use of porcelain restorations for various segments in the dental arch. The purpose of this paper is to review the literature about the different metal-free ceramic systems as an alternative to traditional and conservative metal-ceramic restorations for esthetic in anterior and posterior teeth. These systems can be classified as ceramic adhesive and ceramic reinforced structurally (not adhesive) and have aesthetic properties, physical as well as different processing methods. Thus, it is essential knowledge of ceramic materials by dental surgeons to achieve good clinical results that are directly related to a correct indication.

Key words: dental porcelain, dental cements, physical properties.

1. Introdução

O termo, cerâmica, é derivado do Grego, “*Keramos*”, que significa matéria queimada⁵⁸. O termo porcelana refere-se a um tipo específico de cerâmica desenvolvida pelos Chineses como produto para louça de mesa. Desta forma, as cerâmicas odontológicas, também são conhecidas como porcelana dentária ou simplesmente porcelana²⁴.

A primeira cerâmica desenvolvida para uso odontológico foi à cerâmica feldspática. Este tipo de porcelana apresenta excelentes propriedades estéticas, no entanto suas propriedades mecânicas são limitadas e a técnica de confecção complexa⁷. Em 1960, com a adesão química ao metal as cerâmicas feldspáticas ganharam resistência e passaram a ser amplamente utilizadas⁸¹. Contudo, a ausência de translucidez do substrato³⁷ e o escurecimento gengival limitaram o seu resultado estético⁴⁴.

Nesse sentido, o avanço tecnológico das cerâmicas feldspáticas foi reforçá-las estruturalmente para torná-la independente do metal. Diversos materiais tem sido utilizados e empregados como, leucita ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$), dissilicato de lítio ($Li_2O \cdot 2SiO_2$), alumina (Al_2O_3), spinel de magnésio-alumina ($MgO \cdot Al_2O_3$), zircônia (ZrO_2) e outros tipos de cristais. Assim, estas partículas cristalinas aumentam a resistência das cerâmicas pela capacidade de dificultar a formação de trincas permitindo o seu uso sem a presença de metal⁷.

Em 1965, McLean⁶⁰ foi o pioneiro na adição de óxido de alumínio nas cerâmicas feldspáticas, desenvolvendo uma porcelana com melhor resistência à flexão. Mais tarde, a introdução das cerâmicas reforçadas por cristais de leucita e dissilicato de lítio, juntamente com o desenvolvimento de sistemas adesivos e dos cimentos resinosos⁴¹, permitiu que as cerâmicas pudessem ser unidas à estrutura dentária através de sistemas adesivos. O preparo passa a ser utilizado como reforço estrutural tornando as restaurações mais conservadoras no

desgaste do tecido dental e fornecendo uma estética superior⁸¹. Assim, o desenvolvimento das cerâmicas a base de alumina e zircônia com alto conteúdo cristalino e o aprimoramento da ciência e da engenharia da computação aplicada à Odontologia por meio dos sistemas CAD/CAM (*Computer Aided Design/Computer Aided Machine* -Unidade Computadorizada Acessória/Unidade Fresadora Acessória) permitiram a construção cerâmicas altamente reforçadas estruturalmente. No entanto, tais cerâmicas necessitam de um espaço maior para a obtenção da estética e sua retenção é mecânica⁷.

Atualmente, as cerâmicas têm sido utilizadas para construir dentes, pontes, facetas, *inlays*, *overlays*, pinos e núcleos intra-canais e implantes. Os materiais cerâmicos apresentam diferentes taxas de sucesso e problemas clínicos, os quais estão diretamente relacionados com o tipo de restauração realizada e com o tipo de cerâmica utilizada²⁴.

A resistência das restaurações cerâmicas depende do uso da indicação correta do material cerâmico, força de união da cerâmica de cobertura com o *coping*, da espessura da coroa, do design da restauração e das técnicas de cimentação^{1,22,29}. A variedade dos cimentos e das técnicas de adesão tem sido aplicadas aos sistemas cerâmicos atuais, onde pode-se apontar a cimentação convencional (cimento de ionômero de vidro e cimento de fosfato de zinco) e a cimentação adesiva (cimentos resinoso). Para a cimentação adesiva, as cerâmicas podem ser classificadas como condicionáveis (adesivas) e não condicionáveis (não adesivas)¹¹, de acordo com a capacidade de reação química com ácidos condicionadores específicos (ácido hidrófluorídrico). Com relação à estética, as cerâmicas podem ser subdivididas em mais translúcidas até as mais opacas, que está diretamente relacionada com a indicação clínica, para dentes anteriores e posteriores, de acordo com suas propriedades mecânicas⁷⁴.

2. Revisão de Literatura

As cerâmicas dentárias são compostas de elementos metálicos e substâncias não metálicas, formadas basicamente por feldspato de potássio ($K_2OAl_2O_3.6SiO_2$) ou feldspatos de sódio ($Na_2OAl_2O_3.6SiO_2$) e sílica numa proporção de 75% a 85% e 12 a 22% respectivamente. Ainda, são adicionados pigmentos, opacificadores e modificadores de vidro^{24,33,81}.

Durante as reações termo-químicas dos componentes da cerâmica, o feldspato separa-se constituindo um vidro viscoso responsável pela união das partículas da cerâmica que não sofrem fusão (quartzo) e uma forma feldspática cristalina, conhecida como leucita ($K_2O.Al_2O_3.4SiO_2$), a cerca de $1.100^{\circ}C$ ($2.000^{\circ}F$). À medida que a temperatura se eleva a substância vidrosa dissolve a leucita e a massa toda é convertida a um estado vidroso⁶⁷.

Os modificadores de vidros são incorporados nas cerâmicas para controlar as reações térmico-químicas com o objetivo de proporcionar propriedades mais desejáveis⁴¹. Assim, os modificadores de vidros constituem de íons metálicos alcalinos como sódio, potássio e cálcio. A sua função é quebrar as ligações químicas entre a sílica tetraédrica, através da interrupção das ligações oxigênio-silício. O rompimento da cadeia tridimensional de sílica permite um movimento mais fácil dos átomos, originando maior fluidez (viscosidade reduzida), abaixamento da temperatura de fusão e aumento no coeficiente da expansão térmica⁷. A proporção entre o potássio (K_2O) e o sódio (Na_2O) irá variar afetando as propriedades do feldspato, uma vez que o sódio tende a baixar a temperatura de fusão, e o potássio, a elevar a viscosidade do vidro fundido^{33,81}.

É importante um equilíbrio adequado dos modificadores de vidro para poder controlar os diferentes pontos de fusão das cerâmicas evitando efeitos indesejáveis como a perda da forma dental (fluxo pirolástico excessivo) e redução da durabilidade química^{7,81}. Ainda, se muitos dos arranjos tetraédricos da sílica forem rompidos, o vidro pode cristalizar-se (desvitrificar) durante a queima da porcelana⁷.

As cerâmicas podem ser classificadas de acordo com sua temperatura de fusão: alta fusão $>1.300^{\circ}\text{C}$ (2.372°F), média fusão $1.101 - 1.300^{\circ}\text{C}$ ($2.013 - 2.072^{\circ}\text{F}$), baixa fusão $850 - 1.100^{\circ}\text{C}$ ($1.562 - 2.012^{\circ}\text{F}$) e ultra-baixa fusão $<850^{\circ}\text{C}$ (1.562°F)⁶. As cerâmicas de baixa fusão e ultra baixa-fusão são utilizadas para a confecção de próteses fixas unitárias e múltiplas⁷.

A desvitrificação é o processo no qual um vidro (não-cristalino ou sólido vítreo) transforma-se em um sólido cristalino. É possível que uma pequena quantidade da cristalização ocorra na produção do vidro²⁴. Assim, é possível visualizar nas porcelanas com ponto de fusão baixo e ultra baixo uma fase cristalina de leucita formada. O tamanho médio das partículas está geralmente na faixa de $25\ \mu\text{m}$, com uma ampla distribuição de outras partículas menores⁸¹. A leucita devido ao seu elevado coeficiente de expansão térmica ($>20 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) permite nivelar o coeficiente de expansão térmica das cerâmicas com o das ligas metálicas e dos corpos cerâmicos. Além disso, contribui na melhora das propriedades mecânicas das cerâmicas³³. Desta forma, durante o processo há formação de um vidro líquido (fase vítrea) e de um material cristalino (leucita)⁷.

Estas cerâmicas, também referidas como porcelanas feldspáticas convencionais apresentam uma baixa concentração de leucita, a qual constitui o principal componente da fase cristalina, variando a quantidade de cristais. O conteúdo de óxido de potássio (K_2O), a temperatura e o tempo de fusão regulam a formação de leucita. A utilização destas cerâmicas

para a produção de restaurações metalo-cerâmicas foi inicialmente descrita por Weinstein, Katz e Weinstein⁸³, em 1962.

2.1 Propriedades das Porcelanas Dentais

As porcelanas vêm sendo empregadas na odontologia devido a algumas de suas características, como estabilidade química, alta resistência à compressão, estética excelente e duradora, boa biocompatibilidade²⁴. Ainda, os módulos de elasticidade, coeficiente de expansão térmica e resistência máxima a tensão são muito parecidos com o esmalte dentário⁴⁹.

A porcelana feldspática apresenta alta resistência à compressão em torno de 350 a 550 MPa, no entanto sua resistência à tração é muito baixa em torno de 20 a 60 MPa⁸¹. Segundo, a teoria da fenda de Griffith, os vidros falham pela propagação de fendas internas ou externas. A concentração de tensões permanece elevada ao redor das fendas, nos produtos cerâmicos, pois estes são destituídos da ductilidade que os metais apresentam, para distender-se e reduzir os ângulos agudos. As tensões de tração ou dobramento provocam propagação das fendas, o que não ocorre com as tensões de compressão⁶³.

As cerâmicas odontológicas tendem a falhar sob uma deformação crítica ao redor de 0,1%⁴³. Assim, as cerâmicas são extremamente sensíveis à presença de micro rachaduras superficiais levando conseqüentemente sua fratura, iniciadas por tensões de tração. Os defeitos microscópicos são formados durante o processo de confecção ou mesmo resultantes do impacto mastigatório. As restaurações de cerâmica pura precisam suportar as condições desfavoráveis da cavidade bucal, com a força de mastigação que varia de 100 a 700 N^{24,63,81}.

As estratégias usadas ao longo dos anos tinham como principal objetivo tornar as cerâmicas mais resistentes. O avanço tecnológico das cerâmicas feldspáticas foi reforçá-las estruturalmente, diversos materiais tem sido utilizados e empregados como, leucita ($K_2O.Al_2O_3.4SiO_2$), dissilicato de lítio ($Li_2O.2SiO_2$), alumina (Al_2O_3), spinel de magnésio-alumina ($MgO.Al_2O_3$), zircônia (ZrO_2) e outros tipos de cristais. Assim, estas partículas cristalinas aumentam a resistência das cerâmicas pela capacidade de bloquearem a formação de trincas⁷.

Em 1965, McLean e Hughes⁶⁰ foram os pioneiros na adição de cristais alumina (Al_2O_3) nas porcelanas feldspáticas. Estas cerâmicas, também referidas como porcelana feldspática de alumina, contêm até 50% de cristais de alumina, onde constitui o principal componente da fase cristalina, proporcionando cerca de duas vezes mais resistência que as cerâmicas feldspática convencionais. A opacidade da alumina torna estas restaurações um pouco “artificiais”. Atualmente, estas cerâmicas também são usadas em restaurações metalocerâmicas e na caracterização de sistemas que usam alumina vitro-infiltrada⁷.

Por ser um material com baixa maleabilidade e sensivelmente friável, não é forte o suficiente na fabricação de pontes com várias unidades, e alguns problemas podem surgir com coroas de porcelana, especialmente quando colocadas em situações de oclusão pesada. Assim, seu uso se restringiu para aplicações com baixa carga de estresse na região anterior^{44,81}. Segundo, Mclean⁵⁹, em 1983, a taxa de insucesso clínico é de 2,1% (9 de 418) para região anterior e de 15,2% (9 de 59) para região posterior ao longo de um período de sete anos.

Os vidros, tal como as cerâmicas, são muito quebradiços; quando partículas de um material cristalino são adicionadas ao vidro, devido à maior dificuldade da fratura em atravessar os cristais, a resistência aumenta. Quanto maior a organização cristalina em nível atômico, mais difícil à propagação do *crack*. O aumento da resistência produzida pela

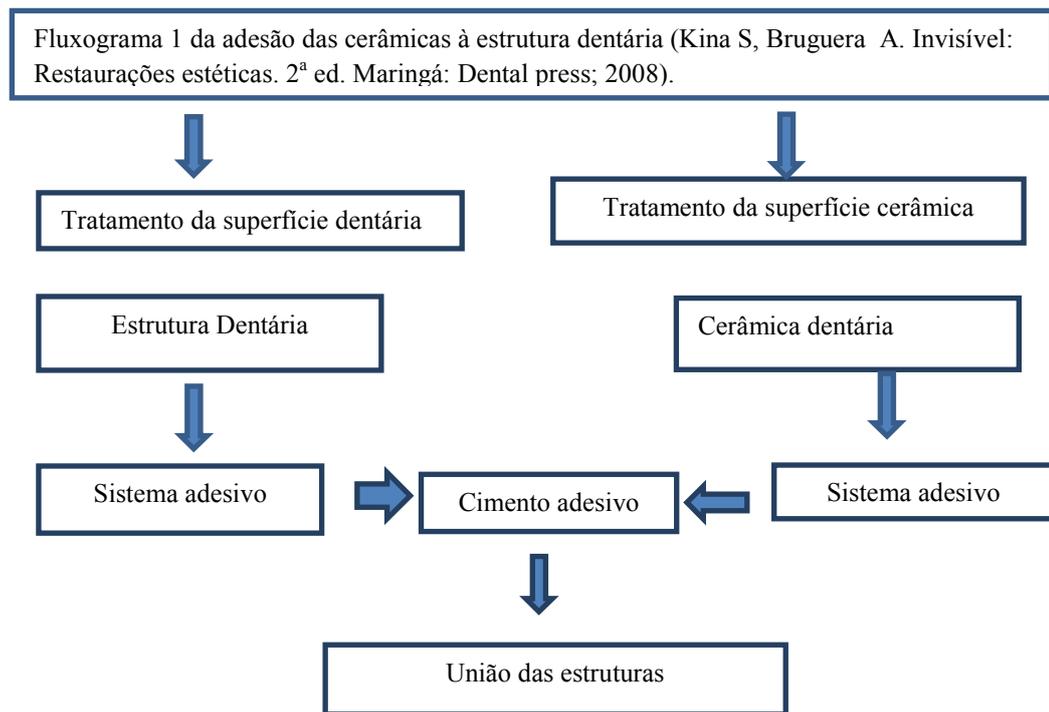
dispersão de cristais na fase vítrea está relacionado com o tipo de cristais, o número, o tamanho das partículas e a sua distribuição²⁴.

