



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Monografia de Final de Curso

Aluno(a): Iberê Gonçalves Teixeira Nóbrega

Orientador(a): Prof. Dr. Wilkens Aurélio Buarque e Silva.

Ano de Conclusão do Curso:2004



TCC 095

Faculdade de Odontologia de Piracicaba

Universidade Estadual de Campinas

Aluna : Iberê Gonçalves Teixeira Nóbrega

**Abordagem clínica dos sistemas empregados em próteses parciais fixas
livres de metal**

Monografia apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, Universidade
Estadual de Campinas, para a conclusão do
Curso de Graduação.

Piracicaba

2004

Faculdade de Odontologia de Piracicaba

Universidade Estadual de Campinas

Aluna: Iberê Gonçalves Teixeira Nóbrega

**Abordagem clínica dos sistemas empregados em próteses parciais fixas
livres de metal**

Monografia apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, Universidade
Estadual de Campinas, para a conclusão
do curso de Graduação.

Orientador: Prof.Dr. Wilkens Aurélio Buarque e Silva

Piracicaba

2004

iii

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
BIBLIOTECA**

SUMÁRIO

LISTA DE QUADROS.....	01
RESUMO.....	02
INTRODUÇÃO.....	03
EVOLUÇÃO DAS RESINAS COMPOSTAS.....	06
CERÔMEROS.....	09
INFRA-ESTRUTURA DE FIBRAS.....	11
EVOLUÇÃO DAS PORCELANAS.....	15
IN-CERAM.....	20
EMPRESS.....	22
EMPRESS2.....	25
PROCERA ALL-CERAM.....	28
CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	33
CONCLUSÃO.....	35
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	37

LISTAS DOS QUADROS:

QUADRO 1: Cerômeros odontológicos	10
QUADRO 2: Tipos de fibras	13
QUADRO 3: Sistemas totalmente cerâmicos	31

RESUMO

O objetivo desse trabalho foi apresentar os sistemas disponíveis para realização de restaurações livres de metal, com especial interesse na modalidade de prótese parcial fixa. Para isso foram abordados os dois grupos de próteses fixas metal-free, o dos polímeros de vidro reforçados com fibras e o das porcelanas reforçadas. Dentre esses grupos existem inúmeras opções diferentes, cada qual com suas particularidades e indicações específicas.

Para a melhor compreensão desses materiais foi feita uma análise da evolução técnica e científica dos procedimentos e materiais empregados na fabricação dos mesmos, desde as primeiras tentativas até a composição atual dessas próteses.

As principais preocupações relacionadas a materiais estéticos são relacionadas à resistência necessária para sua indicação segura nos diferentes setores da dentição, se estas técnicas oferecem algum prejuízo ou vantagem adicional ou, ainda, se eles possuem uma durabilidade suficiente. Essas questões são respondidas durante a análise individual de cada sistema e dos passos envolvidos na sua utilização, ressaltando indicações, limitações, vantagens e suas propriedades mecânicas.

É importante ressaltar que próteses metal-free envolvem uma técnica bastante sensível, exigindo muito critério dos dentistas e técnicos de laboratório para se obter o sucesso relatado pela literatura. Além disso o profissional precisa ter muito claro em mente a sequência, os requisitos e o conhecimento para realização de um bom planejamento protético, passo fundamental para realização de qualquer reabilitação.

Apesar de, ainda, não ser possível substituir completamente as próteses metalocerâmicas, é surpreendente a qualidade estética final que é possível atingir com o uso desses novos materiais. Permitindo um sorriso harmonioso e extremamente natural, melhorando a auto-estima das pessoas e seu relacionamento social, indispensável para ascensão profissional.

INTRODUÇÃO

Como qualquer outra ciência biológica a odontologia não é estática, está em constante desenvolvimento técnico, científico e tecnológico. Conceitos amplamente aceitos ontem podem ser rejeitados hoje frente a novas descobertas, assim como valores que outrora ficavam em segundo plano, atualmente podem ser considerados primordiais para as pessoas, como por exemplo a estética.

Mas ao falarmos sobre um assunto que está em tamanho destaque como este, alguns questionamentos são inerentes: as pessoas mudam ou as mudanças lhes são impostas? Nós dentistas substituímos os materiais metálicos da boca dos pacientes por razões estéticas exigidas pelos próprios, o fazemos para oferecer alternativas que agradem e cativem nossos pacientes ou simplesmente para satisfazer nossas próprias expectativas profissionais? Ou ainda podemos trazer benefícios com tais procedimentos?

Para podermos responder essas indagações precisamos entender o que aconteceu no passado recente da odontologia.

Quando surgiu, no fim da década de 60, a coroa oca de porcelana foi uma grande revolução, entretanto essa nova técnica não podia ser aplicada para restaurar casos envolvendo dentes ausentes. Por isso foi desenvolvida uma infra-estrutura metálica para servir de suporte à porcelana em próteses parciais fixas, iniciando a era das restaurações metalocerâmicas. Mas se a qualidade de cor, a biocompatibilidade e adaptação marginal da coroa oca de porcelana eram boas porque se fazer coroas unitárias metalocerâmicas?

Isso ocorreu devido a uma fase nebulosa da prática de próteses no Brasil, onde a indústria e o comércio odontológicos “determinavam” as técnicas e os materiais empregados nos tratamentos, através de forte influência sobre os professores universitários e conseqüentemente sobre a formação dos novos profissionais. Sendo assim, devido a professores com experiência clínica muito limitada, existe ainda hoje uma safra de cirurgiões dentistas que só conheceram e confiam no conceito de restaurações indiretas metalocerâmicas.

Sabe-se que a técnica de fundição por cera perdida é bastante arcaica e imprecisa, e está fadada a cair em desuso com o tempo frente a novas técnicas que fornecem qualidade

muito superior, como por exemplo, a frezagem industrial. Haja visto que a odontologia é um dos últimos segmentos a usar esse processo metalúrgico ancestral para obtenção de peças de precisão.

As duas últimas décadas testemunharam grandes avanços tecnológicos na tentativa de aprimorar a técnica de fundição por cera perdida, como: novas fontes de calor (por exemplo a resistência elétrica), arco voltaico, melhoria dos revestimentos, campo eletromagnético (indução), além de novas ligas metálicas que buscavam melhorar o desempenho na qualidade de fundição, adaptação marginal e interação com o material de recobrimento estético. A busca por novas ligas metálicas (ao invés das ligas de metais nobres usadas com sucesso clínico durante muito tempo) obteve sucesso relativo, pois conseguiram ligas mais rígidas, melhores para algumas situações como próteses parciais removíveis, e com custo muito inferior, que possibilitou o acesso de maior porcentagem da população a tratamentos protéticos. Esse fator é muito importante em países em desenvolvimento como o nosso, mas também coincidiu com a tendência mundial de reduzir custos, resultando na substituição por ligas alternativas na grande maioria dos trabalhos protéticos, mesmo em países ricos.

Entretanto todos os outros aspectos clínicos são muito inferiores em relação aos apresentados pelas ligas de metais nobres (maleabilidade, adaptação marginal, biocompatibilidade, resistência à corrosão etc), ocorrendo, portanto uma “compensação” entre as melhorias laboratoriais conseguidas e a perda de qualidade advinda da utilização de ligas alternativas.

A ampla utilização de metais e ligas metálicas em próteses não significa, portanto, ser a melhor opção para o paciente, e sim o que tínhamos disponível para oferecer. Isso porque os metais sofrem corrosão em contato permanente com o meio bucal perdendo massa e soltando um “gosto metálico”, apresentam dificuldades de adesão aos materiais de recobrimento estético (tanto à cerâmica como à resina), prejudicam a beleza e naturalidade das peças além de outras desvantagens relacionadas a configuração dos preparos, características de preservação e união às estruturas dentais que serão melhor abordadas posteriormente.

As resinas desde o princípio da sua utilização tem sofrido muitos avanços em relação a resistência e estética, mas ainda não possuem a cosmética das cerâmicas nem a

resistência dos metais. As cerâmicas por sua vez também têm evoluído no quesito resistência, sendo possível hoje em dia substituir o metal da infra-estrutura de algumas próteses.

Nesse contexto uma avalanche de produtos soterrou os dentistas e a mídia iniciando um grande movimento de procura e oferta do conceito de trabalhos protéticos “brancos”.

Podemos não corroborar com tudo que a odontologia cosmética propõe, mas somos obrigados a admitir que a estética é, atualmente, um quesito indispensável e mais que isso, é um dos principais responsáveis pelo aumento da auto-estima fator intimamente ligado à saúde mental e física das pessoas. Entretanto ela deve estar associada à biocompatibilidade e longevidade sem comprometer a função, assim devemos considerar as funções fonéticas e mastigatória com todos seus componentes biológicos como primordiais.

