

SUMÁRIO

PREFÁCIO

1ª PARTE

SISTEMAS CERÂMICOS: Cerâmicas de Alumina Vitro-Infiltradas e Vitro-Cerâmicas com Cristais de Leucite

1. História natural (Perspectiva Histórica das Cerâmicas)
2. Composição
3. Classificação
4. Sistemas Cerâmicos
5. Propriedades
6. Métodos de Reforço das Cerâmicas
7. O Sistema IPS-Empress®
8. O Sistema In-Ceram®

2ª PARTE

ESTUDO EXPERIMENTAL: A influência de diferentes tipos de preparação sobre a resistência à compressão de coroas IPS-Empress® e In-Ceram®

1. Resumo
2. Introdução e Objectivos
3. Materiais e Métodos
4. Resultados
5. Discussão
6. Conclusões

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ÍNDICE

PREFÁCIO

Em plena era da globalização e massificação, repleta de transformações e inovação, temos assistido à crescente importância da imagem na comunicação inter-pessoal e planetária. Os “mass-media”, como produtores de opinião e “vendedores” de ideias, têm sabido explorar com mestria todo o potencial da imagem e, diariamente, difundem conceitos (imagens) que se generalizam e tornam símbolos (ícones) da sociedade actual. Essas referências são, de uma forma involuntária, incorporadas como valores que se reflectem na forma de estar e agir dos indivíduos. No campo das relações humanas, a expressão facial – o centro de todas as emoções – constitui uma “arma” da comunicação, onde a estética dentária e do sorriso assumem particular realce. Um rosto com um sorriso aberto, para além de bonito e simpático, é salutar, transmitindo confiança e bem-estar. Os modelos fotográficos, actores de cinema, apresentadores de TV, manequins e mesmo políticos, são o expoente máximo de uma imagem cuidada e cativante, a qual refresca permanentemente o ideário colectivo da nossa sociedade.

Mas quantos destes sorrisos poderão ser totalmente naturais? Provavelmente quase todos; eventualmente alguns existirão que de natural só a aparência, escondendo-se por detrás de um tratamento estético dentário excelente, fruto da selecção criteriosa dos materiais e da criatividade da equipa médico dentista/técnico de prótese. Só existe um material capaz de nos iludir tão naturalmente – a cerâmica dentária!

Ao virar do milénio, a investigação de biomateriais continua a desenvolver materiais com propriedades cada vez mais próximas do biomaterial “ideal”. Na última década as cerâmicas sofreram uma grande evolução com o desenvolvimento de novas formulações, cerâmicas sintéticas e cerómeros. São muitos os sistemas cerâmicos ao nosso dispor, os quais, apesar da sua diversidade, apresentam características comuns: (1) a estrutura formada por uma fase cristalina envolvida por uma fase vítrea e que, tal como o esmalte (cristais de hidroxiapatite envolvidos numa matriz proteica), lhe confere um excelente comportamento óptico; (2) a natureza quebradiça (característica dos vidros), que as torna um material frágil e com baixa resistência à deformação. Estas duas características, de interesse antagónico para a Medicina Dentária, têm relegado as restaurações cerâmicas para segundo plano e as restaurações metalo-cerâmicas continuam a ser o tipo de restauração mais usado em próteses fixas. A subestrutura metálica das restaurações metalo-cerâmicas contribui para o reforço das propriedades mecânicas da cerâmica, mas, ao mesmo tempo, retira-lhe grande parte do seu potencial estético.

Os sistemas cerâmicos mais recentes constituem não só uma alternativa como também uma indicação de tratamento. As restaurações cerâmicas, devido à ausência da subestrutura metálica opaca, permitem melhor difusão e transmissão da luz incidente e, por isso, apresentam um comportamento óptico muito natural. Para além disso, a cerâmica é um material muito estável e resistente à corrosão e, ao contrário das restaurações metalo-cerâmicas, não existe o perigo de oxidação e libertação de iões metálicos na cavidade oral. No entanto, as restaurações cerâmicas trazem alguns estigmas antigos e são, ainda, olhadas com incerteza e desconfiança. Numa época em que as exigências estéticas são enormes, poderemos negar aos nossos pacientes tal benefício com base em alguns pontos mal esclarecidos e que devem merecer a nossa dúvida?

É em relação a alguns “dogmas” estabelecidos que pretendemos trazer alguma luz. A informação encontra-se dispersa e é, muitas vezes, complexa. Por isso, é importante seleccionar dados com interesse e relevância clínica para mais fácil compreensão.

Este Trabalho de Síntese, porque acreditamos que as restaurações cerâmicas são uma alternativa terapêutica com cada vez mais indicações, surge orientado para aspectos com implicação clínica e pode estabelecer uma base para uma selecção criteriosa dos materiais a usar.

Queremos, neste momento, agradecer a todos os que sempre nos apoiaram, com a sua motivação, orientação e disponibilidade.

Ao Professor Doutor João Luís Maló de Abreu, pela Confiança em nós depositada ao incluír-nos num projecto que, com vontade e determinação, tem sabido erguer e tanto estima.

Ao Professor Dr. António Faria Gomes, de quem guardamos particular Amizade e desde sempre recolhemos ensinamentos, constituindo uma referência essencial na nossa formação.

À Professora Doutora Margarida Almeida agradecemos toda a disponibilidade, orientação e a elevação de conhecimentos com que nos presenteou.

Aos nossos Colegas no Departamento, em particular aos da nossa Área, os quais nunca discutiram esforços para nos ajudar, agradecemos a disponibilidade e compreensão.

Aos nossos Alunos, razão porque existimos e evoluímos, manifestamos o nosso apreço pela sua crítica atenta e motivação permanente.

Aos nossos Amigos, porque sempre souberam estar presentes, agradecemos o apoio incondicional.

À nossa Família, à minha Mãe e meu Irmão, expressamos gratidão pelo Amor, Carinho e Amizade infindáveis com que nos querem.

À Ana Sofia e ao João António, agradeço a Compreensão em todos os momentos da minha ausência, o Apoio que nunca me deixou cair e o Amor com que sempre me reconfortaram.

1ª PARTE

SISTEMAS CERÂMICOS: Cerâmicas de Alumina Vitro-Infiltradas e Vitro-Cerâmicas com Cristais de Leucite

1. História Natural (Perspectiva Histórica das Cerâmicas)

Nos nossos dias, as cerâmicas são um lugar comum passando despercebidas na rotina diária. No entanto, esta conquista remonta à Idade da Pedra à cerca de 10.000 anos. Em numerosos locais foram encontrados fragmentos de peças “cerâmicas”, indicando que o Homem já havia desenvolvido uma técnica para aproveitar os materiais que a natureza lhe dava. Por esta altura, estes fragmentos mais não eram do que pedaços de barro, colhidos e moldados pela mão do Homem, sendo posteriormente secos em fornos rudimentares. As peças utilizadas para o armazenamento e transporte de sólidos eram resultantes da agregação das partículas de barro, por evaporação da água; contudo, estas peças eram demasiado porosas para conter líquidos.

Alguns vestígios, datados de 5.500 AC ⁽¹⁾, apresentavam uma fina camada vitrificada à superfície (a qual pode ser resultado da fusão de um “vidro” ou da elevação da temperatura de cozedura) e representavam uma evolução no controlo da temperatura e aperfeiçoamento da técnica (fig. 1). Os objectos obtidos deste modo já permitiam a contenção de líquidos e, com alguns aperfeiçoamentos, levaram esta técnica manter-se em uso na Europa até aos séculos XV e XVI.



Figura 1: Esfinge egípcia em faiança datada de 1391-1353 AC (no Metropolitan Museum of New York).

A expansão marítima protagonizada por Portugal e Espanha – potências dominantes no século XV – levou a Europa aos quatro cantos do Mundo e cedo se estabeleceu um intercâmbio cultural e económico, trazendo para a Europa inúmeras “especiarias”. A louça chinesa despertava cobiça e admiração: era “branca como a neve, tão resistente que as suas paredes não necessitavam mais do que 2-3mm, e a luz podia atravessá-las. A sua estrutura interna era tão contínua, que um prato, se levemente tocado, ressoava como uma campainha.” ⁽¹⁾. O interesse crescente neste tipo de louça levou a indústria cerâmica europeia a tentar reproduzir a cerâmica chinesa, de modo a poder satisfazer uma maior procura. A utilização de óxido de estanho como agente vitrificante, dava à porcelana um aspecto branco, mas não apresentava a translucidez da cerâmica chinesa. As imitações sucediam-se de tal modo que, em 1708, Meissen, na Alemanha, produziu uma cerâmica a

que chamou “porcelana branca” ⁽¹⁾, mas mais não era do que louça de barro vidrada; o problema encontrava-se na selecção dos materiais e no controlo da temperatura.

Os fornos chineses conseguiam alcançar temperaturas elevadas, mais uniformes e controláveis, mas o essencial estava nos materiais e na técnica de manipulação. O segredo manteve-se bem guardado na China até 1717. Um missionário Jesuíta, o Padre d’Entrecolles, conseguiu reunir amostras do material e uma descrição dos métodos usado pelos artesãos de King-te-Tching, enviando-as em segredo para França, onde, um seu amigo, o cientista M. de Reamur, pôde identificar os componentes da porcelana chinesa: caulino, sílica e feldspato ^(1, 2). O processamento não envolvia elaboração química complicada - bastava juntar os três minerais e cozê-los a alta temperatura. De imediato surgiram na Europa diferentes tipos de porcelana de várias cores e colorações.

No início do século XVIII, em plena época do Iluminismo – “a partida do Homem da auto-imposta imaturidade” (Immanuel Kant, 1784) - a arte dentária tomava os contornos da modernidade com os trabalhos de Pierre Fauchard, compilando os conhecimentos tradicionais de Ambroise Paré com a sua própria experiência no livro “Le Chirurgien Dentiste, ou traité des dents” de 1728 (1ª edição, a 2ª edição revista e ampliada foi editada em 1746) ⁽³⁾. Pierre Fauchard deu particular atenção à área da Prótese, tendo descrito diferentes tipos de coroas e próteses, bem como a técnica para a sua elaboração (fig. 2).

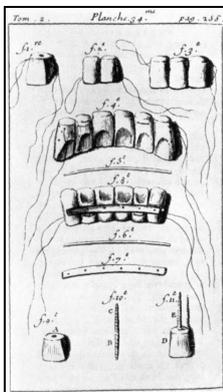


Figura 2: Fauchard: Próteses dentárias e coroas com pino fixadas por fios ⁽³⁾.

Os materiais de eleição para a construção de próteses eram dentes humanos, marfim, osso, dentes de hipopótamo e de morsa. Contudo, estes materiais, como qualquer outro material orgânico, sendo porosos manchavam e decompunham-se facilmente na cavidade oral, tornando-se pouco higiénicos e inestéticos. As primeiras tentativas para minorar estes problemas foram feitas em 1598 por Jacques Guillemeau, discípulo de Ambroise Paré, com os seus dentes artificiais feitos de “cera granulada branca, fundida com um pouco de resina de oliveira (goma Elemi), às quais são adicionados pó de mástique e pérolas e coral branco finamente moídos...” ⁽³⁾. Também o próprio

Pierre Fauchard descreveu o uso de próteses de osso recobertas com folha de ouro ou prata, sendo depois trabalhadas por um esmaltador habilidoso que as “pintava” com tintas esmaltadas; as vantagens destas peças seriam o seu melhor aspecto e maior durabilidade.

Foi a insatisfação com as suas próteses de osso, pigmentadas e com mau odor, e o reconhecimento das propriedades estéticas e resistência à corrosão da porcelana, que levaram um farmacêutico de Paris, de nome Alexis Duchâteau, a substituí-las por próteses de porcelana. A fundição da prótese foi feita na fábrica de Guerhard em Sèvres, no ano de 1774, e o sucesso levou mesmo o farmacêutico a comunicá-lo à Academia de Cirurgia em 1776 ⁽³⁾. A tentativa de aplicar o procedimento a outros casos resultou em fracasso devido à falta de experiência do farmacêutico, acabando a prótese de porcelana por cair no esquecimento.

No entanto, o dentista parisiense Nicolas Dubois de Chémant retomou a ideia do farmacêutico, tendo descrito no seu livro “Dissertation sur les avantages des nouvelles dents et rateliers artificiels” publicado em Paris em 1788, as dentaduras como sendo “incorructibles et sans odeur” (incorrutíveis e sem cheiro) (fig. 3). Estas próteses eram produzidas sobre modelos de gesso de Paris, obtidos de impressões orais com cera como o próprio recomendava, mas que Philipp Pfaff já tinha descrito 30 anos antes, permitindo a sua aplicação de um modo mais generalizado.

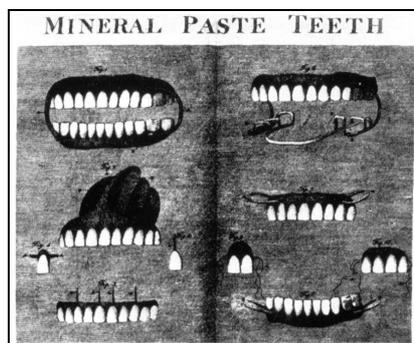


Figura 3: Dubois de Chémant: Dentaduras de porcelana e um “obturador” ⁽³⁾.

Estas próteses de porcelana vieram a ser conhecidas como “incorructibles” (incorrutíveis) tendo-lhe trazido não só fortuna, mas também glória da parte da Sociedade Real de Medicina e da Faculdade, cujo certificado foi aprovado em 1788 pelo anatomista Vicq d’Azyr ⁽³⁾. Alguns detractores das próteses de porcelana, como Louis Laforgue, denunciavam a sua fragilidade e o som de campainha rachada que produziam durante a função. Outros, no entanto, viriam a render-se aos encantos da porcelana, logo após ter expirado a patente de exclusividade atribuída a Nicolas Dubois de Chémant, como foi o caso de Jean-Joseph Dubois-Foucou, um acérrimo oponente dos dentes minerais (como também eram conhecidas as próteses de porcelana).

Jean-Joseph Dubois-Foucou modificou os tempos de cozedura e as misturas tendo produzido dentaduras com três diferentes cores de dentes, através da adição de óxidos metálicos. Ele teve o

mérito de ter sido o primeiro a descrever a composição da mistura destas porcelanas em 1808. Até esta data as dentaduras de porcelana eram confeccionadas em uma só peça, base e dentes.

Giuseppangelo Fonzi, em 1808, deu uma contribuição importante para a prótese moderna com os seus “dentes terro-metálicos” ou “caliodontos” (de “dents de callion”). Estes dentes eram produzidos individualmente com grampos de platina fundidos no seu interior, de tal modo que assim poderiam ser soldados a uma barra metálica. Rapidamente se conseguiu reproduzir a transparência necessária e melhorar a cor dos dentes de porcelana, usando duas camadas de porcelana pigmentada fundidas com um revestimento de verniz ⁽³⁾.

Em Portugal, os dentistas franceses recém-chegados faziam aplicações das técnicas desenvolvidas pelos seus compatriotas. Em 1835, o dentista francês Theodore Mathieu, entretanto nomeado cirurgião dentista da Real Câmara, fazia aplicações dos ditos “dentes de terra mineral incorruptíveis, que resistem ao fogo e a todos os ácidos” ⁽⁴⁾. No entanto, a primeira utilização de dentes de porcelana realizada em Portugal deveu-se ao dentista francês Francisco Geneste, também ele nomeado dentista da Real Câmara. Decorria então o ano de 1827, quando a fábrica da Vista Alegre produziu os primeiros dentes de porcelana em Portugal para aquele dentista, tendo merecido um agradecimento público pela “cooperação ilimitada que houve em tudo quanto careceu para levar à perfeição êste manufacto, que em nenhum outro estabelecimento menos bem montado poderia conseguir”. Contudo, Francisco Geneste usava também outros materiais e punha “...dentes artificiais de cavalo marinho «com seu esmalte»... dentes naturais... e outros incorruptíveis, que deveriam ser os de porcelana de Vista Alegre” ⁽⁴⁾.

Ainda assim, os dentes humanos e as matérias animais continuaram a ser os materiais mais utilizados na confecção de próteses até ao início da produção industrial de dentes de porcelana. No início do século XIX, o centro do desenvolvimento da Medicina Dentária atravessou o Atlântico com os emigrantes europeus que colonizaram o Novo Mundo, dando seguimento ao pensamento dos seus antecessores do velho continente, mas libertados das restrições que “espartilhavam” o desenvolvimento europeu.

A introdução, em 1817, da fundição dos dentes de porcelana nos Estados Unidos da América do Norte ficou a dever-se a Antoine Plantou, um dentista que emigrou de Paris. A produção em grandes quantidades foi iniciada por um joalheiro de Filadélfia, Samuel Wesley Stockton, desde 1825, atingindo rapidamente o meio milhão de dentes por ano. Depois de sete anos a trabalhar no negócio do seu tio como ajudante e aprendiz, Samuel Stockton White estabelecia-se como dentista em 1843 e, no ano seguinte, fundava a sua própria empresa - S.S. White Company - iniciando a produção de dentes de porcelana. Nas ilhas britânicas, Claudius Ash começou por industrializar a produção de fornos dentários e, em 1837, a empresa por si fundada - Ash, Sons and Co. - produz os primeiros dentes de porcelana de alta qualidade. Este, em 1840, introduz os dentes de porcelana em tubo, os quais podiam ser fixados às bases metálicas da prótese por um pino ⁽³⁾. Até ao final do século, estas duas empresas detiveram o monopólio da produção de dentes de porcelana e

dominaram o mercado, relegando para segundo plano Paris, o local do nascimento dos dentes de porcelana. Os dentes de porcelana continuam ainda hoje a ser utilizados, conjuntamente com bases de acrílico, na confecção de próteses removíveis.

Desde a coroa com pino descrita por Pierre Fauchard, a qual utilizava dentes humanos adaptados ao espaço e retidos por um pino no canal radicular, que os principais problemas eram a sua retenção e a infecção crónica que se estabelecia. O crescente conhecimento científico que envolvia a Medicina Dentária levou à identificação dos restos pulpares como origem de infecção secundária, sendo preconizado a remoção completa da polpa e o preenchimento do canal com ouro por Gustav Blume em 1850 e com guta-percha por Jonathan Taft em 1859⁽³⁾. A coroa com pino modificada e apresentada em 1880 por Cassius M. Richmond veio resolver estes problemas (fig. 4).

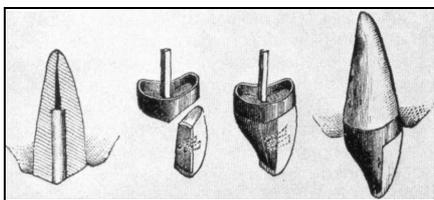


Figura 4: Coroa de Richmond⁽³⁾.

A coroa de Richmond, ainda hoje usada, consistia num espigão em ouro adaptado à forma da raiz, sobre o qual era montada uma base em ouro com uma “faceta” de porcelana retida por pinos de platina. Este tipo de coroa constitui o primeiro avanço da técnica metalo-cerâmica. Em 1884, Marshall L. Logan propôs o uso de uma coroa de porcelana retida por um pino cilíndrico fundido; a coroa de Logan ganhou grande popularidade, mas contudo não impedia a degradação da raiz⁽³⁾.

A utilização da porcelana como material restaurador foi inicialmente usada pelo Professor Maynard de Washington, em 1857, a partir de pedaços de porcelana que eram cortados com pedras de carborundo e adaptados às cavidades com folha de ouro: seriam os primeiros inlays de porcelana. No entanto, foi Charles Henry Land que, em 1887, descreveu o método de fundir porcelana sobre uma folha de platina ou de ouro adaptada previamente na cavidade para a confecção de inlays⁽²⁾. Os problemas relacionados com esta técnica, nomeadamente a contração da porcelana e a dificuldade de fundição, fizeram com que não fosse muito utilizada. Em 1897, Newell Sill Jenkins conseguiu produzir uma porcelana de baixa fusão, ultrapassando assim este problema⁽³⁾.

A coroa Jacket ou “enameled Cap” foi desenvolvida por Charles Henry Land e apresentada, em 1903, como um método para recobrir dentes individualmente⁽³⁾. A técnica para fundição das coroas Jacket era a mesma apresentada anos antes para a confecção de inlays. Apesar de todo o seu potencial estético, a coroa Jacket não teve grande aceitação imediata (fig. 5).

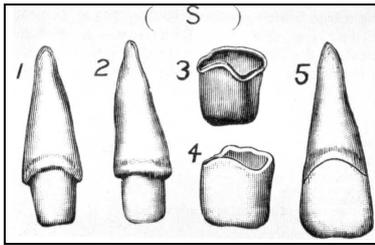


Figura 5: Coroas de porcelana ou “Jacket”⁽³⁾.

Com o florescimento da indústria cinematográfica em Hollywood nasceram heróis e heroínas nos ecrãs das salas de cinema, tornando-se modelos para as multidões que os admiravam. Modelados eram também, muitas vezes, os rostos, as expressões, as vozes e até o sorriso, tendo sido criada uma imagem de marca – o Sorriso de Hollywood. Charles Pincus, dentista em Beverly Hills, foi o responsável pelo aparecimento deste sorriso ao criar, em 1935, a faceta de porcelana para mascarar imperfeições da estética dentária de muitas estrelas de cinema. Esta faceta era uma capa muito fina de porcelana cozida sobre uma folha de alumínio, a qual era depois modelada para permitir uma função oral correcta durante a rotação dos filmes; como não estavam aderidas aos dentes, o sorriso de Hollywood era tão irreal quanto os papéis que as estrelas interpretavam^(1,5).

O uso da porcelana em espessuras tão pequenas (como os 2 mm da coroa Jacket) e a natureza quebradiça da porcelana punham em perigo a longevidade das restaurações. Durante os anos 50, o desenvolvimento de cerâmicas feldspáticas com maior teor de fase leucítica permitiu a fusão da cerâmica ao metal⁽²⁾. A leucite aumenta o coeficiente de expansão térmica das cerâmicas aproximando-o dos metais; deste modo, conseguiu-se evitar a formação de fracturas na cerâmica por variação da temperatura durante o processamento destas restaurações. As restaurações metalocerâmicas são ainda hoje o tipo de restauração fixa mais usado, representando cerca de 80% das restaurações fixas⁽⁶⁾. Nos últimos anos têm sido desenvolvidas novas cerâmicas: as vitro-cerâmicas moldáveis, as vitro-cerâmicas com alto teor de leucite e as cerâmicas de alumina vitro-infiltradas, as quais diferem da cerâmica feldspática convencional quer na sua composição, quer na técnica laboratorial. Estas cerâmicas apresentam propriedades mecânicas melhoradas, fazendo ressurgir as restaurações totalmente cerâmicas.

2. Composição

As cerâmicas são compostos inorgânicos de elementos metálicos e não metálicos. As primeiras cerâmicas dentárias não diferiam na sua composição das cerâmicas domésticas ou industriais: eram misturas de caulino, quartzo e feldspato. Presentemente, as cerâmicas dentárias, como família bem diferenciada que são, não incluem caulino na sua composição, essencialmente devido ao efeito adverso que este tem sobre a translucidez (Tabela 1). Assim, as cerâmicas dentárias actuais são vidros de sílica e feldspato aos quais são adicionados pigmentos, opacificadores e fundentes ⁽⁷⁾.

Tabela 1: Composição da cerâmica dentária e doméstica.

Porcelana	% Caulino	% Quartzo	% Feldspato
Doméstica	50	20-25	25-30
Dentária	0	25	65

Sílica. A sílica (SiO_2) pode apresentar-se sob quatro formas, sendo o quartzo uma das suas formas cristalinas: os cristais têm forma tetraédrica com um átomo de silício rodeado por quatro átomos de oxigénio comuns a dois tetraedros, formando uma estrutura tridimensional estabilizada por ligações covalentes. Durante a fusão da cerâmica, a sílica, sob a forma de quartzo, mantém-se inalterada, devido à sua alta temperatura de fusão - 1700°C . Deste modo, constitui uma fase dispersa através da matriz vítrea resultante da fusão do feldspato ^(7, 8). As Tabelas 2 e 3 mostram, a título indicativo, o envolvimento de cada composto químico ou elemento em diferentes cerâmicas.

Feldspato. Os feldspatos são misturas de alumino-silicato de potássio ($\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) e alumino-silicato de sódio ($\text{Na}_2\text{OAl}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$). Estes minerais existem na natureza, variando, por isso, a proporção entre sódio e potássio. A relação entre feldspato de potássio (ortose) e feldspato de sódio (albite) regula a temperatura de fusão e a viscosidade do vidro quando fundido ⁽⁸⁾. O feldspato de potássio aumenta a viscosidade do vidro, diminuindo o risco de deformação pirolástica; por outro lado, o feldspato de sódio diminui a temperatura de fusão. Durante a cozedura da cerâmica, a fusão do feldspato produz um vidro viscoso responsável pela união das partículas da cerâmica que não sofrem fusão, nomeadamente os cristais de sílica. Este processo de deslizamento do vidro entre as partículas (sinterização em fase líquida), produzido pela diminuição de energia devido à redução da área de superfície, conduz à formação de um sólido denso ⁽⁷⁾.

Um dos principais constituintes da fase vítrea das cerâmicas é a leucite ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 4\text{SiO}_2$). Este feldspatóide pode ou não formar-se a partir do feldspato por fusão incongruente. Durante o processo há formação de um vidro líquido (fase vítrea) e de um material cristalino (a leucite) ^(7, 8).

⁹⁾ A leucite desempenha um papel importante nos sistemas cerâmicos, devido ao seu elevado coeficiente de expansão térmica ($20-25 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) quando comparado com os vidros feldspáticos ($10 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$). Esta propriedade permite nivelar o coeficiente de expansão térmica das cerâmicas com o das ligas metálicas e dos corpos cerâmicos; por outro lado, as tensões superficiais ao redor dos cristais melhoram as propriedades mecânicas das cerâmicas (como veremos mais adiante) ^(2, 10, 11).

Tabela 2: Composição Química de algumas cerâmicas (em %) ⁽⁷⁾.

	Cerâmica De Baixa Fusão			Cerâmica Para Metal	
	Núcleo Alumina	Dentina	Esmalte	Dentina	Esmalte
SiO ₂	35.0	66.5	64.7	59.2	63.5
Al ₂ O ₃	53.8	13.5	13.9	18.5	18.9
CaO	1.12		1.78		
Na ₂ O	2.8	4.2	4.8	4.8	5.0
K ₂ O	4.2	7.1	7.5	11.8	12.3
B ₂ O ₃	3.2	6.6	7.3	4.6	0.12
ZnO				0.58	0.11
ZrO ₂				0.39	0.13
Temp. Fusão ° C	980	980	950	900	900

Modificadores Vitrosos: São íões metálicos alcalinos e alcalino-terrosos como o potássio, o sódio e o cálcio, que fazem parte dos feldspatos ou que são adicionados sob a forma de carbonatos. A sua acção é quebrar a união entre os tetraedros de sílica, através da interrupção das ligações oxigénio-silício. O rompimento da cadeia tridimensional de sílica permite um movimento mais fácil dos átomos, originando maior fluidez, abaixamento da temperatura de fusão e aumento da expansão térmica. No entanto, o excesso destes íões reduz a durabilidade química da cerâmica (susceptibilidade à corrosão pela água, ácidos e bases) e pode provocar a cristalização do vidro durante a cozedura (desvitrificação) ⁽⁷⁾.

Tabela 3: Composição Química por elemento de quatro cerâmicas (em %) ⁽¹⁰⁾.

Elemento	Optec HSP	Ceramco II	Mirage	Vita VMK
Si	31.19	32.49	34.08	29.31
Al	8.5	6.26	4.72	7.52
Ti	0.01	0.01	0.09	0.05
Zr	0.02	0.03	0.03	0.36
Sn	0	0.02	0.02	0.1
Ce	0.44	0	1	1.68
Mg	0.01	0.62	0.19	0.01
Ca	0.04	1.17	0.99	1.51
Na	2.41	5.27	4.4	4.23
K	9.55	5.94	6.67	8.6
Li	1.83	0	0	0
O	47.83	48.19	47.83	46.63

Fundentes: O principal fundente é o óxido de boro (B_2O_3), que actua como um modificador vítreo diminuindo a viscosidade, baixando a temperatura de fusão e aumentando a expansão térmica; para além disso, forma a sua própria rede vítrea actuando como vitrificante.

Outros fundentes são alguns carbonatos e o óxido de zinco.

Pigmentos: São normalmente óxidos metálicos, ou aluminatos e fosfatos, adicionados ao pó de cerâmica para obtenção de diversas colorações. Estes agentes corantes são produzidos pela fusão de determinados óxidos metálicos com feldspato e sílica e, após arrefecimento, o produto é triturado e reduzido a um pó fino. A mistura deste pó com uma cerâmica incolor proporciona cerâmicas de diferente croma e intensidade (dois parâmetros da cor).

Assim, são usados os seguintes óxidos para obtenção das diversas cores:

- óxido de ferro ou de níquel castanho
- óxido de cobre ou de crómio verde
- óxido de titânio ou de vanádio amarelo
- óxido de manganês violeta
- óxido de cobalto azul

Outros óxidos são também adicionados às cerâmicas não para alterar a sua coloração, mas para reproduzir outras características dos dentes naturais: opalescência e fluorescência. A opalescência resulta da difusão da luz pelos cristais de hidroxiapatite que, sob diferentes ângulos de incidência da mesma luz, reflectem-na em comprimentos de onda distintos. Por outro lado, a fluorescência traduz-se pela alteração da cor reflectida perante diferentes fontes de luz. Assim, para se obter estas características nas cerâmicas, adicionam-se óxidos de alto índice de refração em quantidades muito pequenas; são usados óxidos de lantanídeos, tais como o óxido de cerium e o óxido de samarium entre outros ^(2, 6, 7, 8).

3. Classificação

Na última década, foi feito um grande esforço para melhorar o desempenho estético dos materiais dentários. A cerâmica, como material dentário com maior potencial estético, não constituiu exceção, assistindo-se nos últimos anos ao desenvolvimento de novas cerâmicas e técnicas de produção laboratorial. Hoje, é grande o número de sistemas cerâmicos que temos ao nosso dispor. Ao classificar tão grande variedade de materiais incorremos em dois riscos: a classificação ser simples e abrangente, mas por isso mesmo não especifica muito quanto ao classificado; ou, por outro lado, ser complicada e exaustiva, tornando-se pouco prática e fastidiosa. Ainda assim, não existe qualquer classificação que permita agrupar os sistemas cerâmicos de uma forma completamente satisfatória.

3.1. Temperatura de Fusão

As cerâmicas podem ser divididas quanto à temperatura de fusão em ^(7, 8, 9, 12):

- Alta fusão 1290° - 1370° C
- Média fusão 1090° - 1260° C
- Baixa fusão 860° - 1070° C
- Ultra-baixa fusão < 850° C

As cerâmicas de alta fusão são usadas para a produção de dentes de porcelana para prótese removível. Algumas cerâmicas de ultra-baixa fusão são usadas para restaurações metalo-cerâmicas com ligas de titânio, devido ao seu baixo coeficiente de expansão térmica e também porque a temperatura de fusão mais baixa reduz a formação de óxidos.

Ultimamente, e porque os laboratórios dentários já não produzem dentes de porcelana para prótese removível, as cerâmicas têm sido classificadas como de alta fusão (de 850° - 1100° C) e de baixa fusão (< 850° C). No entanto, esta classificação não tem sido aceite universalmente ⁽⁷⁾.

3.2. Composição

O principal constituinte da composição das cerâmicas serve de base a esta classificação. Assim, temos:

1. cerâmica feldspática

2. cerâmica feldspática com alto teor de leucite
3. cerâmica de alumina
4. cerâmica feldspática aluminosa
5. cerâmica de alumina vitro-infiltrada
6. vitro-cerâmicas

O agrupamento das cerâmicas deste modo traduz a incorporação de diferentes elementos para melhorar as propriedades das cerâmicas. A fase cristalina das cerâmicas feldspáticas tem como principal constituinte a sílica. A substituição da sílica por outros cristais, nomeadamente fluormica, hidroxiapatite, leucite ou alumina, melhora o comportamento mecânico das cerâmicas, como veremos mais adiante (capítulo 6).

3.2.1. Cerâmica feldspática: estas cerâmicas, também referidas como convencionais, são compostas essencialmente por sílica e feldspatos; a sílica constitui o principal componente da fase cristalina, variando a quantidade de cristais de leucite. O conteúdo de óxido de potássio, a temperatura e o tempo de fusão regulam a formação de leucite, cuja principal função é regular o coeficiente de expansão térmica da cerâmica com o da liga metálica. A utilização destas cerâmicas para a produção de restaurações metalo-cerâmicas foi inicialmente descrita por Weinstein, Katz e Weinstein em 1962. A sua produção em blocos também permite a confecção de restaurações cerâmicas assistidas por computador, como é o caso dos blocos Mark II® ^(6, 7, 14, 16).

3.2.2. Cerâmica feldspática com alto teor de leucite: quando comparada com as cerâmicas feldspáticas convencionais, a concentração de leucite é muito maior nestas cerâmicas e representa o principal componente da fase cristalina. A formação de leucite resulta da nucleação e crescimento de pequenas partículas de leucite (KAlSi_2O_6) durante a fusão. Dois sistemas que utilizam esta cerâmica são o Optec® HSP e o Duceram®, aplicados principalmente na elaboração de inlays/onlays e facetas. ^(13, 15, 16, 17).

3.2.3. Cerâmica de alumina: utilizam pó de alumina de alta pureza (>99.9%) para produzir corpos cerâmicos extremamente densos. A contracção da alumina durante a sinterização (15-20%) é compensada, em diferentes sistemas, pela confecção de modelos de trabalho expandidos. Numa segunda fase procede-se à caracterização com uma cerâmica de coeficiente de expansão térmica compatível, como é o caso dos sistemas Procera®, Hi-ceram® e Cerestore® (ou Allceram®) ^(6, 15, 18, 19, 20).

3.2.4. Cerâmica feldspática aluminosa: cristais de alumina são incorporados na composição desta cerâmica, ocupando um volume até 45-50% e representam o principal

componente da fase cristalina. O reforço das cerâmicas feldspáticas por dispersão de cristais de alumina foi desenvolvido por McLean e Hughes em 1965^(13, 15). Os cristais de alumina oferecem mais resistência à propagação da fractura, sendo, por isso, estas cerâmicas cerca de duas vezes mais resistentes que as cerâmicas convencionais. Inicialmente usadas para a confecção do corpo cerâmico de coroas de porcelana - coroas jacket [“porcelain jacket crown” (PJC) da literatura anglo-saxónica] - viriam mais tarde a ser usadas para produzir coroas cerâmicas sobre folha de platina, segundo método descrito por McLean e Sced, em 1976⁽²¹⁾. Outros sistemas de coroas em lâmina foram entretanto desenvolvidos, como por exemplo o Renaissance® (ou Ceplatek®). Presentemente estas cerâmicas também são usadas em restaurações metalo-cerâmicas e na caracterização de sistemas que usam alumina vitro-infiltrada^(1, 6, 8, 13, 14, 15, 21, 22, 23, 24).

3.2.5. Cerâmica de alumina vitro-infiltrada: é uma cerâmica com alto teor de alumina, contendo mais de 85 % de cristais de alumina dispersos numa matriz vítrea de um vidro de baixa fusão. O método para confecção de subestruturas cerâmicas foi desenvolvido, em 1985, por Michaël Sadoun – “slip-casting” ou moldagem por suspensão. Uma estrutura de alumina, com uma rede de poros tridimensional, é infiltrada com um vidro de lantânio obtendo-se um corpo cerâmico, o qual é depois caracterizado com uma cerâmica feldspática aluminosa de coeficiente de expansão térmico compatível. As excelentes propriedades mecânicas resultam do tipo de microestrutura obtida, que se comporta como um composto de fases interpenetrantes^(2, 6). O sistema comporta ainda duas sub-famílias: a spinela, óxido de alumínio e magnésio, e a alumina-zircónia. O único representante deste tipo de cerâmica é o sistema In-Ceram®^(2, 6, 7, 13, 14, 15, 16, 24, 25, 26, 27).

3.2.6. Vitro-cerâmicas: definem-se, segundo Zdeněk Strnád, “vidros contendo uma segunda fase distinta, obtida por nucleação e podendo ser interpretada como constituindo metade do material considerado”⁽²⁸⁾ ou um material que é formado como um vidro e depois submetido a um tratamento térmico para induzir a sua desvitrificação parcial, i.e., perda da estrutura vítrea por cristalização do vidro⁽⁷⁾. É a formação desta fase cristalina que confere resistência a estas cerâmicas, pois os vidros têm estrutura amorfa sem qualquer arranjo que ofereça resistência à propagação da fractura. O método de produção das vitro-cerâmicas varia de sistema para sistema, assim como a natureza da fase cristalina. No sistema Dicor® a fase cristalina é formada por cristais de tetrasilicafluormica ($K_2Mg_5Si_8O_{20}F_4$) representando cerca de 50 % do volume da cerâmica^(17, 29). Por outro lado, os sistemas IPS-Empress® e OPC® têm a leucite como fase cristalina, ocupando de 45-50 % do volume. Para além das diferentes técnicas laboratoriais empregues nestes sistemas, o sistema IPS-Empress utiliza uma cerâmica pré-ceramizada, não sendo por isso necessário haver formação de cristais (nucleação), o que reduz o tempo de processamento laboratorial. Outro material incorporado como fase cristalina é a hidroxiapatite, usada no sistema Cerapearl®.

conferindo (?) propriedades semelhantes ao esmalte ^(1, 2, 6, 11, 14, 16, 17, 19, 29, 30). A translucidez das vitro-cerâmicas é variável entre os sistemas, sendo o Dicor® o mais translúcido.

3.3. Aplicação

A composição das cerâmicas, e conseqüentemente as suas propriedades, restringem o seu uso a determinado tipo de aplicações, podendo agrupá-las em:

- cerâmicas para dentes de prótese
- cerâmicas para metal
- cerâmicas para facetas
- cerâmicas para inlays e onlays
- cerâmicas para coroas
- cerâmicas para pontes

3.4. Material da Subestrutura

Tabela 4: Classificação das Cerâmicas Segundo o Tipo de Subestrutura ⁽⁷⁾.

Material da Subestrutura	Cerâmica de Caracterização	Marca de Cerâmica
Metal Fundido	Feldspática Convencional	Biobond®; Vita Omega®; Duceram®; Jelenko®
Titânio Fundido	Ultra-baixa Fusão	DuceraGold®; Duceram-LFC®
Dicor® Vitro-cerâmica	Feldspática específica	Vitadur®/Dicor®
Dicor® MGC Vitro-cerâmica CAD-CAM	Feldspática específica	Dicor®
Blocos Cerâmicos Vita® CAD-CAM	Feldspática específica	Vitadur®
IPS-Empress® Cerâmica moldada por Termo-Pressão	Feldspática específica	IPS-Empress®
Cerâmica com alto teor de Leucite	Feldspática específica	Optec-HSP®
In-Ceram® Alumina Vitro-infiltrada	Feldspática Aluminosa	Vitadur Alpha®
In-Ceram® Spinell Alumino-magnésio Vitro-infiltrada	Feldspática Aluminosa	Vitadur Alpha®
Hi-ceram® ou Vitadur® corpo de alumina	Feldspática Aluminosa	Vitadur Alpha®

As cerâmicas, como material restaurador, podem ser usadas de modo isolado perfazendo toda a restauração, ou para aplicação sobre uma subestrutura (ou corpo da restauração) metálica ou cerâmica, sendo neste caso usadas, normalmente, cerâmicas feldspáticas específicas para caracterização. Deste modo e quanto à natureza da subestrutura temos:

- metal fundido

- metal em lâmina
- vitro-cerâmica
- corpo produzido por CAD-CAM
- corpo de cerâmica sinterizada

3.5. Método de Processamento

Durante muitos anos as cerâmicas feldspáticas foram o único material disponível para produzir restaurações cerâmicas. Contudo, a contracção provocada pela sinterização das partículas de cerâmica e a baixa resistência à fractura, tornaram este material pouco apelativo para uso clínico, apesar de todo o seu potencial estético. Numa tentativa para ultrapassar estes inconvenientes foram desenvolvidos novos materiais e métodos de processamento ^(7, 13, 16, 31).

3.5.1. Condensação e Sinterização

A cerâmica em pó é misturada com água para formar uma pasta, sendo aplicada sobre um modelo de trabalho refractário ou folha de platina pelas técnicas convencionais. A pasta de cerâmica condensada (ou compactada) deste modo é então sinterizada (“cozida”) em vácuo, de modo a eliminar o máximo de porosidades. Se de início este método era usado apenas para confeccionar facetas, o desenvolvimento de novas cerâmicas (com mais cores disponíveis e pigmentos caracterizadores) e novas técnicas de cimentação (ataque ácido da cerâmica, silanização e cimentação adesiva) encorajaram a produção de coroas e inlays. Diferentes tipos de cerâmica podem ser usados com este método, incluindo a aplicação de cerâmica feldspática convencional sobre metal fundido e a aplicação de cerâmica feldspática aluminosa para confecção de coroas jacket de porcelana sobre platina ou modelo refractário. Os sistemas Hi-ceram® e Optec HSP® baseiam-se neste método de condensação e sinterização para produzirem restaurações cerâmicas de alumina e feldspáticas com alto teor de leucite, respectivamente. ^(7, 13, 15, 16, 21, 31)

3.5.2. Moldagem e Ceramização

É um método usado com as vitro-cerâmicas. As restaurações são moldadas pelo método da cera perdida: o enceramento é elaborado sobre o modelo, sendo depois o padrão incluído num revestimento refractário para eliminação da cera. A vitro-cerâmica fundida (liquefeita) é introduzida no cilindro de revestimento por força centrífuga, ocupando todo o espaço deixado vago pela cera. Após a remoção do revestimento, a restauração, ainda em fase vítrea, apresenta todos os contornos da restauração final - está completa a moldagem. De seguida, a restauração é embebida

num revestimento específico e submetida a um tratamento térmico, durante o qual há formação (nucleação) e crescimento dos cristais – ceramização: o vidro transparente passou a vitro-cerâmica translúcida. As propriedades ópticas e mecânicas dependem deste procedimento, sem o qual não é formada a fase cristalina, mantendo-se a estrutura amorfa do vidro. Devido ao tom uniforme final da restauração é indicado a caracterização com uma cerâmica feldspática ou pigmentação superficial. Os sistemas Dicor® e Cerapearl® utilizam este processo de moldagem e ceramização controlada. ^(2, 6, 7, 13, 16, 17, 31, 32)

3.5.3. Moldagem por Termo-Pressão e Sinterização

Aplica-se o método da cera perdida para modelar a restauração e obter um molde refractário. A cerâmica, fornecida em pastilhas de diversas cores e pré-ceramizadas, é fundida e injectada no molde por um processo de pressão a quente em forno específico. Durante o processo de termo-injecção da cerâmica não ocorre formação de cristais (a cerâmica é pré-ceramizada), mas sim crescimento e distribuição uniforme dos cristais pré-formados: a fase cristalina sofre maturação sem transformação química, processo correspondente à sinterização. Devido à coloração intrínseca da cerâmica, a restauração pode ser conformada na sua totalidade e caracterizada superficialmente, ou construída em camadas com uma cerâmica feldspática sobre o corpo cerâmico central. O desenvolvimento deste método realizado, em 1983, pelo Departamento de Prosthodontia Fixa e Removível e Materiais Dentários da Universidade de Zurique, e, a partir de 1986, em conjunção com um laboratório dentário (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein), resultou na comercialização do sistema IPS-Empress®. Este sistema utiliza uma vitro-cerâmica com leucite para a confecção de restaurações totalmente cerâmicas. Um método bastante semelhante é usado pelo sistema Cerestore® que, com uma cerâmica de alumina, utiliza a técnica de moldagem por termo-pressão e um modelo de resina epóxida expandido para a produção de um corpo cerâmico sem contracção ^(2, 6, 7, 11, 13, 15, 16, 20, 31).

3.5.4. Moldagem por Suspensão (“Slip-casting”), Sinterização e Infiltração

O modelo de trabalho é duplicado em gesso especial, sobre o qual se elabora o corpo cerâmico. A suspensão de alumina homogeneizada é aplicada, por pincel ou imersão, sobre o modelo de gesso, o qual, devido ao grande poder de absorção, promove a compactação das partículas de alumina da suspensão. Obtém-se assim um corpo de alumina extremamente poroso. Durante o período prolongado de cozedura as partículas de alumina sofrem apenas sinterização superficial, mantendo a estrutura porosa, mas estabelecendo um corpo contínuo de alumina com uma contracção muito pequena. O corpo de alumina assim moldado e sinterizado é infiltrado com um vidro de cor definida e baixa fusão o qual, por capilaridade, difunde e preenche todos os poros.

A infiltração vítrea permite obter uma estrutura cerâmica virtualmente sem porosidade e com elevada resistência à fractura. A aplicação de uma cerâmica feldspática aluminosa sobre este corpo cerâmico permite conformar e caracterizar esteticamente a restauração, mascarando alguma opacidade da alumina. Este processo foi desenvolvido por Michaël Sadoun e deu origem ao sistema In-Ceram® (2, 6, 7, 13, 16, 26, 31).

3.5.5. Assistido por Máquinas

A utilização de máquinas para produzir restaurações a partir de blocos de cerâmica segue duas vias:

- a tecnologia CAD-CAM (Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing) ou, mais recentemente, CAD-CIM (Computer Aided Design – Computer Integrated Manufacturing). Tem por base uma “impressão” óptica da preparação registada por uma câmara vídeo miniatura. O computador usa esses dados para traçar os limites da restauração (e por extrapolação, o contorno oclusal) e comandar os instrumentos diamantados para corte de um bloco cerâmico, segundo o desenho projectado. O sistema desenvolvido pela Siemens, primeiro o Cerec 1 e actualmente o Cerec 2®, utiliza blocos de vitro-cerâmica Dicor MGC® e de cerâmica feldspática Vita Mark II® (2, 6, 7, 13, 16, 31, 32, 33).

- a fresagem por reprodução (“copy-milling”) processa-se da seguinte forma: um padrão de resina, elaborado com as características da restauração, é explorado manualmente e os seus contornos transferidos para um bloco de cerâmica, através de instrumentos de corte sincronizados. Estes instrumentos, de forma idêntica à sonda, vão reproduzindo todos os movimentos por ela descritos. O sistema é puramente mecânico, Celay System (Mikrona AG, Spreitenbach, Suíça), e utiliza uma cerâmica feldspática semelhante à Vita Mark II® ou blocos de alumina industrial para a conformação de corpos cerâmicos vitro-infiltrados – Vita Celay Alumina Blank® (2, 6, 7, 13, 16, 31, 34).

Tabela 5: Classificação dos Sistemas Cerâmicos de acordo com a Composição e o Método de Processamento ^(6, 16).

SISTEMA CERÂMICO	FASE CRISTALINA	MÉTODO DE PROCESSAMENTO	CARACTERÍSTICAS PARTICULARES
Cerâmicas Feldspáticas			
Cerâmica sobre Metal Fundido	Sílica/baixo teor de leucite	Condensação e Sinterização	
Captek® - Precious Chemicals			
Sunrise®			Coroas em lâmina sobre folha de ouro
Procera® Titânio – Nobelpharma			Cerâmica Ultra-baixa fusão (Ti-Ceram)
Mark II®	Leucite/Sanidine(?)	CAD-CIM ou Fresagem por Reprodução (“copy-milling”)	
Cerâmicas feldspáticas com alto teor de leucite*			
Optec HSP® – Jeneric Pentron	Leucite	Condensação e Sinterização	
Mirage®* - Myron International	*Zircónia		
Duceram LFC® - Degussa	Leucite		
Cerâmicas de alumina			
Procera® - Nobelpharma	Alumina > 99%	Condensação e Sinterização	Modelo de Titânio Expandido por CAM
Hi-ceram® - Vita Zahnfabrik	Alumina		
Cerestore® - Coors Biomedical	Alumina > 85%	Moldagem por Termo-Pressão e Sinterização	Usa modelo de resina epóxida expandido
Cerâmicas feldspáticas aluminosas			
Coroa jacket – Vitadur-N®	Alumina 30%	Condensação e Sinterização	Coroa Cerâmica c/s folha de Platina
Renaissance®	Alumina		Coroas em lâmina sobre folha de Au/Pt
Vitadur Alpha®	Alumina		Só para caracterização
Cerâmicas de alumina vitro-infiltrada			
In-Ceram®	Alumina > 85%	Moldagem por Suspensão, Sinterização e Infiltração	Elaboração do corpo cerâmico
Vita Celay Alumina Blank®	Alumina Industrial	Fresagem por Reprodução (“copy-milling”)	
Vitro-cerâmicas			
IPS-Empress® - Ivoclar	Leucite 40-50%	Moldagem por Termo-Pressão e Sinterização	Caracterização superficial ou por camadas
Optec OPC® - Jeneric Pentron	Leucite 45-50%		
Dicor® - Dentsply	Fluormica 50%	Moldagem e Ceramização	Caracterização superficial
Dicor MGC® - Dentsply	Fluormica 50%	CAD-CIM	
Cerapearl® - Kyocera	Hidroxiapatite	Moldagem e Ceramização	Adesão à estrutura dentária (?)

4. Sistemas Cerâmicos

A variedade de sistemas cerâmicos disponíveis combinam técnicas laboratoriais mais ou menos elaboradas e diversos tipos de cerâmica. Cada sistema cerâmico reclama um desempenho estético e funcional, que se compara favoravelmente com outros sistemas existentes, representando um passo em frente em direcção à restauração fixa ideal. As restaurações totalmente cerâmicas são consideradas esteticamente mais naturais ⁽³⁵⁾; contudo, as restaurações metalo-cerâmicas representam ainda cerca de 80% dos tratamentos fixos hoje efectuados ⁽⁶⁾.

4.1. Sistemas Metalo-cerâmicos Convencionais

O processo de produção de restaurações metalo-cerâmicas foi inicialmente descrito por Weinstein, Katz e Weinstein, em 1962, (US Patent 3052982 Fused porcelain-to-metal teeth; Weinstein M, Katz S, Weinstein AB 1962) ⁽¹⁴⁾. A elaboração destas restaurações consiste na união de uma cerâmica feldspática, por condensação e sinterização, sobre uma estrutura metálica fundida, combinando a estética da cerâmica com as propriedades mecânicas do metal. A principal dificuldade encontrada foi conseguir uma união eficaz entre a cerâmica e o metal, principalmente devido à diferença dos coeficientes de expansão térmica dos dois componentes. A adição de pequenas quantidades de platina (Pt) e paládio (Pd) à liga metálica permitiu baixar o coeficiente de expansão térmica, tornando compatível as propriedades físicas da cerâmica com as do metal ⁽⁷⁾.

Classificação

Perante a variedade de ligas comercializadas; a ADA propôs, em 1984, uma classificação para as ligas metálicas, tendo por base o teor de metais nobres presentes na liga. Assim sendo, apresenta três categorias: Muito Nobre, Nobre e Predominantemente Metais Base (ver Tabela 6).

Tabela 6: Classificação das Ligas segundo a American Dental Association (1984) ⁽⁷⁾.