A fim de aumentar o reforço das cerâmicas por meio de cristais de alumina uma técnica de infiltração de vidro foi desenvolvida. O sistema In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) é um exemplo do desenvolvimento deste método, ao utilizar mais de 85% de cristais de alumina numa matriz vítrea termo-compatível, disposta numa rede tridimensional e virtualmente sem porosidade. O sistema foi desenvolvido em 1985, por Michaël Sadoun do Laboratório de Investigação de Biomateriais da Universidade de Paris e comercializado a partir de 1988 com o nome In-Ceram²⁴. Assim, estas cerâmicas possuem alta resistência estrutural e excelente adaptação marginal podendo ser indicadas para diversos segmentos anterior e posterior da cavidade bucal com também a construção de próteses fixas de três elementos (até 2º pré-molar)^{21,42,68,73}. Segundo, McLaren e White⁵⁷, em 2000, a taxa de sobrevivência em três anos pode chegar até 96% de 223 coroas tanto em anterior como posterior. Para prótese fixa de até três elementos a taxa de sobrevivência em 10 anos⁶⁵ é de 88%.

A cristalização controlada dos vidros é outro método usado para reforço das cerâmicas que encontrou aplicação prática no desenvolvimento das vitro-cerâmicas⁵⁴. As cerâmicas vitrificadas foram desenvolvidas primeiramente pela *Corning Glass Works*²³, na década de 50. O sistema Dicor (*Dentsply International, Caulk, Milford e Corning Glass Works, Corning, EUA*) foi à primeira vitro-cerâmica comercialmente disponível para uso dentário. A introdução do termo “vitro-cerâmica” deve-se a *S.D. Stokey*, das indústrias *Corning Glass Works*, que assim classificou o material resultante da transformação de um vidro impuro industrial em cerâmica através do crescimento de uma fase cristalina organizada. Por outras palavras, uma vitro-cerâmica é o material conformado como vidro, mas depois é sujeito a um tratamento térmico para induzir a sua desvitrificação parcial, isto é, perda de substância vítrea

por cristalização do vidro⁷. O número de cristais, sua taxa de crescimento e seu tamanho são controlados pelo tempo e pela temperatura do tratamento de aquecimento cerâmico⁸¹. A primeira utilização das vitro-cerâmicas como material restaurador foi em 1968 por MacCulloch⁵⁴ e em 1984 a partir dos trabalhos de Grossman³⁴ e Adair² uma nova vitro-cerâmica foi introduzida na odontologia com nome de Dicor. O desenvolvimento e produção do sistema ficou a cargo da *Dentsply International* e da *Corning Glass Works*, de onde deriva o seu nome fazendo uso das iniciais dos fabricantes. O sistema não possuiu resistência o suficiente para a construção de próteses fixas. A taxa de insucesso é de 13% (188 falharam) em quatorze anos de 1444 restaurações Dicor^{2,51}. O sistema Dicor não está mais disponível comercialmente, atualmente existem outros sistemas de vitro-cerâmicas.

Ainda, a resistência^{35,16} e a longevidade⁵² clínica das vitro-cerâmicas são dependentes da adesão às estruturas dentárias. Esta técnica teve início em 1955 a partir do condicionamento ácido descrito por Buonocore¹⁷, sendo associada à introdução das resinas composta por Bis-GMA em 1958 por Bowen¹³. Estabelecendo assim na década de 60 as bases dos procedimentos de colagem de resina composta na estrutura dental^{14,15}. No entanto, foi a estudo em 1983 conduzido por Horn⁴¹, Calamia e Simosen¹⁹ que tornou possível a adesão de cerâmicas na estrutura dentária por meio de cimentos adesivos.



Fluxograma 1 – Visualização dos fatores interdependentes que determinam o sucesso das cerâmicas adesivas

(Kina S, Bruguera A. Invisível: Restaurações estéticas. 2ª ed. Maringá: Dental Press; 2008).

Assim, podemos classificar as cerâmicas livres de metal em duas categorias: cerâmicas reforçadas estruturalmente e cerâmicas adesivas (vitro-cerâmicas)⁴⁴.

2.1.1 Cerâmicas Adesivas (ácidos sensíveis)

Para compensar a baixa resistência flexural, indica-se uma cimentação adesiva^{16, 35,52}, o que é possível devido à alta concentração de grupamentos silicatos nestes materiais, permitindo o condicionamento da superfície com ácido hidrófluorídrico a 10% (ácido fluorídrico reage preferencialmente com a fase sílica da cerâmica), por 60 segundos nas cerâmicas a base de leucita⁹ e 20 segundos nas cerâmicas a base de dissilicato¹¹, o que criará

microretenções mecânicas no material, penetração, polimerização e imbricamento do sistema adesivo para cimentação. Ainda, é possível melhorar em até 20% a 27% a adesão da cerâmica com a estrutura dentária, por meio de união química proporcionada pela silanização^{19, 75}. Este processo proporciona resistência do conjunto podendo chegar a níveis comparáveis ao dente hígido, reforçando tanto o material restaurador quanto o remanescente dental^{50, 76}.

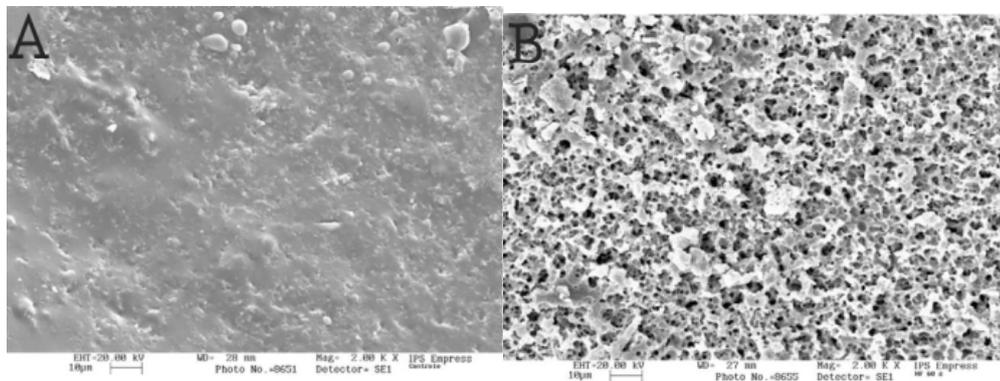
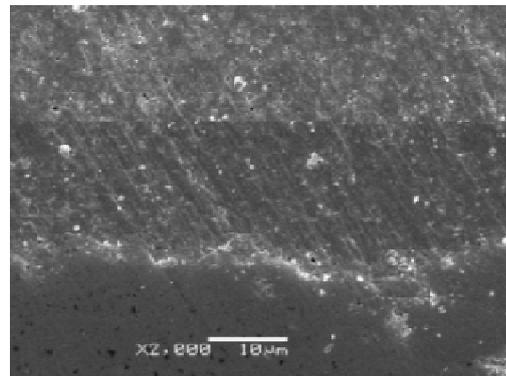


Figura 1 – A Microscopia eletrônica de varredura (MEV) da superfície de uma estrutura IPS Empress I (Ivoclar Vivadent) sem tratamento de superfície. B é da estrutura após o condicionamento ácido da superfície, com ácido fluorídrico a 10% por 60 segundos. Compare as duas figuras. Observe: o IPS Empress I, que representa uma estrutura à base de leucita ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$), após o condicionamento da estrutura a superfície mostra-se alterada com aspecto de “favo-de-mel” (Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DCN. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. J Prosthet Dent 2003; 89: 479-88).



Cerâmica

Adesivo

Cimento Resinoso

Figura 2 – A Microscopia eletrônica de varredura (MEV) da interface entre cerâmica, adesivo e cimento resinoso. Observe a figura e visualize a união perfeita entre os três componentes (Cortesia do Rafael Torres Brum).

As cerâmicas adesivas disponíveis são, em essência, variantes de um grupo conhecido como cerâmicas vitrificadas (vitro-cerâmicas). A fabricação pode ser por meio de pó líquido, prensadas sob calor (injetadas) ou usinadas (CAD/CAM)^{7,31,44}.

As cerâmicas feldspáticas atuais diferem em sua estrutura das originais, pois o controle da nucleação do vidro permite ajustar a quantidade de leucita formada no vidro. Os materiais originais apresentavam o tamanho de cristais de leucita maior e uma distribuição aleatória, atualmente as novas gerações têm sido desenvolvidas com cristais de leucita com tamanhos menores e uma distribuição mais homogênea no vidro. Ainda, observa-se a formação de uma segunda fase composta por cristais fluorapatita numa escala nanométrica (200-500nm). O tamanho dos cristais de leucita podem ser 25 vezes menor, contendo em média de 10 a 25% de cristais de leucita e de 5 a 10% de cristais de fluorapatita permitindo assim melhorar a resistência do material a fratura. No entanto, nem todas as cerâmicas contêm

uma fase fluorapatida e a quantidade de leucita formada pode variar de cerâmicas para cerâmica^{38-9,72,81}.

Este material é apresentado na forma pó e líquido sendo indicado para restaurações parciais, laminados, facetas em dentes anteriores e cerâmica de cobertura para materiais de infra-estrutura, devido à sua alta translucidez e capacidade estética. Essas restaurações exigem o mínimo de desgaste da estrutura dental, onde ceramistas podem trabalhar com espessuras mínimas de 0,3 mm. Apresentam uma resistência a flexão de 70 a 140 MPa^{22,26, 39,45,56,74}.

A técnica de confecção consiste na aplicação estratificada sobre modelos refratários, aonde é necessário grande habilidade do técnico para controlar o processamento da restauração visto que uma das problemáticas que devem ser controladas é a contração durante a queima (cerca de 20%)⁸¹, que podem criar micro porosidades⁵⁸ nas cerâmicas e, como visto anteriormente levar a fratura da restauração.



Figura 3 – A técnica de confecção dos laminados por meio da estratificação em modelos refratários, observa-se nas figuras A e B que necessitam utilizar massas de cerâmicas de dentina, esmalte e efeitos sendo necessários no mínimo três queimas (Magne P, Belser U. Bonded Porcelain Restorations in Anterior Dentition. Barcelona: Editorial Quintessence; 2004).

Segundo Fradeani, Redemagni e Corrado, em 2005, a taxa de sobrevivência é de 94,4% de sucesso em 12 anos para 182 laminados em Empress I e em refratário, sendo que 39 foram realizadas pela técnica de refratário³¹.

Assim, para superar os problemas inerentes da técnica os fabricantes introduziram no mercado outros meios de processamento onde as cerâmicas prensadas sob calor e usinadas se destacam. Estes novos materiais também são desenvolvidos por meio do controle da nucleação do vidro podendo ser à base de cristais leucita ou cristais dissilicato de lítio⁸¹.

A Ivoclar Vivadent apresenta uma cerâmica feldspática reforçada por cristais de leucita, com o nome comercial de IPS Empress Esthetic (antigo IPS Empress I). Este material tem uma composição semelhante as cerâmicas feldspáticas, no entanto sua fase cristalina é composta de 35-40% em volume de cristais de leucita^{38-9,40,72,81}.

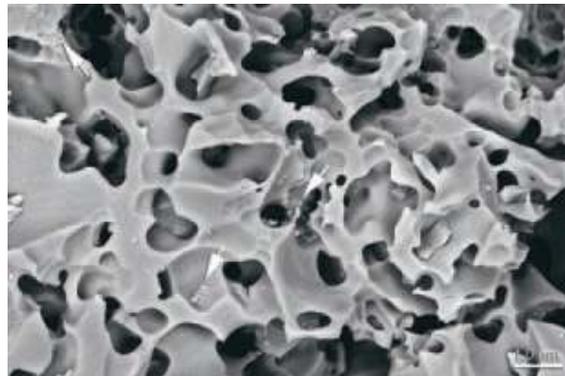


Figura 4 - MEV da estrutura da superfície da vidro-cerâmica a base de leucita após o condicionamento com ácido hidrofúorídrico seguido de limpeza com ultra-som em água destilada (X20.000) (Duarte SJ, Phark JH, Blatz M, Sadan A. Ceramic Systems: An Ultrastructural Study. QDT 2009).

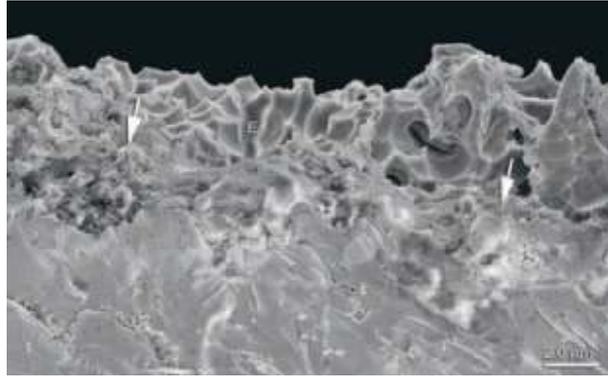


Figura 5 - Visão longitudinal da superfície da vidro-cerâmica a base de leucita após o condicionamento com ácido hidrófluorídrico seguido de limpeza com ultra-som em água destilada (X10.000) (Duarte SJ, Phark JH, Blatz M, Sadan A. Ceramic Systems: An Ultrastructural Study. QDT 2009).