O tratamento estético correto é aquele que visa a saúde do paciente e é resultante de um planejamento criterioso, podendo englobar procedimentos de várias áreas: a análise oclusal, a periodontia, a ortodontia, a cirurgia, a implantodontia, a dentística preventiva e restauradora, a endodontia, e a prótese de acordo com o que cada caso necessita.

Com essa premissa, e utilizando-se das novas técnicas e materiais disponíveis é possível realizar tratamentos com alta resolução estética e com vantagens adicionais sobre os tratamentos convencionais, porém sem a mesma previsibilidade de resultados à longo prazo.

Veremos aqui um quadro cronológico da evolução dos materiais estéticos, suas características, comportamento clínico, indicações, vantagens e desvantagens das resinas e porcelanas usadas em próteses livres de metal, disponíveis no mercado brasileiro: sistemas targis-vectris, fibrokor-sculpture, Empress e Empress2, In-Ceran e procera all-ceran.

EVOLUÇÃO DAS RESINAS COMPOSTAS

A utilização das resinas na odontologia iniciou-se por volta de 1936 como base para próteses totais, e no início de 1940 começou a ser usada como faceta estética de coroas unitárias tipo veneer e próteses parciais fixas. O material era fixado ao metal através de retenções mecânicas o que gerava inúmeros problemas, quais sejam: a alta contração de polimerização do material gerava uma adaptação marginal deficiente levando à infiltrações na interface metal-resina, além disso, os dois materiais apresentam coeficientes de expansão térmicas muito diferentes, as resinas apresentavam baixa resistência à abrasão e instabilidade de cor (devido à alta sorção de água) e freqüentemente destacamento da faceta.

Para solucionar tais problemas, muitos avanços foram feitos em termos de composição mecânica e química. No que se refere à composição mecânica, foi aumentada a quantidade de partículas, e modificação do tipo e tamanho das mesmas. No que tange à composição mecânica, temos a criação do BIS GMA, a adição de agentes de união cruzada, introdução do silano como agente de união das partículas, além de novos meios de polimerização. Esses novos materiais foram chamados de resinas compostas e eram muito superiores às resinas acrílicas em propriedades mecânicas e estéticas.

As resinas compostas têm sido utilizadas como alternativa à cerâmica no recobrimento estético, como o próprio nome diz, elas são uma união de dois ou mais materiais sendo uma parte inorgânica composta por partículas de vidro, quartzo e/ou sílica, unida a uma matriz orgânica (BIS GMA), geralmente através de um silano orgânico. A porção inorgânica está relacionada à propriedade de dureza, resistência à compressão e abrasão. Ao passo que a estabilidade de cor e resiliência dependem da matriz de resina.

Mesmo com essa evolução as primeiras resinas compostas laboratoriais desenvolvidas (SR - ISOSITE - N da IVOCLAR/ 33% do peso em carga e BIODENT MULTIPLOS da DENTSPLY), ainda desgastavam-se e fraturavam-se com facilidade,

pigmentavam devido à absorção de água e necessitava de cobertura incisal/oclusal de metal em função da baixa resistência à abrasão.

Em 1984 uma nova geração de compósitos começou a ser comercializada com os seguintes nomes: DENTACOLOR, da KULZER, VISIOGEM da ESPE, TRIAD K+B da DENTSPLY e ELCEBOND da SCHUTZ DENTAL, tinham maior quantidade e variação do tipo de carga inorgânica. Esses novos compósitos permitiram uma grande avanço estético devido à estabilidade de cor e resistência à abrasão similar às estruturas dentais, expandindo os limites de sua aplicação clínica.

A despeito das novas tecnologias envolvidas para melhoria das resinas compostas, ainda restavam dois problemas inerentes do ponto crítico das peças metaloplásticas: a interface entre dois materiais com comportamento completamente diferentes. Um desses problemas é que por apresentarem coeficientes de elasticidade diferentes uma grande tensão na interface é gerada quando da aplicação de cargas, essa tensão é exercida sobre a união do metal com a resina composta que era o outro, e maior, problema dessas próteses.

A união ainda era obtida através das retenções mecânicas (pérolas, telas ou alças), fator que comprometia a estética devido à diferenças na espessura da resina, além de não impedir infiltrações na interface levando a pigmentação e destacamento da faceta.

Assim, a grande melhoria associada aos compósitos usados laboratorialmente como materiais de cobertura estética foi o desenvolvimento desses temas adesivos que permitiram uma união química dos compósitos às estruturas metálicas, diminuindo a formação de fendas marginais e melhorando a aparência das peças pelo aumento da espessura de resina obtida com a eliminação ou diminuição das retenções mecânicas.

Existem três grupos principais de sistemas de adesão, vejamos:

(I) união entre a camada de silicato e o silano, na qual a adesão se dá por meio de uma camada de cerâmica (sílica) na superfície da liga. Isso pode ser obtido através da fundição de um vidro fino e flexível na superfície da liga metálica o qual se une a resina por meio de um silano, outra maneira de se conseguir a camada de silicato é através de jateamento da superfície metálica;

(II) união obtida por uma camada de óxido de estanho que é formada por eletro posição sobre a estrutura metálica, a qual é posteriormente oxidada numa solução de peróxido de hidrogênio;

(III) União obtida por monômeros bifuncionais onde uma terminação une-se com o metal e outra terminação une-se à resina composta. Esses monômeros funcionam bem com ligas básicas, mas com ligas preciosas em que é mais difícil a formação de uma camada de óxido não são efetivos. Outros novos monômeros estão sendo desenvolvidos contendo enxofre na tentativa de solucionar tal problema.

CERÔMEROS

Recentemente foram introduzidos no mercado novos compósitos baseados em polímeros que buscam preencher as lacunas entre os materiais cerâmicos, os quais possuem alta resistência à abrasão e excelente estética, e as resinas, que por sua vez, apresentam grande facilidade de manipulação, reforço do remanescente dental, coeficiente de elasticidade similar às estruturas dentais, bem como, um ótimo mecanismo de adesão às mesmas. Esses materiais possuem um alto conteúdo de carga inorgânica de forma que melhoram substancialmente seu comportamento mecânico frente às cargas aplicadas.

Os materiais acima citados foram denominados polímeros de vidro, porcelana de vidros poliméricos, polividros ou cerômeros. Sem dúvida eles tem ampliado e otimizado a gama de alternativas estéticas e funcionais existentes para a reconstrução de setores tanto anteriores como posteriores.

A restauração de dentes posteriores, que era o grande tabu das resinas antigamente, hoje pode ser realizada sem metal e apresentando a mesma resistência ao desgaste das restaurações estéticas sobre estrutura metálica. Com relação a esses cerômeros, serão citadas a seguir algumas de suas características:

- Indicações: coroas unitárias anteriores, incrustações (inlay/onlay), coroas metaloplásticas, próteses parciais fixas com estrutura metálica, cobrimento de infra-estruturas metálicas adaptadas sobre implantes, coroas totais posteriores e próteses parciais fixas reforçadas por fibras;

- Vantagens: (I) técnica indireta que resulta em margens bem adaptadas; (II) bom contorno anatômico e contatos proximais precisos; (III) contração pré-cimentação que reduz o estresse sobre o dente, evitando falhas do agente de união e reduzindo a ocorrência de sensibilidade pós-operatória; (IV) resistência ao desgaste similar à dentição natural; (V) baixa sorção de água, melhorando a estabilidade de cor; (VI) redução no tempo despendido com acabamento e polimento; (VII) possibilidade de realizar reparos e posterior acabamento e polimento diretamente na boca do paciente, apresentando bons resultados.

- Desvantagens: (I) requer restauração provisória; (II) restaurações sem reforço de fibras devem ser cimentadas obrigatoriamente com sistema de cimentação resinoso; (III) custo e intervalo laboratoriais.

Os nomes comerciais, seus fabricantes e os comportamentos clínicos dos cerômeros disponíveis no mercado nacional seguem no quadro abaixo:

QUADRO 1:

PRODUTO	FABRICANTE	POLIMERIZAÇÃO	RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO	RESISTÊNCIA FLEXURAL
ARTGLASS	HeraeusKulzer	Luz, calor	Média-alta	Média-alta
BELLEGLASS	Kerr	Calor, pressão	Alta	Alta
SCULPTURE	Jeneric/Pentron	Luz, calor, vácuo	Alta	Média-alta
SOLIDEX	Shofu	Luz	Média-alta	Média
TARGIS	Ivoclar	Luz, calor, vácuo, pressão	Média-alta	Alta
VITA ZETA LC,HC	Vita	Luz, calor	Alta	Média

INFRA-ESTRUTURA DE FIBRAS

As fibras são usadas há muito tempo pela indústria náutica, para confecção de mastros e cascos, na aeronáutica para a confecção de asas e estruturas e no automobilismo para o desenvolvimento de chassis, em razão de sua proporção peso/resistência ser muito baixa, ou seja, obtém-se a mesma resistência das ligas metálicas com peso muito inferior.