Tipo de Liga	Conteúdo Total de Metal Nobre
Metal Muito Nobre	Contém $\geq 40\%$ peso Au e $\geq 60\%$ peso de elementos metálicos nobres (Au + Ir + Os + Pt + Rh + Ru)
Metal Nobre	Contém $\geq 25\%$ peso de elementos metálicos nobres
Predominantemente Metais Base	Contém $< 25\%$ peso de elementos metálicos nobres

Esta classificação permite uma comunicação mais fácil entre médicos e laboratórios. A classificação das ligas como Preciosas, Semipreciosas e Não Preciosas carece de alguma precisão e tem vindo a ser substituída pela classificação da ADA, universalmente aceite. Também as

companhias de seguros e os sub-sistemas de saúde utilizam esta classificação como base para as suas participações. No entanto, esta classificação tão simples falha na caracterização das ligas englobadas em cada classe, agrupando ligas com composições e propriedades muito diferentes.

O conhecimento da composição das ligas é de vital importância, pois diferentes composições resultam em propriedades diferentes. Ao identificar uma liga pelos elementos que a compõem, estes devem aparecer por ordem decrescente a partir do elemento presente em maior quantidade. Na Tabela 7 é apresentada a classificação das ligas metálicas quanto à sua função e composição.

Tabela 7: Classificação das Ligas para Restaurações Metálicas, Metal-Cerâmicas e Próteses Parciais Removíveis ⁽⁷⁾.

Tipo de Liga	Total Metálica	Metal-Cerâmica	Prótese Parcial Removível
Muito Nobre	Au - Ag - Cu - Pd Ligas Metal-Cerâmicas	Au - Pt - Pd Au - Pd - Ag (5-12 wt % Ag) Au - Pd - Ag (>12 wt % Ag) Au - Pd (sem Ag)	Au - Ag - Cu - Pd
Nobre	Ag - Pd - Au - Cu Ag - Pd Ligas Metal-Cerâmicas	Pd - Au (sem Ag) Pd - Au - Ag Pd - Ag Pd - Cu Pd - Co Pd - Ga - Ag	Ag - Pd - Au - Cu Ag - Pd
Metais Base	Ti Puro Ti - Al - V Ni - Cr - Mo - Be Ni - Cr - Mo Co - Cr - Mo Co - Cr - W Bronze	Ti Puro Ti - Al - V Ni - Cr - Mo - Be Ni - Cr - Mo Co - Cr - Mo Co - Cr - W	Ti Puro Ti - Al - V Ni - Cr - Mo - Be Ni - Cr - Mo Co - Cr - Mo Co - Cr - W

São inúmeras as ligas disponíveis para restaurações metal-cerâmicas. A revisão de 1989 da Especificação n.º 5, pela American Dental Association (ADA), determinou que as ligas metálicas fossem classificadas em função das suas propriedades, independentemente da sua constituição (Tabela 8). O comportamento mecânico das ligas, nomeadamente o limite de resistência (limite de proporcionalidade) e a percentagem de alongamento da liga, determina como serão classificadas: Tipo I - liga macia para restaurações sujeitas a pouca tensão como os inlays; Tipo II - liga média para restaurações submetidas a tensões moderadas como os onlays; Tipo III - liga dura para onlays, coroas, coroas metal-cerâmicas com adequada espessura e próteses fixas de pequena extensão; Tipo IV - liga extra dura para situações de tensões muito elevadas como espigões radiculares, núcleos, coroas metal-cerâmicas finas, próteses fixas extensas e próteses parciais removíveis ⁽⁷⁾.

A composição química das ligas metálicas para restaurações metal-cerâmicas é muito diversificada, contando que cumpra com os requisitos fundamentais necessários para uma restauração estável e duradoura, ou seja: (1) ter potencial para aderir à cerâmica; (2) possuir um coeficiente de expansão térmica compatível com o das cerâmicas; e (3) a temperatura de solidificação ser suficientemente alta para permitir a aplicação de cerâmicas de baixa fusão. De

início as ligas metalo-cerâmicas continham cerca de 88% de ouro e eram usadas retenções mecânicas para garantir que a cerâmica não descolasse do metal, já que não existia uma união química evidente. A adição de elementos oxidantes (normalmente metais base como o ferro, índio e estanho, em quantidades inferiores a 1%) leva à formação de uma camada de óxidos, a qual permite estabelecer uma união química entre o metal e a cerâmica ^(1, 7, 8, 9, 37). A subida do preço do ouro durante os finais dos anos 70 e início dos anos 80 tornou estas ligas muito dispendiosas. Rapidamente foram desenvolvidas ligas alternativas de metais preciosos mais baratos e de metais base, as quais se tornaram muito populares quer pelo seu desempenho clínico, em alguns aspectos superiores às ligas de ouro, quer pelo seu baixo custo.

Tabela 8: Requisitos das Propriedades Mecânicas da Especificação N.º 5 da American Dental Association ⁽⁷⁾.

Tipo De Liga	Limite de resistência ou limite proporcionalidade (MPa) (0.1% off-set)		Alongamento Mínimo (%)	
	Temperada	Endurecida	Temperada	Endurecida
I (macia)	140 máximo	nenhum	18	nenhum
II (média)	140-200	nenhum	18	nenhum
II (dura)	200-340	nenhum	12	nenhum
IV (extra dura)	≥340	500	10	2

É de salientar que as ligas metalo-cerâmicas podem ser usadas para produzir restaurações totalmente metálicas, mas não em restaurações metalo-cerâmicas. Devido à sua composição, as ligas metálicas apresentam uma fraca capacidade para formar uma camada estável de óxidos que permita a união com a cerâmica. A temperatura de fusão destas ligas é baixa e, sendo muito próxima da temperatura de cozedura da cerâmica, há possibilidade de deformação plástica. Por outro lado, a diferença entre o coeficiente de expansão térmica da liga e o da cerâmica é demasiado elevada, gerando tensões responsáveis pela fractura da cerâmica.

Ligas Muito Nobres e Ligas Nobres

As ligas Muito Nobres são ligas de ouro, enquanto que as ligas Nobres são referidas como ligas à base de paládio. As ligas metalo-cerâmicas possuem na sua composição elementos que permitem estabelecer uma união eficaz e duradoura com a cerâmica. Estes elementos são metais como o ferro, índio, gálio, zinco e estanho, e estão presentes em quantidades vestigiais, inferiores a 1%. A oxidação destes elementos leva à formação de uma película de óxidos na superfície do metal, com a qual se unem os óxidos metálicos da cerâmica. A força de adesão entre o metal e a cerâmica supera a força coesiva da própria cerâmica.

Algumas ligas contêm na sua composição prata (Ag) com o objectivo de elevar o seu coeficiente de expansão térmica. É o caso das ligas à base de paládio, onde a troca de ouro por paládio, apesar de aumentar o ponto de fusão, baixa o coeficiente de expansão térmica. A relação paládio/prata (Pd/Ag) deve manter-se equilibrada, especialmente nas ligas Pd-Ag, de modo a obter

um coeficiente de expansão térmica e uma temperatura de fusão compatíveis. No entanto, a prata na cavidade oral não se comporta como um metal nobre, por ser bastante reactiva. Para além disso, as ligas que contêm prata apresentam uma forte tendência para produzir uma coloração esverdeada na cerâmica (“greening”). Esta coloração parece resultar da libertação de vapores de prata durante a cozedura da cerâmica onde, após difusão como prata iónica, é reduzida para formar prata metálica coloidal. Contudo, nem todas as cerâmicas sofrem descoloração pela prata, porque provavelmente não contêm os elementos necessários para reduzir a prata iónica. A utilização de cerâmicas que não descolorem (“nongreening”) deve ser uma alternativa para o uso de ligas com prata ⁽⁷⁾. Também outras ligas, como as ligas de paládio-cobre (Pd-Cu) e paládio-cobalto (Pd-Co), levantam o problema da coloração da cerâmica, mas nestes casos a coloração justifica-se pela dificuldade de “mascarar” o tom negro dos óxidos que se formam na superfície do metal. As ligas de paládio-gálio-prata (Pd-Ga-Ag) e paládio-gálio-prata-ouro (Pd-Ga-Ag-Au), recentemente introduzidas no mercado, formam um óxido ligeiramente mais claro que, necessitando de menor opaco de cerâmica, permite obter uma restauração mais estética; o conteúdo de prata destas ligas é baixo (5–8%), não sendo suficiente para causar coloração na cerâmica. O coeficiente de expansão térmica destas ligas é baixo, o que as torna compatíveis com as cerâmicas de baixa expansão da Vita®.

Algumas ligas têm um módulo de elasticidade relativamente baixo, não devendo ser utilizadas em próteses fixas muito extensas ou em cantileveres (pontes em extensão). Estas ligas sofrem deflexão quando submetidas a cargas mastigatórias, gerando forças de tensão que ultrapassam as forças de adesão metal-cerâmica ou a resistência à flexão da própria cerâmica. A deflexão de uma barra metálica é inversamente proporcional ao produto do módulo de elasticidade da liga com o cubo da espessura da barra ($1/t^3E$, onde t é a espessura da barra e E o módulo de elasticidade da liga). A resistência à flexão das restaurações metalo-cerâmicas varia na razão directa do módulo de elasticidade da subestrutura metálica. As ligas com módulo de elasticidade mais baixo, como as ligas de ouro-platina-paládio (Au-Pt-Pd) e as ligas de Pd-Cu, devem ser usadas apenas em próteses fixas de três elementos, coroas e cantileveres anteriores ^(1, 7, 38).

Como foi dito anteriormente, as ligas para restaurações metalo-cerâmicas devem ter um ponto de fusão suficientemente elevado, de modo a minimizar a deformação (escoamento) durante a cozedura da cerâmica. Na Tabela 9 é indicado, entre outras propriedades, o intervalo de fusão para algumas ligas Muito Nobres e Nobres. O limite superior corresponde ao estado líquido da liga, ao qual deve ser acrescentado 75 a 150° C para obtermos a temperatura adequada de fundição. As ligas para restaurações metálicas devem ter um ponto de fusão mais baixo para poderem fundir em equipamentos convencionais e com revestimento de gesso. A dureza superficial apresentada por estas ligas, VHN (“Vickers Hardness Number”), não deverá produzir abrasão das superfícies dentárias antagonistas, ressalvando o caso das ligas mais duras Muito Nobres e Nobres. Neste caso, deverá efectuar-se um ajuste oclusal mais preciso, pois qualquer tentativa de adaptação fisiológica será feita com prejuízo da dentição.

Tabela 9: Propriedades Físicas e Mecânicas de algumas Ligas Metálicas e Metal-Cerâmicas ⁽⁷⁾.

Tipo de Liga	Principais Elementos	Ponto de Fusão ° C	Densidade (g/cm ³)	Limite de Resistência (MPa) YieldStrength	Dureza (VHN)	Alongamento Percentual	Módulo de Elasticidade	
I	Muito Nobre	943-960	16.6	103	80	36		
II	Muito Nobre	924-960	15.9	186	101	38		
III	Nobre	843-916	12.8	241	138	30		
	Ag-Pd Nobre	1021-1099	10.6	262	143	10		
IV	Muito Nobre	921-943	15.2	275	149	35		
	Nobre	930-1021	11.3	434	180	10		
Metal-Cerâmica	Muito Nobre	1271-1304	13.5	572	220	20		
	Nobre	1232-1304	10.7	462	189	20		
	Muito Nobre	1149-1177	18.3	450	182	5		
	Nobre	1155-1302	10.6-11.5	476-685	270	10-34		
		Ni-Cr-Mo		8.1	591	293	23.9	207
		Ni-Cr-Mo-Be		8.0	782	348	11.6	190
		Ni-Cr		7.9	838	357	18.0	210
		Ni-Cr-Mo		8.0	360	211	27.9	193
		Ni-Cr-Be		8.7	260	175	27.3	154
		Ni-Cr-Mo-Cu		8.3	543	316	2.3	208

Ligas Predominantemente Metais Base

Nos últimos anos, as ligas Predominantemente Metais Base têm registado um aumento apreciável na sua utilização para restaurações metalo-cerâmicas fixas, apesar de toda a controvérsia em que estão envolvidas (nomeadamente quanto à sua degradação na cavidade oral e à toxicidade potencial de alguns dos seus elementos). No entanto, quando confrontadas com as ligas Muito Nobres e Nobres, estas ligas apresentam uma performance clínica aceitável e equiparada, para além do seu ser custo inferior.

Essencialmente, são ligas à base de níquel-crómio (Ni-Cr) ou cobalto-crómio (Co-Cr); a maioria contém 61 a 81 % de níquel, 11 a 27% de crómio, e 2 a 5% de molibdénio. O crómio exerce um papel de passivação da liga e aumenta a resistência à corrosão. Algumas ligas contêm berílio na sua composição, apesar do potencial tóxico deste elemento, com o objectivo de melhorar as características de fundição. Recentemente, foram introduzidas no mercado ligas de titânio comercialmente puro e ligas de titânio-alumínio-vanádio (Ti-Al-V) com melhor biocompatibilidade.

As ligas de metais base apresentam um ponto de fusão (1300° a 1400° C) mais elevado do que outras ligas para restaurações metalo-cerâmicas; necessitam, por isso, de fontes de calor mais potentes e de materiais de revestimento mais resistentes, como os revestimentos fosfatados. As elevadas temperaturas de fusão destas ligas levantam o problema da contracção de fundição. É, por

isso, necessário uma compensação para obter um ajuste preciso das restaurações, a qual é proporcionada pelos revestimentos específicos^(7, 8). O coeficiente de expansão térmica das ligas de metais base é semelhante ao das ligas nobres, evitando problemas de compatibilidade com as cerâmicas. No entanto, quando por vezes a diferença dos coeficiente de expansão térmica é um pouco maior, as tensões geradas são elevadas e podem ocasionar o descolamento da cerâmica. Neste aspecto, também a formação da película de óxidos pode comprometer a integridade da restauração. Para determinadas ligas pode ocorrer, durante a pré-oxidação e cozedura da cerâmica, a formação de uma camada de óxidos não aderentes à estrutura metálica. Não é a baixa molhabilidade ou a espessura da camada de óxidos que enfraquece a união da cerâmica com estas ligas, mas sim a baixa força de adesão dos óxidos ao metal, podendo resultar no descolamento da cerâmica mesmo sob tensões baixas. Outro problema que se põe durante a cozedura da cerâmica, especialmente em prótese fixas extensas, é a deformação induzida por tensões geradas pela variação da temperatura e pela contracção de fundição. Neste aspecto, contrariamente ao que acontece com algumas ligas muito nobres, estas ligas são bastante resistentes à deformação pirolástica, o que as torna particularmente indicadas para próteses fixas extensas.

Um dos maiores inconvenientes das ligas de metais base é o seu potencial alérgico e toxicidade. O níquel é um alergeno, ao qual uma parte significativa da população responde positivamente. Num estudo efectuado por onze dermatologistas de seis países europeus, que englobou cerca de 4000 pacientes com dermatite de contacto, 7% da amostra que apresentava uma dermatite ocupacional respondeu positivamente ao sulfato de níquel. Na população que apresentava dermatite não ocupacional, também 7% mostrava reacção positiva ao sulfato de níquel, concluindo-se que não existia qualquer diferença entre as duas populações. Um outro estudo demonstrou a existência duma correlação entre a ocorrência de resposta positiva aos testes de contacto do níquel e a presença de reacção alérgica da mucosa oral exposta ao níquel. Porém, a falta de observação de lesões intra-orais induzidas por alergenos na clínica privada tem feito com que se subestime o potencial alérgico destes materiais. Há necessidade de efectuar testes em animais para melhor caracterizar a toxicidade dos componentes com níquel.

Por seu lado, o berílio apresenta uma toxicidade respiratória acentuada e representa uma ameaça principalmente para os técnicos de laboratório. O berílio tem uma elevada pressão de vapor, principalmente quando manipulado durante a fundição, atingindo concentrações elevadas em locais com uma inadequada ventilação ou filtração. A exposição aguda ou crónica ao berílio pode provocar desde uma dermatite de contacto até uma pneumonia química. De modo a minimizar os riscos de exposição aos pós metálicos, um sistema de aspiração potente deve ser utilizado quando se procede ao desgaste de estruturas metálicas na cavidade oral. Ainda assim, sempre que existam antecedentes alérgicos, mesmo que mínimos, deve-se, preventivamente, excluir a possibilidade de utilização de uma liga Ni-Cr. As determinações recentes de um grupo de trabalho, dedicado a estabelecer a biocompatibilidade dos metais usados na cavidade oral e patrocinado pelo

National Institute of Dental Research, dirigem-se no sentido de identificar todos os elementos potencialmente nocivos (como o níquel, o cromo e o cobalto) presentes nas ligas usadas na produção de próteses orais. Para além disso, os médicos devem registar na ficha do paciente a composição da liga, ou o nome comercial, e ter na história clínica o resultado dos testes de sensibilidade aos metais. Todas as reacções adversas devem ser comunicadas à ADA (American Dental Association), quer se trate de metais ou outros biomateriais ⁽⁷⁾. A ideia da tolerância biológica e inocuidade destes elementos está de certo modo enraizada; por isso, estas medidas visam despertar a classe médica para um problema que pode estar a ser menosprezado.

Outro problema que pode surgir com a utilização destas ligas é o do aumento da dureza superficial. Na Tabela 9 estão indicados os valores para a dureza superficial de algumas ligas de metais base. Se bem que alguns destes valores sejam semelhantes aos de algumas ligas nobres, a maior parte das ligas de metais base são mais duras. Qualquer ajuste oclusal que seja necessário efectuar, seja clínico ou laboratorial, será sempre um procedimento mais difícil e demorado; por outro lado, é pouco provável que estas ligas sofram desgaste, sendo por isso necessário maior atenção ao equilíbrio oclusal, de modo a evitar a abrasão da dentição natural.

O módulo de elasticidade das ligas de metais base (ver Tabela 9) é duas vezes superior ao das ligas nobres (módulo de elasticidade de uma liga de ouro 88 MPa ⁽⁷⁾), o que torna estas ligas muito rígidas. A rigidez da estrutura metálica é particularmente importante em próteses muito extensas, onde a flexão é a principal causa de fracasso. Por isso, estas ligas estão indicadas em situações de próteses muito extensas onde, para a mesma espessura da estrutura metálica e sob a aplicação da mesma força oclusal, uma prótese de metais base apresentaria uma flexão de apenas metade em relação a uma prótese de uma liga nobre. Do mesmo modo, e porque a deflexão varia na razão inversa do módulo de elasticidade, segundo a fórmula t^3E já anteriormente descrita, a espessura da estrutura metálica pode ser diminuída sem pôr em risco a resistência da restauração ^(1, 7, 38).

A ductilidade (alongamento percentual) traduz-se clinicamente na facilidade com que uma liga pode ser brunida. Apesar de numa primeira observação da Tabela 9 se poder concluir que as ligas de metais base são facilmente brunidas, é necessário considerar outras propriedades (limite de resistência e módulo de elasticidade) antes que tal afirmação possa ser aceite, porque estas ligas ao serem mais rígidas oferecem maior resistência à deformação.

A compatibilidade entre a cerâmica e o metal é a base para a selecção do tipo de liga para restaurações metalo-cerâmicas. Desde logo dois requisitos se impõem: o metal não interagir com a cerâmica de modo a provocar colorações visíveis e a formação de uma união estável de modo a resistir às forças presentes na cavidade oral.

A elaboração da estrutura metálica para restaurações metalo-cerâmicas faz uso do método da cera perdida. Sobre um modelo de trabalho são definidos os contornos da estrutura metálica,

construindo-se um padrão de cera. Este padrão de cera é depois incluído num material de revestimento para permitir a fundição do metal (fig. 6 e 7).

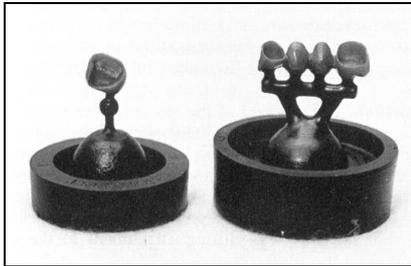


Figura 6: Padrões de cera ⁽⁷⁾.

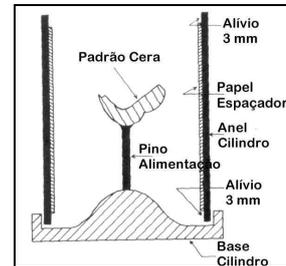


Figura 7: Cilindro de Fundição ⁽⁹⁾.

Devido à alta temperatura de fusão das ligas metalo-cerâmicas, o material de revestimento não poderá ser gesso, mas sim um revestimento fosfatado. Este tipo de revestimento também deverá compensar a contracção de fundição da liga. Após a inclusão do padrão de cera no cilindro de fundição, procede-se à eliminação da cera por aquecimento e evaporação. O espaço deixado livre pela cera será então preenchido pela liga metálica, a qual é injectada líquida por centrifugação. Após arrefecimento e solidificação da liga, procede-se à remoção do revestimento e ao acabamento cuidadoso da estrutura metálica para deixar uma superfície metálica limpa. Esta é essencial para a formação de uma película de óxidos que permita uma forte adesão à cerâmica. A preparação da superfície do metal passa por algumas etapas, com o objectivo de criar uma superfície sem contaminação e que forme uma película de óxidos com a composição adequada. Depois da eliminação mais grosseira do revestimento, o metal deve ser desgastado com brocas de tungsténio para garantir a ausência de qualquer resíduo de revestimento aderido à superfície do metal. Este procedimento elimina também as rugosidades resultantes da fundição (especialmente se o revestimento tiver tendência a fracturar), pequenas porosidades e óxidos não desejados. Após obter uma superfície limpa, o metal é então aquecido sob vácuo parcial até uma temperatura próxima da temperatura de cozedura da cerâmica. Este tratamento térmico permite aos elementos oxidantes migrar para a superfície do metal e, assim, formar óxidos em quantidade e qualidade desejada. Durante este ciclo térmico, efectuado sob baixas pressões, os gases aprisionados no interior da liga podem ser eliminados, impedindo que durante a cozedura da cerâmica se formem bolhas na interface metal/cerâmica.

Para as ligas muito nobres e nobres deve proceder-se à eliminação selectiva dos óxidos formados. O tratamento com ácido fluorídrico a 50% ou ácido clorídrico a 30% remove alguns óxidos que se formam na superfície destas ligas, deixando essencialmente óxidos de estanho. Um tratamento térmico subsequente permite obter uma película de óxidos com espessura e qualidade adequadas. Nesta altura a superfície das ligas muito nobres e nobres deve parecer branco acinzentado, o que corresponde à presença de essencialmente óxidos de estanho ⁽¹⁾.

A aplicação da cerâmica pode então ser iniciada. A cerâmica é fornecida sob a forma de pó muito fino, o qual é misturado com água, ou outro veículo, para formar uma pasta de cerâmica, que vai sendo aplicada sobre o metal até à forma desejada. A pasta de cerâmica é aplicada usando uma de várias técnicas possíveis: com um pincel e vibração para eliminar os excessos de água; com uma espátula para pressionar a pasta de cerâmica e permitir que a água reflua até à superfície; e com um pincel para aplicar pó de cerâmica do lado oposto ao da pasta, o qual por capilaridade vai absorvendo a água em excesso. O objectivo de qualquer uma das técnicas é condensar o mais possível a pasta de cerâmica, para que não fiquem aprisionadas bolhas de ar, e diminuir a contracção da cerâmica após a cozedura. Para isso, também contribui a granulometria do pó de cerâmica, que apresentando grãos de tamanhos diferentes permite que as partículas se compactem mais do que se fossem todas de igual dimensão.

Durante a fase da cozedura continua a condensação das partículas de cerâmica. De início a estrutura metálica com a pasta de cerâmica é colocada na boca do forno, sofrendo um aquecimento gradual. Deste modo, o resto de água evapora-se numa forma progressiva sem ocorrer a formação de bolhas de vapor, que poderiam fracturar a cerâmica. A perda de água produz uma pequena contracção da cerâmica resultante da aglomeração das partículas. Com o início do ciclo de cozedura e o aumento da temperatura, as partículas de cerâmica começam a fundir unindo-se nos pontos de contacto. Não se registam quaisquer reacções químicas, sendo somente o resultado da alteração do estado físico. É durante a preparação do pó de cerâmica que ocorrem, e praticamente se completam, as reacções entre os diversos componentes de uma cerâmica feldspática. No entanto, após cozeduras prolongadas ou repetidas, o teor de leucite da cerâmica pode alterar-se em virtude da transformação de K_2O em leucite ^(2, 6, 7, 8). A leucite é um cristal com um coeficiente de expansão térmica elevado e com uma curvatura de dilatação não linear ⁽¹¹⁾, sendo a sua função principal equilibrar os coeficientes de expansão térmica da cerâmica e da liga. Com a alteração do conteúdo de leucite as propriedades físicas da cerâmica alteram-se, podendo surgir incompatibilidade térmica com a liga. Uma diferença acentuada entre os coeficientes de expansão térmica da cerâmica e da liga origina tensões elevadas no interior da cerâmica, que podem atingir proporções suficientes para provocar a fractura da cerâmica.

As partículas de feldspato que começaram a sua fusão aproximam-se umas das outras e, devido à diminuição da viscosidade, preenchem parcialmente as porosidades da cerâmica. Resulta daí uma pequena contracção e a cerâmica apresenta ainda bastante porosidade – é o estado de baixo bisquit.

À temperatura de cozedura, cerca de 900° a 1080° C para as cerâmicas feldspáticas e 650° a 850° C para as cerâmicas de baixa fusão ⁽⁶⁾, a fase vítrea apresenta-se bastante fluida ocupando na quase totalidade os poros remanescentes. No entanto, porque o vidro apresenta alguma viscosidade, algum ar pode ficar aprisionado à medida que o vidro vai fluindo. De modo a diminuir a porosidade final da restauração, e porque os poros actuam como zona de concentração de tensões diminuindo a

resistência da restauração^(39, 40), é indicado proceder à cozedura da cerâmica sob vácuo. À medida que a pressão diminui para valores de 1/10 da pressão atmosférica o ar das bolhas aprisionadas é também reduzido a esta pressão. Com o aumento da temperatura as partículas sofrem mais sinterização, encerrando os espaços. Quando o vácuo é libertado a pressão aumenta um factor de 10 e os espaços são comprimidos até um tamanho dez vezes inferior. Se bem que nem todo o ar é eliminado, a porosidade final é muito menor^(1, 7, 9). Como ocorre uma grande densificação da cerâmica, esta fase da cozedura é acompanhada de uma grande contracção – é a fase de médio bisquit.

Os pós de cerâmica utilizados para conformar a restauração metalo-cerâmica apresentam vários tons e opacidades. Neste momento, a restauração tem a forma final e a cor estará já muito perto da desejada. Pequenas caracterizações podem ser adicionadas usando pigmentos superficiais, os quais são vidros corados com diversos óxidos e com temperatura de fusão mais baixa. No entanto, para obter um efeito mais vital, estes óxidos podem ser incorporados mais em profundidade dentro da cerâmica de dentina, de forma a simular pequenas fissuras e áreas de descalcificação. Esta caracterização interna, para além de permitir uma caracterização mais “natural”, é mais durável e resistente à corrosão química. A adição de modificadores vitrosos para baixar a temperatura de fusão dos pigmentos de superfície diminui também a sua resistência à degradação química; em espessuras iguais ou superiores a 50 µm estes pigmentos têm adequada durabilidade⁽⁷⁾. A vitrificação final a que a restauração é submetida visa eliminar qualquer porosidade superficial e obter uma superfície brilhante e polida. Dois métodos podem ser usados: a adição superficial de um vidro de fusão mais baixa, ou um tratamento térmico que produza a fusão superficial da cerâmica, formando uma camada vitrificada^(1, 7, 41). Este tratamento final – vitrificação ou do inglês “glaze” – aumenta a resistência da restauração, quer pela diminuição da porosidade, quer pelo estabelecimento de uma camada superficial compressiva. Por outro lado, ao tornar a superfície mais lisa e polida, diminui a acumulação de placa bacteriana e pigmentos exógenos. Qualquer ajuste que seja feito após a vitrificação deixa a superfície rugosa e expõe as fendas microscópicas do interior da cerâmica, o que torna a restauração mais susceptível à fractura^(17, 42). Os métodos disponíveis para polimento da cerâmica não são suficientes para remover as rugosidades, permanecendo a superfície porosa e frágil⁽⁴³⁾. Com todas as fases laboratoriais concluídas, a restauração apresenta um contorno bem definido, cor e caracterização ajustadas, e uma superfície polida e sem poros – é a fase de alto bisquit – podendo ser usada clinicamente (fig. 8).

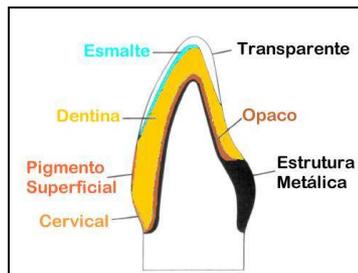


Figura 8: Cerâmicas usadas na construção de uma coroa metalo-cerâmica ⁽⁷⁾.

O requisito primordial para o sucesso de uma restauração metalo-cerâmica é o estabelecimento de uma boa adesão entre metal e cerâmica. A união metal-cerâmica é uma união mecânica, química e onde participam também factores físicos. Sem dúvida, a maior parte das ligas possibilita a formação de uma película de óxidos capaz de estabelecer uma forte adesão com a cerâmica, daí que normalmente o principal mecanismo de união é químico. Durante a cozedura a cerâmica é elevada a temperaturas acima do ponto de transição vítrea, entrando em íntimo contacto com o metal. Os óxidos da superfície do metal migram para o interior da cerâmica unindo-se com os óxidos da cerâmica através de ligações iónicas e covalentes. No entanto, para que este contacto tão próximo se estabeleça é necessário que a superfície metálica esteja limpa e que a cerâmica apresente uma baixa tensão superficial, de maneira a formar um ângulo de contacto pequeno, isto é, o contacto está dependente da molhabilidade da cerâmica ^(1, 8). A retenção mecânica é particularmente importante para as ligas que formam uma camada de óxidos não aderentes ou, que oxidando-se, formam óxidos internamente, como é o caso das ligas Pd-Ag. A retenção mecânica resulta da penetração da cerâmica, enquanto fundida, nas irregularidades da superfície do metal. Estas micro-retenções são obtidas por jacto de óxido da alumina ou por desgaste da superfície do metal com brocas de tungsténio ^(1, 7, 9). Contudo, durante o arrefecimento podem gerar-se tensões que comprometam a união estabelecida. Estas tensões resultam da diferença dos coeficientes de expansão térmica da liga e da cerâmica. O coeficiente de expansão térmica das ligas para restaurações metalo-cerâmicas varia de $13.5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ para uma liga muito nobre, a $14.8 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ para uma liga nobre ⁽⁷⁾; para a cerâmica o coeficiente é aproximadamente $12 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ⁽⁹⁾. Isto significa que quando se aumenta (ou diminui) a temperatura o metal dilata (ou contrai) mais do que a cerâmica. Com pequenas diferenças dos coeficientes de expansão térmica, o metal ao contrair deixa a cerâmica sob compressão residual, proporcionando resistência adicional à restauração. A compatibilidade dos coeficientes de expansão térmica deve ser determinada pelos fabricantes, de tal modo que, idealmente, o coeficiente de expansão térmica do metal deve ser ligeiramente superior ao da cerâmica. O desfasamento dos coeficientes de expansão térmica é um dos métodos mais utilizados para reforçar as cerâmicas. Se uma determinada cerâmica tiver uma resistência à tensão de 60 MPa, mas existir compressão residual superficial de -40 MPa, isto significa que a tensão necessária para provocar a fractura será de 100 MPa, uma vez que a tensão tem de contrariar, primeiro, as forças de compressão e depois a resistência à tensão propriamente

dita ^(7, 44, 45). Contudo, se a diferença dos coeficientes de expansão térmica for muito acentuada, para além da compressão residual, formam-se também tensões circunferenciais ⁽¹⁾ responsáveis pelo aparecimento de fendas no interior da cerâmica. Uma diferença dos coeficientes de expansão térmica de $3 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ produz uma tensão de cisalhamento, que se faz sentir sobre a união metal/cerâmica, de 280 MPa ⁽⁸⁾. Apesar de diversos métodos terem sido utilizados para quantificar a adesão da cerâmica ao metal, nenhum deles dá uma indicação real do valor da adesão, existindo muitos factores que falseiam estes resultados. Ainda assim, uma tensão de cisalhamento de 280 MPa parece bem superior à força de adesão metal/cerâmica, sendo suficiente para quebrar a união estabelecida. Então, a melhor compatibilidade térmica entre o metal e a cerâmica acontece quando existe diferença entre os coeficientes de expansão térmica e ela seja ligeira e a favor do metal.

As restaurações metalo-cerâmicas têm sido usadas desde os anos 60 ⁽¹⁴⁾, apresentando um êxito clínico apreciável. Da combinação de uma estrutura metálica com uma cerâmica resulta uma restauração esteticamente muito atractiva e muito resistente, por isso considerada como o standard das restaurações fixas. A taxa de sobrevivência destas restaurações é superior a 95% para períodos de 7.5 anos ou mais ⁽¹³⁾; considerando as fracturas ocorridas, quer para coroas quer para próteses, foram registadas apenas 2.3% de fracturas durante 7.5 anos ⁽⁷⁾ ou 1-3% aos 5 anos ⁽⁴⁴⁾. Devido ao elevado módulo de elasticidade do metal ⁽³⁸⁾, este proporciona um suporte adequado à cerâmica, que, recorde-se, apresenta baixa resistência à deformação, fracturando com uma deformação de apenas 0.1% ⁽⁴⁴⁾. No entanto, porque é necessário ocultar o metal com uma camada de cerâmica opaca e porque o metal impede a difusão da luminosidade, as restaurações metalo-cerâmicas não obtêm a estética conseguida pelas restaurações cerâmicas, apresentando, por vezes, um aspecto acinzentado. As restaurações cerâmicas são unanimemente consideradas as mais estéticas ⁽³⁵⁾. Um dos pontos mais sensível é a região cervical onde, devido à reduzida espessura da cerâmica e à presença superficial do metal, a restauração se torna mais cinzenta e a estética é mais comprometida. Isso torna-se particularmente importante em zonas estéticas anteriores e em pacientes com uma linha de sorriso alta. Este facto está relacionado com o tipo de linha de acabamento cervical (LAC) definido para estas restaurações. Durante muitos anos o tipo preconizado variava de escola para escola e incluía o ombro com bisel, ombro a 90° e a 135° , chanfro e chanfro com bisel. Geralmente o resultado era a exposição de um colar metálico vestibular, o qual era “escondido” dentro do sulco gengival; no entanto, em sulcos gengivais pouco profundos e em presença de uma gengiva livre pouco queratinizada, este colar metálico aparecia visível, e tornava inaceitáveis estas restaurações. Para além disso, quando ocorresse retracção gengival o colar metálico ficaria exposto ^(19, 46). Presentemente a tendência é reduzir a espessura do metal em toda a coroa, mas em especial a nível cervical: a LAC definida para estes casos é um ombro a 90° de ângulo interno arredondado, para dissipar tensões, usado em conjunto com cerâmica de ombro ^(19, 46, 47). Embora a técnica laboratorial seja mais delicada e dispendiosa os resultados são promissores, pois ao permitir maior volume de cerâmica nesta região consegue-se

uma melhor caracterização. Por outro lado, a ausência de metal permite a difusão da luminosidade mais em profundidade criando um efeito mais natural (fig. 9 e 10).

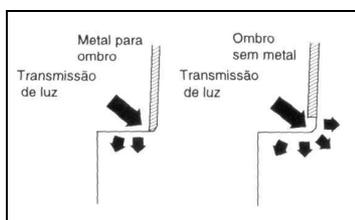


Figura 9: Comparação da transmissão da luz em margens de cerâmica de ombro com e sem metal ⁽⁴⁶⁾.

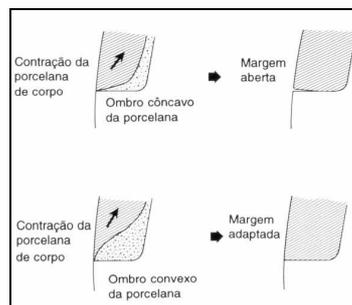


Figura 10: Influência da aplicação da cerâmica na adaptação marginal final ⁽⁴⁶⁾.

Existe na literatura uma grande diversidade de valores para a adaptação marginal das restaurações metalo-cerâmicas. O valor tido como aceitável clinicamente está compreendido entre 50 e 75 μm ^(6, 48); a maioria dos valores referidos para a adaptação das restaurações metalo-cerâmicas encontra-se dentro deste limite, variando desde os 37 μm até aos 50 μm ^(19, 48, 49). Mesmo considerando que, devido à pressão hidrostática dos materiais de cimentação, a amplitude da fenda aumente aproximadamente 10 μm , a adaptação marginal das restaurações metalo-cerâmicas não compromete a sua viabilidade ^(19, 48, 50).

Uma vantagem não igualada por nenhum outro sistema cerâmico é a sua versatilidade, que permite elaborar desde coroas unitárias a próteses mais ou menos longas. As propriedades da estrutura metálica, nomeadamente o seu elevado módulo de elasticidade, conferem suporte suficiente à cerâmica para resistir a forças elevadas, quer sejam de tensão ou de compressão. Os estudos *in vitro* para medir a resistência de restaurações metalo-cerâmicas têm um valor relativo pois, devido a inúmeros factores, só são comparáveis os valores de um mesmo estudo. Os testes de resistência à flexão, de 3 ou 4 pontos, são um dos testes mais frequentemente utilizados; contudo, devido à falta de correlação com as exigências mecânicas da cavidade oral, estes testes servem apenas para determinar valores comparativos da resistência inicial do sistema cerâmico. Por outro lado, os testes de resistência à compressão, aproximando-se das condições da cavidade oral, permitem estabelecer valores que se comparem com as forças mastigatórias máximas ^(2, 44, 51). A discrepância de valores encontrados na literatura é o reflexo das diferenças entre os vários estudos. Apesar disso, sem querer comparar os valores obtidos em termos absolutos, as restaurações metalo-cerâmicas são, normalmente, as mais resistentes. Os valores obtidos em vários estudos para a resistência à compressão, 1494.1 N (Pröbster ⁵²), 720.5 psi (Miller ⁵³), 17.048 Kg (Castellani ⁵⁴), 1895 N (Brukl ⁵⁵), 323.54 Kg (Josephson ⁵⁶) colocam estas restaurações como o sistema cerâmico mais resistente. Se considerarmos que os valores habitualmente referidos para a máxima força mastigatória variam de 245 a 540 N ⁽⁵²⁾, ou de 400 a 800 N da zona dos pré-molares para os

molares ⁽⁷⁾, ou ainda de 400 a 600 N da zona anterior para a zona posterior ⁽⁵¹⁾, não será de esperar que ocorra fractura, salvo se houver alguma concentração de tensões ou uma força mastigatória extrema.

As principais desvantagens das restaurações metalo-cerâmicas advêm da presença do metal. Enquanto que a cerâmica não sofre corrosão e apresenta uma excelente biocompatibilidade na cavidade oral, a existência de elementos com potencial oxidante, e que, portanto, podem sofrer corrosão no meio aquoso bucal, tem levantado dúvidas quanto à segurança da sua utilização. Após a questão da toxicidade do amálgama, instalou-se uma certa fobia em relação às restaurações contendo metal e muitos são os pacientes que recusam tratamentos metálicos, apesar de não provada a toxicidade ^(31, 41). O níquel presente na composição de algumas ligas, como foi dito anteriormente, pode desencadear problemas alérgicos; o berílio, porque atinge elevadas concentrações no ar principalmente durante a manipulação da liga, pode provocar problemas pulmonares ⁽⁷⁾.

A presença de uma estrutura metálica subjacente à cerâmica impede a absorção, reflexão e transmissão da luz do mesmo modo que um dente o faz. Assim, estas restaurações essencialmente reflectem a luz adquirindo um aspecto menos vital ^(31, 35). Para além disso, o metal provoca interferências durante a realização de exames imagiológicos craneo-encefálicos ⁽²⁵⁾.

Apesar das desvantagens que as restaurações metalo-cerâmicas apresentam, continuam a ser o tipo de restauração fixa mais utilizada, representando ainda hoje mais de 70% dos tratamentos fixos realizados ^(3, 6, 7) e continuará a ser utilizada na próxima década, enfrentando a concorrência dos novos sistemas completamente cerâmicos.

4.2. Sistemas Metalo-cerâmicos sem fundição

4.2.1. Sistema Captek®

Os sistemas metalo-cerâmicos convencionais recorrem ao método da cera perdida para conformar e fundir a estrutura metálica. O sistema Captek® (Precious Chemicals, Captek Division) utiliza uma subestrutura metálica produzida directamente sobre o modelo de trabalho, sem no entanto recorrer a métodos de fundição ⁽⁷⁾. A partir de um modelo de trabalho refractário e usando uma cera impregnada com metais nobres, é moldada a estrutura metálica segundo as técnicas convencionais de enceramento. Neste momento temos um padrão de cera com uma “suspensão” de partículas metálicas no seu interior. Através de uma cozedura à temperatura de 1075° C durante 11 minutos, a cera é eliminada e as partículas metálicas são sinterizadas, deixando uma camada porosa e rígida ⁽²⁴⁾. A estrutura resultante é composta por ouro, platina e paládio, e apresenta uma rede de poros tridimensional semelhante a uma esponja. Uma cera contendo partículas de ouro é então

aplicada e conformada sobre a essa estrutura; ao ser fundido, e por capilaridade, o ouro vai penetrar na rede tridimensional de poros, formando uma rede metálica tridimensional ⁽⁶⁾. A estrutura metálica resultante apresenta uma densidade semelhante à das ligas metálicas convencionais, sendo composta por 4% de platina, 4% de paládio, e 88% de ouro. É uma estrutura metálica composta, que se comportando como um material de fases interpenetrantes, isto é, as suas propriedades são superiores às dos materiais que o compõem.

Apesar de não existir a formação de uma película de óxidos, a adesão à cerâmica é referida como sendo pelo menos igual à adesão dos sistemas metalo-cerâmicos convencionais ^(6, 24). A cerâmica usada para caracterização estética é uma cerâmica feldspática de baixa fusão; devido ao tom dourado da estrutura é necessária uma camada mais fina de cerâmica de opaco para ocultar o metal, para além de que essa coloração dourada permite obter um efeito estético mais natural. Este sistema pode ser usado para a construção de coroas, de próteses fixas anteriores e posteriores, de um ou vários elementos ^(6, 7, 24). A resistência à fractura (compressiva) e a adaptação marginal são comparáveis aos sistemas metalo-cerâmicos convencionais; contudo existe ainda pouca informação que o comprove.

4.2.2. Sistema Sunrise®

O sistema Sunrise® (Tanaka Dental, Skokie, Illinois) utiliza folhas de ouro para proporcionar suporte à cerâmica, isto é, é um sistema de coroas em lâmina. Uma folha de ouro pré-fabricada e pré-formada (fig. 11), lembrando a forma de um chapéu de chuva ou de um filtro de café, com a espessura de 0.05 mm e contendo 98% de ouro, é adaptada, estampada e polida sobre o modelo de trabalho ^(7, 15, 44). Antes da aplicação da cerâmica é necessário aplicar um agente de união, o qual se une com a folha de ouro por sinterização ^(7, 46). Devido ao coeficiente de expansão térmica da liga da folha de ouro, a cerâmica utilizada é uma cerâmica feldspática de baixa fusão ⁽⁴⁶⁾. A pequena espessura da folha de ouro permite ganhar espaço para aplicação da cerâmica de caracterização, resultando restaurações com uma espessura inferior à das restaurações metalo-cerâmicas, mas ainda assim, e devido à coloração amarelada do fundo metálico, de bom resultado estético.

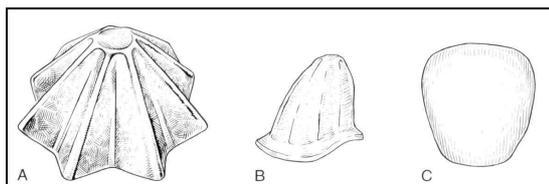


Figura 11: Folha de ouro ou platina pré-formada para os sistemas Sunrise® e Renaissance® (A); estrutura metálica adaptada à preparação (B); construção da restauração com cerâmica feldspática (C) ⁽⁷⁾.

Estas restaurações podem ser usadas em preparações mais conservadoras ou em situações em que exista pouco espaço inter-oclusal. Apesar da sua pouca espessura, a resistência à fractura parece ser surpreendentemente alta, atingindo 30% a 80% da resistência das restaurações metalocerâmicas. A folha de ouro ao permanecer no interior da restauração, além de fornecer algum suporte à cerâmica e de diminuir a porosidade interna, permite resistir melhor às cargas mastigatórias; por outro lado, a acumulação de forças compressivas residuais na superfície da cerâmica, devido à diferença dos coeficientes de expansão térmica, age também como mecanismo de reforço ^(44, 46).

De início este sistema permitia apenas realizar coroas e seria recomendado, essencialmente, para as zonas anteriores onde as forças mastigatórias fossem mais baixas. No entanto, o sistema foi desenvolvido e segundo um método descrito por Tanaka ⁽⁵⁷⁾ podem ser elaboradas próteses fixas anteriores e posteriores. A técnica consiste em fundir, pelo método da cera perdida, a estrutura metálica dos pânticos, a qual é depois colada ou soldada aos retentores em lâmina de ouro. A aplicação da cerâmica feldspática, usando uma boa técnica de compactação para diminuir a contracção, contribui para estabilizar a estrutura. As próteses construídas deste modo parecem apresentar resistência adequada para serem usadas em áreas desdentadas extensas sem que fracturem: a sua utilização durante 8 anos não levantou qualquer problema, sendo presentemente usada sem restrições ⁽⁵⁷⁾.

A adaptação marginal das restaurações Sunrise® é aceitável clinicamente, melhorando quando o troquel de trabalho é aliviado com espaçador, compensando a contracção e distorção introduzidas pela cozedura da cerâmica ^(46, 57).

4.2.3. Sistema Renaissance®

O sistema Renaissance® ou Ceplatec® (Williams Gold Refining Co., Buffalo, NY), desenvolvido por Shoher e Whiteman em 1978 e apresentado por Schoessow em 1983 ⁽⁴⁷⁾, é outro sistema de coroas em lâmina, que usa uma folha de ouro ou de platina para elaborar a estrutura de suporte da cerâmica (fig. 11). As folhas são pré-formadas em diferentes tamanhos de modo a facilitar a sua adaptação às preparações e são constituídas por quatro camadas: a camada mais externa tem 15 μm de espessura e é composta por 100% de Au; a camada seguinte de 6 μm é composta por 85% Au, 5% Pt e 7% Pd; a terceira camada é a mais espessa com 25 μm e é constituída por 100% de Pd; a quarta camada é a mais interna, tem 7 μm e é igual à segunda, com 85% Au, 5% Pt e 7% Pd. A camada de ouro mais externa funciona essencialmente como solda, enquanto que as restantes proporcionam estabilidade durante a cozedura da cerâmica ^(58, 59). Apesar da espessura da folha ser 53 μm , podem usar-se folhas mais espessas variando de 0.09 mm a 0.14 mm ^(15, 46, 55). A folha é adaptada, estampada sobre o modelo de trabalho e aquecida no bico de Bunsen para unir os seus

diferentes componentes; devido à necessidade de proceder a várias adaptações é conveniente que o modelo de trabalho seja endurecido ou, preferencialmente, usar modelos de resina epóxida ^(15, 19). Um agente de união à base de ouro deve ser cozido sobre a folha à temperatura de 985° C, durante 2 minutos, antes da aplicação da cerâmica feldspática aluminosa; esta é reservada à utilização com folhas de platina com um coeficiente de expansão térmica mais elevado ^(46, 55).

Tal como no caso das coroas Sunrise®, parece que a íntima união estabelecida entre a folha de ouro e a cerâmica e a presença da folha no interior da coroa são os factores que contribuem para o reforço da restauração. Os mecanismos de reforço são semelhantes, nomeadamente a pequena diferença dos coeficientes de expansão térmica e a diminuição dos pontos de iniciação de fractura, isto é, os poros e fendas da face interna da cerâmica ⁽⁵⁹⁾. A resistência das restaurações elaboradas segundo este sistema é semelhante à das coroas Sunrise®, atingindo de 30% a 80% da resistência das restaurações metalo-cerâmicas ^(44, 46). Já foi aqui referido que os resultados de diferentes estudos não se podem comparar em termos absolutos: a resistência à fractura compressiva das restaurações Renaissance® atinge valores como 214.68 Kg ⁽⁵⁶⁾, 1060 N ⁽⁵⁵⁾, ou 40% da resistência das restaurações metalo-cerâmicas ⁽⁵⁹⁾. Não deixa, contudo, de ser curioso constatar que a resistência relativa destas restaurações ocupa posições diferentes em relação a outros sistemas cerâmicos, quando se consideram vários estudos. Assim, no estudo de Brukl ⁽⁵⁵⁾ a resistência das restaurações Renaissance® é significativamente inferior à resistência das restaurações Cerestore®; a situação oposta verifica-se no estudo de Josephson ⁽⁵⁶⁾. Isto realça o problema que existe em reproduzir os estudos e na dificuldade de comparar os seus resultados.

Porém, as restaurações Renaissance® são consideradas suficientemente resistentes para suportar as forças oclusais, quer dos segmentos anteriores, quer dos segmentos posteriores onde se sentem forças mais elevadas, havendo uma margem de segurança em relação às forças oclusais tidas como normais ^(55, 56, 59). A resistência destas restaurações poderia ser aumentada se optássemos por uma cerâmica feldspática aluminosa em detrimento de uma cerâmica feldspática, uma vez que aquela apresenta uma resistência superior a esta última e, por isso, a resistência não dependeria tanto do suporte proporcionado pela folha de ouro; no entanto, esta opção implica a utilização de uma folha de platina pelos motivos atrás referidos ⁽⁵⁵⁾. Para além da utilização do sistema Renaissance® em restaurações unitárias, também é possível elaborar próteses de três elementos, com a utilização de um pântico pré-formado que se solda aos retentores em lâmina ⁽¹⁹⁾.

A adaptação marginal deste tipo de restaurações depende essencialmente da precisão da adaptação da folha de ouro à preparação e do controlo da contracção da cerâmica durante a sinterização, sendo por isso sensível à técnica utilizada. A adaptação da folha de ouro pode ser repetida várias vezes, desde que não ocorra deterioração do modelo. Relativamente à contracção da cerâmica, a técnica sugerida passa pela utilização de cerâmica de ombro e pela execução de uma incisão de descarga de tensões no opaco, de forma a que ocorra uma contracção menos acentuada.

Os valores referidos na literatura variam de 22 μm a 76 μm ^(19, 47, 49, 58), onde os valores inferiores são obtidos com esta técnica corrigida; estes valores são aceitáveis clinicamente.

Quanto ao efeito estético obtido com estas restaurações, tal como com as coroas Sunrise®, a tonalidade amarelada da estrutura metálica e a reduzida espessura permitem uma caracterização satisfatória. Porém, se as compararmos com restaurações totalmente cerâmicas, a existência da lâmina de ouro impede a transmissão da luz de um modo menos acentuado do que em restaurações metalo-cerâmicas, o que leva à perda de algum sentido de profundidade. No entanto, a tonalidade amarelada do metal ajuda a reflectir um pouco mais de luz camuflando melhor a sua presença ⁽⁶⁰⁾.