Este material é fornecido em forma de pastilhas ou blocos cerâmicos que combina da técnica da cera perdida com prensagem à vácuo ou por meio da fresagem de blocos pré-sinterizados utilizando o sistema CAD CAM para fabricar as restaurações²².

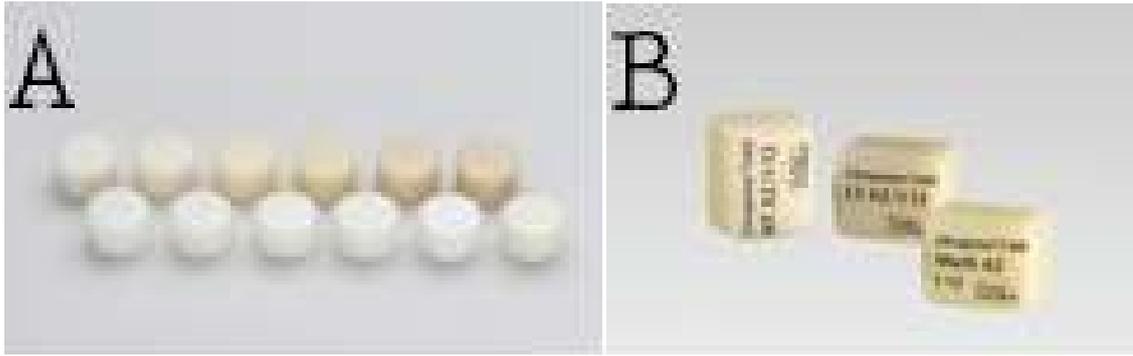


Figura 6 - IPS Empress Esthetic está disponível em um total de 7 graus de translucidez, distribuídos entre 12 pastilhas (figura A). As pastilhas ligeiramente sombreada estão disponíveis em seis tonalidades. Os blocos cerâmicos (figura B) para usinagem de IPS Empress CAD estão disponíveis em diferentes níveis de translucidez e como policromática multi-blocos (Ivoclar Vivadent, www.ivoclarvivadent.com.br).

O sistema de prensagem sob calor (técnica da cera perdida) foi desenvolvido em 1983 pelo *Department of Fixed and Removable Prosthodontics and Dental Materials at the University of Zurich* a partir de 1986 juntamente com a empresa Ivoclar Vivadent continuou o seu aprimoramento. No início da década de 90 foi lançado no mercado o sistema IPS Empress I que correspondia às cerâmicas estruturalmente a base de cristais de leucita²⁷.

A técnica consiste no enceramento da restauração onde o padrão encerado da restauração é investido em um material refratário que é pré-aquecido a 850 °C por uma hora para eliminar a cera e criar um molde, que é posteriormente transferido para um forno especial (Empress EP 500 com temperatura de 1200 °C), onde então são colocadas as pastilhas na extremidade aberta do molde e injetadas sob pressão de 0.3 a 0.4 MPa a uma temperatura de 1.150 °C por um êmbolo térmico resistente de alumina²⁷.

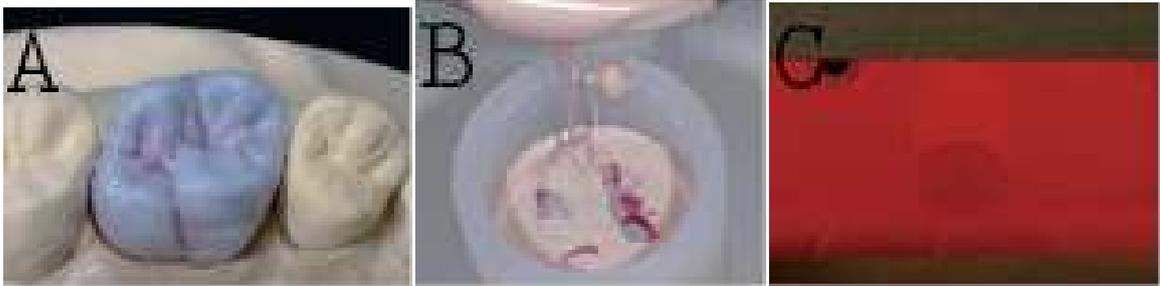


Figura 7 – Visualização (figuras A-C) do padrão da restauração encerado com a inclusão no revestimento especial que é posteriormente levado ao forno para derretimento da cera no interior do molde (Ivoclar Vivadent, www.ivoclarvivadent.com.br).



Figura 8 – Visualização (figuras A-F) da injeção da pastilha de porcelana por meio de um forno especial. (Ivoclar Vivadent, www.ivoclarvivadent.com.br).

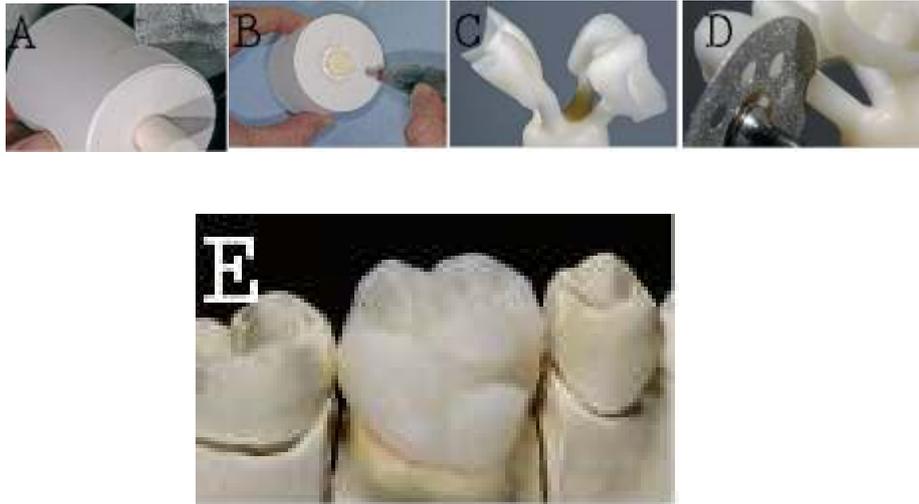


Figura 9 - Remoção da restauração (figuras A-E) do revestimento por meio jateamento de óxido de alumina que após é removido é adaptado no modelo (Ivoclar Vivadent, www.ivoclarvivadent.com.br).

A restauração é prensada no seu contorno final e então maquiada ou é prensada de forma parcial e adiciona-se uma porcelana de cobertura para alcançar a forma final e estética necessária para a restauração^{27,44}.



Figura 10 - Com o IPS Empress *Universal Shades/Stains*(figuras A-C) pode-se caracterizar as restaurações individualmente (Ivoclar Vivadent, www.ivoclarvivadent.com.br).



Figura 11 - Com a "técnica de cut-back" (figura A-C), a anatômicas final da restauração do IPS Empress Esthetic ou IPS Empress CAD pode ser obtida pela estratificação de massa de porcelana no terço incisal (Ivoclar Vivadent, www.ivoclarvivadent.com.br).

Assim, a tecnologia de fabricação proporciona restaurações com resistência à flexão entre 160 a 180 MPa significativamente maior que as processadas em pó e líquido. Devido à sua força e composição melhorada, cerâmicas prensadas foram consideradas ideais para muitas indicações, incluindo *inlays e onlays*, coroas anteriores e posteriores e laminados. No entanto não são fortes o suficiente para construção de pontes e a espessura mínima de trabalho é de 0.8mm^{20,27,40}.

Segundo Fradeani e Redemagni³², em 2005, a taxa de sobrevivência é de 95% de sucesso em 11 anos para 125 coroas em Empress I, sendo que 99% de sucesso representam a região anterior e 84% de sucesso representa o segmento posterior.

Com o objetivo de ampliar o uso das restaurações na fabricação de pontes, a Ivoclar Vivadent desenvolveu em 1998, outra vitro-cerâmica à base de dissilicato de lítio. Esta cerâmica recebeu o nome de IPS Empress 2 mais tarde em 2005 trocou o nome pra IPS E.max onde a fase cristalina é composta por 70% em volume de dissilicato lítio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$)^{40,44}.

Os cristais de $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ em forma de bastões, os quais têm formato alongado com 0,4 a 5 μm de comprimento. O conteúdo elevado e o alongamento dos cristais de $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ contribuíram para a obtenção de excelente resistência e tenacidade à fratura. Uma segunda

fase cristalina é composta por cristais de ortofosfato de lítio (Li_3PO_4) caracterizado por uma pequena fase cristalina composta por cristais com aproximadamente 0,1 a 0,3 μm de diâmetro. Cristais de fluorapatita também podem ser visualizados precipitados dentro da matriz vítrea da cerâmica. A resistência média flexural deste sistema é de 400 MPa e sua tenacidade gira em torno de 3.3 MPa. Apresenta propriedades ópticas semelhantes às cerâmicas de leucita como também excelente durabilidade química^{28,40,70}. Ainda, a cimentação convencional pode ser usada neste sistema em razão de sua alta resistência a flexão⁴.



Figura 12 - MEV da estrutura da superfície da vitro-cerâmica a base de dissilicato de lítio após o condicionamento com ácido hidrófluorídrico seguido de limpeza com ultra-som em água destilada (X20.000) (Duarte SJ, Phark JH, Blatz M, Sadan A. Ceramic Systems: An Ultrastructural Study. QDT 2009).

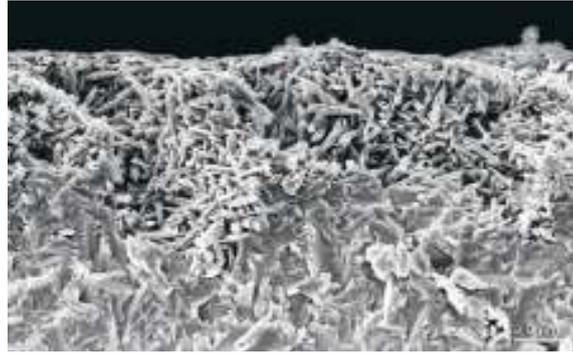


Figura 13 - Visão longitudinal da superfície da vidro cerâmica a base de dissilicato lítio após o condicionamento com ácido hidrófluorídrico seguido de limpeza com ultra-som em água destilada (X10.000) (Duarte SJ, Phark JH, Blatz M, Sadan A. Ceramic Systems: An Ultrastructural Study. QDT 2009).

A apresentação do produto como também a técnica de fabricação é a mesma do IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent), exceto a temperatura de injeção que é de 920°C. Este material é indicado para confecção de restaurações do tipo *inlay*, *onlay*, coroas unitárias anteriores e posteriores, facetas e próteses fixas de três elementos com pilar até segundo pré-molar. A espessura mínima de injeção que o sistema permite é de 0.3mm, permitindo o sistema produzir restaurações conservadoras e com alta resistência. Ainda, atualmente o sistema apresenta diferentes graus de opacidade e translucidez, como por exemplo, o sistema IPS e-max Press (Ivoclar Vivadent), que possui pastilhas de alta, média e baixa opacidade e de alta translucidez^{22,40,69,70}.



Figura 14 – As pastilhas para injeção (figura A) são disponíveis em 16 tons de cor de A-D e 4 tons para dentes clareados. Esses matizes são distribuídos em 4 níveis de translucidez (HT, LT, MO e HO). Os blocos cerâmicos (figura B) para usinagem são disponíveis em 16 tons de cor de A-D e 4 tons para dentes clareados. Esses matizes são distribuídos em 3 níveis de translucidez (HT, LT e MO) (Ivoclar Vivadent, www.ivoclarvivadent.com.br).

Segundo Toksavul e Toman⁷⁹, em 2007, a taxa de sobrevivência é de 95% de sucesso em 5 anos para 79 coroas em Empress 2. E para prótese fixa a taxa de sobrevivência segundo Maquardt e Strub, em 2006, é de 70% em 5 anos para 31 prótese fixa⁵³.

A fabricação do IPS Empress Esthetic e do IPS e.max pode ser realizada também por meio da tecnologia CAD/CAM que pode usinar tanto blocos de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD/CAM) como leucita (IPS Empress Esthetic CAD/CAM). A utilização de computadores para o planejamento, desenho e ou próteses dentárias, normalmente inclui as seguintes etapas. Primeiro é realizado pelo CAD o escaneamento digital do modelo de gesso ou o escaneamento direto intra-oral (este método permite substituir a etapa clínica da moldagem), esses dados são transferidos para um *software* que realizará o enceramento da restauração, a partir da manipulação deste software a restauração é finalizada em um projeto 3D. Segundo passo o CAM por meio de computador utiliza as informações do CAD para desempenhar o processo de fresagem dos blocos das restaurações²⁴.



Figura 15 – Visualização do *scanner* Cerec AC (Figuras A-C) que utiliza a tecnologia *bluecam* para impressões intra-oral e extra-oral sobre modelos de gessos (www.sirona.com).



Figura 16 – Para as impressões intra-orais é utilizado o Cerec *Optispray* (Figuras A-C), que ajuda o leitor da câmera identificar o preparo e as demais estruturas (www.sirona.com).



Figura 17 – Visualização do *scanner* inEos Blue (Figura A) que utiliza a tecnologia *bluecam* (Figura B) para as impressões em modelos de gessos (www.sirona.com).