Na odontologia as primeiras tentativas de utilizar fibras foram no início da década de 60 para reforço de próteses totais, na década de 80 tentou-se construir infra-estruturas reforçadas com fibras para próteses parciais fixas, implantes, ferulizações e contenções ortodônticas. Porém, sem sucesso, devido à dificuldade de manipulação das fibras e às propriedades mecânicas insatisfatórias. A baixa resistência mecânica devia-se à limitada associação das fibras com a matriz resinosa e à pequena quantidade de fibras em volume.

Na década de 90 novos processos industriais possibilitaram uma associação efetiva entre as fibras e delas com a matriz resinosa e uma grande quantidade de fibras incorporadas em volume, conferindo às infra-estruturas propriedade adequadas para o emprego em coroas totais posteriores e próteses fixas de pequeno espaço protético.

As fibras usadas atualmente podem ser de vidro, polietileno, carbono e kevlar, dispondo-se espacialmente de forma unidirecional, trançadas ou entrelaçadas e sustentada pela matriz resinosa responsável por uni-las entre si. Existem sistemas comercializados com fibras pré-impregnadas e outros sistemas nos quais as fibras necessitam ser impregnadas, as do primeiro tipo recebem a matriz resinosa durante sua fabricação conferindo maior controle, homogeneidade e qualidade. Os sistemas que requerem impregnação recebem a resina de baixa viscosidade pelo operador. Todas as fibras de uso laboratorial são pré-impregnadas, ao passo que as de uso clínico direto geralmente são não-impregnadas, embora hajam sistemas pré-impregnados para uso clínico.

Enquanto em uma infra-estrutura metálica a direção de aplicação das forças não interessa, nas infraestruturas de fibras existe uma grande dependência entre sua

performance clínica e a direção da aplicação das forças em relação a sua orientação. Assim, quanto mais paralela for a aplicação da carga com a orientação das fibras, maior será sua resistência mecânica e vice-versa, entretanto, os sistemas que usam fibras de vidro, em virtude de sua configuração, apresentam menor dependência da orientação de aplicação da carga, melhorando suas propriedades e possibilitando um desempenho melhor em relação às fibras de polietileno.

A resistência flexural das fibras pode ser avaliada mediante dois parâmetros: o limite elástico e o valor máximo. O limite elástico é ponto a partir do qual a carga gera uma deformação permanente na fibra, sendo esse momento em que as falhas se iniciam, mas não são detectadas clinicamente. O valor máximo representa o ponto a partir do qual a carga leva à fratura da fibra.

Existem alguns fatores cruciais para o sucesso clínico de uma infra-estrutura de fibras que independem do exposto acima, os quais estão relacionados à sua produção, tais fatores estão relacionados aos procedimentos para utilização das fibras pelos cirurgiões dentistas e técnicos em prótese dentária, são eles: (I) o correto desenho da infra-estrutura, que compreende a disposição, o direcionamento e o volume incorporado de fibras; (II) os preparos dentais realizados pelo clínico que devem possuir espaço suficiente para o volume de fibras e o material polimérico de recobrimento além de adequado suporte horizontal; (III) ambiente de trabalho clínico e/ou laboratorial totalmente livre de contaminação visando obter máxima adesão entre as camadas de fibras, entre as fibras e o material polimérico e entre esse e as estruturas dentais.

A seguir é apresentado um quadro contendo os sistemas de fibras encontrados no Brasil, seus fabricantes, o tipo de fibras utilizadas, sua configuração espacial, suas resistências flexurais, tanto do limite elástico, como do valor máximo. Eles estão classificados entre os que necessitam impregnação para uso clínico, os pré-impregnados de uso clínico e os pré-impregnados para uso laboratorial.

QUADRO 2:

PRODUTO (FABRICANTE)	TIPO FIBRA	DE ARQUITETURA	RESISTÊNCIA (Mpa)	FLEXU
Pré-impregnada/laboratorial FIBROKOR (JENERIC/PENTRON)	VIDRO	UNIDIRECIONAL	Limite elástico 471	Final 539
VECTRIS-PONTIC(IVOCLAIR)	VIDRO	UNIDIRECIONAL	516	614
Pré-impregnada/uso clínico SPLINT-IT(JENERIC/PENTRON)	VIDRO	UNIDIRECIONAL	469	617
SPLINT-IT(JENERIC/PENTRON)	POLIETILENO	ENTRELAÇADA	170	220
Necessita de impregnação/uso clínico				
CONNECT(KERR)	POLIETILENO	TRANÇADA	50	222
GLASSPAN(GLASSPAN)	VIDRO	TRANÇADA	266	321
RIBBOND(RIBBOND)	POLIETILENO	ENTRELAÇADA	56	206

Portanto para realizar próteses fixas com previsibilidade de bons resultados a longo prazo o técnico deve utilizar a fibra VECTRIS-PONTIC sobre a qual é aplicado o cerômero TARGIS ou a fibra FIBROKOR sobre a qual é aplicado o cerômero SCULPTURE. A utilização de fibras desenvolvidas para uso clínico como a CONNECT, GLASSPAN e RIBBOND tem indicações específicas, tais como estabilizações de dentes com mobilidade e fixação de pânticos em caráter provisório. Sua utilização como infra-estrutura de próteses fixas definitivas é empírica e com prognóstico ruim a longo prazo, uma vez que não foram fabricadas com essa finalidade.

Existem muitas vantagens no uso de resinas reforçadas por fibras, como vimos anteriormente essa hibridização possui boas propriedades gerais, tais como: facilidade em obter um ótimo padrão estético com uma dinâmica mais natural da luz através da prótese e da ausência de metal na linha de terminação cervical da peça; melhor biocompatibilidade com diminuição da resposta inflamatória, exacerbada pela oxidação metálica; propriedades físicas como módulo de elasticidade, dureza e resistência à abrasão compatíveis às dos dentes naturais; união química da prótese com as estruturas dos dentes pilares, reforçando-os, e possibilitando preparos mais conservadores (tipo intra-coronários), por dispensarem desgastes dentais como os realizados em um preparo do tipo coroa total convencional, em que a retenção é conseguida exclusivamente pela conformação do mesmo e ainda a

manutenção com segurança da vitalidade dos elementos pilares, que pôr si só constitui grande vantagem.

EVOLUÇÃO DAS PORCELANAS

As cerâmicas estão entre os primeiros objetos fabricados pelos homens, historicamente foram desenvolvidos três tipos de cerâmicas, o barro queimado a baixas temperaturas (extremamente poroso), o pó de pedra queimado em temperaturas um pouco mais altas (mais forte que barro e impermeável à água) e a porcelana obtida inicialmente da fusão da argila branca da China com “pedra de jatre”, essa porcelana tem miolo poroso e esbranquiçado envolto por um glazeado transparente, e que à percussão emite um som característico. Essa técnica já era conhecida na China no século VII a.C. para fabricação de vasos e similares, e apesar disso o nome vem da palavra grega KERAMOS que significa olaria ou matéria assada.

Essa tecnologia só chegou à Europa no século XIII d.C., mas apenas em 1708 em Dresden Alemanha (antigo território polonês) que Böttger e Tschirnhaus fabricaram a primeira porcelana dura. A matéria prima usada continua praticamente a mesma usada atualmente na fabricação da porcelana caseira: feldspato (10 a 30%), quartzo (15 a 35%) e caolim (40 a 70%).

A porcelana caseira é composta de duas fases, a cristalina cujo principal componente é o quartzo (SiO_2) associado a óxidos minerais como a alumina (Al_2O_3) na forma de cristais de mulita ($3\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2$). E a fase vítrea (matriz amorfa) constituída principalmente por feldspato, o qual é encontrado na natureza associado ao alumínio silicato de potássio ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$ feldspato potássico), ou ao alumínio silicato de sódio ($\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$ feldspato sódico).