Devido à pequena espessura destas restaurações, elas podem ser usadas em situações onde exista pouco espaço inter-oclusal, conseguindo-se um bom efeito estético. Contudo, outros sistemas apresentam maior resistência à fractura oferecendo uma margem de segurança superior.

4.2.4. Coroa Jacket sobre folha Pt gémea (Pt-twin foil crown)

O sistema precursor de todas as coroas em lâmina foi a coroa jacket sobre folha de platina gémea, desenvolvida por McLean e Sced em 1976 ⁽²¹⁾. Em 1965, McLean e Hughes introduziram as cerâmicas feldspáticas reforçadas por partículas de alumina que continham até 50% (em peso) de alumina e o restante basicamente constituído por uma cerâmica feldspática. As cerâmicas feldspáticas reforçadas por alumina apresentavam uma resistência superior às cerâmicas feldspáticas em 40% ^(14, 21, 23, 61). A cerâmica feldspática aluminosa viria a ser usada como base para a elaboração da coroa jacket com núcleo de alumina, como alternativa à coroa jacket tradicional. Apesar do aumento de resistência conseguido com estas coroas, aproximadamente o dobro, ainda muitas fracturas ocorriam, principalmente com cargas mais elevadas, devido à concentração de tensões em torno da porosidade remanescente na superfície interna. Como observado por Southan e Jorgensen, as tensões acumuladas nos poros da cerâmica abriam fendas que se estendiam até à superfície externa e provocavam a fractura da restauração; a porosidade era resultado da má adaptação da cerâmica à folha de platina e da baixa molhabilidade da própria cerâmica ^(21, 22). A coroa jacket de folha de platina gémea nasce com o objectivo de eliminar, ou diminuir, a presença destes pontos iniciadores da fractura na cerâmica.

A coroa jacket de folha de platina gémea deve o seu nome ao facto de utilizar duas folhas de platina para a elaboração de uma coroa de cerâmica aluminosa aderida a uma delas. A folha mais interna é adaptada e esmaltada sobre o modelo da trabalho, servindo como alívio e isolante para a segunda folha, que será adaptada posteriormente sobre ela. Um problema que se punha era como reduzir a espessura da estrutura metálica sem que se deformasse durante a cozedura da cerâmica; para além disso, é necessário que a espessura do metal interfira o menos possível com a difusão da luminosidade. A utilização de ligas de platina com um ponto de fusão mais elevado (1769° C) em relação às ligas de ouro (1063° C) não apresenta o problema de escoamento pirolástico durante a

cozedura da cerâmica a cerca de 1000° C. Por outro lado, é possível obter folhas de platina com uma espessura tão pequena quanto 0.025 mm, utilizando para isso folhas de platina com espessuras que variam de 0.06 a 0.125 mm ⁽²¹⁾.

Entretanto, a diferença entre os coeficientes de expansão térmica da liga de platina e das cerâmicas feldspáticas, usadas com as ligas de ouro, era demasiado elevada para permitir uma união estável. A liga de platina apresenta um coeficiente de expansão térmica de $9.7 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$, suficientemente próximo do coeficiente de expansão térmica da cerâmica feldspática aluminosa (6.8 a $8.7 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) de forma a permitir a união.

Uma camada de óxidos é formada por oxidação da película de estanho electrodepositado sobre a superfície da folha de platina. Esta película com uma espessura de 0.2-2.0 μm é oxidada a 1000° C durante dois minutos, forma óxido de estanho que se une à liga e difunde-se na fase vítrea da cerâmica, estabelecendo uma união química. Outros elementos podem ser usados como elementos oxidantes, como é o caso do índio e do zinco, este com resultados menos previsíveis ^(21, 22, 47, 62). A cerâmica feldspática aluminosa é então condensada e cozida sobre a segunda folha de platina oxidada, até obter o contorno da restauração. A utilização de uma folha de platina, com uma película de óxidos firmemente aderida, como substrato para a construção de uma coroa em cerâmica feldspática aluminosa, permite diminuir a porosidade residual da cerâmica e estabelecer uma união química com a cerâmica. Segundo Sarkar e Jeansonne, este facto deve-se à superior molhabilidade do substrato metálico e à reacção química dos óxidos da cerâmica com os óxidos de estanho do metal: o resultado é um ganho de resistência à tensão, na ordem dos 80% ^(22, 47, 62). No entanto, estes mecanismos não são completamente efectivos, porque a resistência à compressão das coroas com folha de platina gémea é inferior à resistência das coroas jacket com núcleo de alumina. Apesar de uma boa união, existe uma grande porosidade na interface da cerâmica com a folha de platina devido ao tamanho das partículas de alumina não conseguirem preencher as microfendas e microporosidades da superfície do metal ⁽⁶³⁾. Assim, a resistência à fractura compressiva destas coroas é de 105.3 Kg contra 132.7 Kg das coroas jacket com núcleo de alumina ⁽⁶³⁾ ou de 1371 N contra 1768 N ⁽⁵⁵⁾. Uma outra razão apontada para a menor resistência das coroas jacket sobre folha de platina gémea, é a cerâmica feldspática aluminosa ser menos resistente à compressão que a cerâmica com alto teor de alumina das coroas jacket com núcleo de alumina ⁽⁵⁵⁾.

A adaptação interna das coroas jacket sobre folha de platina gémea é inferior à de outros tipos de coroa, como a Cerestore® e jacket com núcleo de alumina, sendo estabelecida uma correlação entre a adaptação interna destas coroas e a sua resistência à fractura compressiva. Num estudo desenvolvido por Brukl e Philip ⁽⁶⁴⁾, o espaço entre a preparação e a coroa foi maior para as coroas com folha de platina gémea, do que para os outros tipos de coroa estudados: isto deve-se ao facto de a segunda folha de platina ser adaptada sobre as irregularidades que a primeira produziu. A diminuição da resistência das coroas com folha de platina gémea é consequência da pior adaptação apresentada pelas mesmas ⁽⁶⁴⁾.

Este sistema só permite produzir elementos unitários; no entanto, e apesar de tudo, podem ser usadas quer nas zonas anteriores quer nas zonas posteriores, inclusive com a folha de platina de 0.06 mm de espessura. McLean iniciou a sua utilização clínica em 1972, tendo inserido 44 coroas deste tipo para restaurar dentes anteriores e posteriores sem qualquer registo de fractura no período de mais de dois anos. Se de início as coroas eram elaboradas sobre uma folha de platina de 0.125 mm, após Fevereiro de 1974 passa-se a utilizar a folha de 0.06 mm (sobretudo para restaurar dentes posteriores) ⁽²¹⁾. O potencial estético destas coroas é bom, devido essencialmente à pequena espessura da folha de platina que permite uma boa caracterização com a cerâmica. Contudo, tal como já foi referido, este tipo de coroa impede de algum modo a difusão da luz, sendo por isso inferior às coroas totalmente cerâmicas ⁽⁶⁰⁾.

4.2.5. Sistema Procera®

O sistema Procera® (Nobelpharma AB, Gotemburgo, Suécia) combina a tecnologia CAD/CAM com a erosão (desgaste) por cargas eléctricas para conformar o titânio e produzir estruturas metálicas para restaurações metalo-cerâmicas ⁽¹⁵⁾. O titânio comercialmente puro é um material cuja biocompatibilidade está completamente comprovada pela sua integração funcional no organismo – osteointegração -, sendo usado desde há muitos anos como material para implantes orais. Para além da excelente biocompatibilidade, o titânio apresenta alta resistência à corrosão na cavidade oral, propriedades mecânicas aceitáveis e um custo relativamente baixo ⁽⁶⁵⁾. Se a tudo isto acrescentarmos a “fobia dos metais” que se instalou entre a população, pelo seu potencial alérgico e toxicidade, facilmente se compreende o interesse que o titânio despertou como material para prótese. No entanto, o titânio é um material cujas propriedades tornam a sua fundição um processo difícil: a sua temperatura de fusão de 1720° C, a elevada reactividade com o oxigénio a temperatura superiores aos 600° C e a baixa densidade. Por isso, os esforços concentraram-se em métodos alternativos para moldar o titânio, como por exemplo o desgaste por descarga eléctrica (“spark erosion” da literatura anglo-saxónica) combinado com a tecnologia CAD/CAM ⁽⁶⁶⁾.

A partir de um modelo de trabalho, obtido com um técnica de impressão convencional, é feita uma leitura digital tridimensional com o Procera Scanner: a bola de safira, que constitui a ponta da sonda do scanner, é controlada por computador e percorre toda a superfície do modelo com uma pressão de aproximadamente 20 g, fazendo em média 50 000 medições por cada coroa. Os dados obtidos são enviados via modem para o laboratório central, o Procera Sandvik AB em Estocolmo, onde através de programas informáticos específicos de CAD, O Procera Cadd (computer-assisted dental designs) é elaborada a estrutura metálica ^(67, 68). São elaboradas três cópias de grafite e uma de plástico (Ureol) de cada modelo de trabalho. Sobre a cópia de plástico é então moldado um padrão de cera contendo o contorno externo da estrutura metálica, o qual vai ser reproduzido em titânio comercialmente puro e cujo corte é assistido por computador (CAM). Nesta

altura temos um bloco de titânio, sólido, apenas com o contorno externo definido; o passo seguinte envolve o desgaste por descarga eléctrica (“spark erosion”) do interior do bloco, sendo necessário inverter e incluir o bloco num metal de baixa fusão, enquanto o processo decorre. O modelo de grafite que vai servir de réplica para o desgaste do interior do bloco é então colocado numa unidade de desgaste por descarga eléctrica. Normalmente são necessários vários modelos de grafite por cada coroa devido à degradação provocada pelo calor libertado ⁽¹⁵⁾.

A aplicação da cerâmica é feita segundo os métodos convencionais usando uma cerâmica de ultra-baixa fusão, especialmente produzida para ser usada com titânio – a Ti-ceram®. Esta cerâmica ao ter um ponto de fusão mais baixo diminui o risco de formação excessiva de óxidos, que seriam prejudiciais à união cerâmica/metal, uma vez que o titânio sofre oxidação intensa a partir dos 600° C ^(7, 15). Para além disso, os fornos de cerâmica convencionais apresentam alguma dificuldade em manter as temperaturas relativamente baixas necessárias para a sinterização deste tipo de cerâmica, o que provoca a separação da cerâmica do metal, especialmente em zonas de menor espessura de cerâmica. É por isso necessário uma aprendizagem progressiva por parte dos técnicos de laboratório para poderem enfrentar estas dificuldades ⁽⁶⁶⁾.

Apesar da pouca informação científica disponível, a adaptação marginal das restaurações produzidas com este sistema parece ser aceitável clinicamente, tomando como referência o valor definido por McLean e von Fraunhofer de 120 µm ⁽⁶⁷⁾. Os valores para a adaptação marginal situam-se entre os 50-70 µm, tendo Leong et al., ao comparar a adaptação de coroas Procera® e de titânio fundido, concluído que não existia diferença significativa entre os dois tipos de coroas (54 µm e 60 µm, respectivamente) ^(15, 68).

O sistema Procera® permite elaborar coroas e próteses fixas sem qualquer tipo de restrição. O procedimento para elaboração de próteses fixas utiliza a soldagem por laser dos diversos elementos da prótese; alguns problemas de adaptação marginal existiram de início devido à utilização do modelo de trabalho seccionado, sendo no entanto ultrapassados quando o modelo de trabalho sem os troquéis isolados começou a ser usado ⁽⁶⁶⁾. Nos estudos longitudinais realizados foi observada uma taxa mais elevada de fracturas de próteses fixas, o que levou Kaus et al. a concluir que este tipo de restaurações se deveria limitar a elementos unitários. No entanto, isso parece uma conclusão muito precipitada uma vez que, apesar dos estudos longitudinais apenas cobrirem o espaço de um ano, as falhas das próteses não atingem valores muito elevados, variando de 2.5% a 4.5% ^(66, 68). Contudo, estes valores podem revelar-se mais elevados em estudos mais prolongados no tempo, o que implica alguma precaução ao usar este tipo de restauração em próteses com mais de três elementos.

Uma limitação importante, resultante do tipo de tecnologia envolvida na confecção deste tipo de próteses, é o facto de não ser permitida a realização de sulcos e caixas para aumentar a retenção das coroas, uma vez que o sistema de CAD-CAM não consegue realizar a leitura digital destes elementos auxiliares de retenção. Daí que em situações clínicas que exijam retenção coronal

adicional, como seja o caso de coroas clínicas curtas ou pilares muito baixos, se deva optar por outro sistema restaurador⁽⁶⁶⁾.

Este sistema não oferece qualquer vantagem estética em relação aos sistemas metalocerâmicos convencionais, uma vez que continua a existir uma estrutura metálica de igual espessura que impede a normal difusão da luz. Todavia, por ser um sistema que não utiliza fundição os resultados podem ser mais consistentes. Para além disso, o facto de usar titânio comercialmente puro, totalmente biocompatível, permite que seja usado em pacientes sensíveis aos metais⁽¹⁵⁾.

Os dados científicos disponíveis não são ainda muitos e os estudos longitudinais são pouco alargados: estudos de um ano dão poucas garantias da longevidade destas restaurações, ainda que a taxa de sobrevivência esteja compreendida entre 95% e 98%, segundo os critérios da CDA (California Dental Association)^(66, 68).

4.3. Coroa Jacket com núcleo de Alumina

Desde o início do século que a cerâmica tem sido usada como material restaurador, essencialmente pelas suas propriedades estéticas. Em 1903, Charles Henry Land descreveu a coroa Jacket ou “enameled Cap” para recobrir dentes individualmente e, mais tarde, foi Charles Pincus a utilizar este material para recobrir os defeitos dentários das estrelas de cinema, tendo criado o “sorriso de Hollywood”^(1, 3, 5). No entanto, as cerâmicas usadas para a produção destas restaurações eram frágeis e, por isso, as restaurações fracturavam com facilidade. O desenvolvimento das cerâmicas feldspáticas reforçadas com partículas de alumina fez ressurgir o interesse pelas restaurações totalmente cerâmicas, tornando-as como referência estética.

Este tipo de coroa é normalmente referida como coroa jacket de porcelana (Porcelain Jacket Crowns – PJC- da literatura anglo-saxónica). Distinguem-se das coroas totalmente cerâmicas mais recentes, que utilizam cerâmicas com maior teor cristalino, e são designadas como coroas jacket de cerâmica (Ceramic Jacket Crowns – CJC)⁽⁷⁾.

As coroas jacket com núcleo de alumina usam uma cerâmica feldspática aluminosa para a construção de uma subestrutura cerâmica sobre a qual é aplicada uma cerâmica feldspática compatível para caracterização. As cerâmicas feldspáticas aluminosas, desenvolvidas por McLean e Hughes em 1965, contêm até 50% de cristais de alumina dispersos numa matriz vítrea de coeficiente de expansão térmica aproximado. Estas cerâmicas apresentam uma resistência à flexão 40% superior às cerâmicas feldspáticas convencionais, resultante da interposição dos cristais de alumina no trajecto de propagação da fractura^(14, 15, 23, 61). De facto, os cristais de alumina oferecem maior resistência à propagação da fractura, desviando a direcção de fractura através da fase vítrea menos resistente e podendo mesmo parar a sua progressão. Por outro lado, a incorporação destes cristais aumenta o módulo de elasticidade da cerâmica, aumentando consequentemente a resistência

à fractura; este aumento está relacionado com o número e tamanho dos cristais, sendo tanto maior quanto menor for a dimensão e quanto maior for a percentagem de cristais dispersos na fase vítrea (14, 61, 69, 70, 71). A opacidade também aumenta no mesmo sentido, tendo a investigação prosseguido de modo a obter uma relação entre a fase vítrea e o número e tamanho dos cristais de alumina, para maximizar a resistência e a translucidez. Surgiram então várias cerâmicas, a primeira das quais foi a Vitadur-N® (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha), com duas variantes: a Vitadur-N® core para elaboração da subestrutura e a Vitadur-N® Dentine para a caracterização estética.

A subestrutura é elaborada sobre uma folha de platina de 25 μm , previamente adaptada e brunida sobre o modelo de trabalho, com uma cerâmica feldspática aluminosa (Vitadur-N® core) até uma espessura de 0.5-1 mm. Como esta cerâmica apresenta um aspecto muito brilhante (esbranquiçado), é necessário usar uma cerâmica de caracterização (Vitadur-N® Dentine) para disfarçar o núcleo de alumina e estabelecer o contorno da restauração. Normalmente são necessárias duas cozeduras para compensar a contracção da cerâmica, isto antes de se proceder ao tratamento térmico para vitrificação da superfície (“glaze”). Antes da cimentação da coroa é necessário remover a folha de platina do seu interior, uma vez que não havendo formação de óxidos na superfície do metal não ocorre união entre a cerâmica e o metal (fig. 12). A folha de platina permite que a cerâmica seja removida do modelo antes da sinterização sem que fracture, para além de que proporciona suporte durante a cozedura, e diminui a deformação resultante da contracção da cerâmica (15, 19, 72).

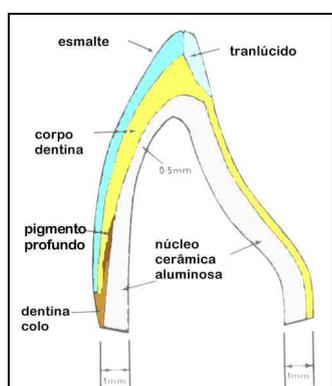


Figura 12: Secção esquemática de uma coroa jacket com núcleo de alumina, ilustrando os diversos tipos de cerâmica de caracterização (9).

A adaptação marginal destas coroas é melhor do que a adaptação das coroas jacket sobre folha de platina gémea, ficando a meio caminho entre estas e as coroas Cerestore®, uma cerâmica dita sem contracção. O valor referido por Dickinson et al. para a fenda marginal de coroas jacket com núcleo de alumina é inferior a 34 μm , ficando dentro dos valores clinicamente aceitável (73). A adaptação interna é menos uniforme, variando com a zona da coroa em análise; ao nível do ombro cervical e em incisal a adaptação é menor, devido à maior dificuldade de adaptar convenientemente

a folha de platina e às distorções introduzidas durante a desinserção para a cozedura. No entanto, os efeitos de distorção não são tão acentuados como no caso da folha gémea de platina, em que além destas dificuldades se junta também os defeitos de mais uma folha ^(63, 64, 73).

A cerâmica feldspática aluminosa, usada para construir a subestrutura da coroa jacket com núcleo de alumina, apresenta um módulo de elasticidade superior às cerâmicas feldspáticas convencionais e, conseqüentemente, uma maior resistência à flexão, a qual se cifra em 70-150 MPa contra os 45-90 MPa das cerâmicas feldspáticas ⁽⁴⁴⁾. Parece efectivamente ser este o factor que faz com que as coroas jacket com núcleo de alumina resistam melhor às forças compressivas e apresentem uma resistência à fractura (compressiva) de 1768 N, contra os 1317 N e 1060 N de coroas com folha de platina gémea e coroas Renaissance® respectivamente ^(55, 64), e de 1300 N contra os 1033 N de coroas com folha de platina gémea ⁽⁶³⁾. Se bem que a adaptação interna possa ter alguma influência na resistência final das restaurações, é a presença de uma camada de poros no interior das coroas que, actuando como concentradores de tensões e iniciadores da fractura, desempenha um papel mais significativo na performance das coroas. Assim, uma vez que esta camada porosa está presente em todos os tipos de coroas anteriormente referidos, será a diferença das suas propriedades que condicionará a sua maior ou menor resistência à propagação da fractura ^(7, 55, 63, 64, 71, 72). A estrutura interna da coroa ao ser composta por uma cerâmica com um teor de alumina mais elevado oferece maior resistência ao início da fractura, conferindo maior resistência à restauração, apesar da baixa molhabilidade desta cerâmica ter como consequência o aumento de poros na interface com a folha de platina. Porém, os efeitos negativos desta camada porosa podem ser minorados usando técnicas e materiais de cimentação adesivos, os quais preenchem os poros e colocam em continuidade a restauração e a estrutura dentária. Deste modo as tensões que incidem sobre os microporos são menores e regista-se um aumento da resistência de 770 N, com uma técnica de cimentação não adesiva, para 1007 N com silanização da superfície da cerâmica e resinas compostas ⁽⁷²⁾.

A coroa jacket com núcleo de alumina foi durante muitos anos a referência estética das restaurações fixas. Devido à ausência de metal esta coroa permite quase na totalidade a difusão da luz, para além de que a necessidade de disfarçar a subestrutura não é tão acentuada como no caso das coroas em lâmina ou, ainda mais no caso das restaurações metalo-cerâmicas. No entanto, a relativa opacidade e a cor esbranquiçada e brilhante da alumina torna estas restaurações um pouco “artificiais”, principalmente nas zonas do colo cervical. Nos últimos anos surgiram sistemas cerâmicos mais estéticos e também mais resistentes, contudo também são mais dispendiosos.

A utilização de coroas jacket com núcleo de alumina está restringida às zonas estéticas anteriores devido à falta de resistência para suportar as cargas mastigatórias dos segmentos posteriores das arcadas dentárias; por isso mesmo não é permitida a elaboração de qualquer tipo de prótese fixa. A taxa de sucesso, em pacientes sem parafunções e com contactos oclusais leves, é de

95% na zona anterior, apresentando 15% de fracturas quando a sua utilização se alarga aos dentes posteriores.

4.4. Sistema Hi-Ceram®

A utilização de uma cerâmica feldspática reforçada com cristais de alumina para a construção de coroas cerâmicas sobre uma folha de platina, era a prática corrente desde o desenvolvimento daquelas cerâmicas por McLean e Hughes, em 1965. No entanto, devido à dimensão demasiado grande dos cristais de alumina, não se conseguia uma molhabilidade adequada, resultando numa interface porosa quer com a técnica da folha de platina gémea quer com a técnica convencional, isto apesar de haver indícios claros de uma união química entre a cerâmica e a folha de platina oxidada ^(21, 63). Partindo destas observações, Southan e Jorgensen descobriram que um modelo refractário poderia ser mais facilmente molhado por uma cerâmica, registando-se uma adaptação mais precisa e uma superfície interna com menos porosidade ⁽¹⁵⁾. Subsequentemente foram desenvolvidos novos materiais refractários e cerâmicas com um alto teor de alumina para a construção de subestruturas de coroas cerâmicas.

O sistema Hi-Ceram® foi desenvolvido pela Vita® (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) e utiliza uma cerâmica reforçada com alumina aplicada directamente sobre um modelo refractário para a construção de coroas cerâmicas ^(15, 19, 44). Quimicamente esta cerâmica para a construção da subestrutura é idêntica às cerâmicas utilizadas na construção das coroas jacket convencionais, contendo no entanto mais alumina: a alteração da distribuição da dimensão específica dos cristais permite um aumento do volume percentual dos cristais, sem prejudicar as características de manipulação e a opacidade ⁽⁴⁴⁾.

A técnica para a elaboração das coroas é semelhante à técnica utilizada para as coroas jacket com núcleo de alumina, exigindo contudo mais alguns passos. Uma impressão do modelo mestre é utilizada para duplicação com um material refractário especial; sobre este modelo refractário vai ser construída a subestrutura com a cerâmica reforçada com alumina, devendo apresentar uma espessura mínima de 0.5 mm para coroas anteriores e 0.8 mm para coroas posteriores. Após um ciclo de três cozeduras a 1170° C o material refractário é removido do interior da subestrutura, usando jacto de areia abrasivo e sendo, por isso, necessário proteger as margens para evitar a sua deterioração. De qualquer modo, para melhorar a adaptação marginal da subestrutura é normalmente necessário proceder ao preenchimento das margens com porcelana de ombro, sendo este procedimento repetido duas vezes: uma depois da sinterização da subestrutura e outra após a cozedura da cerâmica de caracterização ^(19, 44). Uma modificação da técnica consiste em aplicar uma película fina de um material de revestimento contendo quartzo (VHT, Whip-Mix Corp, Louisville, Kentucky), aqui usado como isolante, sobre a impressão antes da duplicação com o material refractário; isto permite que a remoção do material refractário do interior da coroa seja mais fácil

⁽¹⁹⁾. Após a verificação da adaptação ao modelo mestre, a subestrutura é colocada de novo no modelo refractário para aplicação da cerâmica de caracterização, utilizando uma cerâmica feldspática aluminosa como a Vitadur® N.

As características das coroas Hi-Ceram® são semelhantes às das coroas cerâmicas com núcleo de alumina. A adaptação marginal é clinicamente aceitável, situando-se entre os 21 µm e os 37 µm, consoante a técnica utilizada é a convencional ou a modificada, respectivamente. Se bem que a diferença não seja significativa, deve-se realçar que, para atingir uma adaptação tão precisa com a técnica convencional, são necessários dois preenchimentos com cerâmica de ombro, de modo a compensar a contracção da cerâmica e os defeitos resultantes da remoção do material refractário, o que torna esta técnica mais morosa e dispendiosa ⁽¹⁹⁾. Para além disso, cada ciclo térmico de cozedura produz mais deformação da estrutura da coroa (maior para a terceira cozedura) resultando uma margem mais aberta que pode atingir os 117 µm. A deformação poderá ser resultante da menor diferença entre a temperatura de sinterização da subestrutura de alumina (1170° C) e a temperatura de cozedura da cerâmica feldspática aluminosa de caracterização (960° C) ⁽⁷⁴⁾. A técnica modificada ao necessitar de menos acrescentos de cerâmica de ombro permite obter com maior facilidade e fidelidade uma adaptação marginal aceitável.

A resistência das coroas Hi-Ceram® é superior à das coroas cerâmicas com núcleo de alumina, devido ao seu módulo de elasticidade mais elevado resultante da incorporação de uma percentagem maior de cristais de alumina ⁽³⁸⁾. A resistência à flexão destas coroas está compreendida entre 155 MPa e 181 MPa, enquanto que as coroas com núcleo de alumina apresentam uma resistência de 125 MPa ^(19, 44). Como já foi referido a resistência à flexão não permite prever o comportamento de determinado material quanto ao seu desempenho clínico, dando somente indicação da sua resistência inicial. Assim, a utilização destas coroas para restaurar dentes posteriores deve ser considerada mas, com algumas reservas tendo em conta que a resistência à fractura compressiva destas coroas é de 8.445 Kg, muito aquém da resistência das coroas metalo-cerâmicas (17.048 Kg) ⁽⁵⁴⁾. Após um período de observação de 5 anos de mais de 200 coroas Hi-Ceram®, a taxa de fracassos situava-se em 2%; no entanto, este estudo não especifica a localização oral das coroas inseridas, nem se todas as coroas foram observadas pelo mesmo período de tempo, sendo por isso de pouco valor epidemiológico ⁽¹⁹⁾.

Atendendo à natureza da subestrutura destas coroas é de esperar um desempenho estético muito semelhante às coroas jacket com núcleo de alumina. De facto, e apesar do tom mais brilhante e esbranquiçado da subestrutura devido ao maior teor de alumina, uma coroa Hi-Ceram® correctamente construída não apresenta diferenças significativas em relação a uma coroa jacket com núcleo de alumina, sendo a sua imagem fotográfica idêntica ^(15, 60).

4.5. Sistema Cerestore®

O sistema Cerestore® foi introduzido em 1983, na sequência da investigação desenvolvida por Sozio e Riley ⁽²⁰⁾ e com a colaboração da Coors Biomedical Company (Lakewood, Colorado). A primeira versão do sistema foi comercializado pela Johnson & Johnson Company (Windsor, New Jersey) que, depois de abandonado, foi revisto e reintroduzido com a designação de Alceram® e comercializado pela Inotek Dental Corporation (Lakewood, Colorado) ^(15, 44, 58).

Este sistema utiliza uma cerâmica de alumina, dita sem contracção, combinada com uma técnica de moldagem por pressão para produzir uma subestrutura (ou corpo) de cerâmica, que serve de base à construção de coroas cerâmicas com uma estabilidade dimensional excelente. A cerâmica de alumina tem uma composição que lhe permite não sofrer qualquer contracção durante a cozedura: consiste em 87% de substâncias inorgânicas [alumina (Al_2O_3), óxido de magnésio (MgO), caulino, cálcio e berílio] e 13% de substâncias orgânicas. Através de um ciclo térmico de cozedura com um controlo preciso do tempo e temperatura ocorrem uma série de reacções químicas, que são a base da contracção zero desta cerâmica: a formação de uma mistura multifásica de óxidos de alumina, onde o alfa-óxido de alumínio (corundum) é o principal componente, e também a spinela de aluminato de magnésio (MgAl_2O_4). A spinela de aluminato de magnésio é, a par com a alumina, um dos óxidos cerâmicos mais resistentes e é a expansão produzida durante a formação deste óxido que compensa a contracção volumétrica do resto da cerâmica. Dos cerca de 65% (por volume) de cristais de alumina presentes na composição inicial, aproximadamente 20% são convertidos em spinela de aluminato de magnésio durante o ciclo térmico, originando uma estrutura cerâmica com um conteúdo cristalino de quase 90% (por volume), comparável à cerâmica industrial com 85% de alumina ^(15, 58, 73, 75).

A construção das coroas Cerestore® envolve a conformação da subestrutura cerâmica directamente sobre o modelo de trabalho (modelo mestre), através de um processo designado de moldagem por transferência ou por injeção. Isso pressupõe que o modelo não deforme quando sujeito à temperatura necessária para moldar a cerâmica; uma resina epóxida especificamente desenvolvida para este sistema é usada para elaborar o modelo de trabalho, sendo termo-resistente e não sofrendo expansão após a presa ^(20, 75). Sobre este modelo de resina epóxida, é então encerada do modo convencional a subestrutura da coroa cerâmica, a qual vai ser incluída conjuntamente com o modelo num gesso de revestimento e num anel de fundição. Uma vez que o revestimento tenha feito presa a cera é eliminada em água a ferver. A pastilha de cerâmica e o anel de fundição são aquecidos até atingir os 160°C , temperatura de moldagem da cerâmica, altura em que a pastilha de cerâmica é inserida na abertura do anel e o pistão é posicionado, de modo a que o conjunto possa ser colocado sob a prensa pneumática. A cerâmica fluída é então pressionada para o interior do molde fazendo presa à medida que arrefece. O anel é aberto e remove-se o modelo de resina epóxida conjuntamente com a subestrutura cerâmica ainda em estado verde (sem tratamento

térmico de cozedura), podendo ser ajustada usando pedras abrasivas montadas em peça de mão. A subestrutura cerâmica é removida do modelo e submetida a um ciclo térmico de cozedura durante 14 horas, durante o qual vão ocorrer as reacções químicas que levam à formação da spinela de aluminato de magnésio e alfa-óxido de alumínio, elementos cristalinos que conferem as propriedades físicas e estabilidade dimensional a esta estrutura cerâmica. Após a cozedura é aplicada uma cerâmica para caracterização com o uso das técnicas convencionais; esta cerâmica tem propriedades similares às das cerâmicas feldspáticas aluminosas.

A técnica de moldagem por transferência (ou injeção) usada na construção das coroas Cerestore® produz restaurações com uma adaptação marginal muito precisa. O facto de a restauração ser moldada directamente sobre o modelo mestre, aliado à capacidade do sistema compensar a contracção de sinterização da cerâmica, resulta numa adaptação marginal comparável a outros sistemas, ou mesmo superior. Efectivamente, uma adaptação marginal tão precisa quanto 2 μm é uma excepção. Mas, de um modo geral, a adaptação marginal das coroas Cerestore® está dentro dos limites clínicos aceitáveis, quer se considere o limite 75 μm ou os 120 μm de McLean e von Fraunhofer, atendendo à espessura da película de cimento⁽⁴⁸⁾. No estudo efectuado por Abbate et al.⁽⁷⁶⁾ para comparar a adaptação marginal de vários sistemas cerâmicos, as coroas Cerestore® apresentaram uma fenda marginal de 44.1 μm , a qual se torna favorável relativamente aos 57 μm das coroas metalo-cerâmicas e aos 65.3 μm das coroas Dicor®; os valores encontrados em outros estudos não são muito diferentes, variando entre os 46.8 μm e os 63 μm ^(48, 77). No entanto, parece existir uma deformação maior nas faces proximais, resultando numa adaptação marginal menos precisa nessas faces: essa deformação está relacionada com a convexidade vestibulo-lingual descrita por essas faces, sendo tanto maior quanto maior for a convexidade. Apesar da excelente adaptação registada nas faces vestibular e lingual, a fenda marginal nas faces proximais podia atingir os 100 μm , podendo estar relacionada com a existência de um só “sprue” de alimentação, uma vez que a modificação da técnica de enceramento com a colocação de um “sprue” duplo se mostrou efectiva na redução da fenda marginal nessas faces^(58, 78).

Devido ao elevado teor da fase cristalina, aproximadamente 90% (por volume) e comparável às cerâmicas industriais com 85% de alumina^(73, 75), seria de esperar um módulo de elasticidade igualmente elevado. Contudo, esta cerâmica apresenta um módulo de elasticidade semelhante ao da cerâmica Hi-Ceram®, que, recorde-se, é uma cerâmica com um núcleo de alumina com 50% de fase cristalina. Devido à importância determinante do módulo de elasticidade da subestrutura na resistência das restaurações, pela sua rigidez e pelo suporte que proporciona, a resistência à flexão das coroas Cerestore® é comparável à resistência das coroas Hi-Ceram®: os valores apresentados são 15.798 psi, 90-130 MPa e 89 MPa para a resistência à flexão de coroas Cerestore®, contra os 21.062 psi, 140-180 MPa e 182 MPa das coroas Hi-Ceram, tendo como referência os mesmos estudos^(38, 44, 79). Estes dados referem-se à versão inicial do sistema, no entanto, como já referido,

surgiu depois uma segunda versão do sistema comercializada com o nome Alceram® com propriedades melhoradas. A resistência à flexão do novo sistema é 162 N/mm^2 , contra os 88 N/mm^2 da versão inicial ⁽¹⁹⁾, ou, comparando com os valores antes apresentados, 23.366 psi, 160-240 MPa e 162 MPa, o que representa um aumento de 70% ^(38, 44, 79). De igual modo, a resistência à fractura compressiva destas coroas também não é muito elevada, representando cerca de 60% da resistência compressiva das coroas metalo-cerâmicas ^(56, 59). Porém, no estudo efectuado por Dickinson et al. foram registados dois padrões de fractura de coroas Cerestore®: fractura completa sob uma tensão relativamente baixa e fractura progressiva através da cerâmica de caracterização com um aumento da resistência quando a fractura atinge a subestrutura cerâmica. Esta diferença parece estar relacionada com a existência de poros e fendas na subestrutura, não detectadas antes da aplicação da cerâmica de caracterização, as quais actuando como pontos de concentração de tensões favoreceriam a propagação rápida da fractura ⁽⁷³⁾. De facto, tomando como referência o estudo desenvolvido por Kelly et al. em que são analisadas, segundo técnicas de fractografia (fractografia é o estudo das superfícies de fractura para determinar, entre outras coisas, a origem e o trajecto de fractura), coroas Cerestore® fracturadas clinicamente, verificou-se que os pontos de início de fractura estão relacionados com porosidades introduzidas durante a caracterização, facetas de abrasão ou defeitos microestruturais associados à subestrutura cerâmica ⁽⁸⁰⁾. A subestrutura cerâmica das coroas Cerestore® é muito porosa, apresentando também irregularidades nas margens da restauração; isto é resultado da queima das substâncias orgânicas presentes na composição da cerâmica que, ao serem eliminadas, deixam um vazio não compensado pelo escoamento da cerâmica originando uma estrutura muito porosa tipo favo de mel ou esponja ^(58, 73). A porosidade da subestrutura pode ser responsável pela relativamente baixa resistência apresentada por estas coroas.

O sistema Cerestore® é indicado essencialmente para restaurações unitárias e, sobretudo, na zona anterior onde as cargas mastigatórias e os contactos oclusais mais leves permitem uma taxa de sucesso mais elevada. A observação de 600 coroas Cerestore®, versão inicial, inseridas durante um período de cinco anos revelou uma taxa de insucesso de 5%, sendo a percentagem de falhas superior na região molar; contudo, essas falhas resultaram de um desgaste dentário inadequado, sendo posteriormente definido como mínimo uma redução de 1.5 mm ⁽⁷⁵⁾. A taxa de falhas destas restaurações na região posterior é de 18.5% num período de observação durante quatro anos ^(19, 44). Porém, num estudo atribuído a Davies referindo-se a um período de três anos em que foram restaurados 144 incisivos, 29 caninos, 88 pré-molares, e 103 molares registou-se apenas 4% de falhas ⁽¹⁵⁾. Com a utilização do sistema Cerestore® melhorado, Alceram®, os resultados obtidos com cerca de 100 restaurações melhoraram substancialmente, não se tendo registado nenhuma fractura num período de um ano, o que não é suficiente para extrapolar conclusões ⁽⁷⁵⁾. Apesar de não ser uma indicação do sistema é possível elaborar próteses completamente cerâmicas com este sistema. A resistência destas próteses é bastante inferior às próteses metalo-cerâmicas; mas com

próteses bem desenhadas, essencialmente com o reforço dos conectores, é possível obter restaurações com resistência suficiente para opôr às forças mastigatórias. A resistência à fractura compressiva registada com este tipo de prótese foi de 204 Kg; ora, se atendermos a que as forças normalmente registadas na cavidade oral variam entre os 31.7 Kg e os 90.7 Kg, respectivamente nas zonas anteriores e posteriores, parece ser suficiente que, em particular próteses pouco extensas, estas restaurações possam resistir às cargas oclusais ⁽⁷⁷⁾. No entanto, devido às limitações laboratoriais deste estudo, devemos encarar com alguma reserva a possibilidade de utilização deste tipo de restauração e considerar alguma possibilidade de fractura, até que estudos clínicos possam validar estas observações laboratoriais.

Existe alguma dificuldade em disfarçar o aspecto branco e brilhante da subestrutura com um teor tão elevado de alumina. As cores disponíveis para a subestrutura são apenas três, o que levou ao desenvolvimento de uma técnica de caracterização em camadas, na qual se começa a desenvolver a caracterização logo desde a superfície da subestrutura ^(15, 20, 75). Os resultados estéticos são semelhantes a uma restauração com um núcleo de alumina e são superiores aos das restaurações com subestrutura metálica ⁽⁶⁰⁾.

O sistema Alceram® oferece uma adaptação marginal muito boa, resultante do método de moldagem por transferência ou injeção, com uma estética superior às restaurações metalocerâmicas. Para além, disso a radiopacidade é semelhante à da estrutura dentária, o que permite a visualização radiográfica sob estas restaurações. No entanto, tem um processo laboratorial muito moroso e dispendioso, não estando tão disponível nos laboratórios como outros sistemas alternativos.

4.6. Sistema Procera AllCeram®

O sistema Procera AllCeram® (Nobelpharma ou Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia) deriva do sistema Procera®, que usa a tecnologia CAD-CAM para a elaboração de uma subestrutura em titânio como base para a construção de coroas metalocerâmicas ⁽⁶⁶⁾. Fazendo uso desta tecnologia, este sistema substitui a subestrutura metálica por uma estrutura de alumina de alta pureza, a qual é depois caracterizada com uma cerâmica termo-compatível ⁽⁶⁾.

O sistema Procera (incluindo tanto o sistema de titânio como o sistema completamente cerâmico) consiste em uma unidade de desenho assistida por computador, instalada no laboratório dentário e ligada via modem à Procera Sandvik AB em Estocolmo, Suécia, onde a subestrutura será produzida. A partir de um modelo mestre (de trabalho), em gesso pedra extra-duro e obtido após uma impressão da preparação pelas técnicas convencionais, é feita uma leitura digital dos contornos da superfície da preparação utilizando um scanner controlado por computador. Para isso o modelo é colocado na base do scanner de modo a que as esferas de safira que constituem a ponta

da sonda do scanner possam percorrer a superfície do modelo à medida que ele roda em torno do seu eixo vertical. A ponta da sonda mantém um contacto muito suave com o modelo, aproximadamente 20 g, e é feito um registo a cada grau em torno de uma circunferência de 360°, sendo usados cerca de 50 000 registos para a elaboração da imagem digital de uma preparação (fig. 13). Uma vez feito o mapeamento de toda a superfície da preparação, os dados são verificados para controlar alguma falha no traçado da superfície; de seguida o operador traça a margem da preparação com o auxílio de programas específicos de CAD. Definido o contorno da superfície, o próximo passo é estabelecer o contorno da subestrutura cerâmica, a qual por defeito tem 600 µm de espessura; no entanto, o operador pode alterar esta definição consoante a situação assim o exigir. O ângulo de emergência da subestrutura é escolhido, sendo a espessura do espaçador estabelecida automaticamente. Os dados completos são então enviados via modem para a unidade de produção Procera Sandvik AB, em Estocolmo. Para a produção da cópia do modelo de trabalho, o sistema tem em conta que a alumina que vai ser usada para a elaboração da subestrutura sofre uma contracção de sinterização de 15% a 20%. Por isso, utilizando um programa específico de CAD-CAM - Procera Cadd (computer-assisted dental designs) - o sistema produz um modelo expandido de gesso que vai compensar essa contracção ^(6, 67, 68).

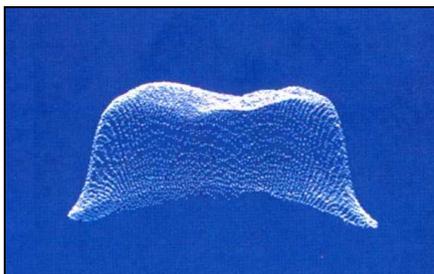


Figura 13: Definição tridimensional da forma da preparação obtida por “scanning” do modelo; esta imagem é usada para produzir a subestrutura Procera AllCeram® ⁽⁶⁷⁾.

A alumina usada para a elaboração da subestrutura é uma alumina de alta pureza ($\text{Al}_2\text{O}_3 > 99.9\%$); usando uma técnica de pressão a seco, o pó de alumina é compactado sobre o modelo expandido de tal modo que a alumina assim compactada tem resistência suficiente para resistir ao desgaste por CAM sem fracturar. Uma vez que o contorno externo esteja terminado a subestrutura de alumina compactada é sinterizada sem o suporte do modelo expandido, a 1550° C durante 1 hora ^(6, 18). Durante a sinterização a alumina sofre contracção através de um processo de transferência de material por difusão, tal como explicado pelas teorias de Coble: num estágio inicial as partículas de alumina, com um tamanho médio de 4 µm, estabelecem pontos de contacto entre elas, ou colos de fusão, registando-se um aumento da densidade de cerca de 10%; num estágio intermédio as partículas começam a crescer, formando-se uma estrutura granulosa com os poros a formar canais limitados por três partículas; o estágio final começa quando os poros cilíndricos são transformados

em espaços esféricos limitados por quatro grãos, mantendo-se 5% de porosidade. Os poros remanescentes seguem os movimentos dos limites dos grãos, não ficando aprisionados no seu interior uma vez que o trajecto de difusão é curto e facilita esse movimento. O resultado final é a obtenção de uma subestrutura com uma densidade de 3.94 g/cm^3 e translúcida, a qual é enviada por correio para o laboratório dentário, onde pode ser aplicada a cerâmica de caracterização para recriar a forma e cor adequada ^(18, 67).

A cerâmica utilizada para caracterização da subestrutura de alumina é uma cerâmica especialmente desenvolvida para o sistema, a AllCeram Porcelain® da Ducera®, com um coeficiente de expansão térmica compatível com o da alumina. Por vezes a subestrutura necessita de ser desgastada para proporcionar o espaço adequado para a caracterização, o que pode ser feito utilizando brocas de diamante de grão fino sob intensa refrigeração com água, até ao mínimo de 0.3 ou 0.4 mm de espessura, de modo a diminuir o risco de fractura ou distorção durante a aplicação da cerâmica. No entanto, esta possibilidade é remota devido à grande margem de segurança que existe entre a temperatura de sinterização da alumina (2050° C) e a temperatura de 910° C em que a cerâmica é cozida: com esta diferença de temperatura mesmo as margens mais finas da subestrutura se mantêm sem distorção. A caracterização da coroa é feita seguindo as técnicas convencionais da caracterização em camadas. Para além disso a cerâmica tem propriedades fluorescentes o que proporciona um efeito mais vital à restauração final. Esta cerâmica apresenta uma boa molhabilidade, resultando uma união química, do tipo iónico, e uma interface sem poros ^(18, 67).

A sinterização do pó de alumina da alta pureza forma uma estrutura com uma densidade muito elevada (3.94 g/cm^3) e com uma resistência à flexão de 601 MPa (um dos valores mais elevados entre os materiais cerâmicos), o que coloca este material entre os materiais que cumprem os requisitos da norma ISO 6474-1981 de “Implantes para cirurgia, materiais cerâmicos à base de alumina” ^(6, 18). Num estudo desenvolvido por Wagner e Chu, a resistência à flexão da subestrutura de alumina Procera AllCeram® (687 MPa) foi considerada significativamente superior à resistência à flexão do sistema In-Ceram® (352 MPa) e do sistema IPS Empress® (134 MPa). Todavia, apesar da diferença entre a resistência à fractura dos dois primeiros sistemas, eles mostraram igual resistência à fractura com valores muito próximos, 4.48 MPa m^{-2} e 4.49 MPa m^{-2} respectivamente para o sistema Procera AllCeram® e In-Ceram®, sendo contudo significativamente superior à resistência à fractura do sistema IPS-Empress® (1.74 MPa m^{-2}) ⁽⁶⁷⁾. A resistência à fractura das coroas Procera AllCeram® está dependente da espessura da subestrutura de alumina, uma vez que o módulo de ruptura da subestrutura (508 MPa) é bastante superior ao da cerâmica de caracterização (76 MPa) e deve, por isso, a espessura da subestrutura ser a maior possível em relação à espessura da cerâmica de caracterização. Isso mesmo ficou demonstrado ao comparar a resistência à fractura de coroas com espessura igual, mas onde se fazia variar a dimensão da subestrutura; as coroas com uma subestrutura de espessura de 0.5 mm registaram uma resistência de 158 MPa, enquanto que a espessura de 1.5 mm obteve uma resistência de 415 MPa,

significativamente superior. No entanto, estes valores parecem suficientemente elevados para suportar as forças mastigatórias funcionais e parafuncionais que se registam na cavidade oral ⁽⁶⁷⁾.

A espessura necessária para uma adequada resistência da restauração levanta o problema da capacidade da cerâmica de caracterização para conseguir um efeito estético agradável. Uma subestrutura tão densa e com um teor tão elevado de alumina torna-se mais difícil de camuflar. Apesar de manter alguma translucidez, esta estrutura densa de alumina encontra-se entre as mais opacas e com um controlo de cor mais difícil de obter ^(2, 29), mesmo tendo em conta que a cerâmica de caracterização permita uma composição estética em profundidade (em camadas) e apresente propriedades fluorescentes, proporcionando um efeito mais natural. A translucidez da subestrutura permite a difusão de alguma luminosidade, mas é suficientemente opaca para ocultar colorações intensas provenientes da estrutura dentária ou de núcleos metálicos. Porém, devido à cor branca intensa da alumina, é necessário uma espessura adicional de cerâmica para que a restauração não apareça demasiado esbranquiçada, onde uma camada de cerâmica muito fina poderá não conseguir o tom mais adequado (principalmente nas zonas cervicais da restauração), apesar da excelente estabilidade de cor demonstrada pela cerâmica de caracterização ⁽⁶⁷⁾. O desgaste recomendado para este tipo de restauração, de certo modo mais acentuado do que para outras restaurações, reflecte a necessidade de uma espessura maior para uma resistência adequada e uma caracterização estética natural. No entanto, não existem estudos que possam avaliar comparativamente o desempenho estético destas restaurações.

O processo de elaboração das coroas Procera AllCeram® é bastante preciso, produzindo coroas com uma adaptação marginal perfeitamente aceitável. De facto, tomando como referência o estudo efectuado por May et al., a fenda marginal média registada em coroas para molares foi de 62 µm, enquanto que as coroas para pré-molares apresentavam uma fenda marginal de 55 µm, estando qualquer um dos valores abaixo do limite de 120 µm definido como máximo aceitável. Também a adaptação interna dessas coroas nunca ultrapassou os 100 µm, sendo suficiente para a colocação do material de cimentação sem aumentar a fenda marginal ⁽⁶⁷⁾.

Actualmente o sistema Procera AllCeram® só permite a elaboração de restaurações unitárias, quer para dentes anteriores quer para dentes posteriores, uma vez que o sistema não consegue compensar a contracção complexa que ocorre durante a elaboração de estruturas múltiplas ^(6, 67). O sistema apresenta uma excelente biocompatibilidade, não existindo o risco de dissolução dos iões de alumínio nos fluídos orais com a consequente entrada na corrente sanguínea, como foi demonstrado pelo estudo de Adamczak e Linden. Para além disso, a cerâmica de caracterização produz uma abrasão do esmalte inferior às cerâmicas feldspáticas, estando muito próxima da abrasão produzida pelas ligas de ouro ⁽⁶⁷⁾.

O sistema Procera AllCeram® tem um desenvolvimento recente, não existindo ainda muitos estudos clínicos que comprovem a sua eficácia a longo prazo. Mas, no estudo desenvolvido por Odén et al., na sequência da avaliação de 97 coroas anteriores e posteriores em função há 5 anos e

usando os critérios de avaliação da CDA (California Dental Association), foi registado uma taxa de fracasso de apenas 3.1%, que só envolvia a fractura de 3 coroas posteriores mantendo-se as restantes como excelentes, ou no mínimo aceitáveis, quanto às características da superfície, cor, forma, e integridade marginal ⁽⁶⁷⁾.

4.7. Sistemas Vitro-cerâmicos

4.7.1. Sistema Dicor®

O sistema Dicor® (Dentsply International, Caulk, Milford e Corning Glass Works, Corning, NY) foi a 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 ⁽³²⁾. 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 vidro ⁽⁷⁾. A primeira utilização das vitro-cerâmicas como material restaurador foi em 1968 por MacCulloch; anos mais tarde, foi Grossman que descobriu e patenteou, em 1973, a cerâmica Macor (machinable corning) predecessora da cerâmica Dicor registada em 1984 por Adair. O desenvolvimento e produção do sistema ficou depois a cargo da Dentsply International e da Corning Glass Works, de onde deriva o seu nome fazendo uso das iniciais dos fabricantes ^(1, 14, 30, 32).

O sistema Dicor® utiliza uma vitro-cerâmica para, através de um processo que combina a técnica convencional da cera perdida e a moldagem por injeção, produzir inlays/onlays, facetas e coroas completamente cerâmicas ^(2, 7, 16). A cerâmica utilizada é uma Pyroceram® produzida pela Corning Glass Works, fornecida como pequenos lingotes no estado vítreo ou não cristalino e contem na sua composição vários óxidos tais como: SiO₂ (45% a 70%), K₂O (< 20%), e MgO (13% a 30%). Outros compostos como MgF₂ (4% a 9%) e pequenas quantidades de Al₂O₃ e ZrO₂ são incorporados para aumentar a durabilidade; agentes fluorescentes são também incorporados por razões estéticas e BaO para aumentar a opacidade ^(6, 15, 17, 30, 32, 81, 82).