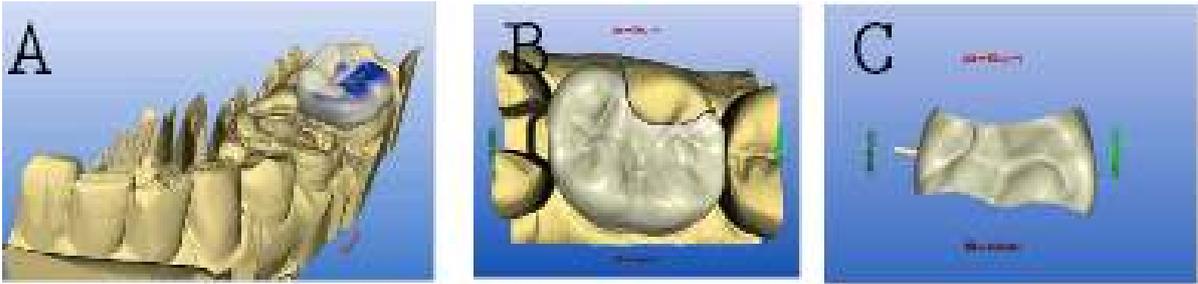


Figura 18 – Visualização do planejamento por meio de enceramento virtual (Figuras A-C) realizado pelo *software* do Cerec 3D (www.sirona.com).



Figura 19 – Visualização do ajuste da restauração virtual dentro do bloco (Figura A) que se deseja fresar. Após isso é escolhido o bloco (Figura B) que preencha estas proporções (www.sirona.com).



Figura 20 – Visualização da central de fresagem (Figuras A-D) para laboratório de prótese o inLab MC XL (www.sirona.com).



Figura 21 – Visualização da central de fresagem o Cerec 3 mais compacto e com preço mais competitivo, ideal para consultórios dentários (www.sirona.com)



Figura 22 – Visualização do inFire HTC *speed* para sinterização das restaurações (www.sirona.com.br).

Segundo Guess et al., em 2009, a taxa de sobrevivência é de 100% e 97% de sucesso em 3 anos para 80 coroas parciais fabricadas em IPS e.max Press e IPS Procad respectivamente³⁶. Segundo a revisão Wittneben et al., em 2009, a taxa de insucesso de restaurações processadas por meio de CAD/CAM é de 1,75% por ano⁸⁴.

Quanto à adaptação marginal dos sistemas, Mclean e von Fraunhofer⁶¹, em 1971, consideraram que 120 μ m é o limite aceitável para uma perfeita adaptação. A fabricação de restaurações por meio de prensagem sob calor pode apresentar valores de 65 μ m⁶² em avaliação *in vivo* enquanto que para sistemas usados para CAD/CAM o valor pode ser de 195

μm^{61} a $85 \mu\text{m}^{25}$ em avaliação *in vivo*. Assim, os sistemas por meio de CAD/CAM compõem fatores adicionais que podem afetar a precisão de ajuste, incluindo limitações em fabricar restaurações em razão dos softwares e limitações em escaneamento por parte do hardware da câmera²².

2.1.2 Cerâmicas Não Adesivas

O aumento do conteúdo cristalino de alumina e zircônia nas cerâmicas odontológicas melhorou significativamente as propriedades mecânicas desses materiais, entretanto estes materiais não são passíveis de condicionamento com ácido hidrofluorídrico^{24,11}, assim a técnica de cimentação a ser utilizada pode ser a convencional utilizando cimento de fosfato de zinco ou cimento de ionômero de vidro⁷⁴. A cimentação adesiva pode ser aplicada, com o objetivo de aumentar a retenção da coroa no dente preparado (coroas clínicas curtas ou preparos pouco retentivos). Não existe reforço estrutural em função de não serem passíveis de condicionamento pelo ácido hidrofluorídrico. Uma forma de compensar o não condicionamento por ácido e conseqüentemente a menor resistência de união entre cimento resinoso e cerâmicas de óxido de alumínio é a utilização de cimentos resinosos com monômeros específicos de 10-metacrilóiloxidecil-dihidrogenio-fosfato (MDP) para união com óxidos metálicos (ex. Panavia F2.0, Kuraray America Dental), ou ainda, lançar mão do jateamento da superfície interna das restaurações com óxido de alumínio ou partículas de alumina modificadas por sílica (silicatização, ex Rocatec e Cojet, 3M-ESPE) com a finalidade de aumentar a rugosidade ou criar uma camada de sílica sobre a superfície da cerâmica, e conseqüentemente, aumentar a resistência de união utilizando a silanização prévia ao cimento resinoso^{22,24,78,85}.

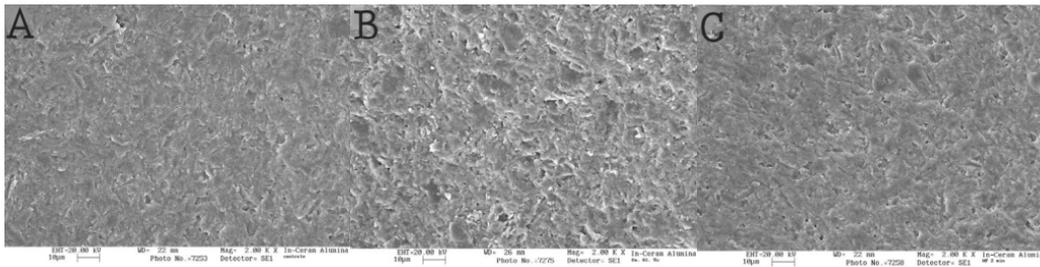


Figura 23 – A Microscopia eletrônica de varredura (MEV) da superfície de uma estrutura In-Ceram[®] Alumina (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) sem tratamento de superfície. B da estrutura após o jateamento com 50µm óxido de alumínio por 5 segundos e C e da estrutura após o condicionamento ácidos da superfície, com ácido fluorídrico a 10% por 2 minutos. Compare as duas figuras. Observe: o In-Ceram Alumina, que representa uma estrutura à base de óxidos de lantânio (La_2O_3), que contém cerca de 85% de agregação de óxidos de alumínio (Al_2O_3), o jateamento com óxidos de alumina provocou uma modificação da superfície enquanto que o condicionamento ácido manteve a estrutura inalterada (Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DCN. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. J Prosthet Dent 2003; 89: 479-88).

2.1.2.1 Cerâmicas Reforçadas por Óxido de Alumínio

Como visto anteriormente essas cerâmicas foram comercializadas em 1988 para diversas indicações na cavidade bucal. As cerâmicas reforçadas estruturalmente a base de alumina são caracterizadas por apresentar uma grande quantidade de fase cristalina em relação à matriz vítrea. O In-Ceram Alumina à base de óxidos de lantânio (La_2O_3), que contém cerca de 85% de agregação de óxidos de alumínio com o tamanho das partículas variando entre 0.5 a 3.5 µm¹². A contração de sinterização é de 0,3%¹² com a adaptação marginal em torno de 57 µm⁸. A maior fase cristalina proporciona maior resistência à flexão,

em torno 450 MPa a 600 MPa, no entanto este aumento está associada com maior opacidade. Desta forma, tais cerâmicas são utilizadas para fabricação de infraestrutura de coroas e prótese fixa sendo aplicada uma cerâmica feldspática de cobertura que apresenta um coeficiente de expansão térmica compatível com o sistema para proporcionar estética^{7,24,44}.

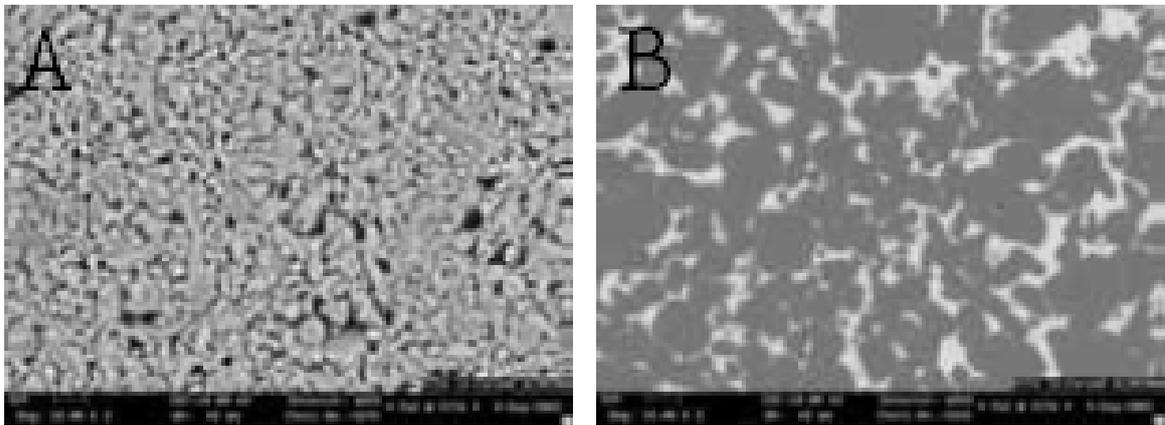


Figura 24 – A Microscopia eletrônica de varredura (MEV) da superfície de uma estrutura de In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) processadas em dois métodos: A por meio de blocos fresados e B por meio de *slip casting*. Compare as duas figuras. Observe: as cerâmicas disponibilizadas por meio de blocos para CAD/CAM possuem suas partículas mais compactadas quando comparadas as processadas por *slip casting* (Vita Zahnfabrik, www.vita-zahnfabrik.com).

O In-Ceram Alumina apresenta mais dois representantes comerciais, o In-Ceram Spinell e o In-Ceram Zircônia. Para aumentar a translucidez e estética, a Vita possui o In-Ceram Spinell, que substituiu a alumina sintetizada por aluminato de magnésio ($MgAl_2O_4$), aumentando a translucidez duas vezes mais do que o In-Ceram Alumina. A mudança de

óxidos de infusão reduziu ligeiramente a resistência à flexão na ordem de 15 a 40%. No entanto, confecciona restaurações cerâmicas mais estéticas para a região anterior. Desta forma, a indicação deste sistema ficou limitada para infraestruturas de restaurações unitárias para o segmento anterior⁵⁵. A taxa de sobrevivência segundo Fradeani, Aquilano e Corrado, em 2002, é de 97,5% em 5 anos para 40 coroas colocadas na região anterior³⁰.

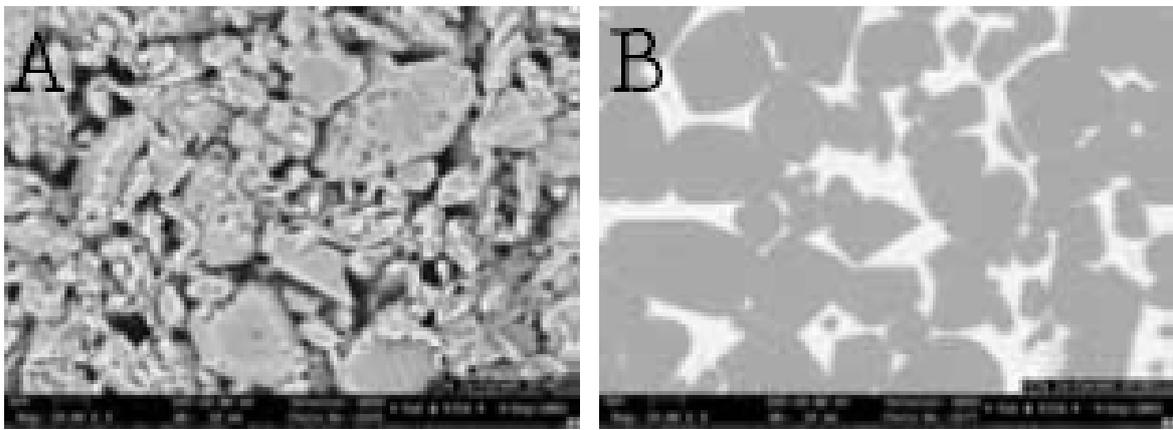


Figura 25 – A Microscopia eletrônica de varredura (MEV) da superfície de uma estrutura de In-Ceram Spinnell (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) processadas em dois métodos: A por meio de blocos fresados e B por meio de *slip casting*. Compare as duas figura. Observe: as cerâmicas disponibilizadas por meio de blocos para CAD/CAM possuem suas partículas mais compactadas quando comparadas as processadas por *slip casting* (Vita Zahnfabrik, www.vita-zahnfabrik.com).

Outra variação é o In-Ceram Zircônia, uma mistura de 70-30% de alumina de óxido (Al_2O_3) e zircônio (ZrO_2) respectivamente, o que aumenta a resistência à flexão para algo em torno de 638 MPa permitindo aumentar a indicação para prótese fixa de três elementos na região posterior. O In-Ceram Zircônia é estabilizada por um dopante, sendo neste sistema a céria (CeO_2). Desta forma, o aumento da resistência é obtido pela incorporação de partículas de óxidos de zircônio, que possui um dos maiores valores de tenacidade entre os materiais

cerâmicos. Nesse sentido, indicado para uso como infra-estruturas de coroas unitárias e prótese fixa de três elementos em dentes posteriores^{7,12,24,44,81}. A taxa de sobrevivência desse sistema é de 94,5% em 3 anos para 18 próteses fixas no segmento posterior⁷⁷.