AS primeiras porcelana usadas em odontologia eram extremamente parecidas com a descrita acima, eram denominadas porcelanas tradicionais ou feldspáticas, com relação aos seus componentes o quartzo por ter alto ponto de fusão serve como um arcabouço sobre o qual os outros componentes podem escoar, aumentando a resistência da porcelana; modificadores vítreos, pigmentos e opacificadores são adicionados para controlar a temperatura de fusão para cada finalidade específica de uso, temperatura de sinterização, coeficiente de contração térmica, solubilidade, diferentes colorações e níveis de

opalescência e fluorescência ; a alumina também aumenta a dureza , diminui o coeficiente de expansão térmica e em partículas pequenas (0,8 a 0,4 μm) confere opalescência característica do esmalte incisal: luz refletida em tom azulado e luz transmitida em tom alaranjado; o caolim aumenta a mobilidade da porcelana facilitando a escultura, porém é adicionado em pequenas quantidades por causar opacificação; os dois tipos de feldspato usados na porcelana tem propriedades diferentes que serão melhor abordadas posteriormente, mas são responsáveis pela formação da matriz vítrea.

A proporção desses componentes varia de acordo com o tipo de porcelana que se deseja : porcelana de alto ponto de fusão , maior que 1300°C

porcelana de médio ponto de fusão, de 1101°C a 1300°C

porcelana de baixo ponto de fusão, de 850°C a 1100°C

porcelana de ultra baixo ponto de fusão, menor que 850°C

A primeira porcelana odontológica foi obtida pelo farmacêutico Alexis Duchateau e pelo dentista Dubois de Chemant em 1744. Samuel Wesley Stockton fabricou os primeiros dentes de porcelana em 1825 na Inglaterra, também na Inglaterra Claudius Ash montou a primeira fábrica de dentes de porcelana, existente até hoje: a multinacional Ash, Sons & co.. A primeira coroa de porcelana, feita sobre uma lâmina de platina ou ouro adaptada ao preparo, só foi fabricada no ano de 1887 em Detroit por Charles Henry Land.

A primeira grande evolução no tange a resistência das porcelanas foi a queima à vácuo que diminuía bastante a porosidade, iniciada por Gatzka em 1949 na primeira fábrica de dentes alemã a Wienand & Söhne inaugurada em 1893, e que produz os dentes bident muito conhecidos até os dias atuais. Vimes et.al em 1958 passou a usar pós mais finos e o vácuo ou baixa pressão na queima, obtendo grande melhoria na transparência e facilitando a aplicação e a escultura, de modo que logo os técnicos passaram a usar a estratificação, obtendo a cor intrínseca da porcelana.

No intuito de aprimorar ainda mais as propriedades das cerâmicas mudou-se a composição utilizada até então, o feldspato passou a ser a principal matéria-prima com 70 a 80%, substituindo o caolin (que em última análise é produto de decomposição da rocha feldspática). Outra importante mudança estrutural foi a utilização exclusiva do feldspato potássico, tipo mais raro, descartando o sódico.

Esses dois tipos variam apenas na proporção de Na_2O e K_2O que é de 3% e 10% ,respectivamente, no potássico e 8% e 0,6% no sódico, os demais componentes se mantêm iguais, a sílica com 70% aproximadamente, a alumina com 16% e menos de 0,5% de cada um desses elementos: CaO , MgO , Fe_2O_3 , B_2O e TiO_2 . Entretanto ao se comparar as propriedades, o feldspato potássico aumenta a viscosidade, o controle de manipulação e as qualidades de translucidez da porcelana, ao passo que o feldspato sódico diminui a temperatura de fusão mas não contribui para as qualidades ópticas e dificulta seu manuseio. Isso ocorre porque o feldspato sódico passa diretamente do estado sólido para o líquido a 1125°C , ao passo que o feldspato potássico inicia sua fusão a 1170°C e se mantém estável até 1540°C quando desmorona numa fusão altamente fluida, esse intervalo tem importância vital durante o processo de fabricação como se verá a seguir.

O procedimento industrial de obtenção da porcelana pode ser resumido assim, o feldspato potássico (70-80%) e o quartzo (10-30%) são finamente triturados e passam por uma esteira magnética para remoção do óxido de ferro, então esse material é aquecido à temperatura de 1300°C promovendo a fusão do feldspato, a mistura é gotejada sobre água fria formando um vidro ("frita"). Esse vidro formado não é transparente, ele é opalescente e se quebrado os cacos tem a mesma tendência de cor esverdeada do vidro. Essa "frita" é novamente moída em grânulos controlados, aos quais são adicionados óxidos com diferentes propósitos: SiO_2 e B_2O_3 são vitrificantes; K_2O , Na_2 , MgO , Ca_2O são agentes fundentes; silicatos de Zr e Al , óxidos de Sn, Zr e P são opalescentes(assim como no caso da alumina esses óxidos devem apresentar-se em partículas pequenas 0,8 a $0,4\mu\text{m}$); óxidos corantes a base de Cr (verde) de Fe (preto, cinza), de In,Va e Sn (amarelo) , de Cr (rosa), etc; o $\text{N}_2\text{U}_2\text{O}_7$ acrescido de CeO confere fluorescência similar aos dentes naturais (brilho azul esbranquiçado sobre luz ultravioleta ou luz negra), porem como existem dúvidas sobre possíveis efeitos carcinogênicos do urânio para técnicos e paciente a fluorescência não é muito usada.

Alguns desses componentes já estão presentes na estrutura da porcelana como a alumina, o K_2O e o Na_2O , outros porém tem precisam ser acrescentados. Cabe ao fabricante escolher os componentes bem como o correto proporcionamento entre eles para se obter cada efeito desejado, peguemos como exemplo o grau de opalescência, para uma

dentina opaca pode-se usar 20% de Al_2O_3 e 64% de SiO_2 enquanto para o terço incisal reduz-se a Al_2O_3 para 8% e aumenta-se o SiO_2 para 70%.

A porcelana odontológica caracteriza-se pela fase cristalina da leucita ($\text{K}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-4\text{SiO}_2$), não se trata, portanto, somente de vidro sinterizado, isto é, não totalmente fundido, mas de uma estrutura com matriz vítrea (fundida e amorfa) que inclui cristais de leucita formados na fusão do feldspato potássico. Esses cristais se mantêm estáveis numa massa viscosa, conservando a forma do ponto de fusão a 1170°C até 1540°C .

A leucita é, portanto, a grande responsável pela possibilidade de modelar ou pensar formas que não desmoronem na queima. Todas porcelanas odontológicas apresentam leucita e de acordo com o fabricante outros cristais são acrescentados com diversas funções, esses cristais assim como o quartzo caracterizam-se pela não fusão nos intervalos de temperatura mencionados para formação da leucita. Desse modo a porcelana odontológica apresenta três fases (diferente do vidro que só tem uma fase amorfa vítrea e da porcelana caseira que possui duas fases a cristalina e a amorfa): a fase vítrea fundida ou matriz, a fase sinterizada correspondente à alumina e à leucita e a fase de cristais não fundidos também chamada de fase mineral.

Após a compreensão da história e evolução das técnicas e componentes da porcelana feldspática, veremos os progressos feitos sobre a mesma no fator resistência para enfrentar o maior desafio do material no seu comportamento clínico: grande dureza porém com alta friabilidade. Pode-se reforçar a porcelana extrínseca e intrinsecamente, as tentativas de reforçar sua estrutura interna sempre esbarravam em um empecilho estético, o produto ficava opaco perdendo as características naturais da dentina e esmalte úmidos.

O principal responsável pela perda de transparência era a alumina, desse modo a maneira de melhorar a resistência das porcelanas que os pesquisadores encontraram inicialmente, foi aumentar a proporção de leucita. Resultando primeiro no Dicor (Dow Corning e Dentsplay EUA) e depois no Empress original (Ivoclar, Liechtenstein) que atingiram a resistência à fratura de 200 N/mm^2 , lembrando que a porcelana feldspática usada até hoje para o cobrimento estético não passa de 80 N/mm^2

As falhas que resultam na fratura da porcelana acontecem da seguinte forma, o técnico recebe a porcelana em pós que são umedecidos para serem modelados sobre os preparos e em seguida seguem para queima para que ocorra a sinterização, ou seja, a

fusão parcial dos grânulos de pó. Nos espaços vazios entre os grânulos ficam bolhas de ar, que ao mesmo tempo causam as fraturas da porcelana e conferem sua translucência. As bolhas continuam a crescer no meio oral pela corrosão dos óxidos metálicos, esta corrosão funciona como cunha, alargando a bolha ou trinca levando à fratura ou fadiga do material.

Nesse aspecto a queima a vácuo, já citada, trouxe grande progresso assim como o controle da forma e tamanho dos grânulos, sendo que partículas muito finas conferem maior dureza, porém causam turvação anti-estética.