A partir de uma impressão da preparação é obtido um modelo mestre, o qual é duplicado para obter o modelo de trabalho. Sobre o modelo de trabalho faz-se o enceramento da restauração, incluindo todos os contornos e pormenores desejados na restauração final, com o cuidado de a espessura mínima do padrão de cera nunca ser inferior a 1 mm para garantir resistência; são colocados os “sprues” de alimentação da cerâmica e o padrão de cera é incluído num revestimento fosfatado especialmente formulado para produzir uma expansão térmica de aproximadamente 1.6%, que deverá compensar a contração da cerâmica durante a ceramização. A cera é então

eliminada por um procedimento de queima em duas fases: coloca-se o anel de fundição no forno, eleva-se a temperatura a 250° C e após 30 minutos a temperatura é novamente elevada e mantida a 950° C. Com o anel de fundição pronto e à temperatura para receber a cerâmica, é necessário proceder à fundição da cerâmica propriamente dita; para isso, é utilizado um forno especial - Dicor casting machine- que consiste numa câmara de fundição, onde é colocado o lingote de cerâmica, montada sobre um braço oscilante para injeção centrífuga da cerâmica fundida. O lingote é colocado na câmara de fundição até atingir os 1358° C, altura em que, pela força centrífuga dos movimentos giratórios do braço oscilante, a cerâmica fundida é injectada no anel de fundição. Após o arrefecimento, o material de revestimento é eliminado com jacto de óxido de alumínio de 25 µm sob uma pressão de 40 psi, com o cuidado de proteger a restauração, uma vez que ela ainda se encontra no estado não cristalino.



Figura 14: Inlay Dicor® na fase vítrea ⁽³²⁾.

A estrutura é examinada para detectar poros e fendas ou qualquer outro defeito de fundição, o que é facilmente observável pois nesta fase a estrutura tem ainda um aspecto transparente (fig. 14). Devido ao facto de o revestimento ser também um material de sílica, a cerâmica consegue molhar completamente a superfície do revestimento sendo reproduzidos todos os detalhes do enceramento. Apesar disso pode ser necessário efectuar alguns ajustes clínicos na posição do bordo incisal e/ou no contorno axial; os ajustes podem ser efectuados mais facilmente neste estado vítreo, usando uma ponta diamantada de grão fino, o que minimiza as dificuldades do processo de coloração. A peça de vidro é então embebida num material tipo revestimento e colocado num tabuleiro de cerâmica para ser submetido ao tratamento térmico de ceramização. Este processo é executado num forno especial controlado electronicamente, uma vez que o processo de ceramização decorre em função do tempo e temperatura. O forno é aquecido gradualmente durante 135 minutos até à temperatura de ceramização (1075° C), a qual é mantida durante 6 horas; o arrefecimento até à temperatura ambiente é lento - cerca de 4 horas. Um cone pirométrico colocado no interior do forno ajuda a verificar o processo de ceramização; apresenta uma inclinação tipo gota quando o processo é bem sucedido. Durante o processo de ceramização ocorre a formação e crescimento dos cristais de fluormica, responsáveis pelas propriedades físicas e mecânicas da

cerâmica, passando a um estado semi-cristalino com a tonalidade e translucidez aproximada do esmalte (fig. 15). Após o acabamento dos pormenores anatómicos da superfície e verificada a adaptação, a restauração é limpa num banho de ultra-sons e são aplicados os agentes de coloração superficial; estes corantes unem-se com a estrutura cristalina da cerâmica e formam uma camada superficial de aproximadamente 125 μm . Devido à temperatura de cozedura destes agentes de coloração ser bastante inferior à temperatura de fundição da cerâmica (940° C contra 1358° C), não há o perigo de deformação da restauração ou alteração das suas propriedades. São permitidas tantas cozeduras quantas as necessárias para atingir a cor desejada ^(6, 32, 81, 82).



Figura 15: Inlay Dicor® após ceramização ⁽³²⁾.

As propriedades da cerâmica resultam da quantidade e do tipo de cristais formados na matriz vítrea durante a ceramização. O processo de ceramização é ajustado de modo a produzir 55% de fase cristalina em 45% de fase vítrea, convertendo uma estrutura amorfa em estrutura semi-cristalina. Durante esta alteração estrutural ocorre diminuição do volume da cerâmica, a qual é compensada pela expansão térmica de 1.6% do material de revestimento. O controlo electrónico do tempo e da temperatura é determinante na formação e desenvolvimento dos cristais, assim como a presença do flúor. O flúor actua de várias maneiras: como agente de nucleação para a formação e crescimento dos cristais; como fonte de iões fluoreto (F^-), que são um componente essencial da fase cristalina; proporciona fluidez suficiente quando a cerâmica é fundida, assegurando preenchimento completo do molde de revestimento pela cerâmica. Numa primeira fase da ceramização a temperatura é elevada, de modo a que ocorra a máxima nucleação dos cristais; a segunda fase promove o crescimento dos cristais, mantendo a temperatura elevada para que se formem cristais com dimensão adequada. Os cristais formados são cristais de tetrasilica-fluormica ($\text{K}_2\text{Mg}_5\text{Si}_8\text{O}_{20}\text{F}_4$) com cerca de 1 μm ; apresentam uma forma plana (tipo prato) e distribuem-se pela matriz vítrea sobrepondo-se e cruzando-se uns com os outros. Esta disposição dos cristais é em parte responsável pelas propriedades mecânicas da cerâmica ^(1, 6, 13, 17, 30, 32, 41).

A resistência dos materiais cerâmicos depende em grande parte do módulo de elasticidade da subestrutura, particularmente quando é sujeita a tensões. No caso das restaurações Dicor®, que são formadas como uma estrutura monolítica, as tensões distribuem-se por todo o corpo da restauração. O conteúdo elevado de cristais dispersos na fase vítrea e a sua dimensão reduzida resultam num

módulo de elasticidade mais elevado tornando a cerâmica Dicor® mais resistente, devido à deflexão ou impedimento da propagação da fractura^(29, 30, 38, 71, 83). A resistência à flexão desta cerâmica é superior à resistência das cerâmicas feldspáticas (com e sem reforço de partículas de alumina), contudo é inferior à resistência de cerâmicas com alto teor de alumina usadas para a elaboração de coroas com núcleo. Os valores referidos na literatura apresentam uma grande dispersão, variando entre 71.48 MPa e 152 MPa^(2, 6, 30, 44, 71, 79, 83), reflectindo as variáveis não controláveis mesmo quando o teste efectuado está padronizado. Os estudos sobre a resistência à fractura compressiva revelam uma grande disparidade entre eles; uma resistência à compressão tão elevada como 828 MPa só parece possível quando as restaurações são elaboradas com muito rigor técnico e sem a introdução de falhas na sua estrutura (como poros e fendas)⁽³⁰⁾. Alguns estudos atribuem às coroas Dicor® uma resistência à fractura compressiva equivalente a 30% da resistência das coroas metalo-cerâmicas e inferior a outras restaurações cerâmicas como as Cerestore®^(53, 59, 73); outros referem uma resistência compressiva bastante superior para as restaurações Dicor® em relação às coroas Cerestore® e muito mais aproximada da resistência das coroas metalo-cerâmicas^(56, 72).

Vários factores podem estar na base desta diferença, nomeadamente a adaptação interna das coroas e a presença de poros e fendas resultantes quer da técnica laboratorial, quer introduzidos por erros técnicos. A existência de poros e fendas na estrutura da cerâmica diminuem a sua resistência, pois actuam como pontos concentradores de tensões e, por isso, a acumulação de tensões mais pequenas pode iniciar a fractura. Da análise fractográfica de coroas Dicor® que fracturaram em uso clínico, verificou-se que a zona de início de fractura coincidia com a proximidade de fendas e poros, quer na superfície interna quer na superfície externa^(80, 84, 85). Durante a ceramização há formação de cristais dentro da matriz vítrea; no entanto, na interface com o material de revestimento forma-se uma camada mais opaca que contém cristais de forma mais irregular – cristais em agulha ou “whiskers” - orientados perpendicularmente à superfície. Esta camada - “ceram layer” - possui uma espessura de 25-100 µm, resulta do esgotamento do flúor junto da superfície e da interacção com o material de revestimento. Por razões estéticas é recomendado não remover a “ceram layer”, uma vez que evita a translucidez excessiva da cerâmica. Porém, associada a esta camada mais opaca está uma zona de macro e microporosidades, a qual constitui uma microestrutura mais frágil sendo uma fonte de porosidade. A remoção desta “ceram layer” e o polimento com pastas de diamante para cerâmica aumentam a resistência da cerâmica recorrendo-se, preferencialmente a métodos de caracterização para obter o efeito estético desejado^(32, 42, 44, 82, 83).

Por outro lado, a presença de poros e fendas na face interna da restauração pode ser resultado de imperfeições estruturais devidos à técnica laboratorial, ou ser resultado de erros técnicos: o desgaste para melhorar o assentamento da restauração e as fendas provocadas pela abrasão do jacto de alumina (utilizado para remover o revestimento)^(58, 73, 82, 84). No entanto, a influência negativa da

presença destes defeitos na face interna da coroa, particularmente quando da actuação de forças compressivas que colocam a face interna sob tensão, pode ser minorada usando um cimento de resina e técnicas adesivas de cimentação. O ataque da cerâmica com um ácido, quer seja o ácido fluorídrico (HF) ou amónia bifluorada (NH_4HF_2), dissolve parcialmente a matriz vítrea residual deixando expostos os cristais, criando assim uma superfície micro-retentiva; a remoção da fase vítrea não aumenta de forma significativa a dimensão dos poros internos e nem diminui a resistência da própria cerâmica. Para além da retenção mecânica, há também o estabelecimento de uma união química entre a cerâmica e o agente de união - o silano - que põe em contacto íntimo a superfície da cerâmica e o cimento de resina; esta ligação é estável e forte, de tal modo que, por vezes, a força de adesão cimento/cerâmica é superior à resistência coesiva da própria cerâmica ^(86, 87, 88, 89, 90). As coroas cimentadas deste modo apresentam uma resistência à fractura compressiva significativamente superior às coroas cimentadas com métodos não adesivos. No estudo desenvolvido por Bernal et al. sobre a resistência compressiva de coroas Dicor®, as coroas cimentadas com métodos adesivos fracturaram aos 142.73 Kg, enquanto que foram necessários somente 104.8 Kg e 98.33 Kg para fracturar coroas cimentadas com um cimento de ionómero de vidro e um cimento de fosfato de zinco, respectivamente ⁽⁹¹⁾.

Os mecanismos pelos quais a resistência das coroas cimentadas com métodos adesivos é aumentada parecem estar relacionados com: a redução da tensão associada ao aumento da curvatura na fenda superficial da cerâmica, devido ao tratamento ácido; a redução da tensão na fenda devido, ao completo preenchimento destas áreas com o silano e o cimento de resina; e a diminuição da deflexão ao longo da superfície interna da coroa, devido à união química entre o cimento, coroa e substância dentária ⁽⁷²⁾. O efeito do reforço destas coroas cerâmica através da utilização da cimentação adesiva é bem marcado nos estudos de McCormick et al. e de Mak et al., onde, apesar de não existir uma diferença significativa entre os materiais testados, a resistência à fractura das coroas Dicor® foi equivalente à resistência à fractura de pré-molares íntegros usados como controlo. Este facto está intimamente relacionado com os métodos do estudo, não devendo ser considerado como absoluto ^(92, 93).

A adaptação marginal das coroas Dicor® apresenta uma grande variabilidade consoante os estudos que são usados como referência; os valores encontrados na literatura variam de 19 μm a 80 μm ^(19, 49, 79). Alguns estudos referem uma fenda marginal tão pequena como 30 μm e consideram, inclusivamente, o sistema Dicor® com uma adaptação marginal superior à dos sistemas metalocerâmicos e Cerestore® ^(49, 78). Contudo, outros estudos referem um aumento da fenda marginal e uma pior adaptação interna quando comparados com outros sistemas: é o caso do estudo efectuado por Schaefer et al. onde a adaptação marginal das coroas Dicor® é inferior à das coroas Cerestore® e Renaissance®, com uma fenda marginal que oscila entre 50 μm e 79.3 μm . Também o estudo desenvolvido por Abbate et al. mostrou a mesma tendência, onde as coroas Dicor® registavam uma

fenda marginal na ordem dos 65.3 μm , superior aos outros sistemas. Este aumento da fenda marginal deve-se às falhas introduzidas durante a execução laboratorial destas coroas, para além de que o revestimento pode não compensar devidamente a contracção de 1.6% que a cerâmica sofre durante a ceramização. Por outro lado, a remoção do padrão de cera do modelo pode provocar distorções responsáveis por um aumento de cerca de 35 μm na fenda marginal ^(48, 73, 76, 94). A discrepância de valores encontrados demonstra que este sistema pode produzir coroas com margens aceitáveis, mas que, no entanto, este é um factor sensível e dependente de uma técnica laboratorial muito precisa. Ainda assim, é perfeitamente possível a elaboração de coroas com uma estabilidade dimensional aceitável, superior à das coroas metalo-cerâmicas. No estudo clínico de 100 pacientes, 93% das coroas Dicor® apresentavam uma adaptação marginal classificada como excelente, enquanto que só 53% das coroas metalo-cerâmicas atingiram esta classificação ⁽⁸¹⁾.

As propriedades ópticas da cerâmica Dicor® são muito próximas das do esmalte: índice de refração 1.52 e 1.65 e translucidez 0.56 e 0.48, respectivamente ^(30, 32). Isto deve-se ao facto de os cristais de tetrasílica-fluormica apresentarem um índice de refração muito próximo da refração da fase vítrea, o que faz com que a luminosidade possa atravessar a estrutura da cerâmica praticamente sem grandes obstáculos ^(32, 41, 81). A “ceram layer” produz alguma opacidade, mas a sua eliminação para aumentar a resistência da cerâmica aumenta ainda mais a translucidez e coloca esta cerâmica entre os materiais cerâmicos mais translúcidos ^(2, 29, 42).

No final da ceramização a restauração é praticamente acromática, o que torna necessário a utilização de opacificadores e corantes superficiais para a caracterização apropriada da restauração, nomeadamente o croma e a saturação, mantendo uma translucidez aproximada da inicial. A propriedade que a cerâmica tem de adquirir as tonalidades dos tecidos circundantes, isto é, apresentar um efeito camaleão, é particularmente útil em dentições jovens e cuja coloração seja essencialmente proveniente da superfície. De outro modo, quando a coloração dos dentes adjacentes é mais intensa e profunda, as coroas Dicor® apresentam um efeito de pintura superficial e têm uma translucidez excessiva ao nível do bordo incisal, não conseguindo dar o croma e intensidade adequados na zona cervical. Devido à translucidez destas coroas, é contra-indicada a sua utilização sobre núcleos ou espigões metálicos, assim como para mascarar grandes alterações da coloração dentária; mesmo recorrendo a cimentos com diversas colorações não se consegue um efeito estético satisfatório. Outro problema surge porque os corantes superficiais apresentam alguma tendência para sofrer uma erosão rápida, acentuada com a presença de substâncias fluoradas aciduladas, por isso é conveniente em aplicações tópicas de flúor usar substâncias neutras ^(15, 19, 30, 32, 60, 79, 81, 82).

Na tentativa de minorar os inconvenientes da excessiva translucidez da cerâmica Dicor®, Geller e Kwiatkowski desenvolveram a coroa Willi's Glas: esta coroa mais não é do que uma subestrutura de vitro-cerâmica Dicor® elaborada pela técnica convencional e revestida com uma cerâmica de caracterização. A coroa é elaborada do mesmo modo que uma coroa Dicor® para

depois ser recortada e receber uma cerâmica de caracterização com um coeficiente de expansão térmica compatível. De início era usada uma cerâmica feldspática aluminosa, a Vitadur® N, mas entretanto foi desenvolvida uma cerâmica para esse efeito, o que deu origem ao sistema Dicor® Plus. As propriedades estéticas são melhoradas pois é possível a construção da coroa mais em profundidade e com um pouco mais de opacidade; as propriedades mecânicas são semelhantes às das coroas convencionais Dicor® (2, 15, 60, 79, 95, 96).

A reacção dos tecidos em contacto com a cerâmica Dicor® é muito favorável, não aparecendo sinais de inflamação gengival em coroas correctamente contornadas: a acumulação de placa bacteriana é até sete vezes menor sobre esta superfície. Por outro lado, em contacto com o esmalte não produz uma abrasão acentuada devido à dureza superficial da cerâmica ser comparável à do esmalte. Apresenta uma abrasividade semelhante às ligas de ouro tipo III e é menos abrasiva que as cerâmicas feldspáticas com e sem reforço de leucite (17, 19, 79, 81, 82, 97).

Uma limitação do sistema Dicor® é a sua utilização estar restrita à elaboração de restaurações unitárias, não sendo possível a sua utilização em próteses fixas. A utilização de próteses fixas Dicor® de três elementos, elaboradas em duas peças com um conector tipo macho/fêmea e posteriormente unidas com resina composta, resultou na fractura de 80% dessas próteses durante o primeiro ano (13). As coroas Dicor® podem ser usadas para restaurar dentes anteriores e posteriores; no entanto, a taxa de falhas é significativamente mais elevada nos sectores posteriores das arcadas dentárias, atingindo uma taxa de fractura de 35% em molares e 11.8% em pré-molares quando cimentadas com técnicas não adesivas, contra os 3.5% registados para os incisivos (2, 13, 16, 44). Um outro estudo clínico utilizando cerca de 200 coroas Dicor® modificadas (ou coroas Willi's Glas ou Dicor® Plus) restritas à restauração de dentes anteriores registou, num período de 4 anos, apenas a fractura de uma coroa (96). A utilização de técnicas de cimentação adesivas reduz significativamente a taxa de fractura. Num estudo clínico efectuado durante 4 anos a taxa de fractura de coroas cimentadas com técnicas adesivas foi de 2.9%, comparada com 13.6% para coroas cimentadas com cimento de ionómero de vidro ou fosfato de zinco (94); noutro estudo envolvendo 143 coroas anteriores e 254 coroas posteriores, cimentadas com técnicas adesivas, a taxa de fractura foi de apenas 1.3% (13).

4.7.2. Sistema Cerapearl®

O sistema Cerapearl® (Kyocera Bioceramics Group of Kyocera Corp., Kyoto, Japão) é uma vitro-cerâmica de apatite, cujo seu desenvolvimento foi iniciado em 1985, por Hobo e Iwata. O método laboratorial é o das vitro-cerâmicas, semelhante ao sistema Dicor®, formando-se uma cerâmica a partir da cristalização parcial do vidro. Na sua composição estão presentes vários óxidos [óxido de cálcio (CaO), óxido de fósforo (P₂O₅), óxido de magnésio (MgO) e óxido de silício

(SiO₂), e a sua fase cristalina é composta por hidroxiapatite – [Ca₁₀(PO₄)₆OH₂]; a estrutura cristalina é semelhante ao esmalte dentário, mas com uma disposição mais irregular ^(1, 17).

O vidro é fundido a 1460° C e o processo de ceramização ocorre aos 870° C com formação e crescimento dos cristais de hidroxiapatite, a cerâmica torna-se menos transparente e toma a coloração característica dos vidros ceramizados – sem croma e esbranquiçados; durante a ceramização ocorre uma contracção de 0.53% ⁽¹⁹⁾.

A caracterização final é adquirida através da cozedura de opacos e corantes de superfície, realizada em forno especial devido à grande fragilidade da cerâmica durante o arrefecimento. É dito que esta cerâmica pode ser aderida (adesão) à superfície dentária através de cimentos de ionómero de vidro, os quais se unem com a hidroxiapatite da fase cristalina; um agente de ataque ácido especial teria sido desenvolvido para favorecer esta união, ao promover a dissolução preferencial da fase vítrea e deixando expostos os cristais de hidroxiapatite. A utilização de cimentos de ionómero de vidro com coloração poderia ajudar na regulação da tonalidade final da restauração ^(1, 19, 60).

As propriedades mecânicas desta cerâmica serão semelhantes às da cerâmica Dicor®, apresentando uma resistência à flexão de 150 MPa. No entanto, muito pouco está escrito a respeito deste sistema cerâmico, que em meados de 1990 estava em investigação, desenvolvimento e fase de testes, não se encontrando nessa data ainda em comercialização ^(17, 19, 44).

4.7.3. Sistema IPS-Empress®

O sistema IPS-Empress® (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) utiliza uma vitro-cerâmica reforçada por cristais de leucite para a elaboração de inlays/onlays, facetas e coroas. A cerâmica, fornecida sob a forma de pequenas pastilhas ou lingotes, é pré-ceramizada e a fase cristalina representa cerca de 35% (por peso) após a fundição. A técnica laboratorial para a confecção de restaurações IPS-Empress® combina a técnica convencional da cera perdida com uma técnica designada por termo-pressão (“heat-press technique”): a restauração é encerada sobre um modelo de trabalho e o padrão de cera é incluído num material de revestimento para injeção da cerâmica fluída, por termo-pressão num forno especialmente desenvolvido para esta técnica. Após a remoção do revestimento os contornos da restauração estão praticamente definidos. A caracterização final é obtida por uma de duas técnicas: a técnica de caracterização superficial por aplicação de corantes de superfície com uma vitrificação final; e a técnica de caracterização por camadas com uma cerâmica de coeficiente de expansão térmica compatível, a qual é aplicada e fundida sobre a subestrutura IPS-Empress® até à definição do contorno e coloração desejados. O resultado estético destas restaurações é muito bom por as pastilhas de cerâmica se apresentarem em diversas cores base (correspondendo às cores da escala Vita®) e a cerâmica se manter bastante translúcida (22-

32% da translucidez do vidro), o que torna o resultado estético superior ao das coroas Dicor® (2, 6, 11, 15, 16, 29, 79).

A quantidade da fase cristalina e o tipo de cristais são responsáveis pelo aumento da resistência à flexão que esta cerâmica apresenta em relação a outras vitro-cerâmicas, registrando valores na ordem dos 180 MPa a 215 MPa. No entanto, tal como no caso de outras vitro-cerâmicas e cerâmicas passíveis de ataque ácido, a cimentação adesiva aumenta a resistência à fractura compressiva das restaurações (6, 7, 79).

Apesar de os estudos longitudinais não serem muito longos e serem poucos os estudos publicados, as taxas de fracturas registadas são normalmente muito baixas e os resultados clínicos são satisfatórios (6, 16). Um estudo envolvendo 75 coroas IPS-Empress® em serviço por um período variável entre 1 e 30 meses não registou qualquer fractura (2); outro estudo clínico avaliou o desempenho de 62 restaurações IPS-Empress® colocadas em função durante 2 anos, tendo sido registada apenas uma fractura (98).

Este sistema é discutido com maior detalhe no capítulo 7.

4.7.4. Sistema Optec OPC®

O sistema Optec OPC® - Optec Pressable Ceramic- (Jeneric/Pentron Inc, Wallingford, Conneticut) é outra vitro-cerâmica recentemente introduzida no mercado, que utiliza o reforço por dispersão de cristais de leucite na matriz vítrea. O método laboratorial é semelhante ao do sistema IPS-Empress®, combinando a técnica da cera perdida com a moldagem por termo-pressão para a elaboração de inlays/onlays, facetas e coroas. Uma cerâmica feldspática com alto teor de leucite, a Optec HSP®, pode ser utilizada sobre uma subestrutura elaborada com a vitro-cerâmica Optec OPC® para uma caracterização mais profunda das coroas. Os diferentes tratamentos térmicos para aplicação dos corantes superficiais ou da cerâmica de caracterização aumentam o conteúdo percentual da fase cristalina o que, conjuntamente com a diminuição do tamanho dos cristais de leucite e o aumento do seu número referidos pelo fabricante, será responsável pelo aumento verificado na resistência desta cerâmica. A resistência à flexão é comparada à da cerâmica IPS-Empress® (aproximadamente 165Mpa) e, de igual modo, a cimentação com técnicas adesivas é tida como capaz de aumentar a resistência compressiva das restaurações. Porém, devido à sua recente introdução no mercado, os dados disponíveis são muito escassos, sendo necessários mais estudos laboratoriais e estudos longitudinais clínicos que comprovem a validade deste sistema e que dada a sua semelhança com o sistema IPS-Empress® deve apresentar uma performance aproximada (6, 16, 99, 100).

4.8. Sistemas sobre Modelos Refractários

4.8.1. Sistema Optec HSP®

O sistema Optec HSP® (Jeneric/Pentron Inc, Wallingford, Connecticut) usa as técnicas convencionais de condensação e sinterização das cerâmicas feldspáticas aluminosas. A cerâmica utilizada é uma cerâmica feldspática com alto teor de cristais de leucite, a qual é compactada e sinterizada directamente sobre um modelo refractário; a fase cristalina ocupa um volume de aproximadamente 48% da cerâmica e é constituída por cristais de leucite com uma dimensão, variável segundo os estudos, entre 1.5-2.5 μm e 10-15 μm ^(17, 28, 29). O pó de cerâmica é aplicado sobre o modelo de trabalho refractário, previamente desgaseficado, com um coeficiente de expansão térmica semelhante ao da cerâmica; devido à sua translucidez só são utilizadas cerâmicas de corpo e incisal, que permitem uma caracterização em profundidade através da aplicação em camadas dos pós de cerâmica com diversas colorações. Após as várias cozeduras a restauração é removida do modelo refractário, sendo normalmente necessário utilizar um jacto de areia para separar a cerâmica do material refractário; a restauração é constituída por um só tipo de cerâmica e não é utilizado nenhum material como subestrutura ^(1, 7, 13, 16, 28).

O grande número de cristais e a distribuição uniforme pela matriz vítrea, devido ao seu tamanho relativamente pequeno, contribuem para aumentar a resistência à fractura; para além disso, a diferença entre os coeficientes de expansão térmica da matriz vítrea ($10 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) e dos cristais de leucite ($17 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) gera forças compressivas tangenciais ao redor dos cristais, as quais actuam como deflectoras da propagação da fractura e, por isso, aumentam a resistência. Os valores referidos para a resistência à flexão estão compreendidos entre os 140 MPa e os 175 MPa ^(10, 16, 28, 44, 79). Durante as várias cozeduras da cerâmica regista-se um aumento do número dos cristais de leucite como resultado dos diversos tratamentos térmicos, o que também pode ser responsável pelo aumento da resistência ⁽¹⁰⁾. Um outro mecanismo apontado como capaz de aumentar a resistência destas restaurações é a utilização de métodos adesivos para a cimentação, que põem em íntimo contacto a cerâmica e a estrutura dentária, tal como já foi discutido para as restaurações vitro-cerâmicas (ver sistema Dicor®) ^(16, 17, 101, 102).

Os resultados estéticos obtidos com esta cerâmica são bons: apresentam uma cor adequada, devido à utilização de pós de cerâmica com diversas colorações, e uma translucidez suficiente, pois apesar do conteúdo elevado de cristais de leucite estes têm um índice de refração próximo ao da matriz vítrea ^(16, 19, 28, 29, 44). A contracção da cerâmica durante a cozedura deveria ser compensada pela expansão do material refractário; no entanto, a adaptação marginal é variável entre diversos pontos da restauração, relacionando-se com a direcção de contracção da cerâmica. Devido ao potencial de contracção da cerâmica a fenda marginal oclusal é aceitável, mas em cervical a fenda

atinge por vezes valores superiores a 120 μm , o que torna difícil elaborar restaurações com margens sempre aceitáveis ^(7, 103, 104).

O sistema Optec HSP® foi desenvolvido para a elaboração de inlays/onlays, facetas e coroas; contudo, devido ao alto índice de fracturas registado com estes inlays (principalmente quando não cimentados com técnicas adesivas) e à resistência moderada que esta cerâmica apresenta, parece que a sua indicação principal será para a elaboração de facetas estéticas. Uma vantagem deste sistema é dispensar equipamento laboratorial especial, apresentando por isso custos inferiores. Não existem, contudo, estudos clínicos de curto ou longo prazo que possam atestar as propriedades deste sistema cerâmico ^(7, 16, 28, 105).

4.8.2. Os Sistemas Mirage® e Duceram LFC®

O sistema Mirage® (Myron International, Inc., Kansas City, Kansas) e o sistema Duceram LFC® (Degussa) são dois sistemas que utilizam a mesma técnica laboratorial do sistema Optec HSP®, mas recorrem a materiais diferentes. O sistema Mirage® faz uso de uma cerâmica feldspática reforçada por cristais de leucite e fibras de zircónio para reforço estrutural as quais, conjuntamente com a maior quantidade de cristais de leucite, proporcionam maior resistência, mas diminuem a translucidez ^(10, 29, 71). Por seu lado, a cerâmica usada no sistema Duceram LFC® pertence a uma nova categoria de cerâmicas referidas como “cerâmicas hidrotérmicas de baixa fusão”, a qual é basicamente um vidro em estado amorfo contendo iões hidróxilo. Esta cerâmica é menos abrasiva que as cerâmicas feldspáticas com leucite, sendo a sua resistência à flexão resultante de um mecanismo de troca iónica por parte dos iões hidróxilo; este mecanismo também é responsável pelo encerramento das microfendas estruturais. Esta cerâmica constitui apenas a camada externa da restauração, sendo aplicada sobre uma subestrutura elaborada com uma cerâmica feldspática com leucite – a Duceram Metal Ceramic – que funciona como núcleo de reforço ⁽¹⁶⁾.

O comportamento mecânico e clínico destas restaurações será idêntico ao das restaurações Optec HSP®, mas, tal como com este sistema, os estudos laboratoriais e clínicos que substanciam estes dados são escassos, prevalecendo apenas as indicações dos fabricantes.

4.9. Sistema In-Ceram®

O sistema In-Ceram® (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) consiste numa subestrutura cerâmica de alumina infiltrada com um vidro, sobre a qual é aplicada uma cerâmica feldspática para definir os contornos e a caracterização final da restauração. O processo de elaboração deriva de uma técnica industrial designada de moldagem por suspensão (do inglês “slip-

casting”), redefinida e adaptada em 1985, por M. Sadoun, à produção de subestruturas para coroas cerâmicas. Uma suspensão homogeneizada de alumina pura – o “slip” - é aplicada sobre um modelo de gesso especial, duplicado do modelo mestre, o qual absorve por capilaridade a água contida na suspensão compactando as partículas de alumina. A compactação das partículas de alumina permite que a estrutura seja conformada ainda em estado “verde”, sendo posteriormente submetida a uma cozedura que produz a sinterização (fusão) superficial das partículas de alumina, obtendo-se uma subestrutura de alumina pura com uma rede tridimensional de poros. Essa subestrutura é infiltrada com um vidro de lantânio de baixa viscosidade que, ao ser fundido sobre essa estrutura, se difunde por capilaridade através da rede de poros, resultando numa estrutura muito densa devido à eliminação quase completa da porosidade. A restauração é completada com a aplicação de uma cerâmica feldspática aluminosa para caracterização e conformação anatômica ^(2, 6, 7, 13, 14, 15, 16, 26).

A interposição contínua das duas fases (vidro disposto numa rede tridimensional de poros formados pela alumina) forma um material que se comporta como um composto de fases interpenetrantes: estes compostos apresentam propriedades mecânicas e físicas superiores às de cada um dos materiais considerados isoladamente, devido às restrições físicas e geométricas que são colocadas à propagação da fractura. Adicionalmente os cristais de alumina que formam a fase cristalina constituem mais de 85% do volume da subestrutura, o que, conjuntamente com o comportamento de um composto de fases interpenetrantes, proporciona uma resistência muito elevada a este tipo de cerâmica. De facto, a resistência à flexão chega a atingir valores na ordem dos 450 a 600 MPa, ou seja três a quatro vezes superior à resistência à flexão da maioria das cerâmicas ^(2, 6, 14, 16, 24, 26, 29, 79). A resistência à fractura compressiva apresenta um comportamento semelhante, sendo a resistência das coroas In-Ceram® significativamente superior a outros sistemas testados no mesmo estudo, entre eles o sistema Dicor®, IPS-Empress® e as coroas com núcleo de alumina ⁽⁷²⁾. Outro estudo, realizado por Castellani et al., refere que a resistência das coroas In-Ceram®, apesar do valor superior registado, não é significativamente diferente da resistência das coroas metalo-cerâmicas ⁽⁵⁴⁾.

Os resultados clínicos, apesar de não muito extensos, são muito bons. O sistema In-Ceram® permite a elaboração de inlays/onlays, facetas, coroas anteriores e posteriores assim como próteses fixas anteriores de pequena extensão, não sendo recomendado pelo fabricante a sua utilização em próteses fixas posteriores. Durante um período médio de observação de 20.8 meses não foram registadas quaisquer fracturas entre as 21 coroas anteriores e as 40 coroas posteriores ⁽²⁾. O estudo efectuado por Pröbster referindo-se a 76 restaurações In-Ceram® observadas em função por um período de 35 meses (61 coroas e 15 próteses fixas) obteve como resultados: ausência de fractura entre as coroas, uma prótese fixa de 5 elementos fracturada e uma outra prótese fixa que teve de ser removida devido a complicações periodontais envolvendo um dos pilares ⁽¹⁰⁶⁾. Para além da grande resistência à fractura, estas restaurações apresentam uma estabilidade dimensional muito boa,

conseguindo-se uma adaptação marginal na ordem dos 24µm-39 µm em coroas e 58 µm em próteses fixas, o que é comparável à adaptação das coroas metalo-cerâmicas e inferior ao limite definido como clinicamente aceitável ^(2, 26).

O elevado conteúdo de alumina da subestrutura confere alguma opacidade a estas restaurações, apesar do índice de refração do vidro ser próximo do da alumina. A translucidez é apenas 1-3% da do vidro comum; no entanto, como a espessura da subestrutura não necessita de ultrapassar 0.5 mm nas faces estéticas, é possível construir a cor em profundidade com a aplicação em camadas da cerâmica de caracterização. Para além disso, o vidro usado para a infiltração é um vidro corado, conferindo à subestrutura uma cor aproximada da dentina, o que facilita a caracterização ao eliminar a tonalidade esbranquiçada da alumina. O sistema In-Ceram® é constituído por três sub-famílias: o In-Ceram® Alumina, o In-Ceram® Spinel e o In-Ceram® Zircónia. O In-Ceram® Spinel está indicado para os casos em que é necessária uma maior translucidez, pois é constituído por aluminato de magnésio ($MgAl_2O_4$), que apresenta uma maior translucidez; porém, a sua resistência é também menor devendo usar-se apenas para a confecção de facetas e inlays, ou em casos em que a dentição adjacente à coroa seja muito translúcida. O In-Ceram® Zircónia está ainda em desenvolvimento para permitir alargar a utilização do sistema em próteses fixas posteriores e mais extensas ^(6, 16, 29).

A principal desvantagem do sistema é a necessidade de equipamentos específicos e dispendiosos, para além de que o In-Ceram® Alumina é um pouco opaco exigindo uma espessura de desgaste maior. O processo laboratorial é também muito longo e exige alguma experiência, pois é uma técnica que foge aos métodos habituais.

O sistema In-Ceram® é discutido com maior detalhe no capítulo 8, onde poderão ser encontradas informações mais pormenorizadas a respeito do sistema.

4.10. Sistemas Cerâmicos Maquináveis ou para Fresagem

4.10.1. Cerâmicas para CAD-CAM/CIM

Estas cerâmicas são fornecidas sob a forma de blocos ou lingotes de diversas cores, para serem trabalhadas por fresagem assistida por computador de modo a estabelecer o contorno da restauração; podem ser posteriormente caracterizadas com pigmentos superficiais e vitrificadas. Dois tipos de cerâmica estão disponíveis: a Cerec® Vitablocs® Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) e a Dicor® MGC (Dentsply International, Caulk, Milford). A cerâmica Cerec® Vitablocs® Mark II é uma cerâmica feldspática semelhante à usada nas restaurações metalo-cerâmicas, mas é constituída por partículas de menor dimensão. A cerâmica Dicor® MGC (Machinable Glass Ceramic) é uma vitro-cerâmica reforçada por cristais de tetrasilica-fluormica

dispersos na matriz vítrea, constituindo 65% a 70% do volume da cerâmica. Ambas as cerâmicas derivam de cerâmicas já existentes, sendo superiores em determinados aspectos em relação às suas predecessoras para produção laboratorial das restaurações ^(2, 6, 16, 29, 33, 97). A elaboração destas restaurações cerâmicas envolve a utilização da tecnologia CAD-CAM (Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing) ou CAD-CIM (Computer Aided Design – Computer Integrated Manufacturing), através da utilização do sistema Cerec®.

O sistema Cerec® (Siemens Dentalsystems, Inc, Bensheim, Alemanha) foi desenvolvido por Mörmann e Brandestini e tem passado por diversas evoluções. A primeira versão do sistema, o Cerec® 1, foi lançada em 1985 (Brains®), tendo o desenvolvimento do sistema contado com a participação da Siemens a partir de 1988. A terceira geração, a partir de 1992, já incluía um motor eléctrico para a fresagem; em 1993 dispunha de um programa informático que permitia a preparação de facetas. Até esta altura a tecnologia CAD-CAM usada no sistema não permitia a preparação de formas irregulares da superfície pulpar ou da superfície oclusal, tendo esta de ser acabada pelo médico após cimentação da restauração. A introdução, em Setembro de 1994, do Cerec® 2 veio colmatar estas deficiências partindo dos mesmos princípios utilizados na versão anterior, mas revendo e aperfeiçoando as performances do equipamento e introduzindo novos programas informáticos, que permitem a produção integral da restauração – CAD-CIM.

A restauração pode ser elaborada numa só sessão clínica sem ser necessário a intervenção de qualquer procedimento laboratorial. Após finalizada a preparação, é feita uma “impressão” óptica tridimensional com a micro-câmara incorporada no sistema e a imagem é guardada na memória do computador. O operador introduz o posicionamento da fissura central e, através de um dos três modos disponíveis para desenho, projecta os contornos da restauração. Os modos disponíveis são: extrapolação, onde a oclusão é adaptada à anatomia; correlação, para conformar restaurações segundo padrões funcionais; linear, que utiliza um plano vestibulo-lingual. O modo de extrapolação parece o mais prático e simples de utilizar para desenhar o contorno das restaurações. A partir do desenho projectado a unidade de desgaste inicia a fresagem do bloco de cerâmica, com movimentos dos instrumentos de corte (uma broca cilíndrica e um disco diamantados de 64 µm de grão) controlados pelo computador, com o fim de reproduzir as características do desenho. O contorno oclusal das restaurações pode ser melhor definido e a são adicionados agentes de caracterização superficial, para conseguir um melhor resultado estético ^(2, 6, 7, 31, 32, 33).

As restaurações produzidas com o sistema Cerec® 2 a partir das cerâmicas Vitablocs® Mark II e Dicor® MGC apresentam propriedades normalmente superiores às restaurações equivalentes produzidas laboratorialmente, uma vez que a produção industrial tem um maior controlo sobre a qualidade das cerâmicas do que o processamento laboratorial. Assim, a resistência à flexão referida para a cerâmica Vitablocs® Mark II está compreendida entre 110-152 MPa, enquanto que a sua congénere laboratorial apresenta uma resistência de 90 MPa; por seu lado, a resistência da cerâmica Dicor® MGC é de 216 MPa, contra os 152 MPa da cerâmica Dicor® ^(6, 16). Tal como acontece com

as cerâmicas respectivas para processamento laboratorial, a cerâmica Dicor® MGC é menos abrasiva do que a cerâmica Vitablocs® Mark II, produzindo uma abrasão do esmalte aproximada da abrasão provocada pelas ligas de ouro tipo III ⁽⁹⁷⁾.

A adaptação marginal destas restaurações está relacionada com a precisão de desgaste do sistema Cerec®, sendo independente do tipo de cerâmica utilizada. Para as restaurações elaboradas com o Cerec® 1 a fenda marginal atingia valores entre os 80-190 µm; no entanto, com o Cerec® 2 a exactidão do desgaste foi melhorada, tendo a fenda marginal diminuído para valores na ordem dos 84 µm. A cimentação com métodos adesivos e resinas compostas é capaz de eliminar esta fenda, mas quanto maior for a espessura de cimento de resina exposta na interface maior será o potencial de degradação com conseqüente degradação da integridade marginal das restaurações e estrutura dentária ^(2, 16, 33, 103, 107). Entretanto, não foi encontrada relação entre a largura da fenda marginal e o aprofundamento por erosão da resina composta - ao fim de 5 anos a fenda marginal apresentava valores da ordem dos 373 µm de largura com uma profundidade apenas de 111 µm. O sistema Cerec® 2 está preparado para produzir inlays/onlays, facetas e também coroas; porém, não existem dados que avaliem o desempenho do sistema em relação a este tipo de restauração. Quanto ao desempenho clínico de inlays e onlays, tem sido referida uma taxa de sucesso de 95% a 5 anos; um outro estudo refere que apenas 3 de 115 inlays tinham fracturado ao fim de 5 anos ^(2, 108).

As vantagens do sistema resultam das melhores propriedades da cerâmica produzida industrialmente e da rapidez do processo que permite a elaboração da restauração numa só sessão e independente do laboratório. Por outro lado, o sistema é muito dispendioso e exige algum treino, para além de que só é possível uma caracterização superficial das restaurações e é difícil estabelecer o contorno oclusal correcto.

4.10.2. Cerâmicas para Fresagem por Reprodução

Tal como para as cerâmicas usadas com o sistema Cerec®, as cerâmicas para fresagem por reprodução são derivadas das suas semelhantes para processamento laboratorial convencional. Uma destas cerâmicas, a Celay® Vitablocs® Mark II, é em tudo igual à Cerec® Vitablocs® Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha), só diferindo no método de processamento. A outra, a Vita® Celay® Alumina Blank (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) é um bloco de alumina sinterizada industrialmente e usada para a produção de subestruturas cerâmicas semelhantes às do sistema In-Ceram®; a subestrutura é conformada mecanicamente utilizando a técnica de fresagem por reprodução, sendo depois infiltrada e caracterizada pelos processos tradicionais da técnica In-Ceram® ^(2, 16, 34, 109).

A fresagem por reprodução, “copy-milling” da literatura anglo-saxónica, é um processo puramente mecânico, semelhante aos princípios usados na reprodução das chaves, ao contrário dos sistemas CAD-CIM controlados por computador. O sistema Celay® (Mikrona AG, Spreitenbach,

Suíça), comercializado em 1992, é uma unidade de fresagem por reprodução de alta precisão que faz uso destes princípios, sendo usada para conformar mecanicamente as cerâmicas acima referidas. Nos últimos anos, este sistema tem sido usado para a produção de subestruturas de alumina a partir dos blocos de Vita® Celay® Alumina Blank. Sobre o modelo obtido de uma impressão do preparo completo é elaborada uma réplica com resina composta fotopolimerizável, contendo os pormenores desejados para a subestrutura de alumina, nomeadamente a espessura mínima e a ausência de ângulos que dificultem o processo de cópia. Esta réplica é montada no lado destinado a fazer a sondagem (ou mapeamento), enquanto que do lado de fresagem é montado um bloco de alumina sinterizada industrialmente (ou um bloco de cerâmica feldspática). Ambos os lados da unidade Celay® estão interligados por um mecanismo de transferência geométrica para ligar os movimentos tridimensionais da sonda exploradora com os movimentos do aparelho de fresagem. A sonda exploradora, com a mesma forma e dimensão da broca de fresagem, percorre a superfície da réplica; ao mesmo tempo, do lado oposto as brocas diamantadas são impulsionadas por uma turbina de pressão de ar e vão desgastando a superfície do bloco de alumina. O início da redução é feito com discos de diamante de grão de 126 µm, sendo o contorno final feito quer com discos quer com brocas cilíndricas de ponta arredondada de 64 µm de grão. O processo de fresagem de uma coroa tem duração aproximada de 15 minutos. Após o desgaste estar completo, a subestrutura é infiltrada com um vidro usado no sistema In-Ceram® segundo as mesmas técnicas; no entanto, devido ao maior efeito de capilaridade da alumina industrial, o processo de infiltração demora apenas 40 minutos. A aplicação de uma cerâmica feldspática aluminosa – Vitadur® Alfa ou N – é feita seguindo as técnicas convencionais; a restauração resultante é similar a uma restauração In-Ceram® ^(6, 7, 31, 34, 109).

Comparativamente com as coroas In-Ceram®, as coroas elaboradas a partir da alumina industrial com o sistema Celay® apresentam uma resistência à fractura superior quando são usadas cargas não axiais; não há, contudo, diferença significativa da resistência à fractura compressiva das coroas quando submetidas a forças axiais. As forças necessárias para fracturar as coroas produzidas a partir de alumina industrial apresentam menos variação, possivelmente devido ao facto de alguns erros laboratoriais introduzidos durante a aplicação da suspensão de alumina poderem ser suprimidos, usando uma alumina industrial mais uniforme. Como resultado dessa maior uniformidade, a resistência à flexão da alumina industrial vitro-infiltrada (500 MPa) é 10% superior à resistência da subestrutura In-Ceram® convencional ^(34, 109).

A adaptação marginal deste tipo de restaurações é sobreponível à adaptação das coroas In-Ceram®, sendo um processo bastante preciso e apresentando valores dentro dos limites de aceitação clínica. Em coroas anteriores a fenda marginal das restaurações elaboradas pelo sistema Celay® apresentou um valor médio de 38 µm, contra os 32.5 µm das coroas In-Ceram®, enquanto que o valor médio para a fenda das coroas de pré-molares foi de 45 µm para ambos os tipos de

restauração. Apesar da maior variabilidade de valores medidos nas fendas das coroas Celay®, 93.8% apresentaram fendas inferiores a 100 µm e 57.7% tinham uma fenda inferior a 50 µm, o que torna a adaptação marginal destas restaurações perfeitamente aceitável ^(2, 6, 34, 109).

As principais desvantagens do sistema, para além dos custos do próprio sistema, são as dificuldades técnicas que surgem, como qualquer novo método, exigindo por isso treino específico. É determinante utilizar réplicas com o mínimo de 0.5 mm para evitar a deformação do padrão de resina e a má adaptação consequente; os instrumentos de corte também devem ser substituídos com regularidade para evitar os defeitos durante o processo de fresagem. O sistema contém algumas virtudes: permite a elaboração de todo o tipo de restaurações, incluindo subestruturas para próteses fixas, a partir de um material com resultados muito uniformes, o que pode oferecer alguma garantia clínica adicional; todavia, a sua principal vantagem em relação ao sistema In-Ceram® é a redução do tempo necessário para produzir uma restauração, ao eliminar a fase de aplicação e sinterização da alumina e, também, pelo curto tempo em que se faz a infiltração da estrutura de alumina ^(2, 6, 7, 34, 109).

5. Propriedades das Cerâmicas

É geralmente aceite que as cerâmicas têm qualidades estéticas excelentes, que fazem delas o material restaurador com maior potencial estético ao nosso dispor. Contudo, existe alguma desconfiança quanto à longevidade estrutural das restaurações cerâmicas, devido à sua natureza quebradiça, e quanto ao potencial abrasivo da cerâmica. Estas preocupações influenciaram a investigação durante os últimos anos, tendo levado ao desenvolvimento de novos materiais e técnicas de processamento laboratorial.

5.1. Abrasão e Dureza

A dureza é frequentemente usada como índice do potencial que um material apresenta para produzir abrasão da superfície dentária. No entanto, na cavidade oral a abrasão é um fenómeno complexo, resultante da interacção de diversos factores; por isso, é limitado o grau de confiança com que a dureza pode ser usada para prever a abrasividade de um material. A dureza é normalmente utilizada para comparar materiais dentro de uma mesma classificação, como por exemplo duas ligas metálicas ^(2, 7, 9).

A dureza é definida como a resistência à indentação ou penetração permanente. A indentação produzida na superfície de um material, por uma força aplicada através de uma ponta aguçada, é o resultado da interacção das características da superfície e de propriedades como o limite de proporcionalidade e a ductilidade. Assim, a dureza é a medida da resistência à deformação plástica, sendo representativa da facilidade com que um material pode ser “riscado” durante a função. Existem diversos testes para determinar a dureza, sendo os mais comuns os de Barcol, Brinell, Rockwell, Shore, Knoop e Vickers; todos dependem da penetração de uma ponta pequena e simétrica na superfície do material. Os testes de Brinell e Rockwell são definidos como testes de macrodureza, enquanto que os testes de Knoop e Vickers são testes de microdureza, onde normalmente não são usadas forças superiores a 9.8 N e produzem uma indentação raramente superior a 19 µm de profundidade tornando-os indicados para avaliar objectos muito finos como as cerâmicas. O valor da dureza resultante, referido como número de dureza de Knoop ou de Vickers, abreviado como KHN ou VHN respectivamente, é expresso em força por unidade de área da indentação (kg/mm²) ^(7, 9).

O esmalte tem um número de dureza de Knoop (KHN) de 343, bastante mais baixo que o KHN da cerâmica feldspática convencional (460), enquanto que a cerâmica Dicor®, por exemplo uma vitro-cerâmica mais recente, tem um KHN de 362, bem mais próximo do esmalte ^(9, 32). À

partida será de esperar que a cerâmica sendo mais dura provoque maior abrasão do esmalte do que a vitro-cerâmica; entretanto, outros sistemas cerâmicos foram desenvolvidos, alargando o leque de opções. Na Tabela 10 são apresentados os valores da dureza de Vickers de algumas cerâmicas ⁽²⁹⁾ Tomando como referência o valor da dureza de Vickers para uma cerâmica feldspática convencional, a Vita® VMK 68, muitas são as cerâmicas com menor dureza do que ela, daí que a tão receada abrasão possa ser mais um receio infundado. É de realçar que o valor referido para VHN da cerâmica In-Ceram® se refere à dureza da subestrutura e que foi alcançado com uma carga superior à das outras cerâmicas; isso vem demonstrar a relação da dureza da cerâmica com outras propriedades, nomeadamente o módulo de elasticidade, o qual é muito elevado no caso do In-Ceram®.

Tabela 10: Tipo de fase cristalina e percentagem do volume que ocupa, e dureza de algumas cerâmicas. Os símbolos *, +, « significam que não há diferença estatística entre os grupos ⁽²⁹⁾.

Cerâmica	Reforço Cristalino	Volume Reforço (%)	Dureza (GPa)
In-Ceram®	Alumina	85+	9.82
Vitadur® N (núcleo)	Alumina	30	8.26
Cerinate®	Leucite	20	7.25*
Vitablocs® Mark II	Leucite	-	6.94*+
Vita® VMK 68	Leucite	19	6.93*+
Optec® HSP	Leucite	48	6.67 +«
Excelco®	Leucite	20	6.63 +«
IPS-Empress®	Leucite	35	6.57 +«
Mirage® II	Leucite + Fibras Zircónio	18	6.32 «
Dicor®	Tetrasilica-fluormica	50	4.46
Dicor® MGC	Tetrasilica-fluormica	65	3.72

Num estudo ⁽²⁾ sobre a abrasão provocada por cinco cerâmicas com KHN compreendidos entre 379 e 443, não foi encontrada qualquer correlação entre a dureza e a abrasão produzida no esmalte. Um outro estudo envolvendo cerâmicas com uma elevada dureza, a cerâmica In-Ceram® (KHN 1040) e uma cerâmica de beta-quartzo (KHN 709), revelou uma abrasão muito baixa do esmalte quando comparada com a abrasão produzida por uma cerâmica feldspática convencional ⁽²⁾. A dureza é apenas um dos muitos factores implicados na abrasão, entre os quais se encontram: a natureza das superfícies em contacto (orientação dos cristais, porosidades, fases), a força de mordida, a frequência da mastigação, a abrasividade da dieta, a composição dos líquidos, a variação da temperatura, a rugosidade das superfícies, a interacção entre as superfícies, e a lubrificação ^(2,7,9).