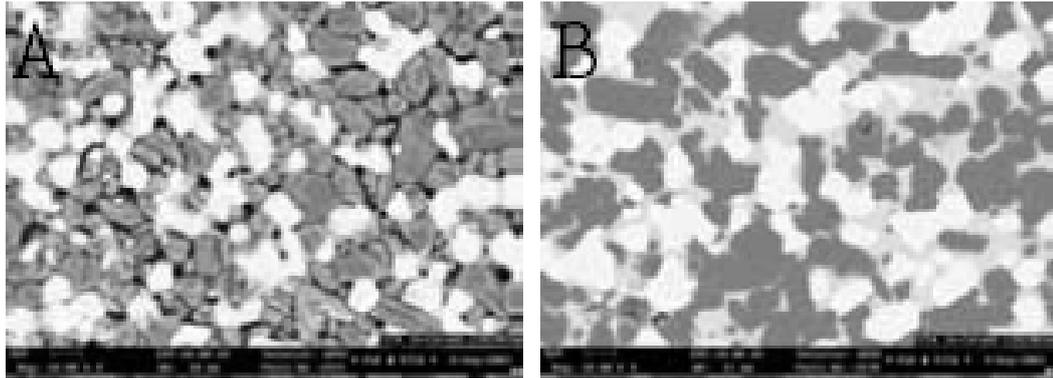


Figura 25 – A Microscopia eletrônica de varredura (MEV) da superfície de uma estrutura de In-Ceram Zircônia (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) processadas em dois métodos: A por meio de blocos fresados e B por meio de *slip casting*. Compare as duas figura. Observe: as cerâmicas disponibilizadas por meio de blocos para CAD/CAM possuem suas partículas mais compactadas quando comparadas as processadas por *slip casting* (Vita Zahnfabrik, www.vita-zahnfabrik.com).

Os três sistemas podem ser confeccionados através da técnica de aglutinamento e infiltração de vidro (óxido de Lantânio) ou técnica de usinagem por meio de CAD/CAM. Pela técnica de aglutinamento e infiltração de vidro o pó cerâmico de finas partículas, com alto conteúdo de alumina, é misturado com um líquido especial e aplicado sobre o modelo duplicado sob ação de capilaridade; a umidade é absorvida, aglomerando as partículas sobre o modelo, formando então uma estrutura firme e densa. Essa estrutura é esculpida e sinterizada em um forno especial, a uma temperatura de 1.140°C, em ciclo de 11 horas. As partículas se fundem, produzindo uma estrutura cristalina organizada. O alto conteúdo de alumina confere

um aspecto branco-opaco à infra estrutura e com baixa resistência. Mediante uma segunda cocção, a 1.100°C, por mais 3 a 5 horas, a estrutura de óxido de alumínio é sinterizada e infiltrada com vidro fundido, obtendo uma elevada resistência e tornando-o translúcente. Sobre a armação são aplicadas, de forma convencional as massas de corpo de dentina e esmalte¹².

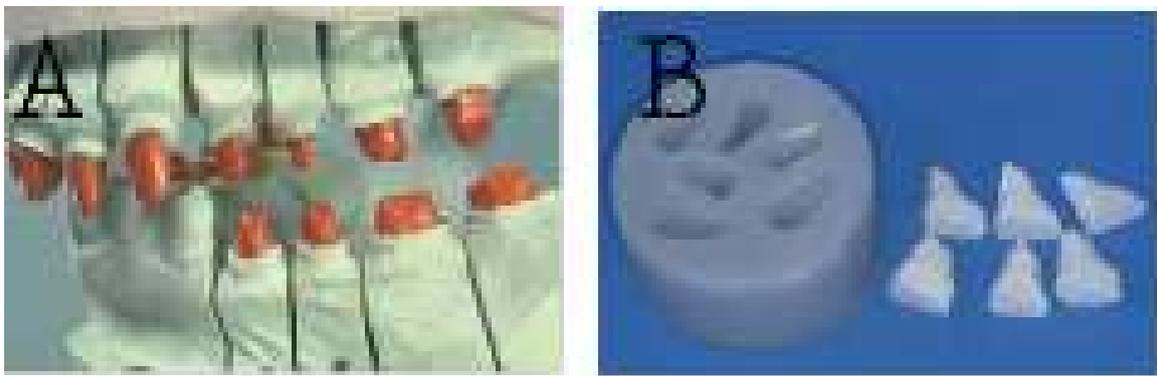


Figura 26 – Visualização (figura A e B) da duplicação dos troqueis (Vita Zahnfabrik, www.vita-zahnfabrik.com).



Figura 27– Visualização da aplicação do líquido (figura A) e o ajuste da cerâmica (figura B) após a primeira queima (Vita Zahnfabrik, www.vita-zahnfabrik.com).

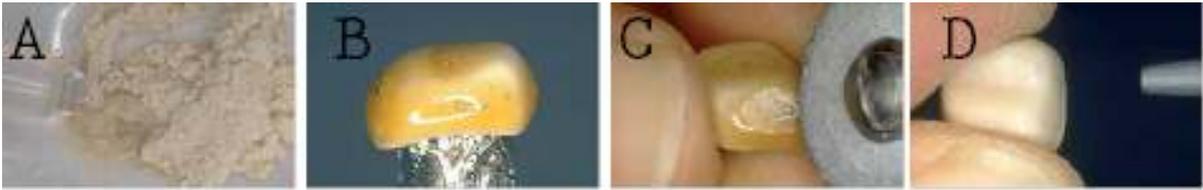


Figura 28 – Visualização da aplicação do infiltrado de vidro (figura A) e seu ajuste (figuras B-D) (Vita Zahnfabrik, www.vita-zahnfabrik.com).



Figura 29 – Visualização da estratificação por camadas (figura A e B) na infraestrutura para obtenção da estética e contorno final (figura C) da restauração (Vita Zahnfabrik, www.vita-zahnfabrik.com).

Pela técnica de usinagem por meio de CAD/CAM a Vita disponibiliza os blocos de In-Ceram em diversas opções de coloração sendo o processo semelhante às vitro-cerâmicas.



Figura 30 – Os blocos de In-Ceram Alumina e o In-Ceram Zircônia (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) (figura A) podem ser processados com o sistema Inlab MCXL (figura B e C) (Sirona) (Vita Zahnfabrik, www.vita-zahnfabrik.com).

Outro representante desta classe de sistemas cerâmicos é o Procera (Nobel Biocare, Suíça), este sistema foi desenvolvido por Matts Andersson, em 1981 e introduzido em 1993 por Anderson e Oden⁵, sendo o primeiro material totalmente denso com alta concentração de óxidos para aplicações dentárias. Composto por 99,5% de óxido de alumínio, com tamanho de partícula ao redor de $4\ \mu\text{m}$ ¹². Sua resistência flexural está em torno de $687\ \text{MPa}$ ⁸².

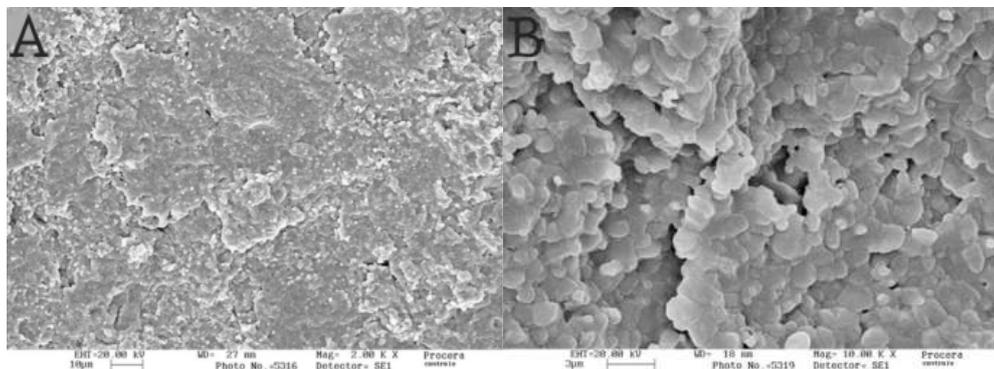


Figura 31 – A e B Microscopia eletrônica de varredura (MEV) da superfície de uma estrutura Procera[®] (Nobel Biocare) em X2000 e X10000 (Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DCN. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. J Prosthet Dent 2003; 89: 479-88).

Sua técnica de confecção exige sistema CAD/CAM. Os procedimentos consistem na obtenção de molde pelas técnicas convencionais e confecção de modelos de gesso. O troquel

deve ser realizado para permitir o escaneamento do preparo com o ProCera Scanner. O troquel é posicionado em uma plataforma rotatória, que realiza volta de 360°. Uma sonda com ponta esférica de safira realiza, a partir da linha de terminação, uma coleta de dados, de toda a periferia do troquel desde o bordo cervical até a porção ocluso-incisal, realizando um mapeamento de todo o contorno da superfície do preparo. Todo o processo é muito rápido, levando cerca de 30 segundos para ser concluído. Assim, cerca de 50.000 medições são tomadas para a digitalização precisa com erros de 10 μm ^{6,12,18}.



Figura 32 – Visualização do *scanner* utilizado pela Procera (Nobel Biocare, www.nobelbiocare.com).

Após a digitalização, o próximo passo consiste na determinação da espessura da estrutura a ser fabricada. O valor médio utilizado é de 600 μm , podendo ser modificado. O ângulo do perfil de emergência (com ângulos entre 1 e 25°) da estrutura para o dente é determinado usando os valores padrão ou individuais e o espaço necessário para o agente de cimentação é estabelecido automaticamente. Através desses dados, que são transferidos por meio de um *modem* para uma estação computadorizada de trabalho para a produção de uma infra-estrutura^{6,12,81}.



Figura 33 – A Visualização do *software* (figura A) para a fabricação 3D da restauração, central de produção CAM (figura B) e estrutura usinada (figura C) (Nobel Biocare, www.nobelbiocare.com).

Sobre a superfície da infra-estrutura é aplicada uma porcelana de baixa fusão (All-Ceram Porcelain Ducera) com o coeficiente de expansão térmica ($7 \times 10^{-6} \text{C}$) igual ao do material de óxido de alumínio por meio da técnica de estratificação. Essas cerâmicas apresentam propriedades de fluorescência semelhantes à dentição natural, sendo que um dos benefícios potenciais de produzir uma estrutura pura é que a translucidez é superior a de estruturas com o composto vidro-alumina^{12,18,81}.



Figura 37 – Visualização da restauração finalizada (Nobel Biocare, www.nobelbiocare.com).

Este sistema está indicado para a região do segmento anterior e posterior com a construção de coroas unitárias, facetas laminadas e próteses parciais fixas e abutments personalizados para implantes⁴⁴. A adaptação marginal segundo Boening et al., em 2000,

varia entre 80 a 95 μm para dentes anteriores e 90 a 145 μm para dentes posteriores¹⁰. A taxa de sobrevivência clínica é de 93% em 10 anos para 87 restaurações, sendo 23 coroas anteriores e 64 posterior⁶⁴.

2.1.2.2 Cerâmicas de Zircônia

O uso de zircônia tem aumentado rapidamente nos últimos anos e tem se tornado um dos materiais mais interessantes na odontologia devido as seguintes propriedades: altos valores de resistência, tenacidade e dureza, resistência ao desgaste e bom comportamento à fricção, isolamento elétrico, baixa condutividade térmica, resistência à corrosão a maioria dos ácidos e alcaloides, módulo de elasticidade semelhante ao aço e coeficiente de expansão térmica semelhante ao ferro²⁴.

A zircônia existe em três fases: monoclinica, tetragonal e cúbica. Monoclinica é estável à temperatura ambiente. Acima de 1170°C se transforma em zircônia na fase tetragonal intermediários e em 2370°C, o material muda para uma fase cúbica. A transformação da fase cúbica para monoclinica ocorre durante o resfriamento, como a fase monoclinica ocupa aproximadamente cerca de 4% mais volume do que a fase tetragonal esta transformação para a temperatura ambiente pode levar a formação de trincas na cerâmica. Portanto a zircônia é parcialmente estabilizada pela adição de pequenas quantidades de outros óxidos metálicos. Assim, existem diferentes tipos de zircônia dependendo da adição de componentes menores, tais como ítria (Y_2O_3), céria (CeO_2), magnésio (MgO), alumina (Al_2O_3) e cálcia (CaO). Tipicamente para aplicações dentárias, cerca de 3mol% em peso de ítria é adicionado à pura zircônia, conhecidas por policristais de zircônia tetragonal (3Y-TZP,

Tetragonal Zirconia Polycrystals) apresentam o tamanho médio de grãos de aproximadamente $0,2 \mu\text{m}$ ^{7,24,44}.

Contudo, apesar da zircônia estar estabilizada a temperatura ambiente, a fase tetragonal da zircônia pode transforma-se para monoclinica. Esta transformação pode ser induzida pela taxa de resfriamento e/ou estresses externo, resultando em um aumento de volume de aproximadamente de 4%, o qual produz compressão na região da extremidade da trinca, dificultando sua propagação. Assim, esta propriedade ajuda a cerâmica a resistir a falhas, mesmo que uma rachadura se forme no material, a mudança de fase dificulta a sua propagação ao longo da restauração^{7,24}.

A zircônia apresenta características físicas únicas que a torna duas vezes mais forte e resistente que as cerâmicas a base de alumina. Sua resistência flexural atinge valores entre 900 MPa e 1345 MPa⁷, esses valores elevados de resistência permitem a confecção de próteses fixas com áreas de conector menores do que os demais sistemas cerâmicos⁶⁹.

Em função de ser a mais resistente das cerâmicas sua indicação engloba desde coroas unitárias, próteses parciais fixas anteriores e posteriores e pilares para implantes. Os problemas têm sido associados com lascas e rachaduras da porcelana de cobertura, segundo Al-Amleh, Lyons e Swain, em 2010, em revisão de literatura de restaurações de zircônia relataram o lascamento da cerâmica de cobertura de 5% a 25% em 1-5 anos para porcelanas de baixa fusão, tais como Cercon[®] Ceram (DeguDent), Lava Ceram (3M ESPE) e IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent). Lascamento maior foi de 54 % após 1 ano de Triceram (Esprident)³.