Portanto os maiores avanços foram conseguidos reforçando a porcelana extrinsecamente com infra-estruturas reforçadas. MCLEAN & HUGHES (1965) introduziram o núcleo ou coping com alto teor de alumina opaca numa proporção de até 50% numa matriz vítrea de feldspato ou silicato de boro, sinterizada sobre uma lâmina de platina que antes da cimentação era removida. Verificando que as bolhas nasciam e cresciam a partir da platina.

A partir de 1976 esta lâmina foi recoberta eletroliticamente por estanho (Sn), oxidada e unida por queima à base aluminizada, conhecida pelo nome comercial de Vita-PT. A partir daí processos semelhantes foram desenvolvidos usando folhas com 0,1 mm de ouro, podendo ser encontradas até hoje. Esses métodos chegaram à resistência à fratura de 200 N/mm².

MCLEAN (2001) relata que paralelamente às coroas de jaqueta aluminizadas, indicadas basicamente para o setor anterior, desenvolveu-se desde o início da década de 60 a porcelana queimada sobre uma infra-estrutura metálica fundida, obtendo-se a prótese metalocerâmica. Esta por atingir uma resistência de até 650 N/mm², possibilitar ampla indicação (de coroas unitárias até reabilitações extensas) e obter enorme sucesso clínico foi muito utilizada e ainda o será por muito tempo.

Entretanto a busca por uma solução sem metal não cessou, as pesquisas com alumina cada vez mais pura prosseguiram, proporcionando uma evolução que na linha vita (VITAZAHNFABRIK, SÄCKINGEN, Alemanha) foi do Hi-Ceram até o In-Ceram.

IN-CERAM

Existem três tipos de In-Ceram, o In-Ceram alumina o pioneiro, o In-Ceram spinell uma mistura de alumina e magnésia e o In-Ceram zircônia, cada tipo utiliza técnicas diferentes porém com o mesmo princípio básico resultando em diferentes graus de translucência e resistência.

No In-Ceram alumina uma massa consistente de grânulos bastante finos (de 0,5 a 3,5 μm , e poucos de 20 μm) de Al_2O_3 a 72% é esculpido sobre o modelo e sinterizado à 1120°C durante duas horas em troquéis refratários, formando um coping poroso com coloração branco/opaco, em seguida, é infiltrado por vidro de lantânio e boro altamente fluido. Sobre este é aplicada a porcelana estética das antigas jaquetas atingindo a resistência acima de 400 N/mm². Por apresentarem partículas pequenas, baixa contração de sinterização (0,3%) e processo simples de confecção as peças apresentam uma adequada fidelidade marginal para coroas unitárias com terminação em ombro arredondado. Coroas unitárias possuem uma abertura marginal que gira em torno de 25 μm enquanto próteses parciais fixas de três elementos possuem abertura marginal ao redor de 58 μm . O In-Ceram alumina é indicado para coroas totais anteriores e posteriores, inlays e onlays e próteses fixas de até três elementos.

O In-Ceram spinell utiliza uma mistura de alumina e magnésia sinterizada em ambiente a vácuo. Possui translucidez duas vezes maior que In-Ceram alumina porque o índice de refração da sua fase cristalina é mais próxima ao do vidro e a infiltração a vácuo permite uma menor porosidade. Por possuir valores de resistência flexural de 15 a 20% menores que do tipo alumina não são indicados para coroas posteriores ao passo que para onlays, inlays, coroas anteriores e facetas onde se deseja alta translucidez da estrutura, o tipo spinell é ideal.

O In-Ceram zircônia promove uma mistura de óxido de zircônia e óxido de alumínio possibilitando um aumento na tenacidade e elevação da resistência flexural, mantendo os procedimentos de infiltração de vidro fundido no interior da estrutura. O óxido de alumínio compreende 67% da estrutura cristalina, o restante dessa estrutura é composto por óxido de

zircônia tetragonal, sendo que a proporção da fase vítrea representa de 20 a 25% aproximadamente da fase cristalina. O aumento da resistência desse tipo se deve a incorporação de partículas de óxido de zircônia que possui um dos maiores valores de tenacidade entre os materiais cerâmicos aumentando a resistência a propagação de trincas. Portanto esse material é indicado para coroas totais posteriores, próteses fixas de até três elementos anteriores e posteriores sobre dentes naturais ou implantes e núcleo cerâmico.

O condicionamento convencional com ácido fluorídrico não é indicado para o sistema In-Ceram devido à mínima fase vítrea, sendo os cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro os indicados pelo fabricante. Embora possa ser utilizado o cimento resinoso acompanhado por tratamentos específicos de silanização da superfície interna das coroas. A possibilidade de obtenção do coping na cor desejada para o elemento protético proporciona um resultado estético primoroso, em que núcleos metálicos e dentes manchados ou escurecidos podem ser mascarados.

EMPRESS

O sistema IPS Empress (Ivoclar AG, Schaan/Liechtenstein) é um outro tipo de cerâmica reforçada, diferentemente do In-Ceran esse sistema caracteriza-se pela prensagem de pastilhas de vidro ceramizado industrialmente (cristalização enriquecida e controlada do tamanho dos cristais de leucita, de aproximadamente 5 μm), utilizando a técnica da "cera perdida". Essas pastilhas virtualmente não sofrem alteração volumétrica no processamento laboratorial, obtendo-se adaptações precisas diretamente sobre os troqueis do modelo de trabalho.

Essas pastilhas consistem basicamente em cerâmica feldspática reforçada por cristais de leucita derivada do sistema $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$, conforme visto na evolução das porcelanas, e compõe-se de SiO (59 a 63%), Al_2O_3 (19 a 23,5%), K_2O (10 a 14%), Na_2O (3,5 a 6,5%) e agentes controladores, principalmente os nucleantes, que provocam uma cristalização controlada da "frita" finamente triturada, responsável pela distribuição uniforme dos cristais e que ocupa até 40% da matriz vítrea, como relatam JACOBSEM (1995) e BEHAM (1990). Fator que previne a propagação de microfaturas que poderiam se expandir pela matriz amorfa.

Podem ser utilizadas duas técnicas: pintura extrínseca e estratificação de camadas de dentina e esmalte. Para cada uma são fornecidas pastilhas de diferentes transparências, composições e resistências.

Na técnica da pintura, são usadas pastilhas fornecidas em quatro graus de transparência/opacidade, semelhantes ao esmalte dental. A restauração seja coroa total, onlay, inlay ou faceta laminada, é encerada diretamente sobre o troquel do modelo de trabalho, incluída em revestimento refratário específico, sobre uma base formadora de conduto de alimentação padronizada, num sistema de mufla especialmente desenvolvido para inclusão da peça e colocação da pastilha de cerâmica. A cera é volatilizada em forno convencional a 850°C, então o anel é carregado com a pastilha "verde" e um êmbulo de alumina compacta, pré-aquecido no forno tradicional e então levado para o forno de prensagem especial do sistema. Este processa automaticamente a pastilha numa

prensagem por escoamento viscoso, através de um programa digital específico, dependendo da forma do objeto, tipo e tamanho da pastilha. Os cristais de leucita atingem a maturação final durante esse ciclo de temperatura. Após oanel esfriar sobre uma bancada, o objeto é recuperado pelo jateamento com pérolas de vidro, a uma pressão entre 2 e 4 bar. Após assentamento no troquel e ajuste oclusal no articulador e/ou na boca, faz-se a pintura extrínseca com corantes e glazeador próprios à base de leucita, sobre troqueis resinosos da cor dos preparos dentais. A pintura pode ser feita em várias queimas, num forno de porcelana convencional, sem alteração substancial das propriedades estruturais do material.

A peça deve ser cimentada com cimento resinoso dual, após condicionamento com ácido fluorídrico a 4% por 1 minuto e silanização da parte interna da prótese, o preparo também deve sofrer condicionamento com ácido fosfórico a 37% por 15 segundos receber o adesivo compatível. O sistema Empress possui uma eficiente adesão às estruturas dentais, obtendo após a cimentação, a resistência de até 200 N/mm².

Originalmente o sistema Empress também fornecia pastilhas à base de leucita para técnica de estratificação em camadas, nas cores e nas opacidades de dentina, o que era muito prático laboratorialmente, pois se esculpia a forma final da coroa em cera e se reduzia o espaço correspondente ao esmalte. Esse padrão era processado como descrito acima (numa temperatura de aproximadamente 1180°C), posteriormente caracterizado, se necessário, e estratificado somente o esmalte. Tais pastilhas, entretanto, não são mais fabricadas face ao lançamento de uma pastilha para estratificação mais resistente.

O sistema Empress é indicado para facetas laminadas, onlays, inlays e coroas totais, anteriores e posteriores ou anteriores até prés-molares dependendo do autor. Sua utilização para próteses fixas é contra-indicada.