O desenvolvimento de um estudo *in vitro*, para estudar a abrasão dos materiais, com o fim de reproduzir as condições clínicas é uma tarefa difícil, para não dizer impossível, atendendo aos inúmeros factores envolvidos. Um estudo *in vivo*, efectuado por Lambrechts et al., refere uma abrasão vertical do esmalte cerca de 20-40 µm por ano, quando superfícies de esmalte entram em contacto na zona de pré-molares e molares ⁽⁹⁷⁾; não existem estudos *in vivo* que avaliem a abrasão provocada pelas cerâmicas. Os estudos *in vitro* realizados apontam no sentido de que uma

superfície cerâmica polida provoca menos abrasão do que uma superfície rugosa, independentemente do tipo de cerâmica envolvida ^(7, 15, 67, 97). As cerâmicas que produzem menor abrasão são as cerâmicas Dicor® e Dicor® MGC, com cristais de tetrasilica-fluormica, apresentando uma abrasão semelhante à liga de ouro tipo III, que pode estar relacionado com a sua baixa dureza por um lado e, por outro, com a qualidade da superfície obtida após a remoção da “ceram layer” e polimento ^(15, 16, 79, 81, 97). Num estudo sobre a abrasão da cerâmica de caracterização do sistema Procera® Allceram, verificou-se uma abrasão ligeiramente superior à da liga de ouro tipo III, 60 µm contra 9 µm; é, no entanto, bastante inferior à abrasão produzida por uma cerâmica feldspática. Mesmo a abrasão provocada pela superfície da subestrutura de alumina, quando exposta e polida, não foi significativamente diferente da abrasão provocada pela cerâmica de caracterização ⁽⁶⁷⁾. As cerâmicas feldspáticas com alto teor de leucite e as vitro-cerâmicas com reforço de leucite produzem uma abrasão significativamente superior à da liga de ouro tipo III, particularmente quando a superfície da vitro-cerâmica não é glazeada. Deve-se evitar o uso da cerâmica IPS-Empress® tal qual como fundida, isto é, sem vitrificação. As cerâmicas feldspáticas parecem ser as cerâmicas que produzem maior abrasão da superfície do esmalte, assim como as cerâmicas com leucite, o que pode estar relacionado com o tipo de fase cristalina. O desgaste produzido no esmalte quando contacta com cerâmicas, registado num estudo *in vitro*, tende a ser quatro vezes superior ao desgaste registado *in vivo* entre superfícies dentárias. De qualquer modo, uma superfície lisa e regular, obtida por polimento rigoroso e/ou vitrificação superficial da cerâmica, produz menos abrasão sobre o esmalte ^(15, 16, 67, 79, 97).

5.2. Cor

A percepção da cor de um objecto é uma resposta fisiológica a um estímulo físico, constituindo uma experiência subjectiva. A luz é uma radiação electromagnética podendo ser detectada pelo olho humano quando compreendida entre os 400 nm (violeta) e os 700 nm (vermelho) de comprimento de onda. A intensidade de luz reflectida e a combinação de intensidades de comprimentos de onda de um feixe de luz determinam as propriedades aparentes da cor: matiz ou croma, saturação ou intensidade e brilho ^(7, 9).

A matiz ou croma é a cor propriamente dita; de todas as cores existentes, três são cores primárias: o vermelho, o verde e o violeta (ou azul), sendo todas as outras produzidas pela combinação adequada destas cores. O croma refere-se ao comprimento de onda dominante na distribuição espectral.

A saturação ou intensidade refere-se ao grau de saturação (ou quantidade) de uma cor em particular, quanto maior for a saturação mais viva é a cor.

O brilho é um parâmetro relacionado com a reflectância total ou luminosidade, isto é, a claridade ou o escurecimento da cor.

Um sistema para determinação visual da cor é o sistema de cores de Munsell (fig. 16), sendo os três parâmetros da cor representados tridimensionalmente ^(5, 7, 9).

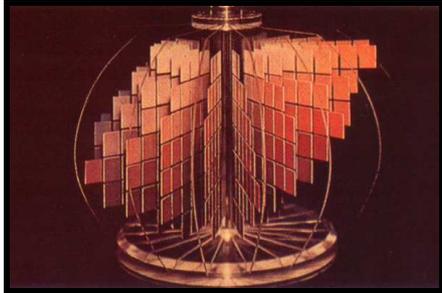


Figura 16: Roda de cores tridimensional do Sistema de Cores de Munsell ⁽⁵⁾.

Um objecto para ser visível deve reflectir ou transmitir a luz que nele incide, selectivamente absorvida ou difundida em determinados comprimentos de onda. A luz transmitida é normalmente semelhante à luz incidente, mas com redução da magnitude de certos comprimentos de onda. Objectos que parecem ter cores idênticas sob uma fonte de luz, podem parecer diferentes sob outro tipo de luz, fenómeno conhecido por metamerismo e relacionado com a distribuição espectral da luz emitida por diferentes fontes luminosas; por isso, é conveniente avaliar a cor sob diferentes tipos de luz (diurna, fluorescente ou incandescente) ^(5, 7, 9).

A estrutura do dente influencia a sua cor. Os dentes humanos são formados por uma camada muito fina de prismas de esmalte, constituída por cristais de hidroxiapatite unidos por uma matriz de proteínas, sobre uma camada mais espessa de dentina que lhe serve de suporte. O esmalte pode transmitir até 70% da luz incidente, enquanto que a dentina (70% de cristais de hidroxiapatite numa matriz de colagénio) é mais opaca e transmite apenas 20 a 40% da luz, dependendo da idade do dente. Devido à diferença dos índices de refacção dos prismas de esmalte e da matriz de proteínas, o raio luminoso é difundido por reflexão e refacção produzindo um efeito de translucidez e uma sensação de profundidade; a luz que chega à dentina é absorvida ou reflectida para voltar a ser difundida dentro do esmalte. Na ausência de dentina, alguma luz é transmitida e absorvida dentro da cavidade oral, aparecendo uma zona mais translúcida como no bordo incisal ^(7, 14).

A composição da cor com as cerâmicas é um fenómeno físico distinto do obtido através da reflexão, refacção e dispersão da luz, que acontece na estrutura dentária. A cor das cerâmicas é obtida através da incorporação de diferentes pigmentos, que determinam a absorção e reflexão selectivas da luz. A determinação da cor da restauração é feita por comparação do dente com um guia de cor semelhante às da cerâmica. Deve ser usada uma fonte de luz que apresente o equilíbrio mais uniforme dos comprimentos de onda, tal como a iluminação da luz do norte sob um céu azul;

para além disso, devem ser usadas pelo menos duas fontes de luz distintas de modo a evitar a ocorrência de fenómenos de metamerismo. A cor é composta por cerâmicas com coloração idêntica à do guia, reservando os pigmentos superficiais para adicionar pormenores de caracterização. A cor da cerâmica é obtida pela inclusão de óxidos metálicos específicos durante a produção industrial da cerâmica.

A translucidez da cerâmica deve-se ao grande teor de vidro presente na sua composição e permite aproximar-se das propriedades ópticas do esmalte. No entanto, quando aplicada sobre estruturas opacas, como as estruturas metálicas ou folhas de ouro e platina de alguns sistemas cerâmicos, esse efeito perde-se e a natureza da cor torna-se essencialmente reflectiva. As restaurações cerâmicas, assim produzidas, apresentam um escurecimento cervical mais acentuado e perdem em sensação de profundidade, excepto em algumas áreas proximais e no bordo incisal. Os sistemas que utilizam subestruturas mais ou menos translúcidas (ver Tabela 11), permitem a difusão da luz mais em profundidade e apresentam um comportamento óptico mais próximo da estrutura dentária, aparentando maior vitalidade. A excessiva translucidez de algumas vitro-cerâmicas pode ser compensada com a caracterização em camadas, a qual difunde melhor a luminosidade.

Tabela 11: Tipo de reforço e volume da fase cristalina e translucidez de alguns sistemas cerâmicos (a translucidez é considerada em relação à translucidez máxima do vidro) ⁽²⁹⁾.

Cerâmica	Reforço Cristalino	Volume Reforço (%)	Translucidez (%)
In-Ceram®	Alumina	85+	1-3
Vitadur® N (núcleo)	Alumina	30	2-6
Cerinate®	Leucite	20	20
Vitablocs® Mark II	Leucite	-	25-35
Vita® VMK 68	Leucite	19	27-35
Optec® HSP	Leucite	48	27-35
Excelco®	Leucite	20	25-35
IPS-Empress®	Leucite	35	22-32
Mirage® II	Leucite + Fibras Zircónio	18	6-8
Dicor®	Tetrasilica-fluormica	50	48
Dicor® MGC	Tetrasilica-fluormica	65	32

A estrutura dentária absorve a luz de comprimento de onda demasiado baixo para ser visível pelo olho humano - radiações próximas do ultra-violeta (“near-ultraviolet radiation”). Estas radiações, com um comprimento de onda de 300 nm a 400 nm, estão presentes em quantidades variáveis em determinados tipos de luz, como a luz do sol, lâmpadas de flash, lâmpadas de vapor e certas luzes ultra-violeta usadas em decoração. A estrutura dentária absorve a energia contida nestas radiações e torna-se numa fonte de luz, emitindo uma luz branco-azulada com um comprimento de onda de 400-450 nm: esta propriedade é conhecida como fluorescência. As cerâmicas podem ser incorporadas com pigmentos fluorescentes, sendo importante para o brilho e vitalidade da restauração; as restaurações elaboradas com cerâmicas sem pigmentos fluorescentes aparecem como estruturas em falta (falta de dentes no caso das coroas) quando vistas sob uma luz

negra de uma discoteca. A superfície das cerâmicas pode ser muito lisa e polida, devido à vitrificação, o que permite uma boa penetração da luz na estrutura da restauração; uma superfície rugosa provoca a difusão da luz com a conseqüente diminuição da definição da cor ^(5, 7, 29, 81, 95).

5.3. Coeficiente de Expansão Térmica e Conductividade Térmica

A transferência de calor através de um sólido ocorre normalmente por condução, resultante da interação dos electrões em movimento com os átomos. A conductividade térmica é uma medida termofísica utilizada para medir a quantidade de calor por segundo transferido através de um corpo, com 1 cm de espessura e uma secção de 1 cm² quando a diferença de temperatura entre as superfícies é de 1° C, por um processo de condução; é expressa em calorías por segundo ^(7, 9). As cerâmicas apresentam uma conductividade térmica semelhante à esmalte, na ordem dos 0.0025 e 0.0022 cal/sec/cm²/(° C/cm) respectivamente, o que significa que a sensação térmica experimentada por um paciente com restaurações cerâmicas será semelhante à da estrutura dentária íntegra. Os materiais como as cerâmicas com um valor baixo de conductividade térmica são considerados isolantes por contraste com os materiais metálicos, que normalmente têm uma conductividade térmica elevada e são, por isso, considerados condutores ^(9, 30).

O coeficiente de expansão térmica é definido como a variação no comprimento por unidade de comprimento original do material, quando a temperatura é elevada 1° C. É uma propriedade importante para os materiais restauradores pois, com a variação da temperatura, a estrutura dentária pode expandir ou contrair mais do que a restauração, gerando forças que podem quebrar a força de adesão ou provocando a perda do selamento marginal. Porém, as cerâmicas apresentam um coeficiente de expansão térmica compatível com o da estrutura dentária, cerca de $12 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ para a cerâmica e $11.4 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ para a estrutura coronária ^(7, 9, 30). Este coeficiente é particularmente importante na compatibilização da cerâmica com as subestruturas metálicas e cerâmicas de diversos sistemas cerâmicos. O coeficiente de expansão térmica, das cerâmicas feldspáticas para os sistemas metalo-cerâmicos, é regulado pelo teor de leucite presente na sua composição. A leucite é um cristal cujo coeficiente de expansão térmica é não linear e está compreendido entre 20 a $25 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$, muito superior aos $10 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ da fase vítrea; no entanto, a leucite é importante para aproximar o coeficiente das cerâmicas com o das ligas metálicas (13.3 a $14.8 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$), porque uma diferença entre os coeficientes de expansão térmica dos dois materiais superior a $0.5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ pode ser suficiente para superar a força de adesão estabelecida na interface cerâmica/metal, tal como discutido anteriormente ^(1, 2, 7, 10, 11). Por outro lado, o tipo de cristais da fase cristalina também regula o coeficiente de expansão térmica da cerâmica. A alumina tem um coeficiente de expansão térmica baixo ($87.5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$), o que permitiu o desenvolvimento de cerâmicas compatíveis com metais de coeficiente de expansão térmica mais baixos (por ex: a platina - $9.7 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) e o

posterior desenvolvimento dos sistemas cerâmicos sobre folha de platina. Este tipo de cerâmicas é também usado com os sistemas que têm subestruturas com elevado teor de alumina, como o In-Ceram®, o Cerestore® e o Hi-Ceram®^(7, 10, 21, 110). Para além disso, a diferença entre os coeficientes de expansão térmica da fase cristalina e da fase vítrea é também um dos mecanismos de reforço das cerâmicas, na medida em que desenvolve forças compressivas tangenciais ao redor dos cristais, as quais contribuem para diminuir a livre propagação da fractura^(7, 10, 11).

5.4. Módulo de Elasticidade

Quando uma força é aplicada sobre um corpo produz-se uma reacção à aplicação dessa força externa. Esta reacção é igual em intensidade mas de direcção contrária à força externa aplicada, sendo denominada tensão; a força aplicada, dividida pela área sobre a qual actua, dá o valor da tensão produzida no interior da estrutura. Toda a tensão tende a produzir uma deformação, podendo ser reversível ou irreversível; quando a deformação é recuperada após a tensão ter cessado estamos perante uma deformação elástica. Por outro lado, se a tensão produz uma deformação permanente que não é recuperada após a aplicação da força terminar, esse tipo de deformação designa-se por deformação plástica. A tensão deve ser definida segundo o seu tipo e magnitude. Quanto à direcção da força aplicada, podem distinguir-se três tipos de tensão: de tracção, de compressão e de cisalhamento. As forças de flexão e de torção produzem tensões mais complexas^(7, 9).

O módulo de elasticidade ou módulo de Young representa a rigidez de um material dentro do limite elástico desse material, isto é, enquanto a deformação for proporcional à tensão aplicada; é normalmente designada pela letra E. O módulo de elasticidade representa a relação entre a tensão elástica e a deformação elástica; é por isso uma constante do material, não sendo afectada pela quantidade de tensão elástica ou plástica induzida no material, bem como por outras propriedades ou tipo de tensão (de tracção ou de compressão) usada. Apesar de não ser uma medida da resistência dos materiais, é uma propriedade fundamental pois depende das forças inter-atómicas ou inter- moleculares do material. Por outro lado, para as cerâmicas a resistência da restauração é uma função do módulo de elasticidade da subestrutura e para os corpos cerâmicos com a mesma geometria, porosidade e espessura, é mesmo o factor mais determinante da resistência^(7, 9, 38, 54, 70).

Na Tabela 12 são apresentados, a título comparativo, os valores do módulo de elasticidade de alguns sistemas cerâmicos, do esmalte e de uma liga de ouro.

Tabela 12: Módulo de elasticidade e resistência à flexão de diversos sistemas cerâmicos. Os dados apresentados foram retirados de diferentes estudos não devendo ser comparados directamente ^(2, 15, 16, 29, 30, 38, 44, 71, 79).

Cerâmica	Módulo de Elasticidade (GPa)	Resistência à Flexão (3PB) (MPa)
In-Ceram®	285.8	419-446
Vitadur® N (núcleo)	118.1	124-151
Cerestore®	133	162
Vita® VMK 68	57.3	66
Optec® HSP	64.9	105
Hi-Ceram®	133	139-182
IPS-Empress®	69.8	127-182
Mirage® II	71.3	70
Dicor®	69.9	114-125
Esmalte	84.1	-
Liga de Ouro	90	-

5.5. Resistência à Flexão

A resistência é a tensão necessária para provocar a fractura ou uma quantidade determinada de deformação plástica; contudo, quando se fala de resistência de um material referimo-nos normalmente à tensão necessária para produzir a sua fractura.

A resistência à flexão, ou resistência transversa, ou módulo de ruptura, é essencialmente a resistência de uma barra de teste, suportada em cada extremidade, sob uma carga estática aplicada no meio da barra - teste de flexão de três pontos (3PB). Outro teste usado para a resistência à flexão - resistência biaxial à flexão - utiliza um disco de teste sobre um cilindro de suporte. Os testes de resistência à flexão são, de um modo geral, um conjunto de medidas simultâneas de tensão à tracção, compressão e cisalhamento; para barras suficientemente finas a tensão dominante é a tracção que se desenvolve na face inferior da barra, ficando a face superior sob compressão. Os testes de resistência à flexão são preferidos para testar as cerâmicas, pois para além de ser um teste reprodutível, simula melhor as condições de tensão a que são submetidas as próteses fixas e cantilivers na cavidade oral ^(7, 9).

Na Tabela 12 podem ser consultados os valores da resistência à flexão (3PB) para diversos sistemas cerâmicos. No entanto, a comparação directa destes valores deve merecer alguma reserva devido à variedade de factores que podem influenciar os resultados. Apesar dos testes de resistência à flexão serem padronizados, factores dependentes da confecção laboratorial das amostras de teste podem variar de estudo para estudo, como por exemplo a porosidade, a geometria e a temperatura. A extrapolação da performance clínica das restaurações cerâmicas a partir destes dados deve ser ainda mais cautelosa, pois a reprodução das características da cavidade oral (como o ligamento periodontal, as propriedades físicas dos cimentos, a adaptação e a oclusão) não é possível em estudos laboratoriais. Para além destes factores seria necessário que: a porosidade das

estruturas do teste fosse sempre idêntica; os parâmetros de fractura fossem conhecidos em relação à presença de microporosidades, sua distribuição e a propagação da fractura; a melhor caracterização da distribuição de tensões. Em relação a este último ponto seria conveniente esclarecer o papel da fadiga estática e da corrosão química em meio aquoso, no desenvolvimento e propagação da fractura. Atendendo à variedade e complexidade de factores que seria necessário introduzir e controlar em testes laboratoriais, será preferível usar estes valores não como valores absolutos, mas como comparação da resistência inicial de vários sistemas cerâmicos. A resistência à flexão está relacionada com o módulo de elasticidade da subestrutura ^(2, 17, 44, 51).

5.6. Biocompatibilidade

Biocompatível é definido como harmonioso com a vida e sem efeitos tóxicos ou prejudiciais sobre as funções biológicas. A biocompatibilidade é medida na base das respostas de citotoxicidade localizada (como resposta pulpar e mucosa), efeitos sistémicos, alergenicidade e efeito carcinogénico ^(7, 9).

Baseado nestes critérios, um material dentário biocompatível deve apresentar os seguintes requisitos: não deve ser prejudicial para a polpa ou tecidos moles; não deve ter substâncias tóxicas que possam ser libertadas e absorvidas pelo sistema circulatório e desencadear uma resposta tóxica sistémica; deve ser desprovido de agentes sensibilizantes que possam causar uma resposta alérgica; e não deve ter potencial carcinogénico. As cerâmicas são compostas de óxidos metálicos ou derivados, os quais apresentam um efeito tóxico sobre os tecidos muito baixo, uma vez que, no estado oxidado são inertes, quimicamente estáveis e resistentes à corrosão. Daí que não se reconheçam às cerâmicas qualquer reacção imunológica ou carcinogénica, portanto biocompatíveis. As reacções dos tecidos moles em contacto com a superfície da cerâmica não mostram qualquer sinal inflamatório, para restaurações correctamente contornadas. A superfície vitrificada da cerâmica é a que retém menos placa bacteriana, sendo uma superfície extremamente lisa e polida e mostra-se muito delicada para os tecidos gengivais, retendo até sete vezes menos placa bacteriana que as superfícies metálicas ^(7, 9, 15, 43, 81, 111).

A degradação química das cerâmicas e a consequente libertação de possíveis elementos tóxicos é muito baixa; de facto, estudos efectuados para medir a dissolução ou libertação de iões de alumínio, de restaurações cerâmicas com núcleo de alumina ou de iões lítio de restaurações vitro-cerâmicas, concluíram que não havia dissolução ou que seria desprezível. A partir de restaurações Procera® Allceram foi medida a dissolução de iões alumínio em soluções com diferentes pH, não sendo registada libertação de alumínio para qualquer das soluções. Por outro lado, a libertação máxima de iões lítio verificada a partir de uma vitro-cerâmica é bastante inferior ao limite máximo permitido, para além de que esse valor foi calculado para uma dentição completamente restaurada

com coroas (28 restaurações) e em condições de temperatura (80° C) e pH (11) impossíveis de serem suportadas por humanos. A degradação química da cerâmica é um fenômeno desprezível^(2, 13, 67, 112).

6. Métodos de Reforço das Cerâmicas

A resistência de uma substância pode ser calculada a partir da resistência individual da força de união entre os seus átomos. Os valores da resistência obtida deste modo representam normalmente 10% do módulo de elasticidade; no entanto a resistência da maioria dos materiais é frequentemente mais de 100 vezes inferior em relação a este valor teórico. A razão para este facto reside na presença de micro-fendas e microporosidades na superfície dos materiais que, por um processo conhecido como concentração de tensões, produzem um aumento localizado da tensão até aos valores da resistência teórica, mesmo sob tensões muito inferiores. A tensão ao atingir tal magnitude na extremidade da fenda provoca a quebra da união entre os átomos e inicia a formação da fractura. Mantendo-se a tensão a fractura propaga-se através de todo o corpo, ou até encontrar outra fractura, poro ou cristal. O comportamento mecânico das cerâmicas é em grande parte condicionado pela presença de microporosidades (introduzidas durante o processamento ou resultante da própria técnica) e pela concentração de tensões em volta desses poros. Enquanto os metais podem dissipar essas tensões por deformação plástica, os materiais quebradiços como as cerâmicas têm uma capacidade limitada de deformação, fracturando com uma deformação de 0.1% apenas. É por isso que a resistência é tão dependente do número e tamanho das microporosidades, sendo mais crítica as microporosidades da camada superficial na ordem dos 100 μm ; este é um motivo porque se vitrifica a superfície da cerâmica, pois assim reduz o número e tamanho das fendas superficiais ^(1, 7, 44).

O reforço das cerâmicas ocorre por um, ou ambos, de dois mecanismos: resistência ao início da fractura e interrupção da propagação da fractura. Os métodos de reforço mais comuns são a utilização de subestruturas de metal e a dispersão de cristais na fase vítrea.

6.1. Enamelização dos Metais

A utilização de uma subestrutura metálica intimamente unida à cerâmica diminui o risco de fractura desta. A união eficaz e duradoura é estabelecida pela camada de óxidos formada na superfície do metal, os quais se difundem e ligam aos óxidos metálicos da cerâmica, como anteriormente referido durante a discussão dos sistemas metalo-cerâmicos. Esta união reduz o número de porosidades na interface com o metal, para além de que o suporte rígido que este proporciona diminui e distribui as tensões na interface metal/cerâmica; existindo menos concentração de tensões na interface a probabilidade de se iniciar uma fractura é menor. Por outro

lado, a pequena diferença entre os coeficientes de expansão térmica do metal e da cerâmica é responsável pelo desenvolvimento de tensões compressivas na superfície da cerâmica, as quais devem ser contrariadas antes do início da fractura^(1, 7, 14, 44).

Os sistemas de coroas em lâmina ou sobre folha de ouro/platina são uma derivação dos sistemas metalo-cerâmicos. O mecanismo de reforço é semelhante, contudo não há um suporte rígido que possa distribuir as tensões na interface cerâmica/folha de metal. Porém, a formação de óxidos é suficiente para o estabelecimento de uma boa união entre a cerâmica e a folha, diminuindo a porosidade da face interna da coroa^(14, 44, 62).

6.2. Desenvolvimento de Tensões Compressivas Residuais

As cerâmicas têm, sobretudo, uma baixa resistência à tracção, essencialmente devido à propagação de fracturas a partir de porosidades presentes na sua superfície. O desenvolvimento de uma camada compressiva na superfície da cerâmica, cujo efeito deve ser contrariado antes de se atingir a tensão suficiente para provocar o desenvolvimento da fractura, produz um aumento da resistência. Diversos métodos são usados para esse efeito, nomeadamente: a troca iónica, o reforço térmico e a compatibilidade térmica.

A troca iónica, ou endurecimento químico como também é designada, consiste em promover a substituição de iões mais pequenos da matriz vítrea por iões de maiores dimensões provenientes de um meio externo. Estes iões de maiores dimensões ao ocuparem o espaço mais pequeno comprimem a matriz vítrea, desenvolvem uma camada compressiva superficial; normalmente são usados iões potássio para ocuparem o lugar dos iões sódio, que têm a mesma valência mas são cerca de 35% mais pequenos. O processo é dependente da concentração dos elementos em difusão, da temperatura e do tempo. Inicialmente o processo era bastante demorado, sendo necessário 24 a 48 horas para conseguir um reforço significativo. Entretanto, foi desenvolvido um método eficaz a temperaturas mais baixas e com menor gasto de tempo (Ceramiccoat/Tufcoat, GC International, Tóquio, Japão). Tradicionalmente as restaurações eram colocadas num banho salino de nitrato de potássio muito difícil e perigoso de manipular. Actualmente, as restaurações são revestidas com uma pasta, a uma temperatura próxima dos 450° C e durante um período de 30 minutos, para troca iónica com a cerâmica. O processo é limitado pela concentração dos elementos envolvidos na difusão, sendo mais determinante a concentração inicial de potássio na cerâmica do que a concentração de sódio disponível para a troca iónica. As cerâmicas com um conteúdo inicial de potássio mais baixo permitem um maior aumento da resistência, verificando-se um aumento da resistência entre 19.9% a 43.8%, consoante a concentração de potássio. Todavia, a natureza e a quantidade de fase vítrea também é importante para que o processo de difusão iónica se estabeleça; as vitro-cerâmicas como a Dicor® e as cerâmicas com elevado teor de alumina não

parecem passíveis de reforço por este método, provavelmente devido à natureza da matriz vítrea e ao menor volume que representa. Nas cerâmicas feldspáticas com menor conteúdo de potássio, a profundidade de penetração dos iões potássio atinge os 100 μm e, apesar da troca iónica entre sódio e potássio seja maior junto à superfície, é de esperar que se estabeleça uma camada compressiva superficial com aproximadamente aquela dimensão, a qual parece suficiente para produzir um aumento efectivo da resistência. A troca iónica pode ser efectuada em ambas as faces da restauração sem que se verifiquem alterações estéticas significativas; contudo, pequenos desgastes para ajuste oclusal são suficientes para reduzir de um modo acentuado o reforço conseguido, para além de que a exposição acumulativa de 3 horas a substâncias fluoradas aciduladas remove a maior parte da camada compressiva, por isso é mais indicado proceder ao reforço da face interna ^(1, 2, 7, 10, 14, 44, 113, 114).

Outro método de reforço por troca iónica envolve um processo de troca iónica dupla. O processo consiste em: primeiro, promover a troca dos iões sódio maiores por iões lítio mais pequenos, a uma temperatura acima do ponto de tensão; depois, segunda troca iónica onde os iões lítio são substituídos por iões potássio de dimensão superior. A primeira troca iónica ao ser efectuada acima do ponto de tensão evita a formação de fracturas por introdução de iões mais pequenos, pois as tensões induzidas são compensadas por relaxamento viscoso da matriz; no entanto, a segunda troca iónica, abaixo do ponto de tensão, permite estabelecer uma camada compressiva superficial. Este método parece produzir um aumento da resistência mais significativo e menos susceptível ao desgaste. Um outro método consiste na utilização de iões rubídio para substituição dos iões potássio da matriz vítrea. A vantagem deste método reside no facto de as cerâmicas conterem duas vezes mais potássio do que sódio, para além de que o ião rubídio é 33% maior do que o potássio e não está presente em quantidades significativas na cerâmica; o tamanho dos iões rubídio é suficientemente grande para introduzir tensões superiores às habitualmente conseguidas, sendo o processo efectivo no aumento da resistência das cerâmicas ^(2, 114).

O reforço térmico é um dos métodos mais utilizados para reforço dos vidros. O arrefecimento rápido da superfície da cerâmica enquanto o seu interior ainda está no estado líquido produz uma camada superficial em compressão: a cerâmica em solidificação tende a contrair, enquanto que a camada externa se mantém rígida. A força de contracção da cerâmica em solidificação produz tensões de tracção residuais desde o interior da cerâmica, o que deixa a camada superficial sob compressão residual. O arrefecimento rápido superficial pode ser conseguido por forças convectivas de ar frio ou, como mais indicado para as cerâmicas, por imersão em líquidos como por exemplo óleo de silicone. A camada compressiva superficial parece ser mais extensa do que a formada pelos métodos de troca iónica atingindo os 150 μm ; consegue-se um aumento da resistência até três vezes, essencialmente devido ao impedimento do início da fractura. A desvantagem deste método está na dificuldade em conseguir um arrefecimento

superficial homogêneo para as formas complexas das restaurações e, por isso, em controlar a quantidade de reforço efectivo ^(1, 2, 7, 44).

A compatibilidade térmica já foi aqui discutida a propósito dos sistemas metalo-cerâmicos. O coeficiente de expansão térmica dos metais e das cerâmicas são diferentes; isso significa que, durante os processos de sinterização da cerâmica, os dois materiais vão expandir (ou contrair) em quantidades diferentes. Se a diferença entre os coeficientes de expansão térmica dos dois materiais for muito acentuada geram-se tensões capazes de quebrar a união estabelecida entre os dois materiais ou provocar a fractura da cerâmica. Por outro lado, a aproximação dos coeficientes de expansão térmica do metal e da cerâmica, com aquele a ser ligeiramente superior, produz uma pequena diferença de contracção da cerâmica e do metal durante o arrefecimento. O metal, ao contrair um pouco mais do que a cerâmica, deixa a cerâmica num estado de compressão superficial o que proporciona uma maior resistência final à restauração ^(1, 7).

6.3. Dispersão de Cristais

Os vidros, tal como as cerâmicas, são muito quebradiços; quando partículas de um material cristalino são adicionadas ao vidro, devido à maior dificuldade em a fractura atravessar os cristais, a resistência aumenta. A fase vítrea é a fase mais frágil das cerâmicas; em contrapartida são os cristais que impedem a propagação da fractura ou a obrigam a permanentes desvios do seu trajecto, reforçando assim a cerâmica. O aumento da resistência produzida pela dispersão de cristais na fase vítrea está relacionado com o tipo de cristais, o número, a dimensão das partículas e a sua distribuição. Este princípio levou ao desenvolvimento das cerâmicas feldspáticas aluminosas, por McLean e Hughes na década de 60, através da dispersão de cristais de alumina numa matriz vítrea de coeficiente de expansão térmica compatível. Estas cerâmicas continham cerca de 50% de cristais de alumina, e desenvolveram-se no sentido de otimizar as dimensões das partículas e a relação entre fase vítrea e fase cristalina. Estes progressos permitiram produzir cerâmicas que servem de base à elaboração de subestruturas de alguns sistemas cerâmicos. O sistema In-Ceram® 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. A quantidade de cristais presentes nestas estruturas oferece grande resistência à propagação da fractura, não só deflectindo o trajecto de propagação mas também parando a progressão da mesma; para além disso, os numerosos cristais conseguem estabilizar a fractura através da fricção micromecânica. A diferença de coeficientes de expansão térmica entre a fase vítrea e os cristais cria tensões compressivas na matriz vítrea em torno dos cristais, o que contribui para elevar a quantidade de tensão necessária para provocar o crescimento da fractura ^(7, 14, 44, 61, 69, 83).

A cristalização controlada dos vidros é outro método usado para reforço das cerâmicas que encontrou aplicação prática no desenvolvimento das vitro-cerâmicas. Através de um processo de ceramização há formação e crescimento de cristais dentro da estrutura do vidro, tornando uma estrutura amorfa em parcialmente cristalina; no caso da vitro-cerâmica Dicor® os cristais de tetrasílica-fluormica estão distribuídos de um modo uniforme e interpostos, o que oferece grande resistência à fractura. A formação de cristais com um coeficiente de expansão térmica aproximado do da matriz vítrea, como é o caso dos cristais de leucite das vitro-cerâmicas IPS-Empress® e Optec OPC®, também contribui para aumentar a resistência das cerâmicas, porque estabelece uma camada compressiva na matriz vítrea que se opõe à formação de fissuras na superfície dos cristais (7, 11, 14, 32, 69).

Outro método que parece aumentar a resistência das cerâmicas é a inclusão de um material cristalino que seja capaz de sofrer uma transformação estrutural quando sob tensão. É o caso da zircónia parcialmente estabilizada, que retira a energia necessária para a sua transformação em zircónia da energia da propagação da fractura. Deste modo, é necessário uma tensão maior para que a fractura possa continuar a sua propagação; a zircónia parcialmente estabilizada tem um índice de refração bastante superior ao da matriz circundante, tornando a cerâmica demasiado opaca para ser usada em restaurações estéticas (7, 44).

Um novo método de reforço das cerâmicas é a dispersão de finos cristais de silicato de magnésio, Mg_2SiO_4 (forsterite?), na matriz vítrea. Os pequenos cristais são formados a partir da reacção de óxido de magnésio com um vidro (silicato) contendo zircónio e titânio (agentes de nucleação para a formação do silicato de magnésio). A relação entre o conteúdo dos cristais de forsterite e o aumento da resistência à flexão das cerâmicas com óxido de magnésio parece indicar serem estes cristais os responsáveis pelo reforço da cerâmica (115).

7. O Sistema IPS-Empress®

O sistema IPS-Empress® (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) resultou da investigação conjunta entre o Departamento de Prosthodontia Fixa e Removível e Materiais Dentários da Universidade de Zurique e uma companhia produtora de materiais dentários. A investigação foi dirigida no sentido de desenvolver um sistema cerâmico, que permitisse ultrapassar as falhas resultantes do processamento convencional das cerâmicas (como microporosidades e uma acentuada contracção da cerâmica durante a sinterização) e não implicasse um processamento laboratorial muito moroso. Uma técnica específica foi desenvolvida em conjunto com um equipamento laboratorial especial para o processamento de uma vitro-cerâmica com alto teor de leucite. A técnica laboratorial combina os procedimentos convencionais do método da cera perdida com uma técnica de transferência da moldagem por termo-pressão (“heat-press” technique), na qual a cerâmica ainda em estado plástico é injectada a quente e sob pressão num molde. A patente desta técnica data de 1936, tendo Dröge em 1969, descrito uma técnica cerâmica usando um material refractário, baseada na técnica de pressão a quente das resinas; no entanto, não havia nenhum equipamento que pudesse ser usado com esta técnica, tendo sido desenvolvido um forno especialmente para esse efeito – o EP 500 (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) ^(6, 11, 79, 116).

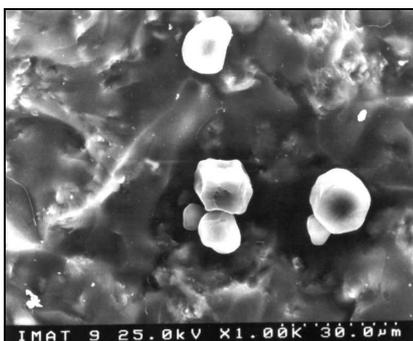
7.1. Composição e Microestrutura

A cerâmica é uma vitro-cerâmica com reforço de leucite, com uma composição aproximada das cerâmicas feldspáticas. A cerâmica é pré-ceramizada e pré-colorada pelo fabricante, isto é, já foi submetida a um tratamento térmico para formação dos cristais de leucite - nucleação - no interior da matriz vítrea. É apresentada sob a forma de pastilhas ou lingotes com várias cores e de vários graus de translucidez. A vitro-cerâmica IPS-Empress®, tal como todas as cerâmicas, não sofre qualquer alteração química durante o processamento laboratorial, apresentando a mesma composição (consultar Tabela 13) antes e depois do processamento.

A fase cristalina da vitro-cerâmica IPS-Empress® é formada por 40% a 50% de cristais de leucite, ocupando um volume aproximado de 35%. Devido ao facto de a cerâmica ser pré-ceramizada os cristais de leucite já estão formados no lingote de cerâmica prensada, o que dispensa o tratamento térmico de ceramização durante o processamento laboratorial. Os cristais de leucite (fig. 17) apresentam um tamanho médio de 10 µm ^(6, 11, 29).

Tabela 13: Composição da cerâmica IPS-Empress® ^(11, 116, 117).

Composto	Peso %
SiO ₂	63
Al ₂ O ₃	17.7
K ₂ O	11.2
Na ₂ O	4.6
B ₂ O ₃	0.6
CeO ₂	0.4
CaO	1.6
BaO	0.7
TiO ₂	0.2

**Figura 17:** Fotografia de SEM de cristais de leucite presentes num lingote de IPS-Empress®

7.2. Fase Laboratorial

As restaurações IPS-Empress® são elaboradas pela combinação da técnica da cera perdida e da técnica da termo-pressão. Um modelo em gesso pedra extra-duro é obtido de uma impressão convencional das preparações dentárias; o modelo é convenientemente aliviado de modo a proporcionar espaço suficiente para o material de cimentação. Usando uma cera de modelagem são estabelecidos os contornos finais da restauração: o padrão de cera deve ter dimensões mínimas, 1 mm em cervical e de 1.5-2 mm em oclusal/incisal (fig. 18), de modo evitar distorções durante a remoção do modelo e para proporcionar uma adequada espessura à restauração final. Os “sprues” para alimentação da cerâmica são unidos ao padrão de cera, sendo depois posicionados na base especial formadora do cilindro (fig. 19); o material usado para incluir o padrão de cera é um revestimento fosfatado.

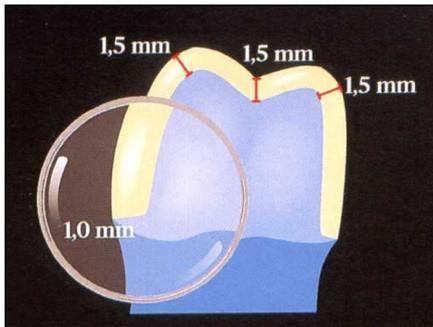


Figura 18: Espessura mínima necessária para o padrão de cera ⁽¹¹⁶⁾.



Figura 19: Padrões de cera posicionados na base do cilindro de revestimento.

Após o endurecimento do revestimento a base formadora do cilindro é removida, sendo o cilindro aquecido a 850° C durante 90 minutos para eliminação da cera; as pastilhas de cerâmica e o pistão de alumina são também colocados no forno para pré-aquecimento. Tendo sido eliminada a cera e completado o ciclo de pré-aquecimento da cerâmica, as pastilhas são colocadas na abertura do cilindro com o pistão de alumina para se dar início ao processo de termo-pressão no forno EP 500 (fig. 20 e 21). O forno EP 500 é controlado por um microprocessador que garante que o processo seja completamente automatizado, com um controlo preciso da temperatura e pressão. A cerâmica fundida, a uma temperatura de 1075° C para a técnica de caracterização superficial e de 1180° C para a técnica de caracterização por camadas, é injectada para o interior do molde do cilindro de revestimento por acção do pistão de alumina sob uma pressão de 5 bar, decorrendo todo o processo sob vácuo. No final do processo o forno pára automaticamente e o cilindro deve ser retirado imediatamente para permitir o arrefecimento uniforme até à temperatura ambiente ^(6, 11, 16, 79, 116, 117).

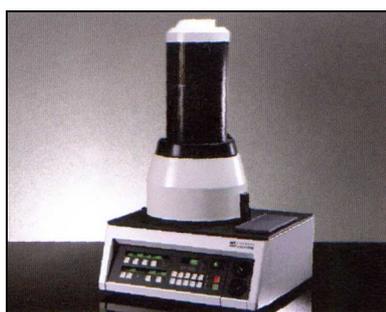


Figura 20: Forno EP 500 ⁽¹¹⁶⁾.

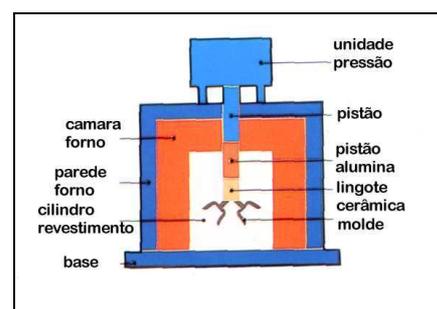


Figura 21: Esquema do forno EP 500 e do processo de termo-pressão ⁽¹¹⁶⁾.

Após o arrefecimento, a restauração é separada do material de revestimento, usando pérolas de vidro, inicialmente sob uma pressão de 4 bar para a remoção mais grosseira do revestimento e depois, com mais cuidado, com uma pressão de 2 bar; não devem ser utilizadas partículas de alumina por serem demasiado abrasivas (fig. 22). Os “sprues” de alimentação da cerâmica são cortados e a restauração é examinada para detectar qualquer falha de material e adaptação;

pequenos defeitos na forma da restauração podem ser corrigidos com a cerâmica de adição (IPS-Empress® Add-on Material). A caracterização final da restauração é efectuada sobre um modelo com uma cor aproximada à da estrutura dentária elaborado com um material fotopolimerizável (IPS-Empress® Die Material), que se adapta ao interior da restauração (fig. 23); desse modo consegue-se uma melhor visualização da caracterização com optimização dos resultados estéticos (11, 24, 41, 116, 117).



Figura 22: Restaurações IPS-Empress® com os “sprues” de alimentação e restos de revestimento.

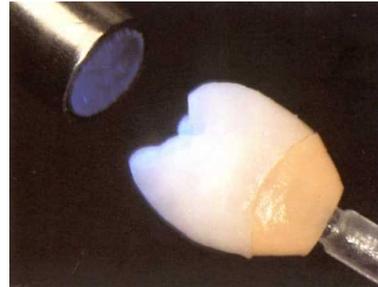


Figura 23: Elaboração do modelo de cor aproximada à dentina com material fotopolimerizável ⁽¹¹⁶⁾.

Podem ser usadas duas técnicas para obter a caracterização final desejada. A técnica de caracterização superficial (“paint-on” ou “staining”) consiste na aplicação de finas camadas de pigmentos corados (IPS-Empress® Stains). Antes da aplicação dos pigmentos, a superfície da cerâmica deve ser limpa primeiro com pérolas abrasivas sob uma pressão de apenas 0.5 bar e depois com água ou com acetona; os pigmentos são aplicados em camadas muito finas sobre a superfície da restauração, já com o contorno completamente definido, sendo necessário 3 a 5 aplicações de pigmentos e cozeduras consoante a cor desejada; as duas últimas cozeduras servem para a aplicação de um agente de vitrificação superficial (“glaze”) (fig. 24 e 25). Os agentes de caracterização superficial têm uma composição semelhante à cerâmica, mas com menor teor de óxido de alumínio e com um álcool (propileno glicol), sendo sinterizados a 850° C.

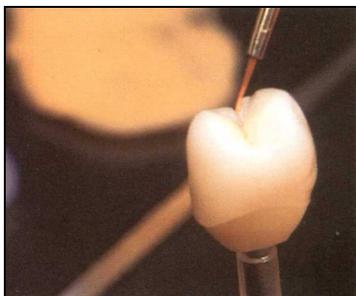


Figura 24: Caracterização com pigmentos superficiais pela técnica da caracterização superficial ⁽¹¹⁶⁾.

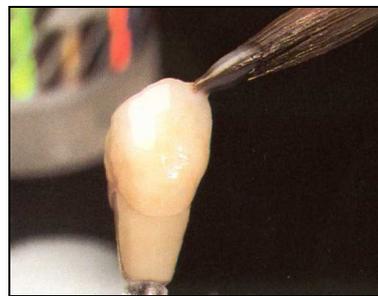


Figura 25: Aplicação do “glaze” final por toda a restauração, na técnica da caracterização superficial ⁽¹¹⁶⁾.

A técnica de caracterização em camadas (“layering” ou “veneer”) introduz uma caracterização mais profunda e, por isso, mais natural pela adição de diversas camadas de cerâmica e pigmentação interna. A restauração é elaborada em todo o seu contorno, sendo recortada de modo a proporcionar espaço para a cerâmica de caracterização (fig. 26).

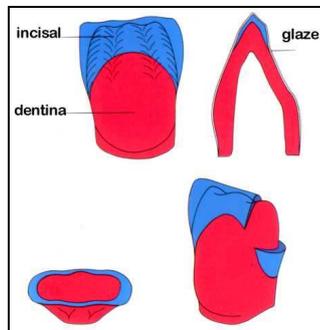


Figura 26: Diagrama da caracterização em camadas segundo a Chromascop® ⁽¹¹⁶⁾.

Depois da eliminação da cerâmica em excesso, a superfície é limpa e procede-se a uma cozedura de “lavagem”, isto é, aplica-se um material cerâmico (IPS-Empress® Neutral), que é sinterizado sobre a superfície de modo a aumentar a força de união com a cerâmica de caracterização; esta cozedura de “lavagem” (“wash firing”) é efectuada a 910° C. Os pós de cerâmica neutral e incisal (IPS-Empress® Incisal), de composição semelhante à da cerâmica, são aplicados segundo os métodos convencionais das cerâmicas feldspáticas, com a aplicação intermédia de pigmentos, e são sinterizados a uma temperatura de 910° C (fig 27 e 28). Uma última aplicação de um agente de vitrificação (“glaze”) proporciona um brilho adequado à restauração pode ser feito, no caso de existir diferença de brilho entre a cerâmica prensada e sinterizada, um polimento com borrachas e pasta de diamante ^(6, 7, 11, 15, 16, 41, 116, 117, 118).

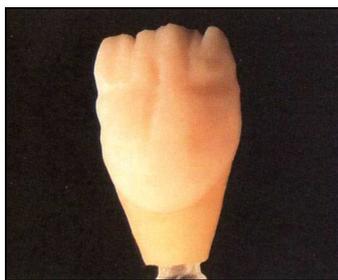


Figura 27: Estrutura IPS-Empress® formada por termo-pressão e recortada para a técnica de camadas ⁽¹¹⁶⁾.



Figura 28: Caracterização individual com a técnica de camadas ⁽¹¹⁶⁾.

7.3. Características Estruturais e Propriedades

O comportamento mecânico da vitro-cerâmica IPS-Empress® está relacionado com o tipo de processamento laboratorial a que é submetida, isto é, a técnica de moldagem por termo-pressão e os subsequentes ciclos térmicos de cozedura das cerâmicas de caracterização são determinantes para maximizar as propriedades mecânicas desta cerâmica. Como já foi dito, os lingotes IPS-Empress® são pré-ceramizados e por isso contêm todos os cristais formados mesmo antes do processamento laboratorial, não sendo necessário uma fase de ceramização para formação da fase cristalina como noutros sistemas cerâmicos (por exemplo o Dicor®. No entanto, durante os diferentes tratamentos térmicos ocorre maturação dos cristais de leucite anteriormente formados, não ocorrendo nucleação (formação de novos cristais), mas sim crescimento adicional dos cristais já existentes. De facto, um aumento significativo do conteúdo de leucite em cerâmicas feldspáticas e vitro-cerâmicas com leucite foi registado após diversos tratamentos térmicos^(2, 10, 16, 100). Por outro lado, o processamento sob pressão desta cerâmica também contribui para melhorar as suas propriedades; a cerâmica fluída, ao ser pressionada através do “sprue” de alimentação para o interior do molde, produz uma distribuição mais uniforme dos cristais pela matriz vítrea. No lingote de cerâmica pré-ceramizada os cristais de leucite encontram-se agrupados em “cachos” (“clusters” na literatura anglo-saxónica), são dispersados durante o processo de termo-pressão e encontram-se mais uniformemente distribuídos na restauração final (fig. 29). A optimização das propriedades da vitro-cerâmica IPS-Empress® é obtida durante o processo de termo-pressão pela combinação das elevadas temperaturas e do controlo da pressão^(2, 11, 39, 119).

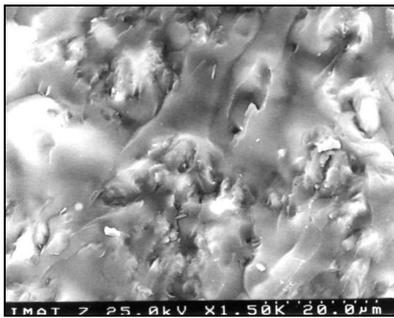


Figura 29: Fotografia de SEM da superfície de fractura de uma amostra IPS-Empress®; denote-se a distribuição uniforme dos cristais de leucite na matriz vítrea.

A diferença da resistência à flexão, verificada nos resultados alcançados com amostras de vitro-cerâmica IPS-Empress® processadas de modos distintos, confirma a importância das transformações da fase cristalina (cristais de leucite) durante o processamento. A resistência à flexão das amostras não submetidas aos tratamentos térmicos, para simulação da sinterização da cerâmica de caracterização e pigmentos superficiais, é inferior à resistência das amostras correctamente processadas. Os valores da resistência à flexão (3PB – teste de flexão de 3 pontos)

oscilam entre 117-126 MPa e 160-182 MPa, respectivamente para amostras sem e com tratamento térmico ^(6, 11, 16, 39, 79). Também os resultados de um outro teste para avaliar a resistência à flexão - resistência à flexão biaxial - mostram a mesma orientação; as amostras que foram processadas por termo-pressão sem qualquer tratamento térmico adicional apresentaram valores na ordem dos 133 MPa, contra os 160 MPa das amostras com tratamento térmico para simular as cozeduras adicionais ^(117, 120). A fractura destas cerâmicas propaga-se ao longo da fase vítrea por entre os cristais de leucite, com um mínimo de cristais a serem completamente atravessados pela fractura; a matriz vítrea é mais frágil do que os cristais de leucite e oferece menos resistência à propagação da fractura. A melhor distribuição dos cristais de leucite contribui para o aumento da resistência, pois os cristais actuam parando e deflectindo permanentemente a fractura, propagando-se esta com maior dificuldade. Para além disso, a leucite é um material com um coeficiente de expansão térmica não linear, isto é, se medido entre os 20° C e os 300° C o seu valor é $17 \times 10^{-6}/^{\circ} \text{K}$, mas se medido entre os 20° C e os 625° C tem um valor de $27 \times 10^{-6}/^{\circ} \text{K}$; por seu lado, a matriz vítrea tem um coeficiente de expansão térmica na ordem dos $10 \times 10^{-6}/^{\circ} \text{K}$. Durante o arrefecimento, após os ciclos térmicos de caracterização, desenvolvem-se tensões compressivas tangenciais em redor dos cristais de leucite e à superfície da cerâmica, devido à diferença entre o coeficiente de expansão térmica dos dois materiais. Estas tensões compressivas opõem-se à formação de microfracturas e dificultam a propagação da fractura em torno dos cristais, aumentando assim a resistência da cerâmica ^(2, 10, 11, 39, 69, 119).

A porosidade das estruturas cerâmicas exerce um papel determinante na resistência final da restauração pois, como já foi referido, actuam como zonas de concentração de tensões, levando as restaurações a fracturar com tensões inferiores ao valor teórico calculado a partir das forças inter-atómicas ou moleculares. As estruturas IPS-Empress® apresentam uma porosidade interna muito baixa, de apenas 0.02%; a aplicação dos agentes de vitrificação (“glaze”) com uma espessura de 50-60 μm é capaz de produzir uma superfície mais lisa e com menos poros, ainda que estes agentes de vitrificação pareçam demasiado espessos e formem uma superfície algo irregular. A diminuição da porosidade superficial que daí advém torna as restaurações menos propensas à fractura, sendo referida uma resistência na ordem dos 215 MPa para estruturas com a superfície vitrificada ^(11, 39, 79, 119, 120).