Sua técnica de fabricação é baseada nos sistemas CAD-CAM. Existem duas formas de apresentação de Zircônia em blocos para fresagem, a primeira delas envolve blocos pré-sinterizados mais macios que não somente encurtam o tempo (30 a 45 minutos por uma ponte

de três unidades) de fresagem como também diminuem o desgaste das brocas fresadoras⁶⁶, porém exige após a fresagem a sinterização que acarreta em uma contração linear entre 20 e 25% que deve ser prevista com *copings* com tamanho maior no momento da fresagem para compensar a contração de sinterização. Como segunda opção de fabricação os blocos podem estar totalmente sinterizados apresentando já sua elevada dureza final implicando em maior tempo de fresagem (aproximadamente 2 horas), maior desgaste das brocas fresadoras e possibilidade de incorporação de trincas diminuindo assim a resistência do material^{46-7,85}, como vantagem o material é fresado no tamanho final da estrutura (*coping*), excluindo a contração de sinterização.



Figura 36 – Os blocos de zircônia (figura A) podem ser processados com o sistema Inlab MCXL (figuras B e C) (Sirona) (Vita Zahnfabrik, www.vita-zahnfabrik.com).

3. Proposição

Este trabalho tem como objetivo revisar a literatura sobre sistemas cerâmicos livres de metal existentes, fornecer um processo sistemático de planejamento passo a passo no tratamento de materiais cerâmicos e apresenta diretrizes específicas para as condições adequadas de aplicações clínicas dos diversos sistemas cerâmicos baseando-se nos seguintes critérios de seleção: métodos para cimentação, propriedades mecânicas (resistência flexural) e estética.

4. Artigo Científico

Artigo baseado para título de especialidade em Dentística, elaborado segundo as normas da revista Dental Press de Estética.

Cerâmicas adesivas e não adesiva.

Ceramic adhesive and no adhesive.

João Cézar Mosele¹

Rolnaldo Hirata²

Rafael Torres Brum³

1 Artigo baseado na monografia de J.C.MOSELE, para obtenção de título de especialista em Dentística pelo Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, Curitiba, PR, Correspondência para/ Correspondence to: JC MOSELE, R: Fagundes dos Reis, 428, Sala 301/302, Centro, Passo Fundo, RS, CEP: 99010-071. Tel: (54)3313 3318. E-mail: joaocezarmosele@yahoo.com.br.

2 Doutor em Dentística pela Universidade Estadual do Rio de Janeiro. Correspondência para/ Correspondence to: R HIRATA: Av: Cândido Xavier, 80, Batel, Curitiba, PR, CEP: 80240-280. Tel: (41)3342 4661. E-mail: ronaldohirata@ronaldohirata.com.br.

3 Mestre em Odontologia pela Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Correspondência para/ Correspondence to: RT BRUM: R: Urbano Lopes, 60, Apart. 1302, Cristo Rei, Curitiba, PR, CEP: 80050-520. Tel: (41)3029 7155. E.mail: rafaeltbrum@yahoo.com.br.

Resumo

A resistência das restaurações cerâmicas depende do uso da indicação correta do material cerâmico, força de união da cerâmica de cobertura com o *coping*, da espessura da coroa, do design da restauração e das técnicas de cimentação. A variedade dos cimentos e das técnicas de adesão tem sido aplicadas aos sistemas cerâmicos atuais, onde pode-se apontar a cimentação convencional e a cimentação adesiva. Para a cimentação adesiva, as cerâmicas podem ser classificadas como condicionáveis e não condicionáveis, de acordo com a capacidade de reação química com ácidos condicionadores específicos. O presente trabalho descreve a utilização clínica das cerâmicas adesivas e não adesivas através de um caso clínico.

Palavras - chave: porcelana dentária, cimentos dentários, propriedades físicas.

Abstract

The strength of ceramic restorations depends on using the correct indication of the ceramic material, bonding strength of the coverage ceramic with the coping, the thickness of the crown, the restoration design and cementing techniques. A variety of cements and adhesion techniques have been applied to ceramic systems today, where you can point the conventional cementation and the adhesive cementation. For the adhesive cement, ceramics may be classified as conditionable and not conditionable , according to the ability of a chemical reaction with specific acids conditioners. This paper describes the clinical use of ceramic adhesive and non adhesive through a clinical case.

Keywords: dental porcelain, dental cements, physical properties.

Introdução

As cerâmicas vêm sendo empregadas na odontologia devido a algumas de suas características, como estabilidade química, alta resistência à compressão, estética excelente e duradora, boa biocompatibilidade¹. Ainda, os módulos de elasticidade, coeficiente de expansão térmica e resistência máxima de tensão são muito parecidos com o esmalte dentário⁵.

No entanto, as cerâmicas são extremamente sensíveis à presença de defeitos superficiais levando conseqüentemente sua fratura, iniciadas por tensões de tração. Os defeitos microscópicos podem ser originados durante o processo de fabricação das cerâmicas. Assim, diferentes procedimentos são empregados para eliminar os defeitos de superfície e/ou aumentar o módulo de elasticidade das cerâmicas¹.

Um das estratégias usadas foi a adesão das cerâmicas no substrato dental por meio de adesivos e cimentos resinosos. Esta técnica permite reduzir os defeitos de superfície internos nas restaurações de cerâmicas o que proporciona resistência do conjunto (dente-restauração) podendo chegar a níveis comparáveis ao dente hígido, reforçando tanto o material restaurador quanto o remanescente dental^{6,13}.

Outra estratégia foi reforçar estruturalmente as cerâmicas com o aumento do conteúdo cristalino o que melhorou significativamente as propriedades mecânicas desses materiais, pela capacidade das partículas cristalinas dificultarem a propagação de trincas. Entretanto, estes materiais não são passíveis de condicionamento com ácido hidrófluorídrico e são dependentes da fabricação assistida por computador (computer aided manufacturing – CAM)^{1,3}.

O presente trabalho tem como objetivo descrever a utilização clínica de uma cerâmica adesiva e uma cerâmica não adesiva, através de um caso clínico envolvendo cerâmicas feldspáticas e cerâmicas a base de zircônia.

Relato de Caso Clínico

Paciente do sexo feminino, A.M., 32 anos de idade, procurou atendimento no curso de especialização de Dentística do ILAPEO (Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – Curitiba/PR) queixando-se da aparência do sorriso (Fig.1). Apresentava duas restaurações metalo-cerâmicas nos elementos 11 e 21, com aspecto opaco e com exposição das margens cervicais causando escurecimento da margem gengival (Fig. 2). Ainda, além das restaurações deficientes, a desarmonia anatômica entre os elementos dentais 13, 12, 22 e 23 (Fig. 3 e 4). O planejamento para este caso foi à confecção de laminados cerâmicos sobre refratário em Ceramco (Dentsply) nos elementos 13, 12, 22 e 23 e coroas em zircônia (Ceramill CAD/CAM e cerâmica de cobertura em Ceramco – Dentsply) os elementos 11 e 22.

O primeiro passo foi à obtenção de um modelo de estudo (Fig. 5) para a realização do planejamento reverso por meio do enceramento de diagnóstico⁶ (Fig. 6). Após a discussão do planejamento com a paciente, seguiu-se para a remoção das restaurações metalo-cerâmicas, com alta rotação sobre refrigeração com pontas diamantada 4138 (KG Sorensen) para realizar uma canaleta na cerâmica e acessar o metal. Posteriormente com uma ponta trans- metal cortou o metal e removeu-se a restauração. Assim, após a remoção das restaurações o substrato se apresentava bastante escurecido (Fig. 7).

Antes de começar os preparos para os laminados (13, 12, 22 e 23), foi transferido o enceramento de diagnóstico para o meio bucal, por meio de uma resina *bis-acryl* (luxatemp, DMG). Esta manobra clínica é chamada de *mock-up* (Fig. 8), permite visualizar as proporções anatômicas como também serve de comunicação com o paciente¹¹. Os preparos dentais (13, 12, 22 e 23) foram realizados sobre o *mock-up*⁷ (Fig. 9), com alta rotação sobre refrigeração com pontas diamantada 1015 (KG Sorensen) e para o preparo das proximais foi usado ponta

diamantada 2200 (KG Sorensen). Observe, que a ponta diamantada 1015 esta paralela ao longo eixo dental o que permite que apenas 1/3 da parte ativa seja usado no desgaste.

O refinamento dos preparos para coroa total (11 e 21) foi realizado com multiplicador (Sirona) com pontas diamantadas 4138 FF e para os laminados (13, 12, 22, 23) foi realizado disco soft flex (3M ESPE) vermelho em baixa rotação. Para o preparo das margens cervicais, foi adaptado fio retrator de pequeno diâmetro (retraflex 000 – Biodinâmica). Ainda, foi utilizado um guia de silicone (Zetalabor - Zhermack) (Fig. 10) confeccionado a partir do enceramento de diagnóstico para conferir os espaços (neste caso, espaços de 0.3 a 0.5mm para os laminados e 1,5mm a 2mm para as coroas em zircônia). Note também os contornos arredondados, para evitar áreas de stress nas restaurações cerâmicas^{6,7}.

Ao término dos preparos, um segundo fio retrator de maior diâmetro (retraflex 1 – Biodinâmica) foi adaptado no sulco gengival para realização da moldagem (Fig. 11). Após cinco minutos, foi removido o segundo fio em movimento lento e suave (Fig. 12) e realizado a inserção do material de moldagem, silicone de adição leve (Aquasil Ultra XLV - Dentsply), no sulco gengival de forma continua sem interrupções (Fig. 13). Após a inserção, um suave jato de ar foi imprimido sobre a silicone para melhor assentamento do material no sulco gengival (Fig. 14). Em seguida, foi preenchido novamente os preparos com a silicone leve (Fig. 15), uma moldeira, carregada com a silicone densa foi introduzida⁶. O primeiro fio permanece dentro do sulco durante toda a moldagem. Após o molde pronto (Fig. 16), o modelo de gesso foi vazado e troquelado para a confecção das coroas cerâmicas e os laminados sobre refratário no laboratório de prótese Studio Dental (Curitiba/PR).

Para referência de laboratório, por meio da escala (Vita Classic) foi determinada a cor⁶ pretendida nas restaurações cerâmicas, para isto foi interposto paralelo a estrutura dental 4

paletas (Fig. 17) de colorações semelhantes (A1, B2, A2, A3). Ainda, foram passadas ao laboratório as informações sobre a cor do substrato dos elementos 11 e 21.

Com as coroas e laminados prontos (Fig. 18), foram iniciados os procedimentos os clínicos. Após a remoção dos provisórios e profilaxia dos preparos com pasta de pedra-pomes e água, foi realizada a verificação da adaptação marginal das peças protéticas e posteriormente foram realizados testes de Try-in (Fig. 19) (Ivoclar/Vivadent) nos laminados (Fig. 20) e nas coroas para determinação da cor do cimento resinoso que iria ser utilizado para cimentação das restaurações. A cor determinado foi transparente para os laminados e A3 para as coroas.

Os procedimentos clínicos de preparo interno das peças cerâmicas e da estrutura dental foram iniciadas após a prova das restaurações cerâmicas. Os laminados cerâmicos receberam condicionamento com ácido hidrófluorídrico a 9,5% por 90 segundos (Fig. 21) e foi lavada, abundantemente, com água corrente e posteriormente foi aplicado (esfregando) ácido fosfórico a 37,5 % por 1 min (Fig. 22) e foi lavada, abundantemente, com água corrente e feito a secagem com *spray* de ar a temperatura ambiente. Em seguida, foi aplicado silano (Fig. 23) (Monobond-S, Ivoclar Vivadent) esfregando por 60 segundos e posteriormente secado com *spray* de ar a temperatura ambiente por 15 a 30 segundos. Importante verificar que a superfície interna da cerâmica tem que apresentar o mesmo aspecto visual que quando condicionada com ácido hidrófluorídrico. O sistema adesivo Heliobond (Ivoclar Vivadent) foi utilizado no interior dos laminados (Fig. 24), seguido por um suave jato de ar para remover os excessos e deixar a camada mais delgada. Nesta etapa é aplicado o adesivo sem fopolimerizá-lo e a peça foi protegida da luz num recipiente. As coroas cerâmicas a base de zircônia receberam tratamento com primer de zircônia (Fig. 25) (Metal/Zirconia Primer – Ivoclar Vivadent), posteriormente secagem com *spray* de ar na temperatura ambiente por 60 segundos. Em seguida, aplicação do adesivo dual Excite DSC (Fig. 26) (Ivoclar Vivadent).

Nesta etapa, o adesivo será polimerizado juntamente com o cimento do sistema no momento da cimentação, a peça deve ser protegida contra a luz num recipiente^{1,3,4,6,8,10}.

Para cimentação, foi utilizado isolamento modificado com lençol de borracha (Madeitex) e arco de Ostby. Fio retrator Ultrapak #000 (Ultradent) (Fig. 27) foi adaptado no sulco gengival para controle da umidade do campo operatório durante a cimentação. O condicionamento da estrutura dentária foi realizado com ácido fosfórico 37% por 30s (Fig. 28) nos elementos 13, 12, 22 e 23, seguido da lavagem abundante por 30 segundos e secagem da superfície. Em seguida, a aplicação do adesivo Heliobond (Ivoclar Vivadent) (Fig. 29) seguida por um suave jato de ar para remover os excessos e deixar a camada mais delgada. Nesta etapa como anteriormente o adesivo não é fotopolimerizado. Nos elementos 11 e 21 foi condicionado a superfície dentária com ácido fosfórico a 37% por 15 segundos (Fig. 30). Seguido da lavagem abundante por 30 segundos e de uma suave secagem da superfície. Em seguida, a aplicação do adesivo Excite DSC (Ivoclar Vivadent) (Fig. 31) seguida por um suave jato de *spay* de ar. Nesta etapa como anteriormente o adesivo será polimerizado juntamente com o cimento do sistema¹⁰.