Existem outros sistemas que apresentam composição parecida com o Empress, como o Optec HSP (Jeneric/Pentron) que também é uma porcelana feldspática reforçada por leucita com aproximadamente 55% de cristais leucita variando seu tamanho entre 0,8 e 27,2 µm. Sabe-se que tamanhos menores que esse melhoram a dissipação das cargas e aumentam a resistência da porcelana, além disso, esse sistema apresenta falta de precisão marginal devido à contração de queima, portanto sua maior vantagem é que dispensa equipamentos laboratoriais específicos por serem sinterizadas como as porcelanas feldspáticas ou aluminizadas.

Outra material com características estruturais bastante similar ao Empress, é o Optimal Pressable Ceramic (OPC), que apresenta tanto a técnica de processamento laboratorial como indicação de uso clínico bastante parecidas com o Empress feito pela técnica da pintura superficial.

Há ainda o Finesse All-Ceramic (Dentispaly/Ceramco), que se caracteriza por uma base com partículas leucita de tamanho uniforme e pequeno distribuídas uniformemente pela matriz assegurando boa resistência e alto grau de translucidez. Essa base é recoberta por uma porcelana de baixa fusão, queimada a baixas temperaturas permitindo o uso das propriedades das partículas naturalmente opalescentes (que poderiam se tornar instáveis em altas temperaturas), resultando numa estética muito boa e ainda permitindo um contato mais natural com os dentes antagonistas, hígidos ou restaurados, pois a porcelana de baixa fusão apresenta um desgaste superficial mais compatível com as estruturas dentais quando comparado aos outros materiais cerâmicos.

Nenhum desses quatro sistemas descritos anteriormente podem ser empregados nas próteses parciais fixas metal-free, que são o objeto deste trabalho, entretanto a compreensão do Empress é importante, pois da sua evolução surgiu um material que também usa a técnica da estratificação com pastilhas de vidro ceramizados industrialmente, porém com outros tipos de partículas, o qual recebeu o nome de Empress2.

EMPRESS2

Objetivando o uso do sistema de cerâmica aquecida e prensada para a confecção de próteses parciais fixas foi desenvolvida uma pastilha inovadora. Trata-se de cerâmica vítrea à base de disilicato de lítio $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$, derivado do sistema $\text{SiO}_2\text{-LiO}$, composto de SiO_2 (57 a 80%), Li_2O (11 a 19%) e Li_2O_3 e K_2O (0% a 5%).

É, portanto, um sistema totalmente diferente da leucita. A estrutura cristalina é composta por partículas com forma de bastões embebidos por uma matriz vítrea. O IPS Empress2 possui mais de 60% do volume de cristais de disilicato de lítio, medindo entre 0,5 a 5 μm e uma segunda fase cristalina composta por ortofosfato de lítio, Li_3PO_4 , com partículas de 0,1 a 0,3 μm encontradas em pequena quantidade.

As pastilhas são fornecidas em cinco cores básicas da escala CHROMASCOPE (Ivoclar), com uma matriz para cada grupo de quatro saturações. Sua transparência é maior que das antigas pastilhas à base de leucita ou a dos outros materiais de base como o In-Ceran e o Procera. Devem ser usadas em infra-estruturas de maior volume possível para otimizar a resistência da restauração pretendida. O material também pode ficar exposto ao meio bucal, sem a cobertura da porcelana estética, apresentando estabilidade e densidade adequadas. Assim, na escolha da cor da pastilha para o coping deve ser levado em conta a quantidade de esmalte/dentina a ser estratificada, ou seja, o quanto a infra-estrutura irá aflorar à superfície da restauração para que obtenha a cor e a transparência do esmalte dental, principalmente nas regiões incisais e oclusais.

O técnico não deve esculpir a peça tendo em vista um coping metálico para uma restauração metalocerâmica (alívio uniforme para a camada de porcelana estética), e sim preocupar-se com os aspectos de resistência, com contatos oclusais e com a ampla proteção de cúspides em disilicato de lítio de base, sem temer a exposição de material em áreas menos estéticas. Corretamente manipulado, o material atinge a resistência de 450 N/mm^2 , podendo ser usado para pontes de três elementos (um pântico intercalar), sendo o último pilar o segundo pré-molar ou o primeiro molar, dependendo do autor.

Nas conexões dessas construções deve ser respeitada uma área seccional de no mínimo 16 mm^2 (4 mm de altura por 4 mm de largura). O pântico não deve possuir uma largura superior a 7-8mm e não em hipótese alguma pode ser usado em extremos livres.

De acordo com HEINTZE (1998), os coppings dos retentores não devem ter espessura menor que 0,8 mm. Assim, os preparos dos dentes pilares devem ter no mínimo 4mm de altura na região anterior e 5mm na região posterior, redução em espessura de no mínimo 1mm na região de término, 1,5mm no corpo e 2mm na região incisal/oclusal.

Os procedimentos laboratoriais são os mesmos descritos na técnica da pintura do Empress, tendo como diferença o jateamento para recuperar a peça, que aqui é realizado com grânulos de $100 \mu\text{m}$ de alumina a 2 bar. Após o jateamento fica uma camada de reação sobre o silicato com coloração esbranquiçada, a qual é removida por imersão em ultra-som durante dez minutos, no líquido Invex (Ivoclar, <1% HF), e a peça é submetida a novo jateamento com alumina.

O acabamento é feito com instrumento rotatório ceramo-diamantados em baixa velocidade e sob intensa refrigeração de água, pois mínimos sobreaquecimentos pontuais podem ser focos de trincas futuras.

A estratificação sobre a infra-estrutura de disilicato é feita com outro vidro ceramizado, à base de fluorapatita ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$), com CET especialmente ajustado. É fornecido em pós para serem sinterizados a 800°C em camadas de dentina, esmalte, transparentes e efeitos. São compostos de SiO_2 (45 a 70%), Al_2O_3 (5 a 22 %), K_2O (3 a 9 %), Na_2O (4 a 13%), CaO (1 a 11%), P_2O_5 (0,5 a 6,5%), F (0,1 a 2,5%) e outros óxidos vitrificantes (B, La) e endurecedores (Li, Zr). Os microcristais finamente dispersos na matriz vítrea são os responsáveis pela biocompatibilidade e pelas ótimas propriedades ópticas translucência, brilho e difusão de luz do produto. Esse material isoladamente atinge a resistência de 80 N/mm^2 , ao passo que quando sinterizado sobre o disilicato de lítio em barras de 16 mm^2 de secção, pode atingir cargas de fratura de 800 a 1200 N, o que é superior à da alumina infiltrada por vidro segundo HÖLLAND (1998).

O grau de abrasão apresentado pelo sistema é próximo ao do esmalte, uma qualidade já obtida anteriormente pelo vidro de leucita, porém difícil de conseguir nos materiais à base de alumina. A cimentação pode ser feita tanto com cimento de fosfato de zinco convencional como de ionômero de vidro, porém em condições em que a umidade

pode ser bem controlada a cimentação adesiva é mais efetiva. O condicionamento ácido laboratorial e a silanização da face interna da peça também são bastante efetivos, e o condicionamento com ácido fluorídrico a 10% não deve ultrapassar o tempo de 20 segundos.

Como já foi abordado anteriormente o Empress2 é indicado para coroas parciais em geral, coroas totais anteriores e posteriores e próteses fixas de três elementos (com 1 pântico intercalar) sendo o último pilar o segundo pré-molar ou o primeiro molar.

PROCERA ALL-CERAM

Recentemente o conceito Procera de produção industrial de prótese dental foi introduzido no mercado odontológico pela empresa Procera Sandviki A B (Estocolmo, Suécia). Ele utiliza o processo computadorizado CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer –assisted Machining) para realização das restaurações. Inicialmente o sistema era usado na produção de coroas e próteses parciais fixas de titânio recobertas com porcelana tradicional, e posteriormente passou a ser usado para confecção de infra-estruturas totalmente cerâmicas, recobertas com porcelanas de baixa fusão.

Essa técnica oferece uma estrutura de alta concentração de óxido de alumínio (Al_2O_3) com mais de 99,5% de pureza, com partículas ao redor de $4\mu m$, que recebe uma sinterização compacta à temperatura final de cocção de $2050^\circ C$, sob pressão de 2 ATMs . Resultando em uma cerâmica cristalina sem porosidade, com estabilidade de cor e estabilidade dimensional, pois a estrutura só sofre deformações acima de $2050^\circ C$ e a porcelana de cobertura têm a sua cocção final na faixa de $910^\circ C$ de maneira que a adaptação marginal final da peça não é afetada. As resistências à fratura e flexural são superiores a todos os outros materiais cerâmicos disponíveis hoje.