As coroas IPS-Empress® têm uma resistência à fractura compressiva na ordem dos 814 N; no entanto, as coroas elaboradas pela técnica de caracterização em camadas apresentam uma resistência inferior, de aproximadamente 750 N. Se bem que a diferença não seja muito significativa, a aplicação de uma cerâmica feldspática mais frágil sobre a estrutura IPS-Empress® ou a existência de alguma porosidade na interface das duas cerâmicas, tal como acontece com outros sistemas, podem ser apontadas como possíveis razões para a menor resistência deste tipo de coroas, ainda que isso não tenha sido completamente elucidado ^(24, 52, 72, 93, 117). Contudo, a resistência de ambos os tipos de coroas IPS-Empress® é superior às forças mastigatórias máximas

e às forças normalmente desenvolvidas entre superfícies dentárias. Como a resistência das coroas com caracterização em camadas é pouco superior ao limite máximo das forças desenvolvidas na cavidade oral, elas são normalmente usadas em zonas anteriores onde a estética é preponderante e as forças de mordida são menores. A caracterização superficial é mais indicada para ser usada em restaurações sujeitas a tensões mais elevadas, por isso é recomendada para coroas posteriores, inlays e onlays e também para facetas ^(7, 52, 116).

Tanto a resistência à flexão como a resistência à fractura compressiva das restaurações IPS-Empress® são comparáveis à resistência de outras vitro-cerâmicas, como por exemplo a Dicor®; porém, os resultados parecem ser mais consistentes e os valores referidos são, normalmente, superiores aos das outras vitro-cerâmicas. A cerâmica IPS-Empress® é apontada como uma das mais resistentes, só superada pelo sistema In-Ceram®. O módulo de elasticidade desta cerâmica (69.8 Gpa) é também equiparável ao da cerâmica Dicor®; no entanto, este valor foi obtido contando apenas com a resistência inicial (proporcionada pela dispersão mais uniforme dos cristais de leucite) e sem tratamentos térmicos adicionais. Estes tratamentos, como foi antes referido, produzem tensões compressivas superficiais e tangenciais em volta dos cristais de leucite, o que aumenta a resistência da cerâmica ^(2, 6, 11, 16, 29, 31, 79). Tal como acontece com outras vitro-cerâmicas e cerâmicas feldspáticas, a cerâmica IPS-Empress® pode ser tratada com ataque ácido (ácido fluorídrico) e cimentada com métodos adesivos, o que contribui para aumentar a resistência à fractura deste tipo de restaurações. O ácido fluorídrico (HF) produz micro-retenções na superfície da cerâmica por dissolução parcial da matriz vítrea. Para além da retenção mecânica, a silanização da superfície da cerâmica com um agente de união do tipo vinilsilano permite a formação de uma união química entre a cerâmica e as resinas compostas usadas para cimentação, as quais por sua vez estão em íntimo contacto com a superfície dentinária promovido pelos adesivos dentinários. Efectivamente, o íntimo contacto estabelecido entre a cerâmica IPS-Empress® e a superfície dentária, com todo o suporte que esta possa proporcionar, parece ser o mecanismo decisivo para o aumento de resistência verificado nas restaurações cimentadas com métodos adesivos, mais do que os fenómenos associados à redução da influência da porosidade na face interna da restauração. A fractura de coroas IPS-Empress® envolve muitas vezes a fractura da estrutura dentária subjacente e, conjuntamente com o número reduzido de falhas da união cimento de resina/cerâmica, traduz uma maior capacidade desta cerâmica para transmitir as tensões à estrutura dentária, devido à maior força de união entre a cerâmica e os cimentos de resina ^(6, 16, 72, 89, 90, 91, 92, 93, 102, 116).

As cerâmicas com leucite são consideradas das mais abrasivas para a superfície dentária; a vitro-cerâmica IPS-Empress® tem uma dureza superficial (VHN 6.57 GPa) superior à de outras vitro-cerâmicas, como a Dicor® (VHN 4.46 GPa), sendo também mais abrasiva. No entanto, como já discutido (ver capítulo 5), a dureza superficial é apenas um de muitos factores que podem influenciar a abrasividade de um material, estando implicados outros factores como a força e frequência mastigatória, o tipo de alimentação e a rugosidade das superfícies, entre muitos outros.

Não existem estudos clínicos que tenham avaliado a abrasão produzida pelo contacto entre a superfície dentária e a cerâmica; alguns estudos laboratoriais foram por isso conduzidos no sentido de poder avaliar essa abrasão, tendo sempre presente a limitação inerente a este tipo de estudos quanto à simulação das condições clínicas. O desgaste verificado entre duas superfícies como a cerâmica e o esmalte é normalmente um fenómeno de dois-corpos (“two-body”); na cavidade oral é possível existir a influência de um terceiro corpo, como por exemplo o bolo alimentar, o qual pode acelerar o processo de abrasão. O estabelecimento de pequenas fracturas na superfície da cerâmica, atendendo à sua natureza quebradiça, com libertação de pequenos fragmentos que podem actuar como terceiro corpo, parece ser a explicação para a acentuada abrasão produzida por esta cerâmica; a existência destes micro-fragmentos foi confirmada após avaliação com SEM. No entanto, estes resultados foram obtidos a partir de amostras que apenas tinham sido submetidas ao processamento por termo-pressão, sem vitrificação superficial; uma superfície glazeada, mais lisa e sem poros poderia ter produzido resultados diferentes, normalmente inferiores à abrasão provocada pelas cerâmicas feldspáticas. A abrasão produzida pela cerâmica IPS-Empress® parece ser, por isso, mais acentuada quando há contacto directo com a superfície da cerâmica tal como processada, sem qualquer aplicação de pigmentos ou agentes de vitrificação, recomenda-se o polimento rigoroso de todas as superfícies que tenham sido desgastadas para correcção oclusal. Uma superfície com “glaze”, sem poros e lisa deverá provocar menor abrasão das superfícies dentárias ^(2, 7, 16, 29, 79, 97).

7.4. Adaptação Marginal e Desempenho Clínico

O método de processamento da cerâmica IPS-Empress® (combinação entre a técnica convencional da cera perdida e a moldagem por termo-pressão) permite elaborar restaurações com uma precisão de adaptação muito satisfatória. A fenda marginal de coroas IPS-Empress® com caracterização superficial (8.2 µm) não é significativamente diferente da fenda das coroas com caracterização em camadas (7.2 µm). Estes valores excepcionais revelam a excelente estabilidade dimensional do sistema, pois se alguma contracção ocorre durante a sinterização da cerâmica parece ser perfeitamente compensada com uma expansão correcta do material de revestimento. Contudo, estes valores referem-se a coroas não cimentadas, não podendo ser negligenciado o espaço reservado para o material de cimentação. De facto quando estas coroas foram cimentadas, com cimento de fosfato de zinco ou um cimento de resina, a fenda marginal aumentou significativamente e na proporção da espessura da película do cimento respectivo. As coroas com caracterização superficial apresentaram uma fenda marginal de 23.1 µm e 51.4 µm, quando cimentadas com um cimento de fosfato de zinco ou de resina respectivamente, enquanto que para as coroas com caracterização por camadas a fenda aumentou para 22.9 µm e 47.7 µm, com os

mesmos cimentos. É por isso necessário proceder ao correcto alívio dos modelos, de modo a proporcionar espaço suficiente para o material de cimentação e, assim, minorar a fenda marginal resultante da cimentação. No entanto, se recordarmos o limite máximo clinicamente aceitável de 120 μm , definido por McLean e von Fraunhofer, a adaptação marginal destas restaurações é perfeitamente aceitável ^(76, 117). Um outro estudo, efectuado por Molin e Karlsson para avaliar a adaptação marginal de inlays IPS-Empress®, refere uma adaptação menos precisa com uma fenda marginal cervical na ordem dos 114.7 μm e em oclusal de 93.8 μm . Estes valores referem-se à espessura de cimento e obtidos por uma técnica de réplicas com um silicone de baixa viscosidade; ainda assim, estes valores encontram-se dentro dos limites clinicamente aceitáveis. Um factor que poderá ter influenciado estes resultados é a forma complexa da preparação para os inlays, que traduz uma maior dificuldade em proceder ao correcto enceramento da restauração e uma possível deformação durante a remoção do padrão de cera. Apesar desta fenda marginal ser bastante significativa, o que pode acentuar a degradação e o desgaste dos cimentos de resina usados para cimentação adesiva, a avaliação inicial da infiltração marginal neste tipo de restaurações não é extensa, parecendo que, pelo menos numa fase inicial, os materiais de cimentação corrigem satisfatoriamente a falta de adaptação marginal. Estes resultados estão de acordo com os valores referidos por Krejci et al., num estudo efectuado *in vivo*, no qual após 1.5 anos a espessura de cimento exposto era em média 78.2 μm ^(24, 78, 103, 121, 122).

Os estudos clínicos referentes ao sistema IPS-Empress® são escassos e na sua maioria avaliam o desempenho clínico do sistema como material para inlays; devido à introdução relativamente recente deste sistema, os estudos clínicos são ainda curtos, por isso não se podem tirar conclusões muito significativas. O estudo efectuado por Krejci et al. pretendia avaliar a viabilidade do sistema para restaurações do tipo inlay; a avaliação de 10 inlays, maxilares e mandibulares, após 1.5 anos em funcionamento, não registou a fractura de qualquer restauração ou recidiva de cárie, com todos os critérios avaliados em muito bom ou bom. No entanto, ao final desse período verificou-se uma deterioração da adaptação marginal como resultado da degradação e abrasão do material de cimentação. Também num outro estudo envolvendo 62 restaurações IPS-Empress® do tipo inlay e onlay, somente uma fractura foi registada durante os dois anos de avaliação clínica; os únicos pontos menos satisfatórios relacionavam-se com o contorno das cristas marginais, ligeiramente sub-contornadas devido ao ajuste oclusal, e alguns pontos de contacto proximais menos eficientes. A validade do sistema para restauração de dentes posteriores, pelo menos para restaurações intra-coronárias, é confirmada pelo estudo clínico desenvolvido por Fradeani et al., no qual foram avaliados 125 inlays/onlays por um período médio de 40.3 meses; foi registada uma taxa de sucesso de 95.63% (apenas 4 fracturas), não havendo diferença entre as restaurações de pré-molares e molares. Atendendo aos critérios definidos no protocolo modificado do serviço de saúde pública dos Estados Unidos (U.S. Public Health Service), parâmetros como o contorno, a integridade marginal, a exactidão de cor e a recidiva de cárie foram classificados de

satisfatórios na maioria das observações. Os resultados obtidos mostram que, pelo menos a médio e curto prazo, as restaurações IPS-Empress® conseguem resistir às tensões desenvolvidas nas zonas posteriores da cavidade oral, sem que isso envolva um grande risco de fractura. A avaliação do desempenho clínico de outros sistemas cerâmicos é comparável com os resultados destes estudos, apesar de em determinados critérios o sistema IPS-Empress® se mostrar superior. Os ensaios clínicos de coroas IPS-Empress® são escassos; apesar das tensões exercidas sobre coroas serem mais elevadas do que em restaurações intra-coronárias, um estudo clínico envolvendo 75 coroas IPS-Empress® não registou qualquer fractura durante o período de observação de 1 a 30 meses. Mesmo que alguns autores considerem o sistema IPS-Empress® mais indicado para restaurações sujeitas a menos tensões, como inlays, onlays e facetas, o fabricante considera indicado o seu uso para a elaboração de coroas. Tomando como referência os estudos acima descritos, parece poder esperar-se um comportamento clínico para as coroas idêntico ao verificado com as restaurações intra-coronárias; porém são necessários mais estudos clínicos que o possam confirmar ^(2, 98, 117, 122, 123).

7.5. Vantagens e Desvantagens

O sistema IPS-Empress® combina procedimentos laboratoriais usados em prótese fixa desde há muito tempo(o método da cera perdida) com uma das técnicas de desenvolvimento mais recente (a moldagem de transferência por termo-pressão), os quais permitem a obtenção de resultados perfeitamente previsíveis. Por um lado, a técnica da cera perdida é usada normalmente em procedimentos laboratoriais para prótese fixa, como por exemplo para a fundição de subestruturas metálicas para restaurações metalo-cerâmicas; por isso é um procedimento bem conhecido e estabelecido e, simultaneamente, uma técnica simples e relativamente precisa. Por outro lado, a técnica de moldagem de transferência por termo-pressão é suficientemente simples e não exige grande aprendizagem pelos técnicos de laboratório; o procedimento é mecanizado sob controlo rigoroso de um microprocessador, garantindo que o processo decorra de acordo com parâmetros bem definidos. A técnica laboratorial do sistema IPS-Empress® é por isso um procedimento simples e de fácil aprendizagem, que permite elaborar restaurações com uma excelente estabilidade dimensional, assegurando, nomeadamente, que a adaptação marginal destas restaurações possa ser superior à de outros sistemas cerâmicos ^(11, 15, 31, 117).

A vitro-cerâmica IPS-Empress® é pré-ceramizada, isto é, apresenta todos os cristais de leucite mesmo antes do processo de elaboração laboratorial. Durante a produção industrial a cerâmica é submetida a um tratamento térmico para formação dos cristais de leucite – nucleação - responsável pelas propriedades físicas e mecânicas da cerâmica. Um factor tão importante como o conteúdo de fase cristalina da cerâmica não é dependente dos processos laboratoriais, sendo

determinado sob o controlo rigoroso da produção industrial; para além disso, não é necessário que a cerâmica, durante o processamento laboratorial, seja submetida ao ciclo de nucleação, o qual é bastante demorado, o que permite poupar muito tempo no processo de elaboração das restaurações e evita a contracção normalmente daí resultante. Adicionalmente, a cerâmica é também pré-colorada em cores equivalentes à da escala de cores da Vita®, o que permite obter uma cor de base mais facilmente. A cerâmica não sendo excessivamente translúcida permite ainda uma boa difusão da luminosidade incidente o que, em conjunto com a coloração intrínseca e as possibilidades de caracterização superficial e em camadas, oferece a possibilidade de obter restaurações de excelente estética. A vitro-cerâmica IPS-Empress® pode, por isso, ser usada para produzir a restauração na sua totalidade e dispensar a aplicação de uma cerâmica de caracterização para esconder uma subestrutura demasiado opaca. Mas, se a estética assim o exigir, uma maior aproximação pode ser conseguida utilizando quer pigmentos superficiais, quer uma cerâmica de caracterização, mantendo a translucidez essencial da estrutura da cerâmica ^(2, 11, 13, 15, 116).

O sistema IPS-Empress® é polimorfo pois pode ser usado para a elaboração de inlays, onlays, facetas estéticas e coroas (fig. 30). A cimentação adesiva destas restaurações, após condicionamento com ácido fluorídrico, traduz-se num reforço das propriedades mecânicas da própria cerâmica, o que em princípio torna possível a sua utilização quer em restaurações anteriores, quer em restaurações de dentes posteriores, sujeitos a maiores tensões mastigatórias; é necessária uma maior experiência clínica para confirmar esta possibilidade ^(52, 72, 117).



Figura 30: Tipos de restaurações IPS-Empress® ⁽¹¹⁶⁾.

O teor elevado de cristais de leucite apresentado por esta cerâmica é tido como responsável pela abrasividade acentuada provocada por este tipo de restaurações; no entanto, em restaurações com uma superfície glazeada, lisa e polida, é pouco provável que isso aconteça, porque a abrasividade é mais acentuada quando existe um contacto directo com a superfície da cerâmica tal qual como prensada, isto é, com os cristais de leucite à superfície. A resistência moderada desta cerâmica, pouco superior às forças mastigatórias máximas registadas na zona molar, torna a margem de segurança muito pequena quando estas restaurações são usadas para restaurar dentes posteriores, mesmo apesar do reforço proporcionado pela cimentação adesiva. É também este o motivo porque este tipo de cerâmica não permite a elaboração de outros tipos de restauração que

não sejam restaurações unitárias, sendo contra-indicada a sua utilização na construção de próteses fixas. Para além disso, o sistema carece ainda de alguma confirmação científica, não existindo muitos dados publicados a respeito do sistema, em particular estudos clínicos sobre a sua utilização como material para coroas anteriores e posteriores ^(16, 52, 72, 79, 97, 116).

O sistema, não sendo complicado, exige ainda assim algum treino e adaptação; ao utilizar uma técnica muito específica, é necessário adquirir equipamento especialmente desenvolvido para o sistema, o que o torna mais dispendioso.

8. Sistema In-Ceram®

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-Ceram® (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha). Uma suspensão de alumina é usada para elaborar a subestrutura cerâmica através de um processo de moldagem conhecido como moldagem por suspensão (“slip-casting”). Segundo Kingery, a moldagem por suspensão consiste em preparar suspensões estáveis e formar peças através da formação de uma camada sólida na superfície de um molde poroso, o qual absorve a fase líquida da suspensão por capilaridade. O processo já era conhecido e utilizado há mais de 200 anos, mas foi redefinido e desenvolvido por Sadoun de modo a conseguir elaborar as formas complexas das restaurações dentárias, a partir de uma suspensão de alumina. As subestruturas de alumina, constituídas por mais de 85% de cristais de alumina, são infiltradas por um vidro para formar um composto muito resistente e praticamente sem porosidade. A definição estética e anatômica é feita utilizando uma cerâmica feldspática aluminosa, a qual estabelece uma união eficaz com a subestrutura de alumina vitro-infiltrada ^(6, 14, 26).

8.1. Composição e Microestrutura

As subestruturas cerâmicas elaboradas com o sistema In-Ceram® são formadas por cristais de alumina envolvidos num vidro de baixa fusão. Os cristais de alumina que constituem a fase cristalina da cerâmica são compostos por 99.56% (em peso) de alumina (Al_2O_3), representando mais de 85% do volume da subestrutura. O volume restante é ocupado pela fase vítrea formada por um vidro de lantânio ($\text{LaAl}_2\text{O}_3\text{SiO}_2$) com pequenas quantidades de cálcio e sódio; o lantânio diminui a viscosidade do vidro e permite este que flua com maior facilidade por entre os poros deixados pelos cristais de alumina, resultando na formação de uma estrutura contínua e virtualmente sem porosidade. O pó de alumina é formado por partículas com um tamanho médio de 2.25 μm , mas 35% das partículas têm uma dimensão inferior a 1 μm . Efectivamente o tamanho das partículas de alumina não é uniforme; apresentam uma distribuição trimodal, isto é, a dimensão das partículas concentra-se em torno de três intervalos, um à volta de 4 μm , outro de 0.3 a 0.4 μm e outro de 0.1 a 0.2 μm (fig. 31 e 32).

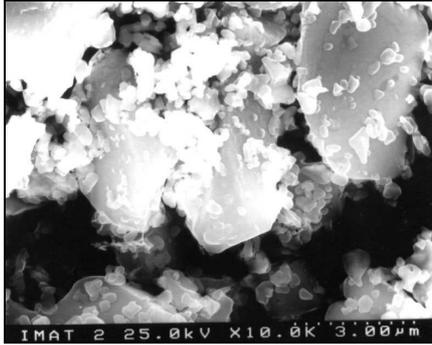


Figura 31: Fotografia de SEM da subestrutura In-Ceram® alumina sinterizada (diferentes tamanhos das partículas).

As partículas de alumina mais pequenas, dispostas entre as partículas de maior dimensão, são as responsáveis pelo estabelecimento dos colos de contacto entre as partículas maiores de alumina, que ocorre durante a sinterização. A temperatura atingida durante o processo de sinterização da cerâmica In-Ceram® (1120° C) não é suficientemente elevada para produzir a fusão da alumina (1600-1800° C). No entanto, as partículas mais pequenas possuem uma energia superficial mais elevada, o que as torna mais reactivas do que partículas de maiores dimensões; deste modo, as partículas mais pequenas sofrem sinterização a temperaturas mais baixas e mais rapidamente, estabelecendo contacto entre as partículas de maiores dimensões. As partículas de alumina são assim unidas numa rede tridimensional, porosa e contínua, sem que tenha ocorrido qualquer alteração das partículas de maior dimensão. Quer a fase cristalina de alumina, quer a fase vítrea, forma uma estrutura contínua tridimensional que se estende de uma superfície à outra; a estrutura resultante da interposição constante das duas fases, praticamente sem porosidade, é referida como um material compósito de fases contínuas interpenetrantes [“continuous interpenetrating phase composite” (CIPC)] (2, 6, 25, 27, 83, 124).

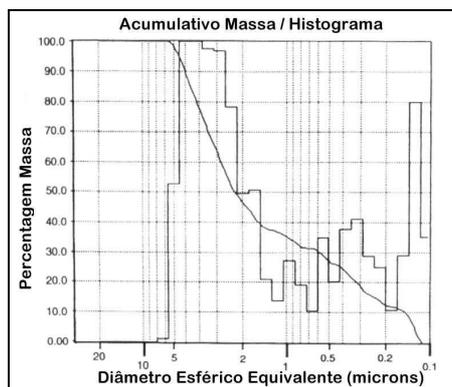


Figura 32: Curvatura da distribuição de massa (percentual) sobreposta com um histograma de áreas, onde a modificação da massa está concentrada (trimodal) (124).

8.2. Fase Laboratorial

A elaboração de restaurações In-Ceram® tem por base os procedimentos da moldagem por suspensão (“slip-casting”) e pode ser dividida em três etapas: a primeira consiste na elaboração da subestrutura porosa de alumina (ou alumina e magnésio, ou alumina e zircónio); na segunda a subestrutura é infiltrada com um vidro de baixa fusão; e por último, procede-se à conformação anatómica e caracterização estética com uma cerâmica feldspática aluminosa.

A primeira etapa faz uso da técnica de moldagem por suspensão, sendo para isso necessário a preparação de um modelo de trabalho especial. O modelo mestre é preparado para a duplicação com um silicone de adição (incluindo a preparação dos troquéis), o alívio é feito com um verniz espaçador (2-3 camadas com uma espessura total de 45 µm, sem no entanto recobrir a LAC) e é confeccionado um apoio para a conformação dos pânticos. Preenche-se a impressão com gesso especial, obtendo-se então o modelo de trabalho sobre o qual será aplicada a suspensão e conformada a subestrutura (fig. 33 e 34). O modelo de trabalho pode ser retirado da impressão após 2 horas e deve ser acabado a seco para não alterar as suas propriedades; no caso da confecção de subestruturas para próteses fixas, o modelo deve ser colado sobre um suporte de sinterização e os diversos elementos (pilares e áreas do pântico) separados entre si para evitar que, devido à contracção do gesso durante a cozedura, ocorra deformação da subestrutura ^(25, 26, 27, 126).



Figura 33: Alívio com verniz espaçador e confecção do apoio para a elaboração do pântico ⁽²⁵⁾.



Figura 34: Modelo de trabalho em gesso especial duplicado do modelo mestre com silicones de adição ⁽²⁵⁾.

A preparação da suspensão de alumina ou barbotina (“slip” na literatura anglo-saxónica) é feita misturando quantidades muito precisas: 38 g de pó de alumina para uma ampola de líquido de mistura (água desionizada) com uma gota de aditivo; o pó de alumina é adicionado progressivamente ao líquido sempre sob vibração de ultra-sons, sendo necessário um período mínimo de 7 minutos de vibração no aparelho de ultra-sons, seguido da mistura sob vácuo por 1 minuto. O aditivo induz cargas electrostáticas à superfície das partículas de alumina, separando-as umas das outras e, conjuntamente com a vibração dos ultra-sons e o vácuo, contribui para a formação de uma suspensão uniforme e homogénea; isso confere propriedades reológicas particulares à suspensão, nomeadamente a sua capacidade de escoamento que facilita a moldagem.

A suspensão é aplicada sobre o modelo de trabalho quer por imersão quer usando um pincel, modelando progressivamente a forma da subestrutura (fig. 35); a suspensão deve ser aplicada rapidamente para evitar que a massa antes aplicada possa secar, o que influencia negativamente as propriedades da cerâmica. A água da suspensão é removida por acção das forças de capilaridade, que se desenvolvem a partir do modelo de gesso especial poroso, produzindo uma compactação inicial das partículas de alumina. Após a secagem da suspensão, a subestrutura pode ser conformada com algum cuidado, utilizando um bisturi para expor a LAC e melhorar a definição dos contornos (fig. 36) ^(6, 25, 26, 27, 51, 126).

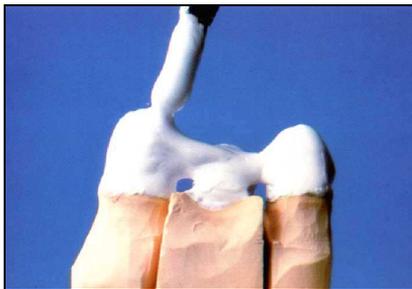


Figura 35: Aplicação da suspensão de alumina com um pincel para a elaboração da subestrutura pela técnica de moldagem por suspensão ⁽¹²⁶⁾.

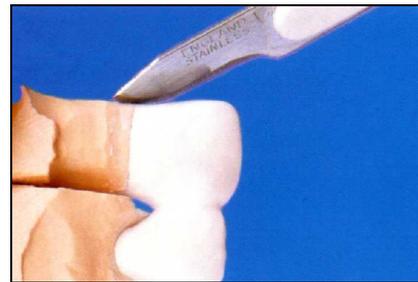


Figura 36: Utilização de lâmina de bisturi para eliminação de excessos de alumina antes da sinterização ⁽²⁵⁾.

Uma subestrutura com uma espessura mínima é necessária para proporcionar resistência suficiente às restaurações: essa espessura (0.5 mm para as restaurações anteriores, 0.7 mm em zonas submetidas a maiores tensões das coroas posteriores como em oclusal e palatino, e conectores com o mínimo de 4 mm ocluso-cervical e 3 mm vestibulo-lingual) deve ser desde logo garantida durante a aplicação da suspensão e, por isso, os contornos devem ser definidos por excesso, uma vez que a sua correcção posterior será mais fácil. A subestrutura, formada com a suspensão de alumina, e o modelo de trabalho que lhe serve de suporte são submetidos a um ciclo térmico para sinterização da alumina. Durante o ciclo térmico, desenvolvido no forno especial Inceramat® da Vita®, a temperatura é inicialmente elevada a 120° C e mantida a esse nível por um período de 6 horas para produzir a desidratação do modelo de gesso e consequentemente a sua contracção. Num segundo tempo, a temperatura é elevada gradualmente por 2 horas até atingir os 1120° C, temperatura a que ocorre a sinterização superficial das partículas de alumina; ao fim de um período de 2 horas o ciclo térmico termina, devendo a subestrutura arrefecer até aos 400° C em forno fechado e daí até à temperatura ambiente com o forno aberto. A temperatura de 1120° C não é suficiente para produzir a fusão completa das partículas de alumina, ocorrendo somente a fusão das partículas mais pequenas e reactivas, as quais são responsáveis pelo estabelecimento do contacto entre as partículas de alumina de maior dimensão - os colos de sinterização. O resultado é a formação de uma estrutura de alumina contínua, mas com uma rede porosa tridimensional disposta entre os grãos maiores de alumina (tamanho médio dos poros 0.3 µm); uma vez que as

partículas maiores de alumina não sofrem fusão, não há aproximação do centro destas partículas, e por isso a contração de sinterização é mínima (aproximadamente 0.3%). Por outro lado, o gesso é desidratado e contrai bastante (cerca de 15.95%), o que permite à subestrutura de alumina ser removida facilmente do modelo (fig. 37); isso é bastante importante pois, apesar do aumento de resistência resultante da sinterização da alumina, a subestrutura apresenta uma consistência semelhante à do giz e é ainda muito frágil. A subestrutura é inserida cuidadosamente no modelo mestre para verificação da adaptação, podendo ser desgastada com brocas diamantadas a baixa rotação (fig. 38). Com a ajuda de um líquido corante azul (o azul de metileno) a subestrutura é inspeccionada quanto à existência de fissuras, as quais implicam que se repita todo o processamento ^(6, 7, 14, 16, 25, 26, 27, 51, 125, 126).



Figura 37: A desidratação do gesso durante a sinterização da alumina provoca a sua contração, o que torna fácil a remoção da estrutura de alumina ⁽²⁵⁾.

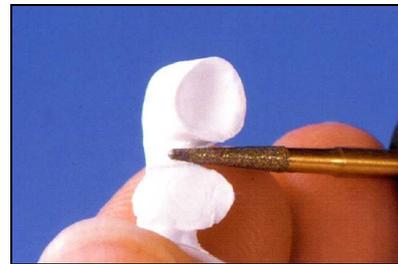


Figura 38: Ajuste da subestrutura de alumina após a sinterização, com brocas diamantadas a baixa rotação ⁽¹²⁶⁾.

Um vidro de aluminossilicato de lantânio ($\text{LaAl}_2\text{O}_3\text{SiO}_2$) com a coloração correspondente à cor da dentina é utilizado para proceder à infiltração da subestrutura porosa de alumina; de início o sistema contemplava tantas colorações do pó de vidro quantas as cores da escala Vitapan®, mas presentemente são usadas apenas quatro cores base do vidro para produzir estruturas com as colorações da escala Vitapan®, através de uma tabela de correspondência de cores. O pó do vidro é misturado com água destilada e aplicado sobre a superfície externa da subestrutura, de forma que nem toda a estrutura de alumina seja recoberta para permitir a libertação de algum ar aprisionado na porosidade da subestrutura (fig. 39). A subestrutura com a pasta de vidro é colocada sobre uma folha de platina (Pt 95; Au 5) e submetida a um ciclo térmico para fusão do vidro; após um período de pré-secagem a 600° C, a temperatura é elevada a 1100° C e mantida a esse nível durante 4 horas (6 horas para a infiltração de subestruturas para próteses fixas) para permitir a infiltração de toda a subestrutura ^(6, 25, 26, 27, 51, 126).

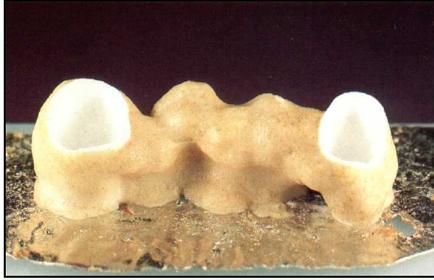


Figura 39: Aplicação da pasta formada com o pó de vidro para infiltração da estrutura de alumina, tendo o cuidado de não recobrir completamente toda a estrutura para permitir o escape de ar aprisionado nos poros da alumina ⁽²⁵⁾.

A essa temperatura o vidro de baixa viscosidade é fundido e flui através da rede porosa tridimensional da subestrutura de alumina conduzido por acção da capilaridade. Tanto a infiltração das subestruturas In-Ceram® Alumina como das In-Ceram® Spinel pode ser efectuada sob vácuo, mas este procedimento só é recomendado para este último tipo de subestruturas para aumentar a sua translucidez. Após o arrefecimento em forno fechado até os 400° C e depois em forno aberto até à temperatura ambiente, os excessos de vidro são eliminados com brocas diamantadas e com jacto de alumina (35-50 µm) sob uma pressão de 6 bar (3 bar na zona cervical) (fig. 40 e 41). Por uma questão de segurança, deve ser executado um ciclo térmico curto - 960° C durante 10 minutos - seguido da eliminação dos excessos de vidro que eventualmente tenham aparecido ^(25, 26, 27, 125, 126).



Figura 40: Eliminação dos excessos de vidro após a infiltração com brocas de diamante ⁽¹²⁶⁾.



Figura 41: Utilização do jacto de partículas de alumina para eliminação do vidro em excesso ⁽¹²⁶⁾.

No final da fase de infiltração, as propriedades mecânicas e ópticas da subestrutura são bastante diferentes; a infiltração do vidro elimina praticamente toda a porosidade da subestrutura, dando origem a uma estrutura contínua desde a face externa até à face interna e, por isso, muito resistente; para além disso, a subestrutura apresenta agora a cor escolhida para a dentina em vez da coloração branca da alumina e é mais translúcida devido ao índice de refração do vidro semelhante ao da alumina. Nesta altura, a subestrutura é formada por duas fases contínuas e interpostas numa rede tridimensional, representando a fase cristalina de alumina mais de 80% do volume da subestrutura; a subestrutura pode ser

ensaiada clinicamente para verificar o ajuste marginal e o contorno coronário, depois pode ser feita a caracterização anatômica e estética (6, 25, 125).

Para a caracterização estética e conformação anatômica das restaurações In-Ceram® é utilizada uma cerâmica feldspática aluminosa com um coeficiente de expansão térmico compatível com a subestrutura. Estas são derivadas das cerâmicas feldspáticas com alto teor de cristais de alumina desenvolvidas por McLean e Hughes, mas com pós de cerâmica de diversos graus de translucidez e colorações; efectivamente as cerâmicas utilizadas, Vitadur® N ou Vitadur® Alfa, têm uma composição semelhante às cerâmicas inicialmente utilizadas para a confecção das coroas jacket. Estas cerâmicas são utilizadas sob a forma de pó de cerâmica que se mistura com água e são aplicadas do modo convencional usando a técnica de caracterização em camadas (“layering technique”), o que permite a construção da cor em profundidade (fig. 42, 43 e 44).



Figura 42: Caracterização em camadas com uma cerâmica feldspática aluminosa de diferentes colorações e graus de translucidez (dentina e esmalte) (25).

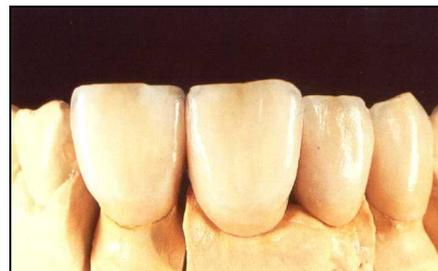


Figura 43: Prótese Fixa In-Ceram® após o “glaze” e polimento (25).

Durante o ciclo térmico de cozedura da cerâmica de caracterização, compreendido entre 920° C e 960° C, é estabelecida uma união física e química entre a subestrutura vitro-infiltrada e a cerâmica feldspática aluminosa. Após a obtenção da coloração e contornos desejados a cerâmica é submetida a um tratamento para vitrificação superficial (“glaze”) e depois polida (6, 7, 14, 16, 25, 27, 51, 125, 126).

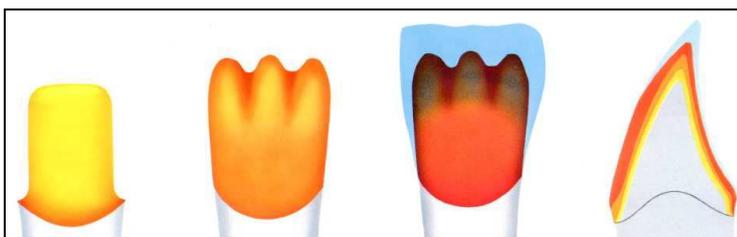


Figura 44: Esquema da elaboração da cerâmica de caracterização usando a técnica em camadas (“layering technique”) (126).

8.3. Características Estruturais e Propriedades

As restaurações In-Ceram® são caracterizadas por apresentarem uma estrutura que se comporta como um compósito de fases contínuas interpenetrantes [“continuous interpenetrating phase composite (CIPC)"], sendo esta característica estrutural a responsável, em grande parte, pelas propriedades mecânicas da cerâmica. A subestrutura de alumina elaborada após a sinterização apresenta uma estrutura porosa formada por uma matriz contínua de partículas de alumina ligadas entre si. Ao contrário do que acontece com as outras cerâmicas, durante a sinterização da alumina não ocorre contração devido à densificação resultante da eliminação do líquido da suspensão, mantendo-se 20% a 30% de porosidade residual. Isto é resultante da temperatura de fusão (1120° C) demasiado baixa para produzir a sinterização das partículas maiores de alumina e, por consequência, a aproximação do centro dessas partículas; no entanto, as partículas mais pequenas e com maior energia superficial têm maior reactividade e iniciam a fusão mais cedo e a temperaturas inferiores. São elas as responsáveis pelo estabelecimentos dos colos de contacto entre as partículas de maior dimensão e, assim, pela continuidade da estrutura (fig. 45). Os dados obtidos por Campbell et al. ⁽¹²³⁾, a partir da análise de Brunauer-Emmett-Teller (BET), do tamanho das partículas, e de observações de SEM, suportam esta explicação para a formação da matriz de alumina com uma forma reticular e porosa (espongiforme) da cerâmica In-Ceram®. As partículas mais pequenas (de 0.1 µm a 0.2 µm) representam 92% do número de partículas presentes no pó de alumina, sendo responsáveis por 87% da superfície; contudo, estas partículas formam apenas cerca de 13% da massa do pó de alumina. Após a sinterização regista-se uma diminuição da área da superfície de 2.72 m²/g para 1.56 m²/g; seria de esperar que houvesse uma contração mais significativa do que a registada (apenas 0.21%) se as partículas maiores sofressem sinterização.

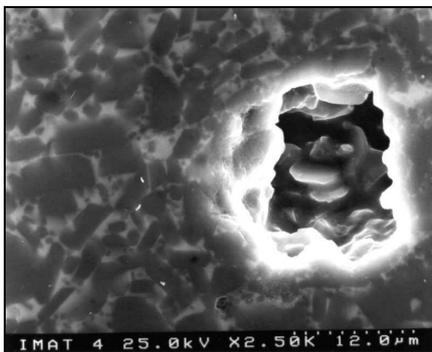


Figura 45: Imagem de SEM da superfície polida de uma estrutura In-Ceram® Alumina infiltrada com o vidro de baixa fusão; é possível ver a dimensão variável das partículas de alumina e a continuidade da estrutura. À direita na imagem permanece um poro, provavelmente resultante do aprisionamento de ar durante a infiltração.

Contudo, são as partículas mais pequenas que ao fundir estabelecem colos de contacto entre as diferentes partículas de uma forma contínua, enquanto que as partículas maiores mantêm a sua forma tridimensional. Os resultados são: a manutenção da rede porosa tridimensional contínua, a formação de uma matriz porosa contínua de alumina, uma contracção de sinterização mínima, um aumento da resistência da matriz porosa de alumina (em relação à estrutura antes da sinterização) e a diminuição da área da superfície interna ^(2, 6, 25, 123).

Apesar do aumento de resistência resultante da sinterização, a subestrutura de alumina é ainda muito frágil e apresenta uma resistência à flexão de apenas 18.39 MPa, essencialmente devido à grande porosidade da estrutura. O outro composto usado para a elaboração das subestruturas cerâmicas In-Ceram® é um vidro de lantânio de baixa fusão, o qual por si só apresenta uma resistência à flexão igualmente baixa, cerca de 76.53 MPa. No entanto, tal como foi dito anteriormente, este vidro é utilizado para proceder à infiltração da subestrutura porosa de alumina e preenche virtualmente toda a porosidade através da acção de capilaridade, resultando numa estrutura cerâmica densa e sem poros formada pelas duas fases contínuas interpenetrantes tridimensionais de alumina e vidro. A resistência deste tipo de estruturas, referidas como materiais compósitos de fases contínuas interpenetrantes, é bastante superior à resistência de cada um dos compostos que a formam, apresentando uma resistência à flexão de 4 pontos - 4PB - na ordem dos 236.15 MPa, e cerca de 450 MPa para a resistência à flexão de 3 pontos - 3PB - (os valores da resistência à flexão de 3 pontos são normalmente 30-40% superiores aos da resistência à flexão de 4 pontos). Uma das razões para este aumento da resistência é a diminuição da porosidade resultante: primeiro da sinterização parcial da alumina e depois através da infiltração com o vidro. A resistência diminui quase exponencialmente com o aumento da porosidade, segundo a fórmula:

$$S = S_0 e^{(-A * C)}$$

onde S é a resistência dependente da porosidade, S_0 é a resistência teórica da estrutura densa, A é o factor de potência para a alumina e C a percentagem de porosidade (derivada da equação de Ryshkewitch). A resistência calculada seria 106 MPa se a diminuição da porosidade após a infiltração com o vidro fosse a única razão responsável pelo aumento da resistência. Por isso, outros factores também contribuem para o aumento da resistência, nomeadamente a disposição alternada das duas fases (fase cristalina contínua de alumina e fase vítrea), característica dos materiais compósitos de fases contínuas interpenetrantes. A fractura segue normalmente o trajecto de menor resistência através da matriz vítrea; porém, neste tipo de estruturas a fractura encontra permanentemente camadas alternadas de cada uma das fases devido à disposição tridimensional da fase de reforço, não existindo por isso uma via de menor resistência através da qual a fractura se possa propagar. Resulta deste facto a necessidade de uma energia maior para provocar a fractura neste tipo de estruturas, verificando-se uma melhoria das propriedades mecânicas. Para além disso, a própria natureza da fase cristalina também contribui para o aumento da resistência; os cristais de alumina interagem com a fractura provocando a deflexão ou até mesmo parando a progressão da

fractura. Por outro lado, devido à pequena diferença entre os coeficientes de expansão térmica da matriz vítrea e da fase cristalina de alumina, desenvolvem-se tensões compressivas residuais em torno das duas fases, as quais têm de ser suplantadas pela energia da fractura antes que o processo possa continuar. A continuidade da fase vítrea e da fase cristalina contribui para a estabilização da fractura, assim como a fricção micromecânica entre as duas fases, o que proporciona um aumento secundário da resistência à flexão. De um modo geral, pode dizer-se que os mecanismos implicados na resistência da cerâmica In-Ceram® estão relacionados com: a diminuição do tamanho e volume da porosidade, a redução de defeitos produzidos durante o processamento e a existência de um trajecto de propagação da fractura mais tortuoso ^(6, 13, 14, 16, 24, 26, 50, 68, 82, 123, 124).

O processamento convencional (através da técnica da moldagem por suspensão) da cerâmica In-Ceram® pode ser responsável por algumas falhas estruturais, tais como poros e falta de homogeneidade da estrutura. As subestruturas obtidas a partir de alumina industrial (pela técnica de moldagem por reprodução – “copy milling”) são mais homogêneas e menos porosas e apresentam, por isso, um ganho de 10% na resistência à flexão (500 MPa) em relação às subestruturas processadas de modo convencional. Um outro defeito estrutural, que pode resultar da técnica de processamento, é o chamado efeito de “casca de cebola” (“onion-skin”). Durante a aplicação da suspensão sobre o modelo de gesso especial com o pincel, pode ocorrer desidratação excessiva entre a aplicação de uma camada de alumina e a seguinte; isto provoca um alinhamento dos cristais de alumina em diversas camadas, o qual não pode ser compensado pela infiltração do vidro. Desse modo, quando o vidro é aplicado à subestrutura vai depositar-se em excesso, por acção da capilaridade, entre essas camadas produzindo áreas estruturalmente menos homogêneas, as quais têm a aparência da casca de cebola; a resistência destas subestruturas reduz-se de modo acentuado através deste processo.

A infiltração vítrea da subestrutura também pode influenciar as propriedades mecânicas finais da cerâmica. Efectivamente, a infiltração vítrea sob vácuo é utilizada para conseguir uma maior translucidez da subestrutura, sendo o procedimento recomendado para as subestruturas In-Ceram® Spinell; contudo, se para as estruturas In-Ceram® Alumina esse factor não traduz perda de resistência, as estruturas In-Ceram® Spinell infiltradas sob vácuo apresentam uma resistência à flexão de cerca 386 MPa, contra os 462 MPa das estruturas infiltradas em câmara com ar. Este facto deve ser tido em conta, pois variando a taxa de vácuo pode conseguir-se estruturas com vários graus de translucidez, mas também com resistência diferente ^(26, 34, 50, 123, 124).

Os restantes elementos da família In-Ceram® apresentam propriedades mecânicas diferentes em virtude da sua composição diferenciada, como atrás referido. Assim, o In-Ceram® Spinell, constituído por uma mistura ($MgAl_2O_4$) de óxido de magnésio e óxido de alumínio, apresenta melhores propriedades estéticas devido à cristalização cúbica dos cristais, mas a sua resistência é inferior à do In-Ceram® Alumina porque não ultrapassa os 350-360 MPa. Por outro lado, o In-Ceram® Zirconia, constituído por uma mistura de zircónio (34%) e alumina (66%), apresenta uma

resistência à flexão bastante elevada, na ordem dos 750-800 MPa. Isto deve-se essencialmente a uma propriedade física do zircónio - o endurecimento por transformação de fase do zircónio parcialmente estabilizado. O zircónio existe sob uma forma cristalina tetragonal, mas quando submetido a uma força externa é transformado numa forma mais estável, retirando a energia para essa transformação da força aplicada. Para além de retirar energia necessária à propagação (ou início) da fractura, a forma estável do zircónio é 3-5% maior e pode assim selar (fechar) as microfissuras que se formam na estrutura; daí que a resistência dos materiais à base de zircónio seja mais de duas vezes superior à dos materiais de alumina ^(6, 7, 25, 124).

Apesar disso, o sistema In-Ceram® Alumina apresenta-se, ainda hoje, como um dos sistemas cerâmicos mais resistentes, senão o mais resistente, disponível para a elaboração de restaurações cerâmicas. A resistência à fractura compressiva de restaurações In-Ceram® Alumina é, segundo o estudo elaborado por Castellani et al., comparável à resistência compressiva das restaurações metal-cerâmicas. Os valores referidos na literatura situam-se acima dos 1000 N, variando entre os 1163 N e os 1825 N, e tal como no caso da resistência à flexão são três vezes superiores aos valores da resistência compressiva de outros sistemas cerâmicos. Se tivermos em consideração que os valores referidos para a força de mordida máxima na zona anterior e posterior da cavidade oral são, respectivamente, 200 N e 300 N, e mesmo considerando os fenómenos de corrosão devido à fadiga de stress, estas restaurações apresentam uma resistência suficiente para suportar as tensões que ocorrem na cavidade oral. No entanto, como referido por McLaren ⁽¹²⁴⁾ é necessário que as subestruturas tenham uma espessura mínima para proporcionarem um suporte adequado à cerâmica de caracterização. Quando as subestruturas são reduzidas a uma espessura de 0.5 mm, a resistência à flexão desce para valores da ordem dos 225 MPa; o módulo de elasticidade (E) do In-Ceram® Alumina (285.8 GPa) não é suficiente para contrariar o aumento da deflexão da estrutura, provocado pela diminuição da espessura, pois a deflexão varia na razão inversa do módulo de elasticidade e do cubo da espessura. Perante uma deformação tão pequena quanto 0.1% a formação da fractura ocorre facilmente em materiais quebradiços como as cerâmicas, provocando a fractura rápida do material. Por essa razão devem ser mantidas dimensões mínimas para a subestrutura, de forma a minimizar a formação de tensões. Idealmente, para as restaurações de dentes posteriores as subestruturas devem ter uma espessura mínima de 0.5 mm nas zonas vestibulares não submetidas a tensões e manter uma espessura de 0.7 mm em oclusal e palatino com um colar de 1 mm de espessura e 2 mm de altura em proximal e palatino; para as restaurações dos dentes anteriores as zonas de baixa tensão vestibulares podem ser reduzidas a um mínimo de 0.3 mm. A análise das restaurações fracturadas sob uma menor força revelou a existência de uma concentração de porosidade na interface da cerâmica de caracterização com a subestrutura. Para além deste defeito estrutural, que pode agir como zona de concentração de tensões e assim debilitar a restauração, a cerâmica feldspática aluminosa de caracterização forma uma união química e estreita com a subestrutura, contribuindo para reforçar a subestrutura em virtude da sua menor susceptibilidade à

corrosão em meio aquoso (fig. 46). A resistência à flexão das subestruturas In-Ceram® diminui 5% e 10% respectivamente, após armazenamento numa solução corrosiva e após termociclagem em saliva artificial, enquanto que as perdas para a cerâmica feldspática aluminosa são de apenas 2% e 4% (29, 34, 50, 51, 53, 71, 124).

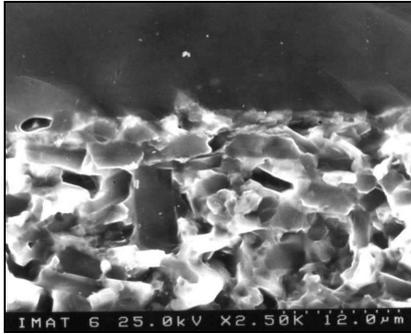


Figura 46: Imagem de SEM da superfície de fratura da interface da cerâmica feldspática aluminosa com a subestrutura vitro-infiltrada In-Ceram®.

As restaurações In-Ceram® apresentam uma elevada resistência à fratura o que permite que sejam utilizados materiais e técnicas convencionais para a sua cimentação. Os cimentos de fosfato de zinco têm sido abandonados devido à sua elevada solubilidade na cavidade oral, a qual aumenta a infiltração marginal das restaurações e provoca descoloração secundária. Os cimentos de ionómero de vidro têm sido usados com elevado êxito clínico, apesar de serem materiais sensíveis à humidade, durante a reacção de presa, e à variação da proporção pó/líquido. Quanto aos cimentos de ionómero de vidro reforçados com resina composta – compómeros - parecem não estar indicados para a utilização na cimentação de coroas cerâmicas; estes materiais contêm na sua composição grandes quantidades de hidroxietilmetacrilato (HEMA), o qual expande significativamente quando exposto à humidade, sendo este factor responsável pela fratura tardia das coroas. A expansão linear dos compómeros é cinco vezes superior à dos cimentos de resina composta convencionais ou dos cimentos de resina fosfatados (como o Panavia® por exemplo); apesar de muitos adesivos dentinários conterem HEMA na sua composição, a espessura da película de adesivo formada não parece produzir uma expansão que possa provocar a fratura das coroas cerâmicas. A cimentação adesiva das restaurações cerâmicas melhora o seu desempenho clínico e aumenta a sua longevidade. Para além disso, algumas situações clínicas requerem uma cimentação adesiva, tal como os casos de coroas clínicas curtas e preparações pouco retentivas, e o caso de restaurações com pouca retenção como facetas, onlays e próteses adesivas totalmente cerâmicas (prótese Maryland), sobre as quais, não sendo um procedimento recomendado pelo fabricante, tem sido investigada a possibilidade de utilização da cerâmica In-Ceram® para este tipo de restaurações. No entanto, se para as cerâmicas feldspáticas e vitro-cerâmicas o tratamento da superfície cerâmica com ácido fluorídrico ou amónia bifluorada produz uma superfície microretentiva por dissolução parcial da matriz vítrea, a cerâmica In-Ceram® é ácido resistente

devido ao seu elevado teor de cristais de alumina (> 85%). Por outro lado, a aplicação de um silano permite estabelecer uma união química entre a superfície da cerâmica e o cimento de resina composta, a qual é mediada pela sílica presente na superfície cerâmica. A sílica disponível na superfície cerâmica In-Ceram® é escassa (cerca de 5%) e a união entre o silano e a alumina é baixa e instável, limitando a força de adesão que possa ser produzida. Por estas razões, quer o tratamento com ácido fluorídrico, quer a aplicação de um silano, têm-se revelado ineficazes na obtenção de uma superfície cerâmica In-Ceram® adequada para uma cimentação adesiva^(26, 124, 125, 126).