A cimentação foi iniciada pelo elemento 12, no qual foi aplicada somente a base do cimento (Fig. 32) (Transparent Variolink II – Ivoclar Vivadent) no interior da peça (Fig. 33) e levado o conjunto até o dente (Fig. 34) e pressionado até o extravasamento do cimento (Fig. 35) e após verificar a perfeita adaptação da peça removeu-se os excessos com microbrush (Fig. 36) e fio dental. Em seguida, o conjunto foi polimerizado por 30s pela face vestibular e palatina, após foi aplicado gel de glicerina e novamente polimerizado por 30 segundos por face dando um total de 60s (Fig. 37). O procedimento acima foi repetido nos elementos 13, 22 e 23. A cimentação das peças cerâmicas nos elementos 11 e 21 foram realizadas juntas, para isso foi manipulado a base do cimento (Fig. 38) (A3Variolink II – Ivoclar Vivadent) com o catalizador (Low Viscosity Variolink II – Ivoclar Vivadent) (Fig. 39) em uma placa de vidro e

inserido no interior das coroas, as peças foram levadas até o dente (Fig. 40) e pressionadas até o extravasamento do cimento (Fig. 41) e após verificar a perfeita adaptação foram fotopolimerizados por 4s e removidos os excessos com fio dental e foram novamente fotopolimerizados por 60s por face com gel de glicerina¹⁰.

O fio dental foi, então, passado entre os dentes para verificar algum excesso de cimento. Com tiras de lixa para acabamento e bisturi n^o 12 foram removidos os excessos intra sulculares e feita a remoção dos fios retratores. Após a finalização do processo de cimentação e ajustes funcionais e estéticos necessários, constatou-se o resultado satisfatório dos procedimentos restauradores (Fig. 42, 43, 44, 45 e 46).

Caso Clínico



Figuras 1 – Sorriso inicial.



Figura 2 – Fotografia com fundo escuro de canino a canino.



Figuras 3 e 4 – Fotografia com fundo escuro de central a canino do lado direito e esquerdo.



Figura 5 – Modelo de estudo.



Figuras 6 – Encermento de diagnóstico.



Figuras 7 – Fotografia após a remoção das restaurações dos dentes 11 e 21.



Figuras 8 - Fotografia do *mock-up*.



Figuras 9 – Início dos preparos dentais (13, 12, 22 e 23).



Figuras 10 – Guia de silicone.



Figura 11 – Inserção do segundo fio afastador.



Figura 12 – Remoção do segundo fio afastador.



Figura 13 – Inserção do material de moldagem leve.



Figura 14 – Aplicação do jato de ar sobre a silicone de adição leve.



Figura 15 – Preenchimento dos preparos com a silicone leve.



Figura 16 – Molde pronto.



Figura 17 – Tomada de cor.



Figura 18 – Restaurações cerâmicas prontas.



Figura 19 - Pasta matizada *try-in*.



Figura 20 – Prova das peças com *try-in*.



Figura 21 – Aplicação do ácido hidrófluídrico a 9,5%.



Figura 22 – Aplicação do ácido fosfórico a 37,5 %.



Figura 23 – Aplicação do silano.

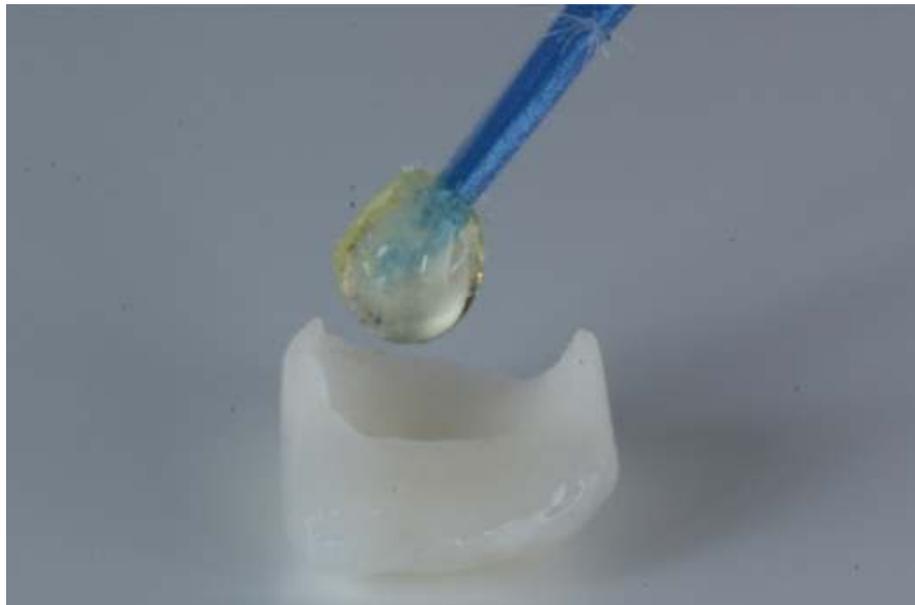


Figura 24 – Aplicação do adesivo.



Figura 25 – Aplicação do primer zircônia.



Figura 26 – Aplicação do adesivo.



Figura 27 – Isolamento modificado.



Figura 28 – Aplicação do ácido fosfórico a 37%.



Figura 29 – Aplicação de adesivo.



Figura 30 – Aplicação do ácido fosfórico a 37%.



Figura 31 – Aplicação do adesivo.



Figura 32 – Cimento base matizado.

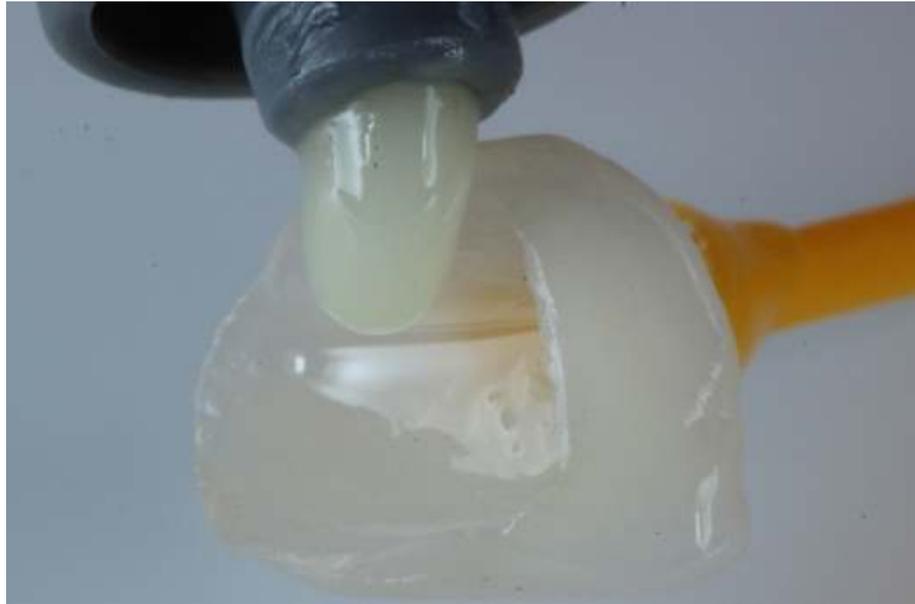


Figura 33 – Aplicação do cimento.



Figura 34 – Inserção do laminado cerâmico.



Figura 35 – Assentamento do laminado cerâmico.



Figura 36 – Remoção dos excessos de cimento.

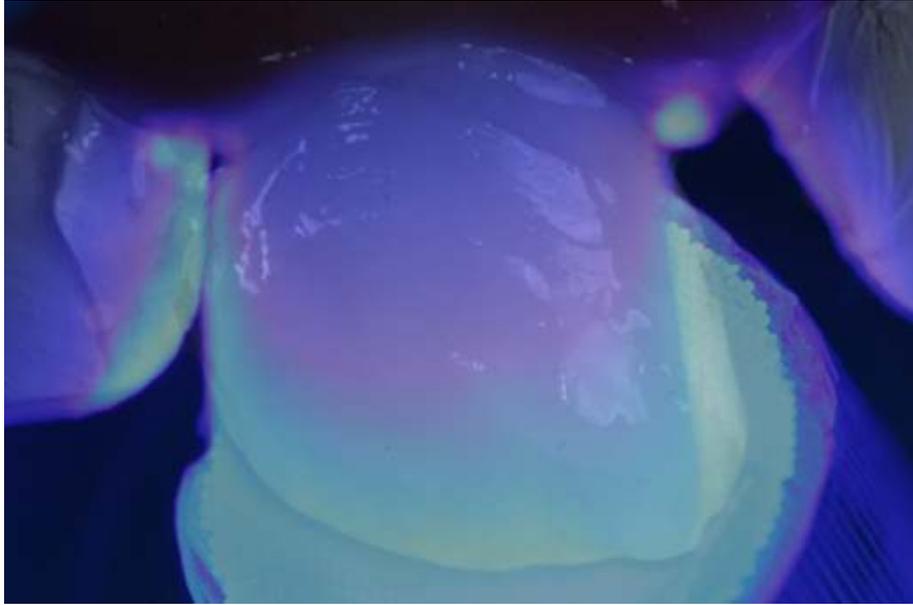


Figura 37 – Fotopolimerização final.



Figura 38 – Cimento base matizada.

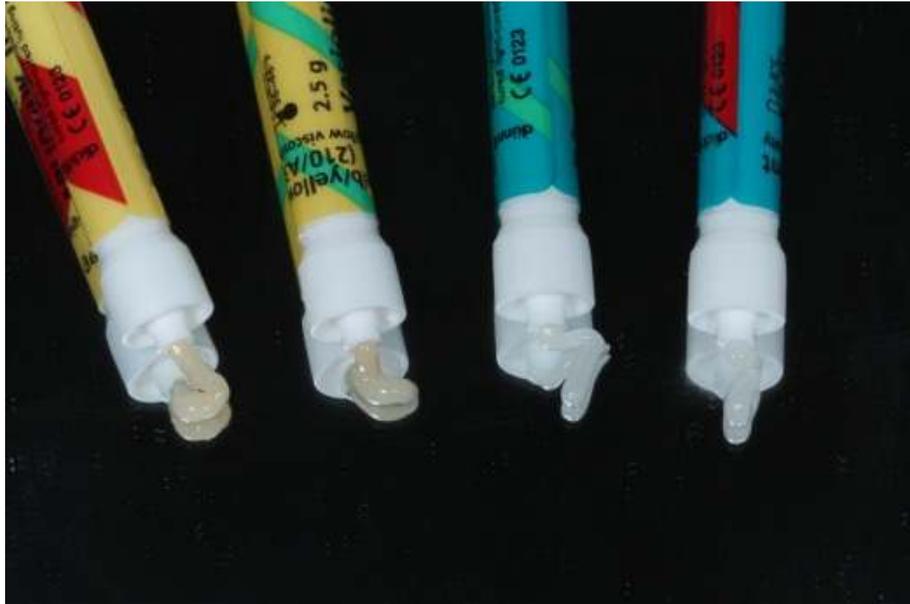


Figura 39 – Catalizador.



Figura 40 – Inserção das peças protéticas.



Figura 41 – *Close-up* do extravassamento do cimento.



Figura 42 – Situação clínica final.



Figura 43 e 44 – Vista lateral direita e esquerda.



Figura 45 e 46 – Vista do sorriso. (Ceramista Alexandre Santos, Curitiba – PR)

Discussão

Clinicamente as cerâmicas livres de metal são a escolha para um tratamento estético substituindo as convencionais metalo-cerâmicas. Esta opção clínica se relaciona pelo fato das cerâmicas dentárias poder obter excelentes resultados estéticos com a máxima preservação da estrutura dentária^{2,12,14}.

Um aspecto importante a ser considerado é fato das cerâmicas se aderirem ao substrato dental por meio de adesivos e cimentos resinosos, o que é possível devido à

alta concentração de grupamentos silicatos nestes materiais, permitindo o condicionamento da superfície com ácido hidrófluorídrico que criará microretenções mecânicas no material, penetração, polimerização e imbricamento do sistema adesivo para cimentação. Ainda, é possível melhorar em até 20% a 27% a adesão da cerâmica com a estrutura dentária, por meio de união química proporcionada pela silanização. Este processo proporciona resistência do conjunto podendo chegar a níveis comparáveis ao dente hígido, reforçando tanto o material restaurador quanto o remanescente dental^{2,3,4,8}.

O aumento do conteúdo cristalino nas cerâmicas odontológicas melhorou significativamente as propriedades mecânicas desses materiais, entretanto estes materiais não são passíveis de condicionamento com ácido fluorídrico^{1;9}, assim a técnica de cimentação a ser utilizada pode ser a convencional utilizando cimento de fosfato de zinco ou cimento de ionômero de vidro⁴. A cimentação adesiva pode ser aplicada, com o objetivo de aumentar a retenção da coroa no dente preparado (coroas clínicas curtas ou preparos pouco retentivos). Não existe reforço estrutural em função de não serem passíveis de condicionamento pelo ácido fluorídrico. Uma forma de compensar o não condicionamento por ácido e conseqüentemente a menor resistência de união entre cimento resinoso e cerâmicas de óxido de alumínio é a utilização de cimentos resinosos com monômeros específicos de 10-metacrilóiloxidecil-dihidrogênio-fosfato (MDP) para união com óxidos metálicos (ex. Panavia F2.0, Kuraray America Dental), ou ainda, lançar mão do jateamento da superfície interna das restaurações com óxido de alumínio ou partículas de alumina modificadas por sílica (silicatização, ex Rocatec e Cojet, 3M-ESPE) com a finalidade de aumentar a rugosidade ou criar uma camada de sílica sobre a superfície da cerâmica, e conseqüentemente, aumentar a resistência de união utilizando a silanização prévia ao cimento resinoso^{1,2,3,4,15}.