Os procedimentos consistem basicamente na obtenção do molde do preparo, realizado pelo dentista, da maneira convencional, confecção de um modelo de gesso. O modelo deve ser troquelizado para permitir a o escaniamento com o Procera Scanner. O troquel é posicionado em uma plataforma rotatória, que realiza voltas de 360° , onde uma sonda com ponta arredondada de safira realiza, a partir da linha de terminação, uma coleta de dados, sendo que a cada volta completada a sonda é elevada automaticamente $200\mu m$ de forma contínua, realizando um mapeamento de todo o contorno da superfície do preparo. Essa leitura é processada por um software que possui ferramentas que permite ao técnico determinar a espessura da estrutura a ser fabricada. O valor médio utilizado é de $600\mu m$, podendo ser modificado, outro aspecto do desenho final da estrutura a ser definido é ângulo do perfil de emergência para o dente a ser restaurado e espaço para o agente de cimentação que é estabelecido automaticamente.

As informações obtidas nesse terminal são transmitidas "on line" a uma central computadorizada de produção industrial que executa a prótese.

O sistema Procera pode ser cimentado com sistemas convencionais como ionômero de vidro ou fosfato de zinco, a cimentação adesiva também pode ser realizada quando a situação clínica permite um bom isolamento, porém devido à alta densidade natural da estrutura de alumina, não é possível realizar a técnica de condicionamento ácido e silanização. Os cimentos resinosos, além de adesão, permitem alterações cromáticas intrínsecas, através do uso de modificadores de cor devido a boa translucidez do material.

As indicações desse tipo de porcelana são coroas totais anteriores e posteriores, facetas laminadas, pilares sobre implantes e próteses fixas nas seguintes condições: dentes suportes sem mobilidade, pacientes sem disfunção parafuncional, altura mínima dos conectores, após preparo de 3mm, e espaço protético máximo de 11 mm.

A técnica de confecção é singular, pois os pânticos são pré-fabricados e padronizados. Suas extremidades têm uma inclinação de 25°, determinando, graças a técnica do duplo scaneamento, que o coping sobre o qual irá apoiar-se tenha a mesma inclinação. Obtidos os copings, fazem-se a ferulização da peça na boca e moldagem de transferência, obtendo-se um modelo de trabalho que deve ser relacionado para montagem em articulador. Os copings e o pântico serão unidos por uma cerâmica de preenchimento. Deve-se salientar, portanto, que a resistência do conjunto é determinada pelas áreas de união entre copings e pântico.

Para utilização de dentes com a coroa extensamente destruída ou fragilizadas como retentores de próteses fixas, é necessária a cimentação de um núcleo intra-radicular. Normalmente são usados núcleos fundidos em prata ou níquel-cromo, porém com o advento das pontes metal-free foi desenvolvida uma técnica que substituiu o núcleo metálico por um núcleo cerâmico facilitando a obtenção de uma ótima estética e conjugando materiais com propriedades semelhantes.

O núcleo cerâmico é feito com pastilhas a base de óxido de zircônia e sílica, chamada Cosmo, com CET ajustado, para ser prensada a 900°C sobre um poste cerâmico extra-resistente de óxido de zircônio, o Cosmopost. O conduto radicular é preparado com brocas

padronizadas (disponível em dois diâmetros) para receber o poste, sobre ele é modelado, direta ou indiretamente, com cera ou resina acrílica, a forma do núcleo. O excedente do poste não é cortado, pois sua porção mais apical, não coberta, serve para fixação dentro do revestimento, permitindo ao material cerâmico prensado completar a forma do núcleo. A "injeção" da cerâmica é realizada da mesma forma que foi exposto no sistema Empress.

Após o acabamento e eventual reparo clínico, o núcleo é cimentado com a técnica adesiva dual ao remanescente corono-radicular. É obrigatória a presença de um remanescente coronário de pelo menos 1 mm, e o sistema não pode ser empregado em caninos e incisivos centrais superiores muito longos devido ao risco de fratura. Caracterizações só podem ser realizadas com agente de adesão devido à baixa temperatura de prensagem do material.

A mesma técnica para produção de núcleos cerâmicos, usando o pilar Cosmo, também pode ser realizada usando o sistema In-Ceran zircônia, o sistema Empress e o Procera All-Ceram com bons resultados.

A seguir é apresentado um quadro com nomes comerciais, seus fabricantes, e algumas características importantes dos sistemas cerâmicos que foram abordados:

Quadro 3:

PRODUTO/FABRICANTE	TIPO PORCLENANA	DE INDICAÇÃO
IPS EMPRESS(IVOCLAIR)	Porcelana feldspática reforçada por leucita	Facetas, inlays,onlays overlays e coroas unitárias
IPS EMPRESS2(IVOCLAIR)	Disilicato de lítio	Próteses fixas de até 3 elementos*, e coroas unitárias
IN-CERAM ALÚMINA(VITA)	Alumina infiltrada por vidro	Coroas unitárias e próteses fixas de até 3 elementos anterior
IN-CERAM SPINELL(VITA)	Alumina e magnésia infiltrada por vidro	Facetas,inlays,onlays,overlays coroas totais para anteriores
IN-CERAM ZIRCÔNIA(VITA)	Zircônia e alumina infiltrada por vidro	Coroas posteriores,próteses fixas de 3 elementos*
PROCERA(NOBEL BIOCARE)	Porcelana alumínica	Coroas unitárias,facetadas,próteses fixas de 3 elementos,pilares individualizados para próteses sobre implantes osseointegrados

* 3 elementos ou mais com pânticos intercalares

Continuação do quadro 3:

PRODUTO/FABRICANTE	NECESSIDADE DE EQUIPAMENTOS ESPECIAIS	CIMENTAÇÃO	FORMA DE TRABALHO
IPS EMPRESS(IVOCLAIR)	Sim	Cimento resinoso	Prensada/pintura e prensada/estratificada
IPS EMPRESS2(IVOCLAIR)	Sim	Cimento resinoso e cimento convencional	Prensada/estratificada
IN-CERAM ALÚMINA(VITA)	Sim	Cimento resinoso e cimento convencional	Infiltração/estratificação
IN-CERAM SPINELL(VITA)	Sim	Cimento resinoso e cimento convencional	Infiltração/estratificação
IN-CERAM ZIRCÔNIA(VITA)	Sim	Cimento resinoso e cimento convencional	Infiltração/estratificação
PROCERA(NOBEL BIOCARE)	Sim	Cimento resinoso e cimento convencional	CAD/CAM

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Devido ao caráter cerâmico de todos os sistemas abordados, os preparos coronários devem possuir terminação em chanfro largo ou ombro para criar o suporte necessário, impedindo a ocorrência de fraturas e/ou fadiga precoce do material. Sendo que no caso dos sistemas de resina reforçada por fibras os preparos intracoronários estão mais indicados por possibilitarem ótima adesão ao esmalte dental, obtida pela técnica de cimentação resinosa. A qual só pode ser dispensada em preparos extracoronários onde não é possível o controle da umidade, nesses casos a alternativa são os cimentos de fosfato de zinco ou ionômero de vidro. Na cimentação adesiva não é necessário o condicionamento ácido da face interna da peça, bastando a asperização ou jateamento com óxido de alumínio para obtenção de boa adesão ao agente cimentante.

Já as restaurações totalmente cerâmicas falham devido a propagação de trincas, através da matriz vítrea. O condicionamento ácido e a cimentação resinosa que apresenta um módulo de elasticidade semelhante ao da dentina podem limitar muito a propagação de microtrincas, provavelmente através de um processo de união das microtrincas pelo agente resinoso, na interface de união com a cerâmica. O condicionamento ácido das porcelanas tradicionais atua primariamente na fase vítrea, promovendo microretenções ao redor dos cristais de leucita. Estas falhas microscópicas são preenchidas com a resina de união, facilitado pelo tratamento prévio da superfície interna da porcelana com agentes de silanização que favorecem a união à fase orgânica da resina de cimentação, criando uma forte união micromecânica entre as superfícies.

Trabalhos *in vitro* têm demonstrado que a resistência à fratura de coroas totalmente cerâmicas cimentadas com técnica adesiva são significativamente maiores que as que usam cimentos convencionais de fosfato de zinco ou ionômero de vidro (Groten 1997).

A resistência é a medida de força por unidade de área necessária para iniciar e propagar uma fenda até o ponto de fratura. Tenacidade é a medida de força necessária para propagar uma falha existente, tal como uma microfenda, ao ponto de fratura.