Alguns métodos têm sido desenvolvidos para ultrapassar estas dificuldades. O protocolo definido para a cimentação retentiva (no sentido de que não se procura uma união química entre a cerâmica e a resina composta, mas sim promover a retenção mecânica do material de cimentação) de restaurações In-Ceram® consiste na abrasão da face interna das restaurações com um jacto de alumina - com partículas 50 µm e sob uma pressão de 50 psi durante 10 segundos - seguida da utilização de um cimento de resina contendo um monómero fosfatado (10-metacrilóiloxidecil-dihidrogénio-fosfato), como o Panavia® ou o Panavia 21®. As partículas de alumina provocam a abrasão da superfície da cerâmica produzindo microretenções, as quais são posteriormente preenchidas pelo cimento de resina fosfatada que, para além de uma retenção micro-mecânica, adere directamente aos óxidos metálicos da cerâmica. No estudo desenvolvido por Kern e Thompson⁽¹²⁵⁾, não só se demonstrou que a força de adesão estabelecida deste modo é superior à força de adesão estabelecida com as resinas compostas convencionais, como também ficou comprovado a estabilidade e durabilidade da união quer em meio aquoso, quer após termociclagem. A força de adesão é inicialmente superior para a resina Panavia 21®, mas com a continuação da sua exposição em meio aquoso verifica-se um decréscimo mais acentuado da força de adesão, aproximando-a à do Panavia®. Esta quebra da força de adesão está relacionada com a degradação da união entre a matriz de resina e as partículas de carga, sendo, contudo, todas as fracturas coesivas quer para uma, quer para outra resina. Um outro método para produzir uma superfície cerâmica com microretenções foi recentemente desenvolvido - sistema de ataque de retenção de Bateman ou BERS (Bateman etch retention system) – e baseia-se nos princípios utilizados nos sistemas “Virginia Salt Wash-out” e “Crystal-Bond”, para produção de retenções nas asas metálicas dos retentores de próteses adesivas. O método consiste na incorporação de pequenos fragmentos de plástico (de diâmetro compreendido entre 50 µm e 300 µm) na superfície interna das restaurações In-Ceram®, as quais são eliminadas durante a cozedura de sinterização da alumina, deixando uma superfície com microporosidades que serão preenchidas com o cimento de resina de baixa viscosidade. Este sistema não parece apresentar vantagens em relação à retenção proporcionada pela técnica do jacto de alumina; pelo contrário, este método tem um efeito adverso sobre a resistência à flexão das restaurações assim preparadas, diminuindo a sua resistência devido à profundidade dos defeitos criados. A única vantagem está relacionada com a menor

susceptibilidade à contaminação salivar, mantendo uma força de adesão superior à das amostras preparadas por jacto de alumina após contaminação salivar^(6, 124, 125, 127).

Os métodos utilizados para permitir uma cimentação adesiva das restaurações In-Ceram® têm por objectivo criar uma película de sílica na superfície interna da restauração. A adesão das resinas compostas convencionais (do sistema BIS-GMA) à superfície In-Ceram®, mesmo após microabrasão com jacto de alumina e aplicação de um silano, é limitada pela quantidade de sílica disponível (< 5%) e pela instabilidade da união estabelecida com os cristais de alumina, a qual diminui com o tempo de armazenamento em meio aquoso. Um método que permite contornar estas características da cerâmica In-Ceram® foi desenvolvido por Sadoun e Asmussen⁽¹²⁸⁾ e consiste na utilização de uma suspensão etanólica que serve de veículo para os grãos finos de sílica (Aerosil 380 da Degussa, Frankfurt, Alemanha: pó de sílica com um tamanho médio dos grãos de 7 nm). Um ciclo térmico a 960° C com a duração de 0.5 hora é executado após a aplicação da suspensão na superfície interna da restauração, o qual permite a completa evaporação do solvente e produz a sinterização das partículas de sílica sobre a superfície da cerâmica. Deste modo, forma-se uma camada de sílica com apenas 10 µm de espessura, apresentando uma superfície com microfendas que contribuem para aumentar a força de união com a resina composta através de retenção micro-mecânica. Para além desta retenção mecânica, estabelece-se uma união química com o silano, que permite obter uma força de adesão estável e duradoura. Como a suspensão de sílica é sinterizada a uma temperatura próxima da temperatura de sinterização da cerâmica de caracterização, é recomendado que a aplicação e sinterização da suspensão seja feita antes da aplicação da cerâmica feldspática.. Presentemente, ainda não são conhecidos os efeitos dos vários ciclos de sinterização da cerâmica de caracterização sobre a morfologia e a força de adesão, proporcionada pela camada de sílica, assim como ainda não existem muitos dados clínicos que se refiram aos resultados obtidos com este método.

Os outros métodos derivam de sistemas utilizados para a deposição de sílica sobre metais; o sistema Rocatec® (Espe, Seefeld, Alemanha) consiste na abrasão da superfície interna das restaurações com um jacto de partículas de alumina antes da aplicação da resina: primeiro é utilizado um pó de alumina de 110 µm de diâmetro (Rocatec-Pre®) para criar microretenções e limpar a superfície; a segunda etapa consiste na formação da camada de sílica através da aplicação de um pó especial de sílica e partículas de óxido de alumínio de 110 µm (Rocatec-Plus®); e, por fim, a aplicação de ambos os pós é feita sob uma pressão de 2.5 bar durante 14 segundos. Um silano pode então ser aplicado, o qual adere à camada de sílica e também à resina subsequentemente aplicada. No outro método, o sistema Silicoater MD® (Heraeus Kulzer, Wehrheim, Alemanha), após a abrasão da superfície com um jacto de óxido de alumina, é sinterizada uma camada de óxido de cromo “salpicada” de sílica (“chromium oxide-dotted silica layer”) sobre a superfície interna das restaurações. Quer o sistema Rocatec®, quer o sistema Silicoater®, utilizam técnicas abrasivas, provocando por isso desgaste da superfície cerâmica. O

desgaste produzido na superfície In-Ceram® é de aproximadamente 9 µm por cada etapa abrasiva, e mesmo no caso do sistema Rocatec®, que utiliza duas etapas abrasivas, não há uma desadaptação final significativa. Ambos os sistemas também produzem uma alteração significativa do conteúdo de sílica da cerâmica; através da análise da composição superficial da cerâmica com espectroscopia de dispersão de energia (energy-dispersive spectroscopy – EDS) verificou-se que o sistema Rocatec® aumenta o conteúdo de sílica por peso de 4.5% para 19.7%, o qual é reduzido para 15.8% por peso após eliminação em ultra-sons das partículas de sílica soltas. O sistema Silicoater® produz um aumento do teor de sílica menos significativo; efectivamente, a camada de sílica formada com este sistema apresenta uma espessura de apenas 0.02 µm, o que torna difícil a detecção através de EDS, porque que essa espessura é inferior ao revestimento condutor de ouro-paládio que torna possível a observação das amostras em microscópio electrónico de varrimento (SEM). Estes sistemas produzem alterações qualitativas da superfície da cerâmica, que permitem a utilização de técnicas de cimentação adesivas convencionais. No entanto, os resultados da força de adesão obtidos para as restaurações tratadas com o sistema Silicoater® revelam uma instabilidade da união formada entre a camada de sílica e o silano/resina composta, que provoca uma quebra acentuada da força de adesão após um período de armazenamento mais prolongado. Com efeito a degradação da força de adesão está associada com uma alteração do padrão de fractura, passando de coesivo para um padrão misto; as falhas adesivas ocorrem não só na interface com a cerâmica, mas também dentro da própria camada de sílica, podendo ser referida como uma fractura da “interfase”. Por seu lado, o sistema Rocatec® produz uma união bastante estável, mesmo após um período prolongado de armazenamento e termociclagem, ocorrendo sempre uma fractura do tipo coesivo, portanto dentro do próprio material de cimentação ^(125, 128, 129).

Do anteriormente exposto pode concluir-se que uma adesão estável e duradoura à cerâmica In-Ceram® pode ser conseguida através de dois métodos: revestimento da superfície interna das restaurações com sílica com o sistema Rocatec® e cimentos de resina convencionais; ou, a combinação da abrasão da superfície interna das restaurações para criar microretenções e um cimento de resina fosfatado do tipo Panavia®. Estes métodos podem ser usados em outras cerâmicas com baixo teor de sílica, como por exemplo o In-Ceram® Spinell e o In-Ceram® Zirconia ^(124, 125).

O potencial abrasivo da cerâmica In-Ceram®, devido à sua elevada dureza superficial (9.82 GPa), é um problema sem significado clínico uma vez que esta cerâmica se destina à elaboração de subestruturas que serão posteriormente caracterizadas com uma cerâmica feldspática aluminosa (Vitadur® N). Assim, se a subestrutura In-Ceram® em não estabelecer contacto com a estrutura dentária, a abrasão provocada por estas restaurações será semelhante à produzida pelas cerâmicas feldspáticas convencionais. O potencial abrasivo destas cerâmicas está dependente de vários factores, como já foi discutido noutra capítulo, sendo as características da superfície preponderantes na abrasão provocada pela cerâmica: uma superfície polida e lisa produzirá menor

abrasão do que uma superfície rugosa e não glazeada e por isso é necessário prestar particular atenção ao acabamento após efectuar qualquer ajuste oclusal ^(2, 7, 16, 78).

8.4. Adaptação Marginal e Desempenho Clínico

A técnica de moldagem por suspensão (“slip-casting”) usada com o sistema In-Ceram® permite elaborar restaurações com uma adaptação marginal muito precisa. Com efeito, o sistema apresenta uma elevada estabilidade dimensional, contrariamente ao que ocorre durante a sinterização das cerâmicas processadas numa mistura pó/líquido, as quais apresentam uma contracção de 30-50% em volume (10-15% de contracção linear). A contracção linear decorrente da sinterização da cerâmica In-Ceram® é de apenas 0.21-0.30% e resulta da temperatura de sinterização ser demasiado baixa para produzir a completa união das partículas de alumina de maiores dimensões; a continuidade da estrutura é assegurada pelas partículas mais pequenas que estabelecem com aquelas os referidos colos de sinterização. Desse modo, as partículas de maior dimensão, para além de formarem a rede tridimensional de poros essencial para a formação de um composto de fases interpenetrantes contínuas, mantêm a forma e a dimensão da estrutura com apreciável exactidão. Para além da contracção de sinterização, há ainda que contabilizar os 0.1% de contracção dos materiais de impressão; mas a expansão verificada durante a reacção de presa do gesso (cerca de 0.4%) utilizado para a elaboração do modelo mestre e o alívio proporcionado pelo espaçador compensam de imediato aquela contracção, fazendo com que o procedimento não apresente no final grandes variações dimensionais ^(25, 123).

Os valores referidos na literatura para a adaptação marginal das restaurações In-Ceram® ficam, por isso, bem abaixo do limite máximo de 120 µm clinicamente aceitável, como definido por McLean e von Fraunhofer. A fenda marginal de coroas In-Ceram® apresenta valores médios na ordem dos 24 µm a 45 µm, enquanto que para próteses fixas esse valor atinge os 58 µm; estes valores são semelhantes aos referidos para a adaptação das restaurações metalo-cerâmicas. No estudo efectuado por Rinke et al., a quase totalidade das medições da fenda marginal apresentava valores inferiores a 100 µm quer para as coroas posteriores (95.9%), quer para as anteriores (99.4%), e no caso destas 78.8% dos valores eram inferiores a 50 µm. No estudo de Pera et al. ⁽¹³⁰⁾, em que se analisa, usando microscópio óptico, a fenda marginal de coroas In-Ceram® anteriores e posteriores com diferentes tipos de margem, todas as medições efectuadas apresentavam valores inferiores a 50 µm. Neste estudo verificou-se existir relação entre a adaptação marginal das restaurações e o tipo de linha de acabamento cervical (LAC), sendo melhor a adaptação com uma preparação em chanfro e ombro a 50° do que uma preparação em ombro a 90°, principalmente devido a imperfeições resultantes do aprisionamento de ar na zona da margem. No entanto, durante

todas as fases do processamento as restaurações In-Ceram® mostraram uma excelente estabilidade dimensional ^(2, 26, 34, 75, 130).

As diferenças de composição e de microestrutura das três sub-famílias que compõem o sistema In-Ceram® condicionam não só as suas propriedades mecânicas, mas também o seu comportamento óptico. O In-Ceram® Zirconia é demasiado opaco e esbranquiçado para poder ser utilizado em zonas onde a estética é muito importante e, atendendo à elevada resistência à flexão desta cerâmica, o seu uso é restringido a restaurações para dentes posteriores submetidas a cargas mastigatórias elevadas e para a elaboração de próteses fixas pouco extensas. Quer o In-Ceram® Alumina quer o In-Ceram® Spinell possuem propriedades ópticas que podem ser modificadas através da alteração de certos parâmetros do processamento. O In-Ceram® Alumina produz subestruturas cerâmicas com apenas 20% de translucidez, o que representa cerca de 50% da translucidez da dentina; por seu lado, o In-Ceram® Spinell, quando a infiltração é feita sob o vácuo como recomendado pelo fabricante, é duas vezes mais translúcido que o In-Ceram® Alumina. Fazendo variar o grau de vácuo durante a infiltração vítrea podemos elaborar subestruturas, quer de um tipo de cerâmica quer do outro, com graus de translucidez muito diversificados; deste modo, obtém-se subestruturas que, conjuntamente com as cerâmicas de caracterização, permitem fazer frente a um conjunto de necessidades estéticas muito diferentes, tal como para ocultar núcleos ou restaurações metálicas e dentes com descolorações intensas. Se para o In-Ceram® Alumina a infiltração vítrea com ou sem vácuo não altera significativamente as suas propriedades mecânicas, já a infiltração vítrea sob vácuo do In-Ceram® Spinell diminui a sua resistência à flexão; por isso, esta cerâmica é apenas usada para a elaboração de restaurações submetidas a cargas mastigatórias baixas e onde a estética é primordial ^(2, 6, 16, 25, 124).

A longevidade clínica das restaurações In-Ceram® tem sido avaliada, essencialmente, tendo em conta o desempenho clínico das restaurações In-Ceram® Alumina, não existindo muitos estudos disponíveis que se refiram ao In-Ceram® Spinell ou ao In-Ceram® Zirconia, um sistema ainda em desenvolvimento. A maior parte dos estudos clínicos inclui restaurações parciais do tipo inlay/onlay, coroas anteriores e posteriores, bem como próteses fixas anteriores e posteriores, geralmente de pequena extensão. No estudo efectuado por Pröbster e Diehl ⁽²⁶⁾ foram avaliadas 82 restaurações In-Ceram®, e foram incluídas diversas próteses fixas de 3 e 4 elementos, e até três próteses fixas de 5 elementos; durante o período médio de observação de 7.8 meses (o período de observação variou de 0.5 a 21 meses) não foram registadas quaisquer fracturas. Num outro estudo efectuado por Pröbster ⁽¹⁰⁶⁾ abrangendo um período de tempo mais dilatado (tempo médio de observação 20.8 meses; limites: 4 a 35 meses) os resultados confirmam, de um modo geral, as observações anteriores. Das restaurações unitárias avaliadas, 21 coroas anteriores e 40 coroas posteriores, nenhuma delas registou qualquer fractura ou fissura da cerâmica; por seu lado, das 15 próteses fixas incluídas no estudo, 13 mantiveram-se em serviço por um período médio de 16.3 meses (limites: 2 a 35 meses), donde resulta uma taxa acumulada de sucesso de 93.3% para um

período de 12 meses. Das duas próteses fixas perdidas, uma prótese fixa posterior de 5 elementos teve de ser removida devido a problemas periodontais de um dos pilares, enquanto o pântico de uma prótese fixa anterior de 5 elementos fracturou devido a insuficiente espessura (0.9 mm) da subestrutura cerâmica. Parece, por isso, que o sistema In-Ceram®, pelo menos a curto prazo, está indicado para a restauração unitária de dentes anteriores e posteriores atendendo à taxa de sucesso de 100% observada; por outro lado, tendo em consideração o pequeno número de próteses fixas avaliadas e o curto período de observação, é necessário um adequado planeamento de modo a avaliar o espaço disponível para a elaboração de uma subestrutura cujos conectores tenham pelo menos 4 x 4 mm de dimensão, o que segundo Kappert et al. é o mínimo necessário para obter uma resistência adequada ^(2, 24, 50, 106). Os estudos a mais longo prazo confirmam a validade do sistema In-Ceram® como material para elaboração de coroas anteriores e posteriores, que mantém uma taxa de sucesso bastante elevada mesmo após vários anos em serviço. Efectivamente, no estudo efectuado por Scotti et al. ⁽¹³¹⁾, onde foi seguido o desempenho clínico de 63 coroas In-Ceram®, anteriores e posteriores, por um período médio de 37.6 meses (limites: 24 a 44 meses), somente foi registada a fractura de uma coroa devido à presença de uma LAC irregular e com zonas agudas; apesar de 62.2% dos pacientes apresentarem facetas de abrasão em resultado de hábitos parafuncionais, a taxa de sucesso de 98.4% observada neste estudo confirma a validade do sistema. Também o estudo mais alargado efectuado por Pröbster ⁽¹³²⁾ confirma estas conclusões. Durante o período de 56 meses em que 95 coroas In-Ceram® foram avaliadas (68 coroas posteriores e 27 coroas anteriores) e não foram registadas quaisquer fracturas ou falhas. Mais de metade das coroas (54%) mantiveram-se em serviço por um período superior a dois anos, podendo ser calculada uma taxa de sucesso cumulativa para os 56 meses de 100%.

A taxa de sucesso para coroas anteriores de outros sistemas como o Dicor®, coroas de alumina ou coroas jacket convencionais é, em geral, bastante elevada. Todavia, quando são consideradas restaurações em dentes posteriores a taxa de sucesso baixa de modo significativo, demonstrando a incapacidade daqueles sistemas cerâmicos para suportar as tensões mais elevadas que se registam nas zonas posteriores da cavidade oral. Porém, o sistema In-Ceram® parece ser o único sistema restaurador que permite a elaboração quer de coroas anteriores, quer coroas posteriores, e, eventualmente, também próteses fixas desde que convenientemente planeadas ^(106, 131, 132).

O sistema In-Ceram® tem também sido utilizado para a elaboração de próteses adesivas totalmente cerâmicas. No entanto, os primeiros resultados clínicos revelaram uma elevada taxa de insucesso, principalmente devido à fractura do pântico ao nível dos conectores. As fracturas são, na sua maioria, coesivas entre o pântico e as asas de retenção da prótese adesiva, mantendo-se estas aderidas à superfície dentária; isso revela um desenho da subestrutura com uma dimensão (3 mm no sentido ocluso-cervical e 1.5 mm no sentido vestibulo-palatino) incapaz de suportar as forças

oclusais. É por isso necessário proceder a mais estudos laboratoriais antes de este procedimento poder ser considerado uma alternativa de rotina ^(126, 133, 134).

8.5. Vantagens e Desvantagens

O sistema In-Ceram® é um dos sistemas cerâmicos mais resistentes, senão o mais resistente, disponível para a elaboração de restaurações completamente cerâmicas. As excelentes propriedades mecânicas que este sistema apresenta, uma resistência à flexão e à compressão cerca de três vezes superior à de outros sistemas, advém da sua microestrutura característica dos materiais compostos de fases interpenetrantes contínuas. De facto, a partir de uma suspensão com alumina e através da técnica de moldagem por suspensão (“slip-casting”) consegue-se obter uma subestrutura com um alto teor de alumina, formando uma rede tridimensional contínua e porosa; a subsequente infiltração com um vidro de baixa viscosidade elimina virtualmente toda a porosidade, resultando na formação de uma estrutura com duas fases contínuas e que se entrecruzam permanentemente, da superfície interna até à superfície externa. É a ausência de porosidade, o tipo de fase cristalina (a alumina é muito resistente) e o tipo de microestrutura que fazem com que a propagação da fractura seja mais difícil e, por isso, a resistência da cerâmica seja aumentada. A elevada resistência da cerâmica In-Ceram® permite que seja utilizada para elaborar coroas unitárias anteriores e posteriores, restaurações parciais do tipo inlay/onlay, facetas, próteses fixas anteriores de pequena extensão (até mesmo com adequado planeamento próteses fixas posteriores) e, ultimamente, tem sido investigada a sua utilização em próteses adesivas totalmente cerâmicas ^(6, 13, 15, 34, 50, 53, 82, 123, 133) (fig. 47).

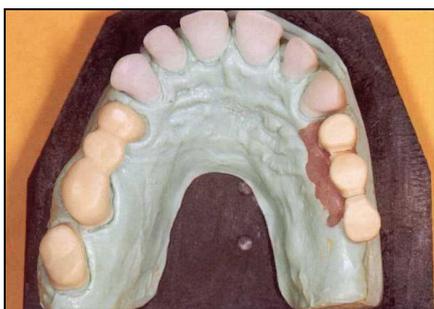


Figura 47: Subestruturas In-Ceram®: subestruturas In-Ceram® Spinell para coroas anteriores e subestruturas In-Ceram® Zirconia para próteses fixas posteriores ⁽²⁵⁾.

A técnica laboratorial usada no sistema In-Ceram® permite realizar restaurações com uma elevada precisão de adaptação. A temperatura de sinterização usada neste sistema é inferior à temperatura de fusão da alumina, o que produz apenas a sinterização das partículas de alumina mais pequenas e reactivas, permitindo que as partículas de maiores dimensões mantenham a sua

forma e não ocorra contração significativa. De qualquer modo, a contração que se verifica é perfeitamente compensada pela expansão de presa do gesso e o alívio proporcionado pelo espaçador; o resultado final é a obtenção de uma restauração com uma adaptação marginal igual ou superior à das restaurações metalo-cerâmicas. Esta exactidão dimensional traduz-se numa melhoria da retenção das restaurações e menor possibilidade de infiltração marginal com cárie secundária e descoloração ^(26, 34, 75, 123, 130).

Um dos problemas das cerâmicas de alumina é o tom esbranquiçado e a excessiva opacidade. Mas, no sistema In-Ceram® a infiltração vítrea com um vidro pré-colorado permite obter subestruturas com uma coloração aproximada da dentina. Por outro lado, o sistema inclui três sub-famílias que, para além de diferentes propriedades mecânicas, têm também um comportamento óptico distinto. O In-Ceram® Spinell apresenta uma translucidez duas vezes superior ao In-Ceram® Alumina que, situações clínicas esteticamente mais exigentes, permite obter resultados estéticos muito bons. Para além disso, manipulando de uma forma judiciosa a infiltração vítrea de uma ou de outra cerâmica conseguimos cerâmicas com uma gradação de translucidez quase infundável; por isso, é possível utilizar estas cerâmicas para camuflar dentes intensamente descolorados ou quando existem restaurações ou núcleos metálicos, os quais se tornam difíceis de ocultar com outras cerâmicas mais translúcidas ^(2, 6, 25, 124).

Um sistema que oferece uma diversidade tão grande de soluções tem também os seus custos. A técnica de moldagem por suspensão usada com o sistema In-Ceram® não é nem uma técnica fácil nem uma técnica usada rotineiramente, exigindo por isso um tempo de aprendizagem; para além disso, as suspensões de alumina têm propriedades reológicas particulares, o que exige a habituação e familiarização a estes materiais por parte dos técnicos de laboratório. A manipulação deste tipo de suspensões torna-se difícil e exigente, podendo dar origem à introdução de erros (como o efeito de “casca de cebola”) durante o processamento, os quais se repercutem nas propriedades finais das restaurações. A técnica de moldagem por suspensão envolve um grande número de etapas que tornam o processo muito trabalhoso e moroso, nomeadamente a duplicação do modelo mestre, a sinterização da alumina e a infiltração vítrea, que são as etapas que fogem ao processamento convencional laboratorial das cerâmicas. Todos estes passos implicam que a elaboração de uma restauração In-Ceram® seja um processo que, normalmente, implica uma etapa de cozedura (sinterização) durante a noite. Os custos finais de uma restauração são, por isso, mais elevados, acrescidos de todo o investimento que é necessário fazer em fornos especiais que consigam controlar com precisão a elevação e manutenção da temperatura, para além de que o sistema In-Ceram® completo inclui três sub-famílias, o que representa um investimento maior. Isto faz com que a disponibilidade do sistema nem sempre seja a desejada, uma vez que nem todos os laboratórios querem, ou podem, investir num sistema tão específico. Uma parte dos problemas, relacionados com o processamento das suspensões de alumina e com a técnica da moldagem por suspensão, pode ser ultrapassado usando os blocos de alumina sinterizados industrialmente em

conjunto com uma técnica de moldagem por reprodução. As vantagens deste sistema incluem a redução do tempo gasto para a sinterização da alumina (menos 10 horas), para além de que, devido ao facto de a alumina industrial ser mais homogénea, a infiltração vítrea também se faz mais rapidamente. Por outro lado, defeitos resultantes do processamento da suspensão podem ser eliminados o que torna as restaurações mais resistentes; no entanto, isto implica também o investimento num sistema mecanizado para proceder à moldagem por reprodução ^(6, 15, 25, 26, 34, 124, 125).

A cimentação adesiva das restaurações cerâmicas é tida como um método de reforço das cerâmicas e que aumenta a longevidade clínica das restaurações. A cerâmica In-Ceram® é resistente ao ataque ácido com as técnicas convencionais e, também, não estabelece uma união estável e duradoura com os cimentos de resina composta convencionais. Apesar da resistência da cerâmica In-Ceram® ser considerada suficiente para resistir às forças oclusais e a cimentação adesiva ser dispensável, foram desenvolvidos alguns métodos para permitir ultrapassar esta dificuldade. A cimentação adesiva da cerâmica In-Ceram® é mais uma etapa que complica o processamento desta cerâmica, mas que pode beneficiar a longevidade clínica destas restaurações. Os métodos hoje preconizados incluem a abrasão da superfície interna com um jacto de partículas de óxido de alumina e a cimentação com um cimento de resina modificada com fosfato do tipo Panavia®, ou o tratamento das superfícies com um pó de alumina e sílica e posterior utilização de cimentos de resina composta convencional e silanização. Os benefícios mais evidentes de uma cimentação adesiva são o alargamento da utilização desta cerâmica em situações clínicas com pouca retenção e estabilidade, como por exemplo facetas e próteses adesivas ^(2, 6, 124, 125, 126, 128, 129).

2ª PARTE

ESTUDO EXPERIMENTAL: A influência de diferentes tipos de preparação sobre a resistência à compressão de coroas IPS-Empress® e In-Ceram®.

1. Resumo

Neste estudo *in vitro* avaliou-se e comparou-se a resistência à fractura compressiva de coroas IPS-Empress® e In-Ceram® com dois tipos de LAC (chanfro e ombro a 90° arredondado). As coroas foram cimentadas sobre pré-molares maxilares com preparações padronizadas distribuídas por quatro grupos de 10 dentes cada. As preparações diferiam apenas quanto ao tipo de LAC – metade com um chanfro e a outra metade com um ombro a 90° de ângulo interno arredondado. Os espécimens foram submetidos a uma carga compressiva com uma velocidade de 0.5 mm/min aplicada por uma barra de aço colocada ao longo do sulco central. A força média necessária para fracturar os espécimens de cada um dos grupos foi: 0.72 KN para as coroas In-Ceram® com ombro 90° arredondado (Grupo OC), 0.69 KN para as coroas IPS-Empress® com ombro 90° arredondado (Grupo OE), 0.68 KN para as coroas In-Ceram® com chanfro (Grupo CC), 0.53 KN para as coroas IPS-Empress® com chanfro (Grupo CE) e 1.27 KN para os dentes íntegros (Grupo IN), que serviram de controlo para comparação. A análise estatística não encontrou diferença significativa entre a resistência à fractura dos diversos grupos de coroas, mas a comparação com o grupo de dentes íntegros de controlo revelou existir uma diferença estatisticamente significativa. A resistência à fractura das coroas IPS-Empress® não foi significativamente diferente da resistência das coroas In-Ceram®. As preparações com LAC em ombro a 90° arredondado originaram coroas significativamente mais resistentes que as preparações com chanfro.

2. Introdução e Objectivos

Desde o aparecimento da coroa jacket convencional que as coroas cerâmicas são consideradas a excelência estética das restaurações dentárias. No entanto, as restaurações cerâmicas apresentam uma baixa resistência à fractura devido à sua natureza quebradiça, de tal modo que uma deformação de apenas 0.1% é suficiente para provocar o crescimento de microfendas e a fractura da restauração ^(1, 6, 7).

O crescente interesse que as coroas cerâmicas têm despertado nos últimos anos resulta de uma maior exigência estética. Os sistemas cerâmicos recentemente desenvolvidos permitiram eliminar as deficiências estéticas inerentes aos sistemas metalo-cerâmico e, por outro lado, apresentam melhores propriedades mecânicas do que as cerâmicas convencionais e uma resistência superior. A resistência dos sistemas metalo-cerâmicos advém da subestrutura metálica, mas do mesmo modo que lhes confere resistência retira-lhes potencial estético ^(35, 59, 94).

A melhoria das propriedades mecânicas das cerâmicas dos novos sistemas é resultante de alterações da sua microestrutura e composição. O teor da fase cristalina de reforço e o tipo de cristais que a compõem contribuem decisivamente para o aumento do módulo de elasticidade da cerâmica, sendo este um dos factores determinantes da resistência dos materiais ^(17, 29, 37, 53, 54, 71, 72). A porosidade, interna e superficial, tem também um papel importante sobre a resistência final das restaurações. Os poros presentes na superfície ou na estrutura interna da restauração actuam como zonas de concentração de tensões diminuindo a tensão necessária para a propagação da fractura. Para além disso, através de um processo conhecido como fadiga estática e em presença de humidade, ocorre uma reacção química entre a cerâmica e o vapor de água que se forma no interior das microporosidades superficiais; essa corrosão química dá-se sob forças de baixa intensidade e é suficiente para iniciar a propagação da fractura e provocar o insucesso das restaurações sem razão aparente ^(17, 51, 53, 71, 123).

Um outro factor não relacionado com as características microestruturais da cerâmica que influencia a resistência das restaurações, é a escolha do material e técnica de cimentação. Os estudos efectuados por Yoshinari e Dérand ⁽⁷¹⁾, Bernal et al. ⁽⁹⁰⁾ e Burke ⁽¹⁰¹⁾ demonstram que a utilização de cimentos de resina e técnicas de cimentação adesiva, após o tratamento da superfície com ácido fluorídrico e silanização, aumenta a resistência à fractura das restaurações cerâmicas. O cimento de resina e o silano (agente de união) colocam em íntimo contacto a superfície da cerâmica e a estrutura dentária, estabelecendo-se uma união estável e duradoura. Como resultado ocorre uma diminuição da tensão no interior das microporosidades e uma diminuição da deflexão ao longo da superfície interna da cerâmica, sendo estas as razões apontadas para o aumento da resistência das restaurações cimentadas com métodos adesivos ^(17, 71, 85, 86, 88, 126).

As novas cerâmicas continuam a apresentar um comportamento quebradiço apesar do reforço das suas propriedades físicas; as forças de tensão (tração) são mal toleradas e constituem a principal causa de fractura das cerâmicas. Por este motivo, todos os esforços devem ser feitos para diminuir a incidência deste tipo de forças sobre as restaurações cerâmicas, assumindo particular importância a preparação dentária efectuada ^(17, 136, 137). O tipo de preparação dentária efectuado é considerado como um dos factores que maior influência exerce sobre a longevidade clínica das restaurações cerâmicas. Em 1930 Argue descreve a preparação dentária para uma coroa cerâmica: a morfologia da preparação reproduz de um modo geral a coroa dentária, apresentando um ombro cervical que acompanha o contorno gengival e se estende por toda a circunferência do dente. Os ângulos formados pelas paredes axiais deveriam ser arredondados, excepto o ângulo agudo formado com o ombro cervical que deveria ser bem definido para proporcionar resistência e ancoragem à cerâmica ⁽¹³⁸⁾. No entanto, a definição dos princípios da preparação dentária para coroas cerâmicas gerou alguma controvérsia em torno de alguns conceitos, nomeadamente quanto ao tipo de LAC (linha de acabamento marginal), sua extensão e localização ocluso-cervical ⁽¹³⁹⁾. A definição dos princípios da preparação dentária para coroas cerâmicas foi estabelecida por Tylman em 1954 e incluía alguns conceitos já antes explicados matematicamente por Conod. Assim, a preparação dentária deveria ter: (1) ombro cervical em ângulo recto ou agudo com as paredes axiais e localizado ao nível ou abaixo da crista gengival; (2) plano incisal posicionado a 45° em relação ao longo eixo do dente; (3) parede axial palatina plana formada pelo terço cervical dessa face; (4) paredes axiais ligeiramente convergentes para oclusal e com ângulos arredondados; (5) desgaste uniforme quer na face palatina, quer em incisal para proporcionar adequado volume de cerâmica ⁽¹⁴⁰⁾.

Existem diversos estudos que analisam a influência do tipo de preparação dentária sobre a distribuição de tensões no interior de coroas cerâmicas. A partir de modelos foto-elásticos ou contendo bandas para medição das tensões é possível registar e/ou medir as deformações que ocorrem após a aplicação de uma carga. Desse modo, pode avaliar-se em que medida determinada característica da preparação contribui para concentrar ou dissipar as tensões resultantes da força aplicada. Walton e Leven ⁽¹⁴¹⁾, utilizando modelos foto-elásticos, e Dérand ^(142, 143), recorrendo a modelos com bandas para medição das tensões, concluíram que tanto o aumento do ângulo do ombro cervical como as preparações mais curtas produzem maior acumulação de tensões, principalmente próximo da zona cervical da preparação. Do mesmo modo, Lehman e Hampson ⁽¹⁴⁰⁾ verificaram que uma preparação em lâmina de faca produz maiores tensões as quais aumentam de incisal para cervical. As irregularidades e a presença de arestas e ângulos vivos ao longo da preparação são, também, factores que contribuem para o aumento das tensões ^(140, 141, 144). El-Ebrashi et al. ⁽¹⁴⁵⁾ baseando-se em estudos de fotoelasticidade concluíram, tal como Dérand ⁽¹⁴²⁾, que o aumento da convergência das paredes axiais produz um aumento das tensões: dos 0° aos 15° de convergência a concentração de tensões aumenta gradualmente, registando um aumento

significativo até aos 20°; o paralelismo ideal situa-se entre os 2.5° e 6°. Quanto à forma da LAC, para Farah e Craig⁽¹⁴⁶⁾ o chanfro é a forma que melhor distribuição de tensões produz. El-Ebrashi et al.⁽¹⁴⁷⁾ consideram o chanfro e o ombro arredondado como as formas ideais de LAC, conseguindo-se uma redução da concentração das tensões até 50% com o arredondamento do ombro. De qualquer modo, a zona proximal do ombro é considerada como a zona de maior acumulação de tensões.

À luz dos novos materiais hoje disponíveis, os tipos de preparação para coroas cerâmicas não são muito diferentes dos conceitos enunciados por Tylman em 1954, procurando-se, hoje tal como ontem, minorar os efeitos nocivos da concentração de tensões no interior das restaurações. A maioria dos autores recomenda uma redução oclusal/incisal de 1.5 mm a 2 mm e o arredondamento dos ângulos axiais, de tal modo que exista uma espessura de cerâmica adequada para resistir às forças oclusais e a preparação não apresente zonas que possam induzir concentração de tensões na restauração. Nas faces axiais submetidas a tensões de menor magnitude o desgaste pode ser apenas de 1 mm a 1.5 mm^(17, 26, 30, 66, 74, 78, 80, 81, 137).

O tipo de linha de acabamento cervical (LAC) já não reúne tanto consenso, apesar de existir uma preferência pelos tipos de LAC arredondados. Sozio e Riley⁽⁷⁴⁾, ao descrever a forma de preparação para coroas Cerestore®, preconizam a utilização de um ombro a 90° com ângulo interno arredondado, podendo ser usado o chanfro como alternativa.

Em relação às coroas Dicor®, quer o ombro arredondado, quer o chanfro são considerados como a forma ideal de acabamento. Grossman⁽⁸⁰⁾ considera que tanto um ombro arredondado formando um ângulo cavosuperficial de 90° a 120°, como um chanfro largo a 120° proporcionam suporte cervical suficiente às restaurações. Por seu lado, Malament e Grossman⁽⁸¹⁾ utilizam um chanfro com uma inclinação mais acentuada (cerca de 135°) ou um ombro a 90° com ângulo interno arredondado.

Outros autores como Pröbster e Diehl⁽²⁶⁾ e Andersson et al.⁽⁶⁶⁾, referindo-se à preparação para coroas cerâmicas In-Ceram® e Procera® respectivamente, consideram o ombro arredondado ou o chanfro largo como alternativas aceitáveis para estes sistemas cerâmicos.

Broderson⁽¹³⁷⁾, baseado na sua experiência clínica de 8 anos com o sistema Dicor®, recomenda a utilização de uma LAC em chanfro largo (de 120° a 140°) como a forma ideal de preparação cervical. Este mesmo autor considera que uma convergência oclusal de 20° permite um melhor assentamento das restaurações, para além de que é mais fácil obter clinicamente uma preparação deste tipo que uma preparação com apenas 6° a 8° de paralelismo^(17, 81, 137, 148).

Apesar de serem recomendados diversos tipos de preparação para coroas cerâmicas, são poucos os estudos que avaliam o efeito do tipo de preparação sobre a resistência à fractura dessas restaurações. Sjögren e Bergman⁽¹⁴⁹⁾ verificaram que a força necessária para fracturar as coroas Cerestore® produzidas sobre uma preparação com um ombro a 90° arredondado era aproximadamente três vezes superior à das coroas com um chanfro cervical. Por outro lado,

atendendo ao estudo de Bernal et al. ⁽⁹⁰⁾, o efeito da forma da linha de acabamento cervical sobre a resistência à fractura de coroas Dicor® dissipa-se quando são utilizados métodos de cimentação adesiva, parecendo que a força de adesão estabelecida pelo cimento de resina e o silano é capaz de contrariar o efeito negativo da inclinação da linha de acabamento.

A sequência de estudos efectuados por Friedlander et al. ⁽¹⁵⁰⁾, e Doyle et al. ^(151, 152) acerca do efeito do tipo de preparação sobre a resistência à fractura de coroas Dicor® permitiu evidenciar quais as características da preparação que melhoram a resistência das restaurações cerâmicas. Assim, a convergência oclusal de 10°, a linha de acabamento em ombro recto a 90°, a linha de acabamento com uma inclinação vestibulo-lingual mínima e localizada o mais possível dentro de um mesmo plano ocluso-cervical, são as características que maximizam a resistência à fractura das coroas cerâmicas. Tal como noutros estudos, não foram utilizadas técnicas de cimentação adesivas, o que permitiu realçar a importância das características da preparação.

Burke e Watts ⁽¹⁵³⁾ fizeram variar apenas o ângulo de convergência oclusal da preparação e determinaram a influência desta característica sobre a resistência à fractura de coroas cimentadas com métodos adesivos. A resistência das coroas elaboradas sobre uma preparação com uma maior convergência oclusal (8°) foi inferior à das coroas com 6° de convergência oclusal, não havendo diferença significativa entre a resistência à fractura destas e dos dentes íntegros, considerados como grupo de controlo.

Uma outra característica que influencia a resistência das restaurações é a altura da preparação. Scherrer e Rijk ⁽¹³⁶⁾ concluíram que, mesmo para coroas cimentadas com métodos adesivos, a resistência à fractura das coroas cerâmicas aumenta com o aumento da altura da preparação.

Nos últimos anos foram desenvolvidos diversos sistemas cerâmicos, os quais apresentam melhores propriedades físicas e mecânicas. Os sistemas In-Ceram® e IPS-Empress® são dois desses sistemas. O sistema In-Ceram® utiliza uma cerâmica de alumina vitro-infiltrada para a elaboração de subestruturas cerâmicas e subsequente caracterização estética; o sistema IPS-Empress® faz uso de uma vitro-cerâmica feldspática com reforço de leucite e permite construir a restauração total ou parcialmente mediante uma caracterização estética superficial ou em camadas. Estes sistemas são discutidos com maior detalhe, respectivamente, nos capítulos 7 e 8 da 1ª Parte.

O objectivo deste estudo era: (1) determinar o efeito do tipo de preparação sobre a resistência compressiva de coroas In-Ceram® e IPS-Empress®; (2) comparar a resistência à compressão de cada um dos sistemas e determinar o tipo de preparação mais adequado a cada um deles; (3) comparar a resistência compressiva de cada um dos sistemas com a de dentes naturais íntegros.

3. Materiais e Métodos

Foram usados cinquenta pré-molares maxilares, os quais após inspeção visual não revelavam qualquer defeito anatómico, fractura ou existência de cárie. Os tecidos moles remanescentes e depósitos de tártaro foram eliminados através da instrumentação manual com curetas de Gracey. Os dentes foram medidos com um espécímetro, obtendo-se os valores médios de 7.24 ± 0.45 mm e de 9.38 ± 0.47 mm para a largura mesio-distal e vestibulo-palatina, respectivamente. Após este procedimento os dentes foram mantidos numa solução de Chloramine T® ($C_7H_7ClNO_2SNa$ – N-Chloro-p-Toluene-Sulfonamide Sodium Salt) (SIGMA CHEMICAL CO, St. Louis, MO, USA) a 0.5% à temperatura ambiente até à sua distribuição e inclusão em blocos de resina acrílica.

Cada dente foi montado num bloco de resina acrílica (ABTRAY®, MFG Dentalbiolux International, Bruxelas, Bélgica) usando um molde de aço de 20x15x15 mm, com o cuidado de manter o longo eixo do dente vertical e a resina acrílica a 2 mm aquém da junção amelo-cementária. Após a marcação dos blocos de acrílico com um número de identificação, procedeu-se à sua distribuição aleatória para formar cinco grupos de igual dimensão (n=10). Os dentes fixados no bloco de resina acrílica foram armazenados em soro fisiológico à temperatura ambiente durante todas as fases do estudo, excepto quando os procedimentos não o permitiam.

Um sulco de orientação foi talhado na base de acrílico para posterior referência. Foi feita uma impressão com alginato (SR-Dupalflex®, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) de cada um dos quarenta dentes que iriam ser preparados e receber uma coroa cerâmica. A partir desta impressão foi elaborado um modelo em gesso pedra (Dental Hydrocal®, Kerr, Romulus, MI, USA), o qual foi usado para uma reprodução precisa da morfologia coronária durante o processo de elaboração das coroas cerâmicas. Antes de iniciar a preparação dentária foi construída uma moldeira individual em acrílico (SR-IVOLEN®, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) de cada um dos dentes e sua base.

O tipo de preparação escolhido pretendeu ser o mais representativo da preparação clínica para uma coroa cerâmica de um dente posterior. Todas as características da preparação se mantiveram semelhantes excepto para a forma da linha de acabamento cervical (LAC), para o qual se usaram dois tipos de LAC: o chanfro largo e o ombro a 90° com ângulo interno arredondado. Para isso recorreu-se ao uso de sulcos de orientação e limitação do desgaste, e a brocas diamantadas tronco-cónicas de forma e diâmetro conhecidos (fig. 48).



Figura 48: Instrumentos rotativos de corte usados para a preparação axial e definição da LAC: à esquerda, broca tronco-cônica para preparação de um chanfro (ref. 2850/016, Komet); à direita, broca tronco-cônica para preparação de ombro 90° arredondado (ref. H283K/016, Komet).

O desgaste oclusal foi executado “à mão livre” seguindo a anatomia dentária; para o desgaste axial a turbina foi fixada na haste de um paralelômetro (Unit, Degussa – ver referência) e o dente imobilizado na platina (fig. 49). A junção para fixação da turbina foi desenhada para limitar os movimentos de inclinação lateral: todos os movimentos eram paralelos a um mesmo eixo, paralelo ao longo eixo do dente. Durante todas as etapas da preparação foi usada refrigeração por spray de ar e água, e as brocas foram mudadas a cada dez preparações realizadas.



Figura 49: Paralelômetro para limitar os movimentos dos instrumentos de corte e imobilização do dente em preparação com a base.

As etapas da preparação foram realizadas pelo mesmo operador, seguindo uma técnica padronizada (standardizada) (fig. 50):

1. Preparação de um sulco de 1.5 mm de profundidade com uma broca esférica de 1.6 mm de diâmetro (801/016, Komet) ao longo do sulco central da face oclusal e terminando nas faces proximais.
2. Desgaste oclusal: após marcação dos sulcos de orientação em ambas as cúspides com uma broca em torpedo de 1.6 mm de diâmetro (886/016, Komet), completa-se o desgaste até ao sulco central de modo a garantir pelo menos 1.6 mm de espessura.
3. Bisel funcional da cúspide palatina com uma broca em torpedo (886/016, Komet).

4. Desgaste axial: efectuado com brocas tronco-cónicas em torpedo (2856/016, Komet) ou ombro arredondado (2847KR/016, Komet), respectivamente para chanfro e para ombro a 90° de ângulo interno arredondado. Os sulcos de orientação, com uma profundidade inferior ao diâmetro das brocas, limitaram a quantidade de redução axial efectuada, proporcionando um desgaste axial uniforme de aproximadamente 1.5 mm em todas as faces. As brocas usadas durante toda a preparação axial eram cónicas e as suas paredes formavam um ângulo de 3° com o eixo vertical (convergência total de 6°). A utilização do paralelómetro, para fixação da turbina onde estas brocas estavam aplicadas, permitiu executar uma preparação dentária com uma convergência oclusal de 6° entre as faces recíprocas.
5. Regularização da porção horizontal do ombro com uma broca apenas activa na extremidade (839/012, Komet) e acabamento de ambos os tipos de LAC com brocas laminadas em ombro (8881/012, Komet) e em chanfro (H283K/016, Komet). Para a execução desta etapa os instrumentos rotativos de corte foram montados em contra-ângulo multiplicador de anel vermelho.
6. Arredondamento de todos os ângulos com as brocas laminadas acima referidas e com pontas abrasivas de borracha.

No final da preparação a LAC situava-se, aproximadamente, 1 mm para oclusal da união amelo-cementária. Foram preparados 40 dentes seguindo este método, tendo todas as preparações apresentado as mesmas características, excepto no tipo de LAC utilizado: metade com chanfro e metade com ombro a 90° de ângulo interno arredondado.

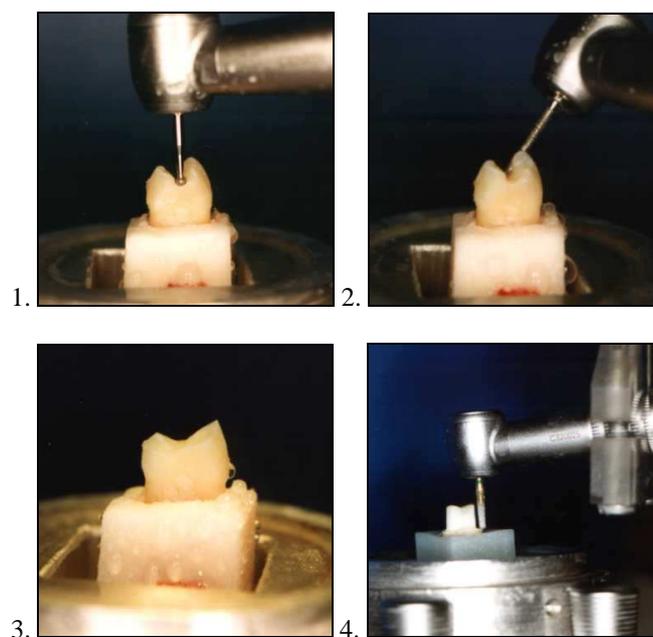


Figura 50: Fases da preparação sistematizada das coroas: (1) talhe do sulco oclusal, (2) desgaste oclusal limitado por sulcos de orientação, (3) bisel da cúspide funcional e (4) desgaste axial em paralelómetro.

Tendo em conta o tipo de preparação e o tipo de material a utilizar para a elaboração das coroas, os dentes foram distribuídos por 5 grupos assim definidos:

Grupo IN – dentes íntegros sem qualquer preparação;

Grupo OC – preparação com ombro a 90° de ângulo interno arredondado para a elaboração de coroas In-Ceram®;

Grupo OE – preparação com ombro a 90° de ângulo interno arredondado para a elaboração de coroas IPS-Empress®;

Grupo CC – preparação com chanfro para a elaboração de coroas In-Ceram®;

Grupo CE – preparação com chanfro para a elaboração de coroas IPS-Empress®;

Aplicando a técnica das duas pastas (“wash technic”) foi tomada uma impressão de cada dente. A moldeira individual acrílica pré-existente foi readaptada com a massa de um silicone de adição tipo 0 (Putty STD, 3M, St. Paul, MN, USA). Essa primeira impressão foi aliviada e preenchida com um silicone de adição de baixa viscosidade (vinilpolisiloxano hidrofílico) do tipo 1 (Express, 3M, St. Paul, MN, USA) para reprodução de todos os detalhes da preparação. O modelo de gesso pedra do dente antes da preparação e a impressão do dente preparado foram enviados para dois laboratórios de prótese dentária, onde um técnico de prótese elaborou as coroas. Estes laboratórios utilizavam rotineiramente um dos sistemas cerâmicos deste estudo para a construção de coroas cerâmicas e os seus técnicos dominavam plenamente o método laboratorial do sistema. Os técnicos de prótese foram informados do âmbito do estudo e tinham ao seu dispor o protocolo de investigação. Cada um dos laboratórios produziu um dos tipos de coroa (IPS-Empress® ou In-Ceram®) seguindo rigorosamente as instruções do fabricante. O mesmo técnico foi responsável pela elaboração de todas as coroas e, para reprodução exacta das dimensões do dente antes da preparação, usou o modelo de gesso pedra como orientação.

Antes da cimentação, foi verificada a adaptação marginal de cada coroa directamente sobre o dente preparado por inspecção visual e sondagem; as coroas mal adaptadas ou defeituosas foram eliminadas e outra coroa foi elaborada após nova impressão. A espessura das coroas foi analisada em cada uma das faces axiais; os valores médios obtidos foram: face mesial 1.14 ± 0.05 mm, face distal 1.15 ± 0.05 mm, face palatina 1.37 ± 0.08 mm e face vestibular 1.43 ± 0.08 mm.

Os dentes foram limpos com pasta de pedra pomes, lavados com água e secos com ar. Para a cimentação foram usados métodos e materiais adesivos: um cimento de resina autopolimerizável modificado com um monómero éster fosfatado (10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate – MDP) como o Panavia 21 EX® (Kuraray CO, Ltd, Osaka, Japão) para as coroas In-Ceram® e um cimento de resina composta de dupla polimerização como o Variolink® (Vivadent, Schaan, Liechtenstein) para as coroas IPS-Empress®. A superfície dentária foi atacada com ácido ortofosfórico a 37% durante 30 segundos antes da aplicação dos adesivos dentinários. Também a superfície interna da cerâmica IPS-Empress® foi tratada com ácido fluorídrico a 5% (IPS Ceramic etching gel, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) durante 1 minuto para produzir microretenções,

enquanto que a superfície da cerâmica In-Ceram® (ácido-resistente) não foi submetida a qualquer tratamento. Após a espatulação dos componentes das resinas compostas e aplicação na face interna da coroa, procedeu-se à inserção e assentamento da coroa sob leve pressão digital. A coroa foi mantida nessa posição enquanto eram eliminados os excessos de cimento; foi aplicada luz para fotopolimerização em cada uma das faces das coroas IPS-Empress® e esperou-se a presa completa do cimento Panavia 21 EX®. Os excessos de cimento puderam então ser eliminados com uma broca diamantada de acabamento de compósito.