Conclusão

Com os avanços tecnológicos, diferentes tipos de cerâmicas estão sendo desenvolvidas, as características individuais de cada sistema certamente define suas indicações para as diversas situações clínicas. Dois sistemas de classificação foram usados neste artigo para auxiliar na compreensão dos tipos cerâmicos disponíveis para uso odontológico. Nesse sentido, as técnicas de processamento tem um grande impacto sobre o desempenho clínico, portanto, deve ser uma das principais considerações na escolha de um material. A combinação da adesão entre o substrato dental e cerâmica proporciona restaurações mais conservadoras, além de eliminar possíveis defeitos da superfície interna, reduzindo o potencial de fratura. Ainda, a coloração do substrato dental pode influenciar na escolha de um sistema cerâmico. Assim, um guia de uso clínico é mostrado na tabela 1, para que o leitor possa visualizar as possibilidades clínicas dos diferentes materiais cerâmicos de forma resumida.

Tabela 1 – Guia para seleção clínica

Material	Inlay, Onlay e laminado	Coroa Anterior	Coroa Posterior	Prótese Fixa Anterior	Prótese Fixa Posterior	Translucidez
Feldspática reforçada por leucita	Sim	Sim	Não	Não	Não	2
Dissilicato de Lítio	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim(até 2 ^a pré-molar)	1
In ceram Alumina	Não	Sim	Sim	Sim	Não	3
In Ceram Spinell	Não	Sim	Não	Não	Não	2
In Ceram Zircônia	Não	Sim	Sim	Sim	Sim	4
Zircônia	Não	Sim	Sim	Sim	Sim	4

Legenda: 1 translúcidas; 2 alta translucidez; 3 média translucidez; 4 baixa translucidez

Referências

1. Della Bona A. Adesão às cerâmicas: evidências científicas para uso clínico. São Paulo: Editora Artes Médicas; 2009.
2. Della Bona A, Kelly JR. The Clinical Success Of All-Ceramic Restorations. *J Am Dent Assoc.* 2008;139:8S-13S.
3. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DCN. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 2003;89:479-88.
4. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):389-404.
5. Magne P. Composite Resins and Bonded Porcelain: The Postamalgam Era? *J Calif Dent Assoc.* 2006;34(2):135-47.
6. Magne P, Belser U. Bonded Porcelain Restorations in Anterior Dentition. Barcelona: Editorial Quintessence; 2004.
7. Magne P, Belser U. Novel Porcelain Laminate Preparation Approach Driven by a Diagnostic Mock-Up. *J Esthet Restor Dent.* 2004;16:7-18.
8. Magne P, Cascione D. Influence of post-etching cleaning and connecting porcelain on the microtensile bond strength of composite resin to feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent.* 2006;96:354-61.
9. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part III: effect of luting agent and tooth-substitute core structure. *J Prosthet Dent.* 2001;86(5):511-9.
10. Pazin MC, Moraes RR, Gonçalves LS, Borges GA, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L. Effects of ceramic thickness and curing unit on light transmission through leucite-reinforced material and polymerization of dual-cured luting agent. *J Oral Sci.* 2008;50(2):131-36.
11. Reshad M, Cascione D, Magne P. Diagnostic mock-ups as an objective tool for predictable outcomes with porcelain laminate veneers in esthetically demanding patients: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2008;99:333-39.
12. Spear F, Holloway J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *J Am Dent Assoc.* 2008;139(9 suppl.):19S-24S.
13. Stappert CF, Ozden U, Gerds T, Strub JR. Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation design after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent.* 2005;94(2):132-9.

14. van Noort R. Introdução dos Materiais Dentários. 2^a ed. Porto Alegre: Artmed Editora; 2004.
15. Wolfart M, Lehmann F, Worfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. Dent Mater. 2007;23(1):45-50.

5. Referências

1. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2005;21(10):984-91.
2. Adair PJ. Glass ceramic dental products. USPatent 4431420,1984 – Google Patents. 1982.
3. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010;37(8):641-52.
4. Al-Wahadni AM, Hussey DL, Grey N, Hatamleh MM. Fracture resistance of aluminium oxide and lithium disilicate-based crowns using different luting cements: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract.* 2009;10(2):51-8.
5. Andersson M, Odén A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand.* 1993;51(1):59-64.
6. Andersson M, Razzoog ME, Odén A, Hegenbarth EA, Lang BR. Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int.* 1998;29(5):285-96.
7. Anusavice KJ. *Phillips Materiais Dentários*. 11^aed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.
8. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 2005;93(4):346-55.
9. Barghi N, Fischer DE, Vatani L. Effects of porcelain leucite content, types of etchants, and etching time on porcelain-composite bond. *J Esthet Restor Dent.* 2006;18(1):47–52.
10. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;84(4):419-24.
11. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 2003;89(5):479-88.
12. Bottino MA, Quintas AF, Miyashita E, Giannini V. *Estética em reabilitação oral: metal-free*. 1^a ed. São Paulo: Artes Médicas,2000.
13. Bowen RL. Development of a Silica Resin Direct Filling Material. Report No. 6333. Washington, DC: National Bureau of Standards;1958.

14. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1963;66:57–64.
15. Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: One method of determining bond strength. *J Dent Res.* 1965;44:690–5.
16. Burke FJ. The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. *Quintessence Int.* 1995;26(4):293-300.
17. Buonocore MG. Simple method to increase the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955;34(6):849–53.
18. Brunton PA, Smith P, McCord JF, Wilson NH. Restorative dentistry: Procera all-ceramic crowns: a new approach to an old problem? *Br Dent J.* 1999;186(9):430-4.
19. Calamia JR, Simonsen RJ. The effect of coupling agents on bond strength of etched porcelain [abstract 79]. *J Dent Res.* 1984;63:179.
20. Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJ. The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics - Part II. *J Dent.* 1997;25(5):409-14.
21. Claus H. Vita In-Ceram: A New System for Producing Aluminium Oxide Crown and Bridge Substructures. *Quintessenz Zahntech.* 1990;16:35-46.
22. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):389-404.
23. Corning. Corning Develops New Ceramic Material. *Am Ceram Soc Bull.* 1957;36:279-80.
24. Della Bona A. Adesão às cerâmicas: evidências científicas para uso clínico. 1ª ed. São Paulo: Editora Artes Médicas; 2009.
25. Denissen H, Dozic A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent.* 2000;84(5):506-13.
26. DiMatteo AM. Prep vs. no-prep: the evolution of veneers. *Ins Dent* 2009;5(6):72-9.
27. Dong JK, Luthy H, Wohtwend A, Schärer P. Heat-Pressed Ceramics: Technology and Strength. *Int J Prosthodont.* 1992;5(1):9-16.
28. Duarte SJ, Phark JH, Blatz M, Sadan A. Ceramic Systems: An Ultrastructural Study. *Quintessence Dental Technol.* 2010;33:42-60.
29. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ. Ceramic design concepts based on stress distribution analysis. *Compend Contin Educ Dent.* 2000;21(8):649-52.
30. Fradeani M, Aquilano A, Corrado M. Clinical experience with In-Ceram Spinell crowns: 5-year follow-up. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2002;22(6):525-33.

31. Fradeani M, Redemagni M, Corrado M. Porcelain Laminate Veneers: 6- to 12-Year Clinical Evaluation— A Retrospective Study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2005;25(1):9-17.
32. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucita-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int.* 2002;33(7):503-10.
33. Craig RG. *Restorative Dental Materials.* 9th. St. Louis: Mosby; 1993.
34. Grossman DG. Machinable Glass-Ceramics Based on Tetrasilicic Mica. *J Am Ceram Soc.* 1972;55:446-49.
35. Groten M, Pröbster L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1997;10(2):169-77.
36. Guess PC, Strub JR, Steinhart N, Wolkewitz M, Stappert CF. All-ceramic partial coverage restorations--midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. *J Dent.* 2009;37(8):627-37.
37. 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 Prosthet Dent.* 2002;88(1):4-9.
38. Höland W, Rheinberger V, Schweiger M. Control of nucleation in glass ceramics. *Phil Trans R Soc Lond A.* 2003;361:575-89.
39. Höland W, Rheinberger V, Wegner S, Frank M. Need-like apatite-leucite glass-ceramic as a base material for the venner of metal restorations in dentistry. *J Mater Sci Mater Med.* 2000;11(1):11-7.
40. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A Comparison of the microstructure and properties of the ips empress2 and the ips empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(4):297–303.
41. Horn HR. Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dent Clin North Am.* 1983;27(4):671-84.
42. Hornberger H. Strength microstructure relationships in a dental alumina glass composite. (thesis). England. The University of Birmingham;1995.
43. Jones DW. Development of dental ceramics: an historical perspective. *Dent Clin North Am.* 1985;29(4):621-44.
44. Kina S, Bruguera A. *Invisível: restaurações estéticas.* 2^a ed. Maringá: Dental Press;2008.
45. Land MF, Hopp CD. Survival rates of all-ceramic systems differ by clinical indication and fabrication method. *J Evid Based Dent Pract.* 2010;10(1):37-8.

46. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater.* 2004;20(7):655-62.
47. Luthardt RG, Holzhuter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP- zirconia ceramics. *J DentRes.* 2002;81(7):487- 91.
48. MacCulloch WT. Advances in Dental Ceramics. *Br Dent J.* 1968;124(8):361-5.
49. Magne P. Composite resins and bonded porcelain:the postamalgam era? *J Calif Dent Assoc.* 2006;34(2):135-47.
50. Magne P, Belser U. *Bonded Porcelain Restorations in Anterior Dentition.* Barcelona: Editorial Quintessence;2004.
51. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age. *J Prosthet Dent.* 1999;81(1):23-32.
52. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part III: effect of luting agent and tooth-substitute core structure. *J Prosthet Dent.* 2001;86(5):511-9.
53. Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-years prospective clinical study. *Quintessence Int.* 2006;37(4):253-9.
54. MacCulloch WT. Advances in Dental Ceramics. *Br Dent J.* 1968;124:361-5.
55. McLaren EA. All-Ceramic Alternatives to Conventional Metal-Ceramic Restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 1998;19(3):307-12.
56. McLaren EA, Giordano RA, Pober R, Abozenada B. Material testing and layering techniques of a new two-phase all glass veneering porcelain for bonded porcelain and high alumina frameworks. *Quintessence Dental Technol.*2003;26:69-81.
57. 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.
58. McLean JW. The science and art of dental ceramics. The nature of dental ceramics and their clinical use. Vol. I. Chicago: Quintessence Publ; 1979.
59. McLean JW. *Dental Ceramics: Proceedings of the First International Symposium on Ceramics.* Chicago: Quintessence; 1983.
60. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J.* 1965;119(6):251-67.

61. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971;131(3):107-11.
62. Molin M, Karlsson S. The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems. A clinical and in vitro study. *Acta Odontol Scand.* 1993;51(4):201-6.
63. O'Brien WJ, Ryge G. *Materiais Dentários.* Rio de Janeiro: Interamericana, 1981.
64. Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 2001;14(6):504-9.
65. Olsson KG, Furst B, Andersson B, Carlsson GE. A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs. *Int J Prosthodont.* 2003;16(2):150-6.
66. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont.* 2005;14(1):39-45.
67. Phillips RW. *Skinner's science of dental materials.* 9thed. Philadelphia: WB Saunders; 1991.
68. Pröbster L, Diehl J. Slip-Casting Alumina Ceramics for Crown and Bridge Restorations. *Quintessence Int.* 1992;23(1):25-31.
69. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2):531-44.
70. Schweiger M, Höland W, Frank M, Drescher H, Rheinberger V. IPS Empress 2: A new pressable high-strength glass-ceramic for esthetic all-ceramic restorations. *Quintessence Dental Technol.* 1999;24(7):876-82.
71. Simonsen RJ, Calamia JR. Tensile bond strength of etched porcelain [abstract 1154]. *J Dent Res.* 1983;62:297.
72. Sınmazışık G, Öveçoğlu ML. Physical properties and microstructural characterization of dental porcelains mixed with distilled water and modeling liquid. *Dent Mater.* 2006;22(8):735-45.
73. Sorenson JA, Knode H, Torres TY. In-Ceram all-ceramic bridge technology. *Quint Dent Technol.* 1992;15:41-6.
74. Spear F, Holloway J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *J Am Dent Assoc.* 2008;139(9 suppl.):19S-24S.
75. Spohr AM, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MA, Knowles JC. Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 Ceramic. *Int J Prosthodont.* 2003;16(3):277-82.

76. Stappert CF, Ozden U, Gerds T, Strub JR. Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation design after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent.* 2005;94(2):132-9.
77. Suárez MJ, Lozano JF, Paz Salido M, Martínez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont.* 2004;17(1):35-8.
78. Torres SM, Borges GA, Spohr AM, Cury AA, Yadav S, Platt JA. The effect of surface treatments on the micro-shear bond strength of a resin luting agent and four all-ceramic systems. *Oper Dent.* 2009;34(4):399-407.
79. Toksavul S, Toman M. A short-term clinical evaluation of Empress 2 crowns. *Int J Prosthodont.* 2007;20(2):168-72.
80. Torres SM, Borges GA, Spohr AM, Cury AA, Yadav S, Platt JA. The effect of surface treatments on the micro-shear bond strength of a resin luting agent and four all-ceramic systems. *Oper Dent.* 2009;34(4):399-407.
81. van Noort R. *Introdução dos materiais dentários.* 2^aed. Porto Alegre: Artmed Editora; 2004.
82. Wagner WC, Chu TM. Apparent flexural strength of porcelain veneered al-ceramic core material. *J Dent Res.* 1996;75:284.
83. Weinstein M, Katz S, Weinstein AB. Permanent manufacturing corporation, assignee. Fused Porcelain-to-Metal Teeth. US Patent No. 3052982; 1962.
84. Wittneben JG, Wright RF, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations. *Int J Prosthodont.* 2009;22(5):466-71.
85. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater.* 2007;23(1):45-50.

6. Anexo

<http://www.dentalpress.com.br/revista/pdf/normasestetica.pdf>