Portanto sistemas de porcelana que apresentam maior resistência à fratura como o Procera, o In-Ceram e o Empress2 permitem o uso de cimentos convencionais. Entretanto a cimentação convencional é preferencialmente indicada em restaurações com término cervical intra-sulcular que apresentem dificuldade de manter um ambiente seco e em preparos levemente retentivos. Cada sistema de cimentação tem suas vantagens e desvantagens, dependendo do planejamento clínico protético. Vale lembrar que cada sistema possui individualidades para o condicionamento prévio à cimentação adesiva: no In-Ceram é mais recomendável a cimentação tradicional, porém se for feita a opção pela cimentação adesiva a peça não deve sofrer condicionamento ácido, pois este diminui a resistência original do material. Os sistema Empress depende da cimentação resinosa para atingir índices satisfatórios de resistência, e o condicionamento é feito com ácido com HF a 4% durante 1 a 2 minutos, ao passo que o Empress2 pode ser cimentado com fosfato, mas na cimentação adesiva o condicionamento ácido com HF a 10% não deve ultrapassar vinte segundos. A silanização é fundamental para o resultado da união da superfície cerâmica com o agente adesivo resinoso, sendo que a não silanização reduz 40% a resistência de união.

CONCLUSÃO

Hoje, os cirurgiões dentistas estão sendo pressionados pela solicitação constante dos clientes em busca de um sorriso cada vez “mais branco”. Entretanto esse padrão estético está intimamente relacionado com as novas possibilidades que vão surgindo, fruto de intensa pesquisa na busca incessante por aprimorar os materiais que já existem, ou seja, a demanda por estética aumenta conforme novas tecnologias são criadas, gerando um ciclo auto-alimentador com perspectiva de continuar indefinidamente até um momento, no futuro, que se desenvolva um material com excelência estética, propriedades físicas virtualmente iguais da dentição natural, fácil utilização, grande durabilidade, biocompatibilidade, ótima adaptação etc.

Atualmente o que há de melhor para oferecer são os materiais cerâmicos, (embora sua indicação ainda tenha muitas restrições), mas houve um tempo em que o melhor que existia eram as restaurações áureas, sendo esse o padrão estético que todos almejavam na época. A constante busca por superação é inata do ser humano, e é um dos meios pelo qual evoluímos. Evolução que permitiu, na odontologia por exemplo, em alguns milhares de anos irmos de pedaços de conchas e marfim esculpidos e amarrados por fios aos dentes “pilares”, encontrados em múmias do antigo Egito, até implantes osseointegrados com pilar cerâmico individualizado e coroa de porcelana.

Os materiais cosméticos disponíveis hoje, como vimos nesse trabalho são fruto de pelo menos dois séculos de desenvolvimento, evidenciando que, apesar da enorme importância que eles tem na sociedade contemporânea essa preocupação é bastante antiga.

A proposição deste trabalho não é fazer uma avaliação comparativa das próteses meta-free com as próteses metalocerâmicas, e sim abordar as origens e as características, estruturais e clínicas, dos sistemas desenvolvidos para próteses fixas livres de metal, bem como suas corretas indicações, limitações, vantagens e desvantagens.

Apesar do atrativo principal dessa modalidade de prótese ser a estética primorosa vimos que se corretamente indicadas, planejadas e executadas podem oferecer outras vantagens bastante interessantes.

Por se tratar de tecnologias recentes e que muitas vezes precisarem de equipamentos especiais, seu custo é bastante elevado e poucos laboratórios estão aptos e possuem técnicos qualificados para realização de tais próteses. Fatores que ainda constituem importante limitação para seu emprego, somando-se às outras inerentes dos próprios materiais já abordadas no trabalho.

Por se tratar de sistemas cuja técnica (de manipulação laboratorial e inserção na boca) é bem mais sensível que das próteses metalocerâmicas, a falta de rigor técnico laboratorial e/ou clínico é um dos maiores obstáculos ao seu sucesso clínico. Seguindo-se do desconhecimento das indicações corretas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANDERSON, M. et. Al. Procera: a new way to achieve na all-c mic crow. *Quintessence int*, v.29, n.5, p.285-96, 1998.
2. ANUSAVICE, K. J. Reducing the failure potential of ceramic-based restorations. *Gen Dent*, v.45, n.1, p.30-5, Jan. 1997.
3. BEHAM G: IPS Empress: A new ceramic technology. *Ivoclar-Vivadent Report*, n.6, Sept. 1990
4. CALAMIA JR. Clinical evolution of etched procelain vengers. *Am J. Dent* 1989. 2:9-15.
5. CORRER SOBRINHO, L. et al. Investigation of the dry and wet fatigue properties of trhee all-ceramics crows systems. *Int. J. Prosthodont* v.II, n.3, p.255-62, 1998.
6. DIAZ-ARNOLD, A.M., HASELTON, D.R. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J. Phosthet Dent*, v.81, n.2, p.135-41, 1999.
7. DUMFAHRT, H. e SCHÄFFER, H. Porcelain laminate vengers. A retrospective evaluation of after 1 to 10 years of service: Part ii – Clinical Results. *Int J Prosthodont* 2000; V.13, n.1, p.9-18.
8. FRADEANI, M. Six year follow-up whit Empress vengers. *Int J. Periodontics Restroative Dent* 1998; 18:216-25.
9. FRANCHISCHONE, C. E. e VASCONCELOS, L. W. Sistema Procera, Nova tecnologia em estética. São Paulo : Quintessence Editorial Ltda, 2000, p.16-18.
10. FREILICH, M. A, MEIRELES, J. C., DUNCAN, J. P., GOLDBERG, J., *Fiber Reinforced Composites in Clinical Dentistry*, Quintessence Books, p. 19, 1999.
11. GROTEN, M.; PROBSTER, L. The influence of different cementation modes on the fracture resintance of feldspathic ceramic crows, *Int J. Prosthodont*, v.10, n.2,p.169-77,1997.

12. HEINTZE, S., Bridges made of all-ceramic materials (IPS Empress2). Ivoclar-Vivadent Report, n.12, Dec. 1998.
13. HÖLAND, W.; Material Science Fundamentals of the IPS Empress 2 Glass-Ceramic. Ivoclar-Vivadent Report, n.12, Dec 1998
14. ISGRO, G., VAN NOORT, R., CANNAVANA, G., Development of Dental Laboratory Composites, *Quintessence of Dental Technology*, vol 24, p.219-226, 2001.
15. JACOBSEN, J.; Coroas e laminados em porcelana prensada, Ver. APCD, 49 (1): 58-64, Jan/Fev 1995.
16. McLEAN JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J. Prosthet Dent* 2001; 85:61-66.
17. McLEAN JW, HUGHES TH. The reinforcement of dental porcelain whit ceramic oxides. *Br Dent J* 1965; 119; 251-67.
18. MITO, W. T., SORENSEN, J. A. Fabrication of fixed partial dentures whit Empress2. *Quintessence dent Technol* p.154-8.1999.
19. POSPIECH, P., RAMMELSBERG, P., UNSOLD, F. A new design for all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Quintessence Int*, v.127, n.11, p.753-8,1996.
20. ROSENTHAL, L., T., PESCATORE., C., A new system for posterior restorations: a combination of ceramic optimized polymer and fiber-reinforced composite. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, vol 9, p.6-10. 1997.
21. SADAN, A; HEGENBARTH, E. ^a Optimizing esthetic results using high strength all ceramic PROCERA coppings. *The Nobel Biocare Up-date*, vol 9, n.2-3, p.4-5, 1998.
22. SMEDBERG, J.I et al. Two years folow-up of Procera-ceramic fixed partial dentures. *Int J. Posthodont*, v.II.n.2,p.145-9,1998.
23. SORENSEN, J.A., KNODE, H., TORRES, T.J. In-ceram all-ceramic bridge technology. *Quintessence Dent Technol*, p.41-6, 1992.
24. SORENSEN, J. A. et al. In-Ceram fixed partial dentures: three year clinical trial results. *CDA J*. v.26, n.3, p.207-4, Mar. 1998.

25. WAGNER, W. C.; CHU, T. M. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J. Prosthet Dent*, vol. 76, n.2, p.140-144. Aug 1996.

26. WATAHA, J. C., Biocompatibility of dental casting alloys: A Review. *J Prosthet Dent.*, v.83,n.2, p.223-234, Feb.2000.

WATAHA, J. C., LOCKWOOD, P. E., NELSON, S. K., BOVILLAGUET, S. Long-Term cytotoxicity of dental casting alloys. *Int. J. Prosthodont.*, v.12, n.3, p.242-248, May-Jun. 1999