Antes do teste de resistência à fractura, todos os espécimens (dente com a coroa cimentada) foram guardados em soro fisiológico à temperatura ambiente durante uma semana. Cada dente foi colocado na base especialmente desenhada para permitir o seu alinhamento na máquina de testes mecânicos universal (Autograph Shimadzu AG-25TA). Uma força compressiva foi aplicada, a uma velocidade cruzada de 0.5 mm/minuto, através de uma barra de 4 mm de diâmetro e extremidade arredonda colocada ao longo do sulco central da face oclusal da coroa ou do dente (fig. 51). Para cada coroa ou dente foi registada a força (N) necessária para produzir a fractura. Os dados obtidos foram tratados estatisticamente por análise de variância de um factor (ANOVA) com o auxílio do programa informático Statview®.

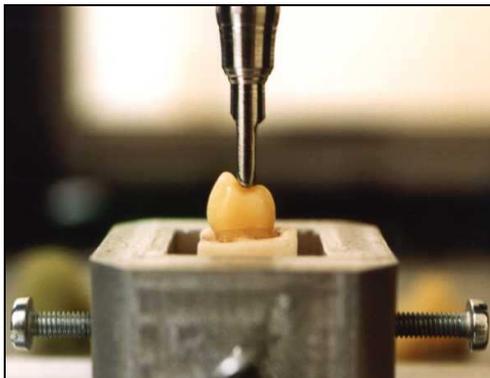


Figura 51: Teste de fractura à compressão.

4. Resultados

Os resultados dos testes de resistência à fractura compressiva dos espécimens dos diferentes grupos e dos dentes íntegros são apresentados na Tabela 14.

Tabela 14: Força de fractura para cada grupo e médias respectivas (os espécimens assinalados com asterisco (*) foram elaborados com uma suspensão de alumina previamente preparada e conservada no frigorífico).

Grupo OC		Grupo OE		Grupo CC		Grupo CE		Grupo IN	
Nº do dente	Carga de fractura (KN)	Nº do dente	Carga de fractura (KN)	Nº do dente	Carga de fractura (KN)	Nº do dente	Carga de fractura (KN)	Nº do dente	Carga de fractura (KN)
4	0.94	3	0.70	2	0.74	7	0.40	41	0.61
6	1.03	5	0.59	12	0.74	10	0.47	42	1.94
9	0.90	8	0.51	22	0.69	11	0.65	43	1.08
13	0.88	14	0.83	25	1.23	24	0.58	46	0.74
15	0.66	16	0.94	29	0.69	27	0.61	47	0.62
18*	0.53	17	0.73	34*	0.49	30	0.57	48	1.16
19*	0.74	20	0.70	35*	0.60	31	0.70	49	2.53
21*	0.71	23	0.93	37*	0.56	33	0.48	50	1.42
26*	0.37	28	0.48	40*	0.35	36	0.45	51	1.36
38*	0.43	45	0.49	44*	0.66	39	0.36	52	1.21
Média	0.72		0.69		0.68		0.53		1.27
SD	0.22		0.17		0.22		0.11		0.60

A força média necessária para fracturar os espécimens de cada um dos grupos foi: 0.72 KN para as coroas In-Ceram® com ombro 90° arredondado (Grupo OC), 0.69 KN para as coroas IPS-Empress® com ombro 90° arredondado (Grupo OE), 0.68 KN para as coroas In-Ceram® com chanfro (Grupo CC), 0.53 KN para as coroas IPS-Empress® com chanfro (Grupo CE) e 1.27 KN para os dentes íntegros (Grupo IN). A análise de variância não revelou uma diferença estatisticamente significativa ($p=0.1267$) entre a resistência à fractura dos grupos de coroas (Tabela 15).

Tabela 15: Resultados da comparação por análise de variância (um factor) da resistência à fractura compressiva dos diferentes grupos de coroas.

Grupo	N	Média (KN)	Desvio Padrão	Valor de F	P nível de significância 95%
CC	10	0.68	0.23	2.032	0.1267 (não significativo)
OE	10	0.69	0.17		
OC	10	0.72	0.22		
CE	10	0.53	0.11		

No entanto, existe uma diferença estatística significativa ($p=0.0001$) entre a resistência à fractura do grupo dos dentes íntegros (grupo de controlo) e qualquer um dos grupos de coroas (Tabela 16).

Tabela 16: Resultados da comparação por análise de variância (um factor) da resistência à fractura compressiva dos diferentes grupos de coroas e dentes íntegros.

Grupo	N	Média (KN)	Desvio Padrão	Valor de F	P nível de significância 95%
CC	10	0.68	0.23	8.01	0.0001 (significativo)
OE	10	0.69	0.17		
OC	10	0.72	0.22		
CE	10	0.53	0.11		
IN	10	1.27	0.60		

Quando comparada a resistência das coroas elaboradas com os dois materiais em estudo (força média de fractura das coroas IPS-Empress® 0.61 KN e das coroas In-Ceram® 0.70 KN), portanto a influência do material na resistência à fractura, a ANOVA de um factor mostrou não haver diferença significativa ($p=0.1631$) entre a resistência das coroas elaboradas com um ou o outro material (Tabela 17).

Tabela 17: Resultados da comparação por análise de variância (um factor) da resistência à fractura compressiva de coroas IPS-Empress® e In-Ceram® - influência do material.

Grupo	N	Média (KN)	Desvio Padrão	Valor de F	P nível de significância 95%
IPS-Empress	20	0.61	0.16	2.02	0.1631 (não significativo)
In-Ceram	20	0.70	0.22		

Por outro lado, a análise estatística dos resultados obtidos para a fractura das coroas elaboradas para preparações diferentes (coroas com Chanfro 0.60 KN e com ombro a 90° arredondado 0.70 KN), independentemente do material utilizado, indicou existir uma diferença entre a resistência das coroas com um e o outro tipo de preparação que não é significativa ($p=0.0962$) para um nível de significância de 95%. Porém, ao considerar um nível de significância de 90% ($p < 0.1$) essa diferença torna-se estatisticamente significativa (Tabela 18).

Todas as coroas fracturaram sem que se registasse qualquer dano da estrutura dentária que lhes servia de suporte. As coroas IPS-Empress® apresentaram, normalmente, uma fractura simultaneamente coesiva (da cerâmica) e adesiva (entre o material de cimentação de a estrutura dentária) com separação dos fragmentos da coroa. Já as coroas In-Ceram® apresentaram dois padrões de fractura: fractura parcial da restauração envolvendo apenas a cerâmica feldspática de

caracterização; e fractura completa através da cerâmica de caracterização e também da subestrutura de alumina vitro-infiltrada. A maioria das coroas In-Ceram® fracturou completamente (60% das coroas) com separação das duas cúspides ao longo do sulco central.

Tabela 18: Resultados da comparação por análise de variância (um factor) da resistência à fractura compressiva de coroas com preparação em chanfro e em ombro – influência do tipo de LAC.

Grupo	N	Média (KN)	Desvio Padrão	Valor de F	P Nível de significância 95%
Chanfro	20	0.61	0.19	2.91	0.0962* (não significativo)
Ombro	20	0.71	0.20		

Nota: * Significativo para um nível de significância de 90%.

5. Discussão

Tradicionalmente, as restaurações metalo-cerâmicas combinam a estética da cerâmica com a resistência proporcionada pela subestrutura metálica. Os sistemas metalo-cerâmicos são usados desde há muitos anos com resultados clínicos (no que se refere à estética e resistência) muito satisfatórios. No entanto, e por força das exigências estéticas dos nossos dias, diversos sistemas cerâmicos têm sido desenvolvidos recentemente, entre os quais os sistemas In-Ceram® e IPS-Empress® incluídos neste estudo. Estes sistemas sem subestrutura metálica apresentam melhores propriedades estéticas e, devido às modificações da composição e microestrutura, propriedades mecânicas reforçadas que permitem prever um desempenho clínico adequado ^(2, 6, 11, 26, 35, 78, 82, 116, 117, 124).

A reprodução *in vitro* das exigentes condições verificadas na cavidade oral é um objectivo difícil de alcançar. Diversos factores devem ser considerados, como por exemplo: o tipo de preparação dentária, a direcção e localização da aplicação da força, a técnica de construção laboratorial das coroas e o tipo de teste ^(2, 7, 43, 71, 101). O desenvolvimento deste estudo pretendeu, na medida do possível, simular as condições e técnicas clínicas usadas normalmente. A convergência oclusal de 6° é usada pela maioria dos clínicos durante a preparação dentária por induzir a acumulação de menos tensões ⁽¹⁴⁵⁾ e, por isso, aumentar a resistência das restaurações ⁽¹⁵³⁾. Para além disso, o tipo de preparação usada neste estudo (preparação típica para uma coroa cerâmica de um dente posterior), é, por comparação com o estudo de Doyle et al. ⁽¹⁵²⁾, perfeitamente exequível em termos clínicos. A opção por uma preparação padronizada sobre dentes naturais, em vez de um modelo com características absolutamente iguais como por exemplo metálico, deve-se ao facto de o módulo de elasticidade da estrutura que suporta a coroa ter influência sobre a resistência das restaurações. Scherrer e de Rijk ^(136, 154) demonstraram, a propósito das teorias de Timoshenko e com base no modelo de Westergaard, que a resistência das restaurações é tanto maior quanto mais elevado for o módulo de elasticidade da estrutura de suporte. Assim, ao usar uma estrutura de suporte de dentina podemos esperar que os resultados dos testes mecânicos alcançados *in vitro* se aproximem mais do comportamento clínico dessas restaurações. Por tudo isto, a sistematização da preparação dentária, as condições dos testes mecânicos reprodutíveis e a padronização tanto quanto possível da fabricação laboratorial dos espécimens de teste, permitem, pelo menos, a comparação das variáveis em estudo.

Como a fractura das restaurações é uma das causas mais frequente de insucesso clínico, é importante determinar quais as forças que podem induzir a fractura e sugerir o tipo de preparação dentária que proporcione a maior resistência à fractura. Idealmente, as restaurações devem fracturar

antes da estrutura dentária subjacente, dado que nem sempre é possível recuperar as peças dentárias fracturadas. Neste aspecto, as coroas analisadas cumpriram totalmente este objectivo, não se registando a fractura de qualquer dente durante os testes de carga.

A comparação da resistência à fractura compressiva das coroas In-Ceram® (0.70 KN) e das coroas IPS-Empress (0.61 KN) revelou não existir uma diferença estatisticamente significativa ($p=0.16$) entre os dois sistemas. Yoshinari e Dérand tinham concluído (ao estudar a resistência à fractura compressiva de coroas In-Ceram® e IPS-Empress®, cimentadas com métodos não adesivos sobre preparações padronizadas em dentina bovina) que havia uma diferença estatística significativa entre os dois sistemas. Algumas razões podem ser apontadas como responsáveis pela atenuação desta diferença. As coroas IPS-Empress® usadas no presente estudo foram elaboradas pela técnica de caracterização superficial, o que corresponde à forma mais resistente do sistema por proporcionar uma restauração constituída por um só tipo de cerâmica^(51, 71, 116). Para além disso, está hoje perfeitamente estabelecido que a cimentação com materiais e técnicas adesivas contribui para o aumento da resistência das restaurações cerâmicas, principalmente por diminuição da dimensão e número das microporosidades e pela melhor transmissão de tensões à estrutura dentária^(71, 92, 101, 153). Estes dois factores podem ter actuado de forma sinérgica e aumentado, de um modo geral, a resistência à fractura da cerâmica. Por outro lado, algumas coroas In-Ceram® foram produzidas com uma suspensão de alumina preparada uma semana antes e conservada no frigorífico (o fabricante recomenda que não se conserve a suspensão durante muitos dias, e que nesse caso ela deva ser homogeneizada em ultra-sons). A resistência à fractura compressiva dessas coroas [na tabela 14 encontram-se assinaladas com asteriscos (*)] revelou-se muito inconsistente e com valores muito discrepantes. Como referido por Rinke et al.⁽³⁴⁾ a resistência à fractura de coroas In-Ceram® produzidas a partir de blocos de alumina industrial é superior à das coroas convencionais devido à maior homogeneidade da estrutura de alumina, a qual se comporta como um composto de fases interpenetrantes contínuas⁽¹²³⁾. É possível que a conservação da suspensão de alumina por um período tão longo tenha produzido alterações da microestrutura da cerâmica, do tipo “casca de cebola” ou outras irregularidades na distribuição dos cristais de alumina, com a conseqüente perda de resistência^(26, 34, 50). Esta hipótese carece de confirmação e por isso são necessários mais estudos que a possam confirmar, mas parece prudente evitar este procedimento em situações clínicas. Por um lado, a maximização das propriedades mecânicas da cerâmica IPS-Empress® e, por outro lado, a diminuição das propriedades da cerâmica In-Ceram® actuaram em sentido contrário e contribuíram para a aproximação dos valores da resistência à compressão dos dois sistemas.

Existem na literatura vários estudos sobre a resistência à fractura compressiva de coroas IPS-Empress® e In-Ceram®. Os valores encontrados para as coroas IPS-Empress® (com caracterização superficial) variam entre os 0.81 KN (Pröbster⁽⁵¹⁾, Pröbster et al⁽¹¹⁶⁾) e os 0.89 KN (Yoshinari e Dérand⁽⁷¹⁾); as coroas In-Ceram® apresentam maior amplitude de valores, como 0.96

KN (Pröbster⁽⁵¹⁾), 1.06 KN (Yoshinari e Dérand⁽⁷¹⁾), 1.16 KN (Kappert e Knode⁽⁵⁰⁾) e 1.82 KN (Rinke et al.⁽³⁴⁾). Estes valores são, invariavelmente, superiores aos valores conseguidos neste estudo: 0.61 KN para as coroas IPS-Empress® e 0.70 KN para as coroas In-Ceram®. No entanto, a comparação directa destes valores não é possível nem deve ser feita e não se podem considerar estes valores como absolutos. Diversos factores, variáveis de estudo para estudo, como o tipo de preparação, a espessura e forma dos espécimens, a técnica de cimentação, e a direcção, forma e taxa de aplicação da carga podem ser responsáveis pelas diferenças obtidas. O módulo de elasticidade da estrutura de suporte exerce uma influência decisiva sobre a resistência das restaurações cerâmicas, revelando-se um factor de grande importância^(136, 149, 154). A dentina humana apresenta um módulo de elasticidade bastante inferior aos das ligas de aço⁽¹⁴⁹⁾ (14 GN/m² e 200 GN/m², respectivamente), o que provoca uma diminuição da resistência compressiva das restaurações cerâmicas. Sob uma carga compressiva a deflexão da dentina é maior e induz a formação de forças de tensão no interior da restauração, as quais são responsáveis pela rápida propagação da fractura. Deste modo, a resistência à fractura compressiva de coroas testadas sobre estruturas de dentina é menor, mas é igualmente mais representativa das situações vividas clinicamente. Por isso, os valores obtidos neste estudo (apesar de mais baixos) podem considerar-se mais aproximados do comportamento clínico destas restaurações cerâmicas.

O principal valor dos testes compressivos (que não são testes padronizados como os testes de flexão) é que, dentro dos limites de cada estudo, os resultados podem ser comparados com os valores máximos da força de mordida permitindo estabelecer a capacidade de suporte das forças oclusais^(50, 51). A resistência à fractura dos diversos grupos de coroas é semelhante ($p=0.12$), o que revelou não existir interacção entre o material e o tipo de LAC. Isto é, a combinação dos diferentes materiais com os tipos de preparação não resultou em aumento significativo da resistência à fractura para qualquer dos grupos formados. A restauração da estrutura dentária (perdida por cárie, fractura ou esteticamente comprometida) com uma coroa deve recuperar tanto a estética como a função de uma forma estável e duradoura. Porém, no âmbito deste estudo, foi registada uma diferença significativa ($p=0.0001$) entre a resistência dos diversos grupos de coroas e a resistência de dentes íntegros semelhantes. Parece, por isso, que existe uma perda acentuada de resistência dos dentes restaurados com coroas cerâmicas, o que, clinicamente, se pode traduzir por um risco mais elevado de fractura. Contudo, à luz dos valores encontrados na literatura para a força máxima de mordida como 0.24 KN, 0.47 KN ou 0.54 KN^(51, 149) e tendo em consideração a resistência mecânica mínima inicial (0.4 KN para restauração de dentes anteriores e 0.6 KN para os dentes posteriores) exigida para os sistemas cerâmicos⁽⁵⁰⁾, pode dizer-se que as coroas IPS-Empress® e In-Ceram® apresentam suficiente resistência para utilização clínica. A resistência à fractura compressiva dos diferentes grupos de coroas (Grupo CC 0.68 KN; Grupo OE 0.70 KN; Grupo OC 0.72 KN; Grupo CE 0.53 KN) é normalmente superior às forças que ocorrem na cavidade oral. No entanto, porque as forças registadas na região molar são mais elevadas e se aproximam dos valores

mais baixos da resistência das coroas cerâmicas, existe um maior risco de fractura para as restaurações cerâmicas de dentes posteriores. A utilização de coroas cerâmicas nos segmentos posteriores da cavidade oral exige um adequado planeamento, devendo ser usados os materiais e técnicas que proporcionem uma maior resistência à fractura.

A comparação da resistência das coroas elaboradas com diferentes tipos de LAC aponta no sentido de que este factor exerce uma influência relativamente determinante sobre a resistência das coroas cerâmicas. Para um nível de significância de 95% a resistência das coroas com um chanfro (0.60 KN) não é significativamente diferente das coroas com um ombro arredondado a 90° (0.70 KN) ($p=0.09$). Contudo, se considerarmos um nível de significância mais alargado (nível de significância 90% e $p<0.1$) essa diferença torna-se estatisticamente significativa. Parece, por isso, que o tipo de LAC, não sendo um factor decisivo, condiciona de modo determinante a resistência à fractura compressiva das coroas IPS-Empress® e In-Ceram®. Os trabalhos de fotoelasticidade realizados por El-Ebrashi et al. ⁽¹⁴⁷⁾ e Dérand ⁽¹⁴²⁾ demonstraram a importância da forma da LAC na distribuição de tensões em coroas cerâmicas e concluíram ser as formas de LAC arredondadas (chanfro e ombro a 90° de ângulo interno arredondado) as que menor acumulação de tensões produzem. Estes autores e também Farah e Craig ⁽¹⁴⁶⁾ verificaram que as maiores tensões se acumulavam na proximidade da LAC por ser essa zona da preparação dentária, conjuntamente com a parte cervical das paredes axiais, que proporciona mais suporte às restaurações. Não existem muitos estudos que avaliem a influência desta acumulação de tensões sobre a resistência das coroas cerâmicas. De um modo geral, os resultados do presente estudo estão em concordância com os resultados obtidos noutros estudos para sistemas cerâmicos diferentes. Tanto Friedlander et al. ⁽¹⁵⁰⁾ e Doyle et al. ^(151, 152) como Sjögren e Bergman ⁽¹⁴⁹⁾ consideram que a inclinação cervical da LAC provoca o deslizamento lateral da restauração e gera forças de tensão (tração) no interior da cerâmica, as quais são responsáveis pela fractura. Por isso, a LAC com um plano horizontal perpendicular às forças oclusais favorece a resistência das restaurações, enquanto que a LAC com inclinação cervical (do tipo chanfro) produz a acumulação de mais forças de tensão e diminui a resistência à fractura. Neste aspecto, Bernal et al. ⁽⁹⁰⁾ referem que a cimentação das coroas com métodos adesivos contraria o efeito negativo da inclinação da LAC sobre a resistência à fractura. Este facto não foi confirmado no estudo actual, apesar de poder ser o elemento responsável pelo atenuar da relevância do efeito da LAC, pois os resultados da resistência só foram significativos estatisticamente para um nível de significância de 90%. Assim, a forma da LAC é um parâmetro importante para a obtenção de restaurações cerâmicas mais resistentes. Esta característica é definida exclusivamente pelo clínico, o qual deve prestar particular atenção à sua preparação na medida em que se torna responsável pelo desempenho clínico das restaurações.

O tipo de fractura macroscópica das coroas não foi alvo de particular análise. Contudo, ambos os tipos de coroas (em particular as In-Ceram®) fracturaram em duas partes mais ou menos simétricas e ao longo do sulco central, imediatamente por baixo do ponto de aplicação da haste de

carga. Esta observação sugere que, devido à forma da haste de carga, se produziu um efeito de corte, o qual poderia contribuir para a diminuição da resistência das coroas. Eventualmente, isto também poderá ser resultado da insuficiente espessura da subestrutura de alumina, pois, como refere McLaren ⁽¹²⁴⁾, a espessura mínima da subestrutura para restaurações posteriores deveria ser 0-7 mm e não os 0.5 mm usados neste estudo. São necessários mais estudos para esclarecer o efeito de cada um destes factores na resistência das coroas. De qualquer modo, os testes compressivos não são padronizados e por isso os resultados devem ser interpretados em função das condições de cada estudo, individualizando, na medida do possível, cada um dos factores.

6. Conclusões

A resistência à fractura compressiva de coroas cerâmicas IPS-Empress® e In-Ceram® com diferentes tipos de LAC (chanfro e ombro a 90° arredondado) foi comparada. Usaram-se pré-molares íntegros como controlo para comparação. Considerando as limitações deste estudo, puderam estabelecer-se as seguintes conclusões:

1. A resistência à fractura das coroas IPS-Empress (0.61 KN) e In-Ceram® (0.70 KN) não apresentou diferença estatisticamente significativa ($p=0.16$).
2. Os diversos grupos de coroas mostraram uma resistência à fractura semelhante (Grupo CC 0.68 KN; Grupo OE 0.69 KN; Grupo OC 0.72 KN; Grupo CE 0.53), estatisticamente não significativa ($p=0.12$).
3. Não houve um binómio Tipo de LAC/Material significativamente mais resistente do que outro.
4. A força de fractura dos dentes íntegros (Grupo IN 1.27 KN) foi significativamente superior ($p=0.0001$) à força de fractura de qualquer tipo de coroa.
5. As coroas IPS-Empress® e In-Ceram® aparentaram exibir uma resistência suficiente elevada para permitir a sua utilização clínica em restaurações anteriores e posteriores.
6. A resistência à fractura das coroas com LAC em ombro a 90° arredondado (0.70 KN) foi significativamente superior à das coroas com LAC em chanfro (0.60 KN) para um nível de significância de 90% ($p=0.96$).
7. A forma da LAC exerceu um papel determinante sobre a resistência à fractura das coroas cerâmicas.
8. As coroas cerâmicas protegeram a estrutura dentária dos efeitos nefastos das forças de carga e fracturaram antes de se produzir a fractura de qualquer dente.

Agradecimentos

O autor gostaria de agradecer ao Departamento de Engenharia Cerâmica e do Vidro da Universidade de Aveiro, em particular à Profª Doutora Margarida Almeida, toda a disponibilidade e empenho desde sempre demonstrada. Ao Prof. Doutor Victor Rodrigues pela sua inestimável ajuda na análise estatística dos resultados. Aos srs. Pedro Cavaco e Avelino dos Santos, técnicos de prótese, agradeço a colaboração e facilidades concedidas nos seus laboratórios para a realização dos espécimens de prova. À Vita Zahnfabrik e à Ivoclar o meu apreço pelos materiais cedidos gratuitamente para este estudo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- 1- van Noort R. Introduction to dental materials. Londres: Mosby, 1994.
- 2- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD: Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent, 1996; 75: 18-32.
- 3- History of Dentistry, Walter Hoffmann-Axthelm. Quintessence Publishing Co., 1981, Chicago.
- 4- Carvalho AS. História da Estomatologia, Dentes, Dentistas e Odontólogos. Rev. Port. Est., 1938, n.º 7, Jan.45-56.
- 5- Atlas a Color de Facetas de Porcelana. Freedman GA, McLaughlin GL. ESPAXS, S.A., 1991, Barcelona.
- 6- Giordano RA: Dental Ceramic Restorative Systems. Compendium, 1996;17: 779-794.
- 7- Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. 10th Edition. Philadelphia: W. B. Saunders Company, 1996.
- 8- Ogolnik R, Picard R, Denry I. Cahiers de Biomaterieus Dentaires – Cahier n.º 1: Matériaux minéraux. Paris: Masson S.A., 1992.
- 9- Craig RG (editor). Restorative Dental Materials. 9th Edition. St. Louis: Mosby, 1993.
- 10- Denry IL, Rosenstiel SF. Phase Transformations in Feldspathic Dental Porcelains. In: Fischman G, Clare A, Hench L (eds.). Bioceramics: Materials and Applications. Col. Ceramic Transactions. Vol. 48. Indianapolis: The American Ceramic Society, 1995: 149-156.
- 11- Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-Pressed Ceramics: Technology and Strength. Int J Prosthodont 1992; 5: 9-16.

* Segundo as normas do "International Committee of Medical Journal Editors" (grupo de Vancouver). Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals. Nordisk Medicin 1991; 106: 119-22.

- 12-** Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. Fundamentos de Prótese Fixa. Livraria Santos Editora, São Paulo, 1980.
- 13-** Anusavice KJ. Development and Testing of Ceramics for Dental Restorations. In: Fischman G, Clare A, Hench L (eds.). Bioceramics: Materials and Applications. Col. Ceramic Transactions. Vol. 48. Indianapolis: The American Ceramic Society, 1995: 101-124.
- 14-** McLean J. The Science and Art of Dental Ceramics. Operative Dentistry, 1991; 16: 149-156.
- 15-** Wall JG, Cipra DL. Alternative Crowns Systems: Is the Metal-Ceramic Always the Restoration of Choice?. Dental Clinics of North America 1992; 36: 765-782.
- 16-** Rosenblum MA, Schulman A . A Review of All-Ceramic Restorations. JADA 1997; 128: 297-307.
- 17-** Banks RG. Conservative posterior ceramic restorations: A literature review. J Prosthet Dent 1990; 63: 619-626.
- 18-** Andersson M, Odén A . A new all-ceramic crown: A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. Acta Odontol Scand 1993; 51: 59-64.
- 19-** Wohlwend A, Strub JR, Schärer P. Metal Ceramic and All-Porcelain Restorations: Current Considerations. Int J Prosthodont 1989; 2: 13-26.
- 20-** Sozio RB, Riley EJ. The shrink-free ceramic crown. J Prosthet Dent 1983; 49: 182-187.
- 21-** McLean JW, Sced IR. The bonded alumina crown. 1. The bonding of platinum to aluminous dental porcelain using tin oxide coatings. Australian Dental J 1976; 21: 119-127.
- 22-** Sced RI, McLean JW, Hotz P. The Strengthening of Aluminous Porcelain with Bonded Platinum Foils. J Dent Res 1977; 56: 1067-1069.
- 23-** McLean JW. High-Alumina Ceramics for Bridge Pontic Construction. British Dental J 1967; 123: 571-577.
- 24-** Qualtrough AJE, Piddock V. Ceramics update. J Dent 1997; 25: 91-95.

- 25-** Perelmuter S. Le Concept “In-Ceram” – Onlays, facettes, couronnes et bridges céramiques sans support métallique. Paris: Éditions CdP, 1993.
- 26-** Pröbster L, Diehl J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence Int* 1992; 23: 25-31.
- 27-** Morin F, Daniel X, Valentin C-M. Le Slip Casting: Conception et mise en oeuvre. *Les Cahiers de Prothèse* 1990; 70: 18-30.
- 28-** Bourrelly G, Prasad A . Le procédé Optec hsp: concepts et mise en oeuvre au laboratoire. *Les Cahiers de Prothèse* 1989; 68: 92-103.
- 29-** Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 145-50.
- 30-** Adair PJ, Grossman DG. The Castable Ceramic Crown. *Int J Periodont & Rest Dent* 1984; 2: 32-41.
- 31-** Lacy AM. Ceramics in Restorative Dentistry – Past, Present and Future. In: Fischman G, Clare A, Hench L (eds.). *Bioceramics: Materials and Applications*. Col. Ceramic Transactions. Vol. 48. Indianapolis: The American Ceramic Society, 1995: 35-41.
- 32-** Roulet J-F, Herder S. *Bonded Ceramic Inlays*. Chicago: Quintessence Publishing Co., 1991.
- 33-** Mörmann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations: Dental CAD-CIM. *Quintessence Int* 1996; 27: 821-828.
- 34-** Rinke S, Hüls A, Jahn L. Marginal Accuracy and Fracture Strength of Conventional and Copy-Milled All-Ceramic Crowns. *Int J Prosthodont* 1995; 8: 303-310.
- 35-** Rimmer SE; Mellor AC. Patients`perceptions of esthetics and technical quality in crowns and fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996; 27: 155-162.
- 36-** McLean JW, Sced IR. Bonding of Dental Porcelain to Metal. II. The Base-Metal Alloy/Porcelain Bond. *Brit. Dent. J.*1972; 235-238.

- 37-** Campbell SD. A comparative strength study of metal ceramic and all-ceramic esthetic materials: Modulus of rupture. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 476-9.
- 38-** Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJR. The transverse strength, reliability and microstructural features of four dental ceramics – Part I. *J Dent* 1997; 25: 399-407.
- 39-** Anusavice KJ, Lee RB. Effect of Firing Temperature and Water Exposure on Crack Propagation in Unglazed Porcelain. *J Dent Res* 1989; 68: 1075-1081.
- 40-** George LA, Eichmiller FC. In: Fischman G, Clare A, Hench L (eds.). *Bioceramics: Materials and Applications*. Col. Ceramic Transactions. Vol. 48. Indianapolis: The American Ceramic Society, 1995: 157-172.
- 41-** Campbell SD, Kelly JR. The Influence of Surface Preparation on the Strength and Surface Microstructure of a Cast Dental Ceramic. *Int J Prosthodont* 1989; 2: 459-466.
- 42-** Campbell SD. Evaluation of surface roughness and polishing techniques for new ceramic materials. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 563-568.
- 43-** Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 859-865.
- 44-** Rosenstiel SF, Porter SS. Apparent fracture toughness of dental porcelain with a metal substructure. *Dent Mater* 1988; 4: 187-190.
- 45-** Chiche GJ, Pinault A . *Estética em próteses Fixas Anteriores*. 1ª Edição. São Paulo: Quintessence Editora Ltda., 1996.
- 46-** Chiche G, Pinault A . Données actuelles sur la réduction de l'infrastructure métallique de la couronne céramo-métallique unitaire. *Actualités Odonto-Stomatologiques* 1988; 164: 791-810.
- 47-** Hung SH, Hung K-S, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 26-31.
- 48-** Vahidi F, Egloff ET, Panno FV. Evaluation of marginal adaptation of all-ceramic crowns and metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 426-431.

- 49-** Wilson PR, Goodkind RJ, Sakaguchi R. Deformation of crowns during cementation. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 601-609.
- 50-** Kappert HF, Knode H. In-Ceram: Testing a new ceramic material. *QDT* 1993; 87-97.
- 51-** Pröbster L. Compressive Strength of Two Modern All-Ceramic Crowns. *Int J Prosthodont* 1992; 5: 409-414.
- 52-** Miller Amp, Long J, Miller B, Cole J. Comparison of the fracture strengths of ceramometal crowns versus several all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 38-41.
- 53-** Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD. Resistance to Fracture of Metal Ceramic and All-Ceramic Crowns. *Int J Prosthodont* 1994; 7: 149-154.
- 54-** Brukl CE, Ocampo RR. Compressive strengths of a new foil and porcelain-fused-to-metal crowns. *J Prosthet Dent* 1987; 57: 404-410.
- 55-** Josephson BA, Schulman A, Dunn ZA, Hurwitz W. A compressive strength study of complete ceramic crowns. Part II. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 388-391.
- 56-** Tanaka A Fabrication of a bridge using the Sunrise Metal Ceramics System. *QDT Yearbook* 1989; 87-94.
- 57-** Schaerer P, Sato T, Wohlwend A. A comparison of the marginal fit of three cast ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 1988; 59: 534-542.
- 58-** Vrijhoef MMA, Spanauf AJ, Renggli HH. Axial strengths of foil, all-ceramic and PFM molar crowns. *Dent Mater* 1988; 4: 15-19.
- 59-** Castellani D. Differential Treatment Planning for the Single Anterior Crown. *Int J Periodont Rest Dent* 1990; 10: 230-241.
- 60-** Sherrill CA, O'Brien WJ. Transverse Strength of Aluminous and Feldspathic Porcelain. *J Dent Res* 1974; 53: 683-690.
- 61-** Sarkar NK, Jeansonne EE. Strengthening mechanism of bonded alumina crowns. *J Prosthet Dent* 1981; 45: 95-102.

- 62-** Munoz CA, Goodacre CJ, Moore BK, Dykema RW. A comparative study of the strength of aluminous porcelain jacket crowns constructed with the conventional and twin foil technique. *J Prosthet Dent* 1982; 48: 271-281.
- 63-** Brukl CE, Philip GK. The fit of molded all-ceramic, twin foil, and conventional crowns. *J Prosthet Dent* 1987; 58: 408-413.
- 64-** Schroeder A, Sutter F, Krekeler G. *Implantologia Oral*. Madrid: Editorial Médica Panamericana, S.A. 1993.
- 65-** Chai J, McGivney GP, Munoz CA, Rubenstein JE. A multicenter longitudinal clinical trial of a new system for restorations. *J Prosthet Dent* 1997; 77: 1-11.
- 66-** Andersson M, Razzoog ME, Odén A, Hegenbarth EA, Lang BR. PROCERA: A new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int* 1998; 29: 285-296.
- 67-** Lövgren R, Andersson B, Bergqvist S, Carlsson GE, Ekström P-F, Ödman P, Sundqvist B. Clinical evaluation of ceramic veneered titanium restorations according to the Procera technique. *Swed Dent J* 1997; 21: 1-10.
- 68-** Morena R, Lockwood PE, Fairhurst CW. Fracture toughness of commercial dental porcelains. *Dent Mater* 1986; 2: 58-62.
- 69-** White SN, Caputo AA, Vidjak FMA, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater* 1994; 10: 52-58.
- 70-** Seghi RR, Daher T, Caputo A.. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dent Mater* 1990; 6: 181-184.
- 71-** Yoshinari M, Dérand T. Fracture Strength of All-Ceramic Crowns. *Int J Prosthodont* 1994; 7: 329-338.
- 72-** Dickinson AJG, Moore BK, Harris RK, Dykema RW. A comparative study of the strength of aluminous porcelain and all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 297-304.

- 73-** Castellani D, Baccetti T, Clauser C, Bernardini UB. Thermal distortion of different materials in crown construction. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 360-366.
- 74-** Sozio RB, Riley EJ. Shrink-Free Ceramic. *Dental Clinics North America* 1985; 29: 705-717.
- 75-** Abbate MF, Tjan AHL, Fox WM. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 527-531.
- 76-** Campbell SD, Sozio RB. Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1988;59: 301-306.
- 77-** Davis DR. Comparison of fit of two types of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1988; 59: 12-16.
- 78-** Lehner CR, Schärer P. All-ceramic crowns. *Prosthodontics and Endodontics* 1992; 45-52.
- 79-** Kelly JR, Giordano R, Pober R, Cima MJ. Fracture Surface Analysis of Dental Ceramics: Clinically Failed Restorations. *Int J Prosthodont* 1990; 3: 430-440.
- 80-** Grossman DG. Cast Glass Ceramics. *Dental Clinics North America* 1985; 29: 725-739.
- 81-** Malament KA, Grossman DG. The cast glass-ceramic restoration. *J Prosthet Dent* 1987; 57: 674-683.
- 82-** Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent* 1995; 73: 411-418.
- 83-** Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF. Fracture Surface Characterization of Clinically Failed All-ceramic Crowns. *J Dent Res* 1994; 73: 1824-1832.
- 84-** Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 536-541.
- 85-** Yen T-WY, Blackman RB, Baez RJ. Effect of acid etching on the flexural strength of a feldspathic porcelain and a castable glass ceramic. *J Prosthet Dent* 1993; 70: 224-233.

- 86- Bailey LF, Bennett RJ. Dicor® Surface Treatments for Enhanced Bonding. *J Dent Res* 1988; 67: 925-931.
- 87- McInnes-Ledoux PM, Ledoux WR, Weinberg R. A Bond Strength Study of Luted Castable Ceramic Restorations. *J Dent Res* 1989; 68: 823-825.
- 88- Tjan AHL, Nemetz H. A Comparison of the Shear Bond Strength Between Two Composite Resins and Two Etched Ceramic Materials. *Int J Prosthodont* 1988; 1: 73-79.
- 89- Thompson JY, Anusavice KJ. Effect of Surface Etching on the Flexural Strength and Fracture Toughness of Dicor® Disks Containing Controlled Flaws. *J Dent Res* 1994; 73: 505-510.
- 90- Bernal G, Jones RM, Brown DT, Munoz CA, Goodacre CJ. The Effect of Finish Line Form and Luting Agent on the Breaking Strength of Dicor Crowns. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 286-290.
- 91- McCormick JT, Rowland W, Shillingburg HT, Duncanson MG. Effect of luting media on the compressive strengths of two types of all-ceramic crown. *Quintessence Int* 1993; 24: 405-408.
- 92- Mak M, Qualtrough AJE, Burke FJT. The effect of different ceramic materials on the fracture resistance of dentin-bonded crowns. *Quintessence Int* 1997; 28: 197-203.
- 93- Lim CC, Ironside JG. Grit blasting and the marginal accuracy of two ceramic veneer systems – a pilot study. *J Prosthet Dent* 1997; 77: 359-364.
- 94- Geller W, Kwiatkowski SJ. The Willi's Glas Crown: A New Solution in the Dark and Shadowed Zones of Esthetic Porcelain Restorations. *Quintessence Dent Tech* 1987;11: 233-242.
- 95- Campbell SD. Esthetic Modification of Cast Dental-Ceramic Restorations. *Int J Prosthodont* 1990; 3: 123-129.
- 96- Ramp MH, Suzuki S, Cox CF, Lacefield WR, Koth DL. Evaluation of wear: Enamel opposing three ceramic materials and a gold alloy. *J Prosthet Dent* 1997; 77: 523-530.
- 97- Tidehag P, Gunne J. A 2-Year Clinical Follow-up Study of IPS-Empress Ceramic Inlays. *Int J Prosthodont* 1995; 8: 456-460.

- 98-** Nash RW. Strength, Anatomic Adaptation, and Aesthetics of a New All-Ceramic Restorative. *PP&A The Cosmetic Dentistry Edition* 1996; 8: 309-311.
- 99-** Denry IL, Holloway JA. Thermal Stability and Percent Crystallinity of a Heat-Pressed Dental Ceramic. (24th Annual Meeting of the Society For Biomaterials Abstrac). 1998.
- 100-** Schäffer H, Zobler C. Complete restoration with resin-bonded porcelain inlays. *Quintessence Int* 1991; 22: 87-93.
- 101-** Burke FJT. The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. *Quintessence Int* 1995; 26: 293-300.
- 102-** Molin M, Karlsson S. The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems. *Acta Odontol Scand* 1993; 51: 201-206.
- 103-** Gemalmaz D, Özcan M, Yoruç AB, Alkumru HN. Marginal adaptation of a sintered ceramic inlay system before and after cementation. *Journal of Oral Rehabilitation* 1997; 24: 646-651.
- 104-** van Dijken JWV, Höglund-Åberg C, Olofsson A-L. Fired ceramic inlays: a 6-year follow up. *J Dent* 1998; 26: 219-225.
- 105-** Pröbster L. Survival Rate of In-Ceram Restorations. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 259-263.
- 106-** Mörmann WH, Schug J. Grinding Precision and Accuracy of Fit of Cerec 2 CAD-CIM inlays. *JADA* 1997; 128: 47-53.
- 107-** Berg NG, Dérand T. A 5-year evaluation of ceramic inlays (Cerec). *Swed Dent J* 1997; 21: 121-127.
- 108-** Rinke S, Hüls A. Copy-milled aluminous core ceramic crowns: A clinical report. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 343-346.
- 109-** Wolf WD, Francis LF. Colloidal and Thermal Processing Variables for Alumina Glass Dental Composites. In: Fischman G, Clare A, Hench L (eds.). *Bioceramics: Materials and Applications*. Col. Ceramic Transactions. Vol. 48. Indianapolis: The American Ceramic Society, 1995: 156-161.

- 110-** Koidis PT, Schroeder K, Johnston W, Campagni W. Color consistency, plaque accumulation, and external marginal surface characteristics of the collarless metal-ceramic restoration. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 391-400.
- 111-** Anusavice KJ, Zhang N-Z. Chemical durability of Dicor® and lithia-based glass-ceramics. *Dent Mater* 1997; 13: 13-19.
- 112-** Piddock V, Qualtrough AJE, Brough I. Effect of an ion-exchange paste on the strength and chemistry of some dental porcelains. *QDT* 1993: 79-83.
- 113-** Denry IL, Rosenstiel SF, Holloway JA, Niemiec MS. Enhanced Chemical Strengthening of Feldspathic Dental Porcelain. *J Dent Res* 1993; 72: 1429-1433.
- 114-** O'Brien WJ, Groh CL, Boenke KM, Mora GP, Tien T-Y. The strengthening mechanism of a magnesia core ceramic. *Dent Mater* 1993; 9: 242-245.
- 115-** Manual de Instruções IPS-Empress. Ivoclar, Schaan, Liechtenstein. 1997.
- 116-** Pröbster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P. *In vitro* evaluation of a glass-ceramic restorative material. *Journal of Oral Rehabilitation* 1997; 24: 636-645.
- 117-** Üçtaslı S, Wilson HJ, Unterbrink G, Zaimoglu A.. The strength of a heat-pressed all-ceramic restorative material. *Journal of Oral Rehabilitation* 1996; 23: 257-261.
- 118-** Üçtaslı S, Wilson HJ. Influence of layer and stain firing on the fracture strength of heat-pressed ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation* 1996; 23: 170-174.
- 119-** Cattell MJ, Clarke RL, Lynch JR. The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics – Part II. *J Dent* 1997; 25: 409-414.
- 120-** Canay RS, Hersek NE, Uzun G, Ercan MT. Autoradiographic determination of marginal leakage of a pressed glass ceramic inlay. *Journal of Oral Rehabilitation* 1997; 24: 705-708.
- 121-** Krejci I, Krejci D, Lutz F. Clinical evaluation of a new pressed glass ceramic inlay material over 1.5 years. *Quintessence Int* 1992; 23: 181-186.

- 122-** Fradeani M, Aquilano A, Bassein L. Longitudinal study of pressed glass-ceramic inlays for four and a half years. *J Prosthet Dent* 1997; 78: 346-353.
- 123-** Campbell SD, Pelletier LB, Pober RL, Giordano RA. Dimensional and formation analysis of a restorative ceramic and how it works. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 332-340.
- 124-** McLaren EA. All-Ceramic Alternatives to Conventional Metal-Ceramic Restorations. *Compendium* 1998; 19: 307-326.
- 125-** Manual de Instruções In-Ceram® Vita®. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha. 1998.
- 126-** Kern M, Thompson van P. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: Adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent* 1995; 73: 240-249.
- 127-** Kern M, Fechtig T, Strub JR. Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 251-256.
- 128-** Wood DJ, Bubb NL, Millar BJ, Dunne SM. Preliminary investigation of a novel retentive system for hydrofluoric acid etch-resistant dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1997; 78: 275-280.
- 129-** Sadoun M, Asmussen E. Bonding of resin cements to an aluminous ceramic: A new surface treatment. *Dent Mater* 1994; 10: 185-189.
- 130-** Kern M, Thompson van P. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: Volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 453-461.
- 131-** Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. *In vitro* marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 585-590.
- 132-** Scotti R, Catapano S, D'Elia A.. A Clinical Evaluation of In-Ceram Crowns. *Int J Prosthodont* 1995; 8: 320-323.
- 133-** Pröbster L. Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. *Journal of Oral Rehabilitation* 1996; 23: 147-151.

- 134-** Kern M, Schwarzbach W, Strub JR. Stability of All-Porcelain, Resin-Bonded Fixed Restorations With Different Desings: An *In vitro* Study. *Int J Prosthodont* 1992; 5: 108-113.
- 135-** Trushkowsky RD. Replacement of congenitally missing lateral incisors with ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1995; 73: 12-16.
- 136-** Scherrer SS, Rijk WG. The Effect of Crown Length on the Fracture Resistance of Posterior Porcelain and Glass-Ceramic Crowns. *Int J Prosthodont* 1992; 5: 550-557.
- 137-** Broderson SP. Complete-crown and partial-coverage tooth preparation designs for bonded cast ceramic restorations. *Quintessence Int*; 25: 535-539.
- 138-** Argue JE. The preparation of teeth for porcelain jacket crowns. *JADA* 1930; Julho: 1259-1270.
- 139-** Oppice HW. A résumé of ideas on porcelain jacket crown preparations. *JADA* 1934; Junho: 1030-1038.
- 140-** Lehman ML, Hampson EL. A Study of Strain Patterns in Jacket Crowns on Anterior Teeth Resulting from Different Tooth Preparations. *Brit Dent J* 1962; 20: 337-345.
- 141-** Walton CB, Leven MM. A preliminary report of photoelastic tests of strain patterns within jacket crowns. *JADA* 1955; 50: 44-48.
- 142-** Dérand T. Effect of variation of the shape of the core on stresses in a loaded model of a porcelain crown. *Odont. Revy* 1974; 25: 11-26.
- 143-** Dérand T. Analysis of stresses in loaded models of porcelain crowns. *Odont. Revy* 1974; 25: 189-206.
- 144-** Dérand T. The importance of an even shoulder preparation in porcelain crowns. *Odont. Revy* 1972; 23: 305-314.
- 145-** El-Ebrashi MK, Craig RG, Peyton FA. Experimental stress analysis of dental restorations. Part IV. The concept of parallelism of axial walls. *J Prosthet Dent* 1969; 22: 346-353.

- 146-** Farah JW, Craig RG. Stress Analysis of Three Marginal Configurations of Full Posterior Crowns by Three-Dimensional Photoelasticity. *J Dent Res* 1974; 53: 1219-1225.
- 147-** El-Ebrashi MK, Craig RG, Peyton FA. Experimental stress analysis of dental restorations. Part III. The concept of the geometry of proximal margins. *J Prosthet Dent* 1969; 22: 333-345.
- 148-** Leempoel PJB, Lemmens LM, Snoek PA, van't Hof MA. The convergence angle of tooth preparations for complete crowns. *J Prosthet Dent* 1987; 58: 414-416.
- 149-** Sjögren G, Bergman M. Relationship between compressive strength and cervical shaping of all-ceramic Cerestore® crown. *Swed Dent J* 1987; 11: 147-152.
- 150-** Friedlander LD, Munoz CA, Goodacre CJ, Doyle MG, Moore BK.. The Effect of Tooth Preparation Design on the Breaking Strength of Dicor® Crowns: Part 1. *Int J Prosthodont* 1990; 3: 159-168.
- 151-** Doyle MG, Munoz CA, Goodacre CJ, Friedlander LD, Moore BK.. The Effect of Tooth Preparation Design on the Breaking Strength of Dicor® Crowns: Part 2. *Int J Prosthodont* 1990; 3: 241-248.
- 152-** Doyle MG, Goodacre CJ, Munoz CA, Andres CJ. The Effect of Tooth Preparation Design on the Breaking Strength of Dicor® Crowns: Part 3. *Int J Prosthodont* 1990; 3: 327-340.
- 153-** Burke FJT, Watts DC. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence Int* 1994; 25: 335-340.
- 154-** Scherrer SS, de Rijk WG. The Fracture Resistance of All-Ceramic Crowns on Supporting Structures With Different Elastic Moduli. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 462-467.

ÍNDICE

SUMÁRIO.....	1
PREFÁCIO.....	3
1ª PARTE	
SISTEMAS CERÂMICOS: Cerâmicas de Alumina Vitro-Infiltradas e Vitro-Cerâmicas com Cristais de Leucite	
1. História natural (Perspectiva Histórica das Cerâmicas)	5
2. Composição	11
3. Classificação	14
3.1. Temperatura de Fusão.....	14
3.2. Composição	14
3.2.1. Cerâmica feldspática	15
3.2.2. Cerâmica feldspática com alto teor de leucite	15
3.2.3. Cerâmica de alumina	15
3.2.4. Cerâmica feldspática aluminosa	15
3.2.5. Cerâmica de alumina vitro-infiltrada	16
3.2.6. Vitro-cerâmicas	16
3.3. Aplicação	17
3.4. Material da Subestrutura	17
3.5. Método de Processamento	18
3.5.1. Condensação e Sinterização	18
3.5.2. Moldagem e Ceramização	18
3.5.3. Moldagem por Termo-Pressão e Sinterização	19
3.5.4. Moldagem por Suspensão (“Slip-casting”), Sinterização e Infiltração	19
3.5.5. Assistido por Máquinas	20
4. Sistemas Cerâmicos	22
4.1. Sistemas Metallo-cerâmicos Convencionais	22
4.2. Sistemas Metallo-cerâmicos sem fundição	35
4.2.1. Sistema Captek®	35
4.2.2. Sistema Sunrise®	36
4.2.3. Sistema Renaissance®	37
4.2.4. Coroa Jacket sobre folha Pt gémea (Pt-twin foil crown)	39
4.2.5. Sistema Procera®	41
4.3. Coroa Jacket com núcleo de Alumina	43
4.4. Sistema Hi-Ceram®	46
4.5. Sistema Cerestore®	48
4.6. Sistema Procera AllCeram®	51
4.7. Sistemas Vitro-cerâmicos	55
4.7.1. Sistema Dicor®	55
4.7.2. Sistema Cerapearl®	61
4.7.3. Sistema IPS-Empress®	62
4.7.4. Sistema Optec OPC®	63
4.8. Sistemas sobre Modelos Refractários	64
4.8.1. Sistema Optec HSP®	64

4.8.2. Os Sistemas Mirage® e Duceram LFC®	65
4.9. Sistema In-Ceram®	65
4.10. Sistemas Cerâmicos Maquináveis ou para Fresagem	67
4.10.1. Cerâmicas para CAD-CAM/CIM	67
4.10.2. Cerâmicas para Fresagem por Reprodução	69
5. Propriedades	72
5.1. Abrasão e Dureza	72
5.2. Cor	74
5.3. Coeficiente de Expansão Térmica e Conductividade Térmica	77
5.4. Módulo de Elasticidade	78
5.5. Resistência à Flexão	79
5.6. Biocompatibilidade	80
6. Métodos de Reforço das Cerâmicas	82
6.1. Enamelização dos Metais	82
6.2. Desenvolvimento de Tensões Compressivas Residuais	83
6.3. Dispersão de Cristais	85
7. O Sistema IPS-Empress®	87
7.1. Composição e Microestrutura	87
7.2. Fase Laboratorial	88
7.3. Características Estruturais e Propriedades	92
7.4. Adaptação Marginal e Desempenho Clínico	95
7.5. Vantagens e Desvantagens	97
8. O Sistema In-Ceram®	100
8.1. Composição e Microestrutura	100
8.2. Fase Laboratorial	102
8.3. Características Estruturais e Propriedades	107
8.4. Adaptação Marginal e Desempenho Clínico	115
8.5. Vantagens e Desvantagens	118
2ª PARTE	
ESTUDO EXPERIMENTAL: A Influência de Diferentes Tipos de Preparação sobre a Resistência à Compressão de Coroas IPS-Empress® e In-Ceram®	
1. Resumo	122
2. Introdução e Objectivos	123
3. Materiais e Métodos	127
4. Resultados	132
5. Discussão	135
6. Conclusões	140
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	141